

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg



Fakultät für Informatik
Institut für Simulation und Graphik

**Illustrative Visualisierungstechniken zur
Unterstützung der präoperativen Planung von
chirurgischen Eingriffen**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

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

von: Dipl.-Ing. Christian Tietjen
geb. am 22. März 1976 in Bremen

Gutachter: Prof. Dr. Bernhard Preim
Prof. Dr. Dirk Bartz
Prof. Dr. Eduard Gröller

Magdeburg, den 11.08.2009

Tietjen, Christian (Dipl.-Ing.):

Illustrative Visualisierungstechniken zur Unterstützung der präoperativen Planung von chirurgischen Eingriffen

Dissertation, Otto-von-Guericke-Universität
Magdeburg, 11.08.2009.

Zusammenfassung

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Anwendung illustrativer Visualisierungstechniken zur Unterstützung der präoperativen Planung von chirurgischen Eingriffen. Hierzu werden relevante Arbeiten aus den Gebieten des Non-Photorealistic Rendering (NPR), der Informationsvisualisierung und der illustrativen Visualisierung untersucht und die vorgestellten Ansätze auf ihre Vor- und Nachteile hin untersucht.

Im Einzelnen werden hierzu Verfahren zur Darstellung mittels Silhouetten, Punktier-technik (Stippling) und Schraffurtechnik (Hatching) vorgestellt. Des Weiteren wird ein echtzeitfähiges Verfahren zur illustrativen Schattierung ganzer Szenen entwickelt. Um die chirurgischen Fragestellungen zu unterstützen und die generellen Nachteile von 3D- und schichtbasierten Visualisierungen auszubessern, wurden ebenfalls verschiedene Techniken entwickelt. Um der mangelnden Übersicht in Schichtdaten entgegenzuwirken, wird als Übersichtsdarstellung über alle Schichten der so genannte LIFTCHART vorgestellt. Des Weiteren werden verschiedene Techniken zur Lokalisierung von Zielstrukturen und zur Darstellung von Sicherheitsabständen um Strukturen entwickelt. Zur Sicherstellung der Sichtbarkeit einzelner Strukturen werden der Cut Away und der Section View verwendet.

Die in dieser Arbeit entwickelten Verfahren werden so konzipiert, dass sie zur Interventionsplanung im klinischen Alltag verwendet werden können. Hierbei wurde mit der HNO-Chirurgie des Universitätsklinikums Leipzig kooperiert. Es wurde eine Anwendung entwickelt, die direkt von HNO-Chirurgen zur präoperativen Planung genutzt werden kann. Diese Anwendung – der NECKSURGERYPLANNER (NSP) – wurde den HNO-Chirurgen zur Verfügung gestellt. Die Erfahrungen, die die Chirurgen beim täglichen Umgang mit den Visualisierungstechniken sammeln, können so genutzt werden, um die Techniken noch weiter zu verfeinern.

Danksagung

Zunächst möchte ich Prof. Bernhard Preim danken, der mir die Gelegenheit gab, bei ihm unter hervorragenden Bedingungen promovieren zu können. Des Weiteren bin ich einer erstaunlich großen Anzahl von Personen und Institutionen zu Dank verbunden.

Ich danke meinen Kollegen der Arbeitsgruppe Visualisierung, die alle zu dieser Arbeit beigetragen haben. Insbesondere möchte ich hier Konrad Mühler danken, der mit mir des METK aus der Wiege gehoben hat. Ich danke den Leuten von MeVis* für die vielen hilfreichen Beiträge in ihrem Forum und die Bereitstellung von MEVISLAB. Ich danke dem ICCAS und den klinischen Partnern am Universitätsklinikum Leipzig, allen voran Gero Strauß und Ilka Richter für ihre wertvollen Vorschläge. Ich danke der Deutschen Forschungsgemeinschaft, die diese Arbeit im Schwerpunktprogramm 1124 „Medizinische Navigation und Robotik“ finanziert hat. Ich danke meinen ehemaligen Diplomanden, die alle wesentlich zu dieser Arbeit beigetragen haben: Alexandra Baer, Christian Schulz, Rocco Gasteiger, Björn Meyer, Claudia Janke, Mathias Neugebauer und Roland Pfisterer. Ich danke meinen Eltern Horst und Ursula Tietjen, ohne die all dies nicht möglich gewesen wäre. Und ich danke meiner Freundin Sabine Hietzke, die ihren nachtschreibwütigen Freund in dem dreiviertel jährigen Ausnahmezustand unterstützt hat, so gut sie nur konnte.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Fragestellungen und Aufgaben	2
1.2	Ergebnisse und Beitrag der Arbeit	3
1.3	Aufbau der Arbeit	4
2	Grundlagen zur illustrativen Visualisierung	7
2.1	Visuelle Wahrnehmung	7
2.1.1	Präattentive und attentive Wahrnehmung	8
2.1.2	Trennung von Objekt und Hintergrund	8
2.1.3	Räumliche Formwahrnehmung	9
2.2	Visualisierung in medizinischen Lehrbüchern	10
2.2.1	Darstellungstechniken	11
2.2.2	Schattierungstechniken	13
2.3	Geometrische Grundlagen	15
2.3.1	Konnektivitätsinformationen	15
2.3.2	Konvexe Hülle in 3D	16
2.3.3	Kleinster umschließender Kreis einer 2D-Punktmenge	17
2.3.4	Abstandsberechnung zwischen konkaven Strukturen	17
2.3.5	Hauptachsenbestimmung & Maximaler Durchmesser	18
2.4	Krümmungsapproximation auf diskreten Oberflächen	19
2.4.1	Mathematische Grundlagen	19
2.4.2	Verfahren zur Krümmungsapproximation	21
2.4.3	Optimierung des Krümmungsfeldes	26
2.5	Remeshing, Parametrisierung & Texturierung von Oberflächen	26
2.5.1	Remeshing	26
2.5.2	Parametrisierung von Oberflächen	27
2.5.3	Texturierung von Oberflächen	29
2.6	Korrektes Rendering transparenter Polygonnetze	30
2.6.1	CPU-basierte Verfahren	31
2.6.2	GPU-basierte Verfahren	32
2.7	Zusammenfassung	33
3	Vom Non-Photorealistic Rendering zur illustrativen medizinischen Visualisierung	35
3.1	Non-Photorealistic Rendering Techniken	36
3.1.1	Linienhafte Darstellung	36

3.1.2	Punktierttechnik (Stippling)	39
3.1.3	Schraffurtechnik (Hatching)	41
3.1.4	Illustrative Beleuchtung und Bildoptimierung	43
3.2	Illustrative Rendering-Techniken	45
3.2.1	Smart Visibility Techniken	45
3.2.2	Lokalisierung & Übersichtsdarstellungen	47
3.3	Illustrative medizinische Visualisierung	47
3.3.1	Lern- und Autorensysteme zur medizinischen Visualisierung . .	48
3.3.2	Spezielle Visualisierungstechniken zur Interventionsplanung . .	49
3.3.3	Schichtbasierte Illustration	51
3.4	Zusammenfassung	51
4	Non-Photorealistic Rendering-Techniken	53
4.1	Anforderungsanalyse	53
4.2	Art und Umsetzung der linienhaften Darstellung	54
4.3	Punktierttechnik (Stippling)	55
4.3.1	Aufbau des texturbasierten Stippling-Algorithmus	56
4.3.2	Parametrisierung der Oberfläche	56
4.3.3	Texturierung der Oberfläche	58
4.3.4	Berechnung der MultiCube-Kantenlänge	60
4.4	Schraffurtechnik (Hatching)	61
4.4.1	Verfahren zur Krümmungsbestimmung	62
4.4.2	Generierung der modellbasierten Vorzugsrichtung	65
4.4.3	Kombination der krümmungs- und modellbasierten Vektorfelder	66
4.4.4	Parametrisierung und Texturierung der Oberfläche	67
4.5	Illustrative Beleuchtung und Bildoptimierung	69
4.5.1	Nachbildung der Schattierungstechniken	70
4.5.2	Parametereinstellung und deren Simplifizierung	73
4.6	Ergebnisse und technische Validierung	77
4.6.1	Linienhafte Darstellung	77
4.6.2	Punktierttechnik (Stippling)	78
4.6.3	Schraffur (Hatching)	80
4.6.4	Illustrative Beleuchtung und Bildoptimierung	82
4.7	Zusammenfassung	83
5	Illustrative Rendering-Techniken	85
5.1	Anforderungsanalyse	85
5.2	Smart Visibility Techniken	86
5.2.1	Distanzbasierte Transparenz	87
5.2.2	Cut Away	87
5.2.3	Section View	89
5.3	Schichtbasierte Illustrationstechniken	90
5.3.1	Graphische Übersicht	91
5.3.2	Lokalisation von Zielstrukturen	94

5.4	Einschätzung von Sicherheitsabständen & Größenverhältnissen	95
5.4.1	Sicherheitsabstände	96
5.4.2	Einschätzung von Größenverhältnissen	98
5.5	Ergebnisse und technische Validierung	99
5.5.1	Smart Visibility Techniken	100
5.5.2	Schichtbasierte Illustrationstechniken	101
5.5.3	Einschätzung von Sicherheitsabständen & Größenverhältnissen	103
5.6	Zusammenfassung	104
6	Illustrative medizinische Visualisierung: Eine Fallstudie	107
6.1	Halslymphknotenausräumung (Neck Dissection)	107
6.1.1	Anatomischer Aufbau des Halses	108
6.1.2	Datenakquisition	109
6.1.3	TNM-Klassifizierung	110
6.1.4	Arten der Neck Dissection	112
6.1.5	Klassische Planung	113
6.1.6	Zusammenfassung	115
6.2	Voraussetzungen für die computergestützte Planung	115
6.2.1	Datenaufbereitung	115
6.2.2	Anforderungsanalyse	116
6.3	Unterstützung der chirurgischen Fragestellungen	118
6.4	Design und Realisierung der computergestützten Planung	119
6.4.1	Design des Software-Assistenten	119
6.4.2	Praktische Umsetzung des Designs	120
6.4.3	Grundsätzliche Umsetzung der 3D-Visualisierung	124
6.5	Angewendete Visualisierungstechniken	127
6.5.1	Allgemeine Visualisierungsparameter	127
6.5.2	Non-Photorealistic Rendering-Techniken	127
6.5.3	Illustrative Rendering Techniken	128
6.5.4	Spezielle Visualisierungstechniken zur Interventionsplanung . .	129
6.6	Demonstration anhand eines Fallbeispiels	130
6.6.1	Wizard zur semi-automatischen TNM-Klassifizierung	130
6.6.2	Wahl der Neck Dissection	131
6.6.3	Vorstellung beim Tumor-Board	132
6.7	Ergebnisse und klinische Evaluierung	133
6.7.1	Einfluss der Visualisierungsformen	134
6.7.2	Evaluation des NSP in der Kopf- und Halschirurgie	135
6.8	Zusammenfassung	135
7	Zusammenfassung & Ausblick	137
7.1	Laufende Arbeiten	138
7.2	Kritische Anmerkungen & Ausblick	138
	Literaturverzeichnis	141

1 Einleitung

Für komplexe chirurgische Eingriffe – wie Halslymphknotenausräumungen, Leberlebendspenden oder komplexe Operationen im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie – ist eine computergestützte Interventionsplanung förderlich. Diese kann dazu dienen, die Operabilität des Patienten bestimmen zu können, eine geeignete Operationsstrategie zu wählen oder die Operation selbst zu beschleunigen. Im klinischen Alltag entscheidet der Chirurg die Operationsstrategie anhand der Sichtung der akquirierten Schichtdaten und des Befundes, welcher vom Radiologen angefertigt wurde. Radiologen sind dabei in der räumlichen Vorstellung auf Basis von tomographischen Schichtdaten sehr gut geschult. Der Chirurg erhält momentan die gleichen 2D-Bilder um die operativen Eingriffe zu planen.

Die Übertragung der Erkenntnisse aus den Schichtdaten auf die intraoperative Realität ist insbesondere bei komplexen Eingriffen nicht immer einfach. Eine dreidimensionale Aufbereitung der Daten könnte hier Abhilfe schaffen. Entgegen der allgemeinen Annahme sind 3D-Visualisierungen zur Auswertung tomographischer Daten jedoch kaum verbreitet [HERTEL et al., 2005a, 2006a]. Dies mag zum einen an dem höheren Aufwand zur Aufarbeitung der Daten liegen. Zum anderen sind 3D-Visualisierungen aber auch nur bedingt zur visuellen Aufbereitung komplexer anatomischer Verhältnisse geeignet und Gegenstand aktueller Forschung [KRÜGER et al., 2008; RAUTEK et al., 2008; RIEDER et al., 2008]. Es kommt vor, dass Operationen abgebrochen werden müssen, weil die Operabilität des Patienten falsch eingeschätzt wurde. Aussagekräftigere Visualisierungen über die patientenindividuelle Anatomie können dies teilweise verhindern.

Während 3D-Visualisierungen einen schnellen Überblick der räumlichen Zusammenhänge gewährleisten, ermöglichen schichtbasierte Visualisierungen eine detaillierte Analyse der zugrunde liegenden Daten. Nicht zuletzt deswegen sind schichtbasierte Visualisierungen noch immer die bevorzugte Methode zur Sichtung der Daten. Daher müssen verbesserte Visualisierungstechniken für beide Formen der Darstellung entworfen werden.

Illustrative Visualisierungstechniken haben sich als hilfreich erwiesen, um die Wahrnehmung von komplexen räumlichen Verhältnissen zu unterstützen [WARE, 2004; BAIR & HOUSE, 2007]. Mit Hilfe der illustrativen Visualisierungstechniken können zudem pathologische Strukturen besonders hervorgehoben und Kontextstrukturen angemessen ausgeblendet werden. Ziel dieser Arbeit ist es, illustrative Visualisierungstechniken für die Darstellung patientenindividueller Daten zu entwickeln und zu erproben.

Am meisten ausgereift ist die medizinische Visualisierung bis heute in medizinischen Lehrbüchern. Aus diesem Grund wurden die in diesen Lehrbüchern verwendeten illustrativen Darstellungstechniken genau analysiert. Dabei hat sich jedoch gezeigt, dass weitere Techniken benötigt werden, die direkt auf die chirurgischen Fragestellungen zugeschnitten sind. So spielt z.B. die Darstellung von Sicherheitsabständen in medizinischen Lehrbü-

1 Einleitung

chern keine gesonderte Rolle. Bei der Planung einer Leberresektion etwa muss geklärt werden, welche Teile des versorgenden Gefäßsystems vom Tumor infiltriert werden. Dabei muss ein gewisser Sicherheitsrand um den Tumor mit reseziert werden. Die Operabilität des Patienten hängt dabei davon ab, welche Versorgungsgebiete der Leber bei einer Resektion des Tumors mit ausfallen würden. Auch die konkrete Wahl der operativen Strategie einer Halslymphknotenausräumung (Neck Dissection) hängt von einer Vielzahl von Faktoren ab. Es muss u.a. betrachtet werden, wie viele vergrößerte Lymphknoten vorhanden sind, wie groß diese im Einzelnen sind und welche umliegenden Strukturen von ihnen möglicherweise infiltriert werden. Bei einer Infiltration in die *Vena jugularis* hängt die Operabilität davon ab, ob sich das Gefäß noch rekonstruieren lässt, bei einer Infiltration in die *Arteria carotis interna* ist der Patient nicht mehr operabel. Problematisch ist hierbei die korrekte Beurteilung von räumlichen Verhältnissen (Entfernung und Größe) und eine mangelnde Übersicht bzw. die Gefahr, wichtige Strukturen oder Gegebenheiten zu übersehen.

Daher werden relevante Arbeiten aus verschiedenen Gebieten der Visualisierung aufgegriffen. Im Bereich des Non-Photorealistic Rendering (NPR), der Informationsvisualisierung und der illustrativen Visualisierung wird der aktuelle Stand der Forschung untersucht und die vorgestellten Ansätze auf ihre Vor- und Nachteile hin untersucht. Zum einen wird untersucht, ob die Illustrationen aus medizinischen Lehrbüchern mithilfe dieser Visualisierungstechniken nachgebildet werden können. Die handgezeichneten Illustrationen wurden jedoch nur für eine einzige Ansicht optimiert. Bei der Übertragung auf interaktive 3D-Visualisierungen ergeben sich jedoch zusätzliche Anforderungen an die verwendeten Visualisierungstechniken, für die Lösungsansätze vorgeschlagen werden. Zum anderen werden aus den untersuchten Visualisierungstechniken neue Ansätze abgeleitet, um die Klärung chirurgischer Fragestellungen besser unterstützen zu können.

1.1 Fragestellungen und Aufgaben

Die in dieser Arbeit entwickelten Verfahren werden so konzipiert, dass sie zur Interventionsplanung im klinischen Alltag verwendet werden können. In der Interventionsplanung müssen patientenspezifische Datensätze verwendet werden. Diese zeichnen sich im Gegensatz zum Visible Human-Datensatz durch ein relativ schlechtes Signal-Rausch-Verhalten und einen hohen Schichtabstand aus. Hierdurch weisen die Isooberflächen nach der Extrahierung hoch- und niederfrequentes Rauschen auf. Das hochfrequente Rauschen entsteht durch die Extrahierung der Oberflächen aus binären Segmentierungsmasken, das Niederfrequente durch die geringere Auflösung der Schichten zueinander. Außerdem entstehen durch eine anschließende Glättung der Oberfläche auch unerwünschte Features, die sich nur schwer von echten Features diskriminieren lassen.

Um die Techniken in der klinischen Routine-Anwendung verwenden zu können, müssen sie daher verschiedenen Anforderungen genügen:

- Die interaktiven Visualisierungen können nur dann sinnvoll betrachtet werden, wenn die Frame-Raten eine interaktive, oder besser echtzeitfähige Visualisierung

ermöglichen. Wichtig ist hierbei auch die Gewährleistung der Frame-Kohärenz, d.h. verwendete Texturen oder Grafikprimitive dürfen nicht auf der Oberfläche der anatomischen Strukturen wandern oder umherspringen.

- Die Algorithmen müssen mit zum Teil sehr großen, verrauschten Modellen arbeiten können um sinnvolle Ergebnisse zu liefern.
- Die Chirurgen betrachten die Modelle in der späteren klinischen Anwendung aus geringer Entfernung, um die Lagebeziehungen zwischen den Objekten besser beurteilen zu können. Deshalb müssen die illustrativen Verfahren in der Lage sein, eine sehr gute Detailauflösung produzieren zu können.
- Die Parametrisierung der Verfahren muss automatisch ablaufen, d.h. es sollte kein zusätzlicher Aufwand auf Seiten des Endanwenders (des Arztes) entstehen.
- Die Techniken müssen zur Laufzeit möglichst wenig Ressourcen verbrauchen (Speicher, CPU und GPU).

Schlussendlich ist es wesentlich, Visualisierungen zu erzeugen, die nicht nur „interessant“ aussehen, sondern direkte Relevanz für die Auswahl der chirurgischen Strategie haben. Die Verbesserung der Entscheidungsfindung ist das ultimative Kriterium für die zu entwickelnden Visualisierungs- und Interaktionstechniken.

1.2 Ergebnisse und Beitrag der Arbeit

Um unter Aspekten der visuellen Wahrnehmung eine optimale Darstellung der anatomischen Strukturen zu ermöglichen, wurden die wesentlichen Visualisierungstechniken aus dem Bereich des NPR umgesetzt, die in medizinischen Lehrbüchern eingesetzt werden. Im Einzelnen werden hierzu Verfahren zur Darstellung mittels Silhouetten, Punktier-technik (Stippling) und Schraffurtechnik (Hatching) vorgestellt. Des Weiteren wird ein echtzeitfähiges Verfahren zur illustrativen Schattierung ganzer Szenen entwickelt. Dieses ist mit den anderen NPR-Techniken kombinierbar.

Wesentlicher Bestandteil zur Berechnung der Schraffuren ist die Approximation der lokalen Krümmung auf der Oberfläche der zu schraffierenden Struktur. In dieser Arbeit wird dazu erstmals der Vergleich von verschiedenen Verfahren zur Krümmungsapproximation angestellt und die Vor- und Nachteile der einzelnen Verfahren herausgearbeitet.

Um die chirurgischen Fragestellungen zu unterstützen und die generellen Nachteile von 3D- und schichtbasierten Visualisierungen auszubessern, wurden ebenfalls verschiedene Techniken entwickelt. Um der mangelnden Übersicht in Schichtdaten entgegenzuwirken, wird als Übersichtsdarstellung über alle Schichten der so genannte LIFTCHART vorgestellt. Des Weiteren werden verschiedene Techniken zur Lokalisierung von Zielstrukturen und zur Darstellung von Sicherheitsabständen um Strukturen entwickelt. Zur Sicherstellung der Sichtbarkeit einzelner Strukturen werden der Cut Away und der Section View eingeführt.

1 Einleitung

Um analysieren zu können, ob die in dieser Arbeit vorgestellten Methoden zur medizinischen Visualisierung tatsächlich eine sinnvolle Weiterentwicklung der bisher existierenden Verfahren ist, wurden die Techniken auf ein spezielles Gebiet, die HNO-Chirurgie, angewendet. Hierbei wurde mit der HNO-Chirurgie des Universitätsklinikums Leipzig kooperiert. Es wurde eine Anwendung entwickelt, die direkt von HNO-Chirurgen zur präoperativen Planung genutzt werden kann. Diese Anwendung – der NECKSURGERY-PLANNER (NSP) – wurde den HNO-Chirurgen zur Verfügung gestellt. Klinisch besonders interessante Fälle wurden (und werden) vor der Operation mithilfe des NSP präoperativ vorbereitet. Die Erfahrungen, die die Chirurgen beim täglichen Umgang mit den Visualisierungstechniken sammeln, können so genutzt werden, um die Techniken noch weiter zu verfeinern.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sind in folgenden Publikationen erschienen: [BAER et al., 2006, 2007; BURGERT et al., 2007; FISCHER et al., 2008; GASTEIGER et al., 2008; HERTEL et al., 2005a,b, 2006a,b; JANKE et al., 2006; KLEIN et al., 2006; KRÜGER et al., 2005a,b; MEYER et al., 2006; MÜHLER et al., 2007, 2008a,b; NEUGEBAUER et al., 2007; PREIM et al., 2005; PREIM & TIETJEN, 2006; TIETJEN et al., 2005a, 2006a,b, 2008a,b,c, 2009].

1.3 Aufbau der Arbeit

Die vorliegende Arbeit ist in folgende Kapitel gegliedert:

Kapitel 2 – In diesem Kapitel wird auf die allgemeinen Grundlagen eingegangen, die zum Verständnis der in dieser Arbeit entwickelten Konzepte notwendig sind. Zunächst wird das visuelle Wahrnehmungssystem des Menschen kurz erläutert. Anschließend werden Illustrationen aus medizinischen Lehrbüchern analysiert. Danach werden die geometrischen Grundlagen geschaffen, um Berechnungen auf Oberflächengeometrien durchführen zu können. Abschließend wird auf die Weiterverarbeitung von Dreiecksnetzen eingegangen und verschiedene Ansätze zur Parametrisierung und Texturabbildung von Oberflächen erläutert.

Kapitel 3 – Zu Beginn dieses Kapitels wird auf die klassischen NPR-Techniken eingegangen, da diese die Grundlagen für die illustrative Visualisierung bilden. Anschließend werden illustrative Visualisierungstechniken vorgestellt, die über das normale NPR hinausgehen, aber noch keinen direkten Bezug zur medizinischen Visualisierung aufweisen. Zum Abschluss wird auf die bereits entwickelten Techniken zur illustrativen medizinischen Visualisierung eingegangen. Dabei werden auch die Vor- und Nachteile der vorhandenen Systeme untersucht.

Kapitel 4 – Aufbauend auf den Erkenntnissen aus den Kapiteln 2 und 3 werden in diesem Kapitel Verfahren zur linienhaften Darstellung, Stippling, Hatching und illustrativer Schattierung entwickelt. Alle Verfahren arbeiten dabei weitestgehend auf der GPU, um eine Echtzeitfähigkeit zu ermöglichen. Die Stippling- und Hatching-Verfahren verwenden beide einen texturbasierten Ansatz. Das Stippling kommt dabei ohne

Vorverarbeitungsschritte aus und ist durch die Verwendung selbstähnlicher Texturen beliebig skalierbar. Bei dem Hatching wird durch eine Kombination von Krümmungs- und Vorzugsrichtung ermöglicht, das gesamte Verfahren automatisch und ohne Nutzerinteraktion anzuwenden. Diese Darstellungstechniken können kombiniert verwendet werden und mithilfe eines illustrativen Beleuchtungsmodells illuminiert werden, welches im Anschluss vorgestellt wird. Abschließend werden die Verfahren technisch validiert und einige Anwendungsbeispiele gegeben.

Kapitel 5 – Einer der Nachteile von 3D-Visualisierungen ist die Gefahr, einzelne Strukturen übersehen zu können. Um die Sichtbarkeit einzelner Strukturen in komplexen Szenen sicherzustellen, werden zu Beginn dieses Kapitels der Cut Away und der Section View vorgestellt. Diese beiden Techniken stellen die Sichtbarkeit sicher, ohne die umliegenden Strukturen transparent darstellen zu müssen, was die visuelle Wahrnehmung beeinträchtigen würde. Der Nachteil schichtbasierter Visualisierungen ist, wie bereits erwähnt, die mangelnde Übersicht über alle oder benachbarte Schichten. Diese Übersicht wird mithilfe des hierfür entwickelten LIFTCHART hergestellt. Des Weiteren werden als Lokalisierungstechniken der so genannte Halo und das erweiterte Fadenkreuz vorgestellt. Sowohl 2D- als auch 3D-Visualisierungen sind für die korrekte Abschätzung von Sicherheitsabständen wesentlich, weswegen auch hierfür Verfahren vorgeschlagen werden. Als letztes wird die Abschätzung von Größenverhältnissen in 3D-Visualisierungen betrachtet. Auch in diesem Kapitel werden abschließend die Verfahren technisch validiert und einige Anwendungsbeispiele gegeben.

Kapitel 6 – Zur Belegung der Anwendbarkeit der entwickelten Visualisierungstechniken wird in diesem Kapitel eine Fallstudie durchgeführt. Als Anwendungsbeispiel wird die Halslymphknotenausräumung (Neck Dissection) gewählt. Zu Beginn des Kapitels wird der klinische und anatomische Hintergrund zu diesem komplexen Eingriff erläutert. Anschließend wird die klassische Planung „ohne“ Computerunterstützung vorgestellt, wie sie bisher am Universitätsklinikum in Leipzig stattgefunden hat. Anhand dieser Erkenntnisse wird der NECKSURGERYPLANNER (NSP) entwickelt, der den Arbeitsablauf direkt unterstützt und die bisher beschriebenen Visualisierungstechniken einbindet. Abschließend werden die Erkenntnisse aus dem klinischen Einsatz erläutert und die Ergebnisse zweier klinischer Evaluierungen vorgestellt.

Kapitel 7 – Die Ergebnisse und Erkenntnisse dieser Arbeit werden abschließend zusammengefasst. Die noch offenen Probleme werden beschrieben, und es werden Vorschläge zur Weiterführung dieser Arbeit vorgebracht.

Anhang – Im Anhang werden einige Bilder, die aus Gründen der Lesbarkeit nur in kleiner Auflösung in der eigentlichen Arbeit gezeigt wurden, nochmals in großer Auflösung abgebildet und kurz erläutert.

2 Grundlagen zur illustrativen Visualisierung

In diesem Kapitel wird auf die allgemeinen Grundlagen eingegangen, die zum Verständnis der in dieser Arbeit entwickelten Konzepte notwendig sind. Zunächst wird in Abschnitt 2.1 das visuelle Wahrnehmungssystem des Menschen kurz erläutert. Während der medizinischen Ausbildung werden die anatomischen Sachverhalte u.a. anhand didaktisch aufbereiteter Darstellungen in medizinischen Lehrbüchern erlernt, die zum Teil auch auf den Prinzipien der visuellen Wahrnehmung beruhen. Zu diesem Zweck werden Illustrationen aus medizinischen Lehrbüchern in Abschnitt 2.2 analysiert. Daraus wird abgeleitet, welche Arten der Visualisierung den Medizinern vertraut sind. Die vertrauten Visualisierungen werden im späteren Verlauf dieser Arbeit adaptiert.

In Abschnitt 2.3 werden die geometrischen Grundlagen geschaffen, um einfache Berechnungen auf Oberflächengeometrien durchführen zu können. Anschließend wird in Abschnitt 2.4 ausführlich die Krümmungsapproximation auf diskreten Oberflächen eingeführt, da diese einen zentralen Bestandteil in dieser Arbeit ausmachen wird. Abschließend in Abschnitt 2.5 wird auf die Weiterverarbeitung von Dreiecksnetzen eingegangen. Die Rekonstruktion von Oberflächenmodellen aus medizinischen Volumendaten bringt immer eine Reihe von Artefakten mit sich. Auf die Eliminierung dieser Artefakte wird deswegen kurz eingegangen. Zudem sollen die Oberflächen texturiert werden, wofür diese zuvor parametrisiert werden müssen. Daher werden verschiedene Ansätze zur Parametrisierung von Oberflächen erläutert. Abschließend werden Verfahren zur Texturabbildung vorgestellt.

2.1 Visuelle Wahrnehmung

Das visuelle Wahrnehmungssystem des Menschen hat mehrere Phasen, in denen verschiedene Merkmale des wahrgenommenen Bildes verarbeitet werden [GOLDSTEIN, 2002]. Die Eigenschaften der einzelnen Phasen können genutzt werden, um die Aussagekraft von 3D-Visualisierungen zu steigern und die Interpretation zu erleichtern. In einer späteren Phase, in der die räumliche Anordnung interpretiert wird, muss die visuelle Wahrnehmung wiederum unterstützt werden. Auf die Phänomene dieser Phasen wird nun im Folgenden genauer eingegangen.

2.1.1 Präattentive und attentive Wahrnehmung

Die präattentive Wahrnehmung findet vor der bewussten (attentiven) Wahrnehmung statt. In dieser Phase werden Reize zwar vom Nervensystem einer Person wahrgenommen, dringen jedoch nicht ins Bewusstsein vor. Im Alltag dient dieser Mechanismus dazu, uninteressante Reize zu filtern und auf potenziell relevante Reize reagieren zu können. Interessant für diese Arbeit ist dabei, dass die präattentive Wahrnehmung um ein vielfaches schneller ist als die bewusste Wahrnehmung, und dass beliebig viele Reize parallel verarbeitet werden können. Es wurden verschiedene Theorien zur Erklärung der präattentiven Wahrnehmung und deren Integration in das visuelle System aufgestellt, wie etwa die Feature Integration Theory von TREISMAN & GELADE [1980] oder die Guided Search Theory von WOLFE [1994].

Die Feature Integration Theory von TREISMAN & GELADE [1980] besagt, dass zu Beginn „einheitliche“ (unitary) Objekte durch Focal Attention und durch Top-Down Processing wahrgenommen werden. Bei der Focal Attention wird seriell nach Features gesucht, um diese dann als einheitliche Objekte zu werten. Das Top-Down Processing wird bei überladenen Szenen verwendet, wobei zunächst nach disjunkten Features im Bild gesucht wird, die einheitliche Objekte voneinander unterscheiden, ohne diese räumlich zuzuordnen. Beide Arten können zusammen oder getrennt operieren, wobei das Zusammenspiel der Normalfall ist.

Die Guided Search Theory von WOLFE [1994] unterscheidet zwischen zwei Stadien. In dem ersten Stadium wird parallel nach einfachen Features gesucht. In dem zweiten Stadium, welches nur limitierte Kapazitäten aufweist, werden komplexere Operationen in einem kleineren Bereich des Bildes ermöglicht (z.B. Gesichtserkennung oder Lesen). Das erste Stadium steuert dabei, welche Bereiche genauer analysiert werden.

Beide Theorien gehen davon aus, dass Reize (bzw. Merkmale) gewisse Voraussetzungen erfüllen müssen, um präattentiv wahrgenommen werden zu können. Als Features können einfache Symbole (Buchstaben, Dreiecke), Farben oder Texturen verwendet werden. Diese müssen sehr einfach aufgebaut sein und sich vom Rest des wahrgenommenen Bildes deutlich unterscheiden. Wenn jedoch verschiedene Features miteinander verknüpft werden müssen, um einen weiteren Sinn zu ergeben, so können diese nicht mehr präattentiv erfasst werden, sondern müssen bewusst und sequenziell verarbeitet werden.

Die präattentiv wahrnehmbaren Features können daher genutzt werden, um eine schnellere Wahrnehmung wichtiger Objekte zu erreichen. Dabei muss darauf geachtet werden, dass das Alleinstellungsmerkmal dieser Features erhalten bleibt.

2.1.2 Trennung von Objekt und Hintergrund

Auch die Trennung von Objekt und Hintergrund, bzw. die Trennung von einzelnen Objekten, beruht auf einfachen Mechanismen und kann weiter unterstützt werden. Bilder können auf sehr abstrakte Art und Weise erfasst werden. Um ein beliebiges Objekt erkennen zu können, reichen in der Regel wenige Linienzüge aus, um Form und Aussehen verständlich zu machen. Dabei haben ENNS & RENSINK [1991] gezeigt, dass schon in der präattentiven Phase Linienzeichnungen interpretiert werden. Bei der Betrachtung von

Linienzeichnungen wird während der präattentiven Phase nach Kreuzungen zwischen Linien gesucht. Diese werden dann zu Objekten zusammengesetzt.

RYAN & SCHWARTZ [1956] haben untersucht, wie effektiv Fotografien, schattierte Handzeichnungen, Liniengrafiken und Cartoons interpretiert werden. Dabei haben sie nachweisen können, dass Objekte in linienhaften Darstellungen oft schneller erkannt und interpretiert werden als Fotografien. Dies ist dadurch zu erklären, dass die Objekte bei Linienzeichnungen auf ihre Kernmerkmale reduziert werden, wodurch die Interpretation schneller vonstatten geht. Allerdings haben nach eigenen Angaben nur sehr wenige Probanden an den Tests teilgenommen. WARE [2004] hat ebenfalls die Wahrnehmung von Liniengrafiken genauer betrachtet und festgestellt, dass in Zeichnungen von Kindern die Objekte meistens mittels Silhouette gemalt werden. Dies spricht ebenfalls dafür, dass wir die Formerkennung der Objekte aus Silhouetten nicht über die Jahre hinweg erlernen müssen, sondern unsere Objekterfassung auf diesem Prinzip zu beruhen scheint.

Es wird jedoch von WARE darauf hingewiesen, dass die simplifizierten Darstellungen nur dann angebracht sind, wenn eine schnelle Informationsverarbeitung erforderlich ist. Viele Informationen gehen gegenüber der fotorealistischen Darstellung verloren, wodurch nicht auszuschließen ist, dass auch wesentliche Informationen verloren gehen.

2.1.3 Räumliche Formwahrnehmung

Eine Vielzahl von Arbeiten beschäftigt sich mit der Verbesserung der räumlichen Wahrnehmung von Objekten. Ein umfassender Überblick hierzu wird von BAIR & HOUSE [2007] gegeben. Dabei ist allen Arbeiten gemein, dass die Verbesserung durch das Aufbringen verschiedener Texturen erreicht werden soll. Bei allen Experimenten mussten die Probanden die Normale an einem Oberflächenpunkt korrekt ausrichten. Der Blickpunkt auf die Oberfläche war dabei fest vorgegeben. Die statistische Aussagekraft ist jedoch bei allen hier zitierten Veröffentlichungen begrenzt oder nicht gegeben, da (soweit angegeben) eine erstaunlich geringe Anzahl an Probanden aufgebracht wurde (nur sechs Probanden im Schnitt).

Die folgenden Arbeiten haben sich zudem mit der Verbesserung der Formwahrnehmung von einfachen (im Gegensatz zu mehreren) Oberflächen beschäftigt. Dabei wird einhellig belegt, dass die Verwendung bestimmter Texturen die Formwahrnehmung verbessert [KIM et al., 2003b; SWEET & WARE, 2004]. INTERRANTE & KIM [2001] haben festgestellt, dass die Krümmung auf den Flächen besser erkannt wird, wenn eine Schraffur an der Hauptkrümmungsrichtung oder in einem gleichmäßigen Muster ausgerichtet wird. Eine Schraffur in Hauptkrümmungsrichtung scheint aber nur dann sinnvoll zu sein, wenn nur eine der beiden Hauptkrümmungen stärker ausgeprägt ist. Signifikant ist der Unterschied zu beliebigen Texturierungen jedoch nicht, was auf eine ungünstige Versuchsmethodik zurückgeführt wird. In einer anschließenden Arbeit zeigen INTERRANTE et al. [2002], dass die Verwendung von Texturen in Hauptkrümmungsrichtung den gleichmäßigen Mustern vorzuziehen ist. Allerdings wurde ein nahezu senkrechter Blickwinkel auf die Oberfläche gewählt, wodurch die gleichmäßige Textur kaum Aussagen liefern kann. In KIM et al. [2003a] und SWEET & WARE [2004] wurden bessere Ergebnisse durch

die Verwendung von Kreuzschraffur (Cross Hatching) erreicht, welche hier an beiden Hauptkrümmungsrichtungen ausgerichtet wurde.

Nach einer optimalen Form der Texturierung suchen auch KIM et al. [2004]. Es wird jedoch keine Kontrolle ohne Texturierung durchgeführt, was insofern wünschenswert wäre, als bei einigen Tests eine Textur mit einfachem Rauschen bessere Ergebnisse erzielt hat als eine einfache Schraffur in größter Hauptkrümmungsrichtung. Es konnte auch keine einheitliche Empfehlung für alle getesteten Formen (Ellipsoid, Sattelfläche, Zylinder, Ebene) gegeben werden. Es wurde jedoch eruiert, dass die Verwendung einer perspektivischen Projektion der orthographischen vorzuziehen ist.

Darauf aufbauend haben BAIR & HOUSE [2007] untersucht, wie die Wahrnehmung von zwei überlagernden, transparenten Oberflächen mittels Texturen verbessert werden kann. Allerdings wurde im Gegensatz zu den Arbeiten aus der Interrante-Gruppe ein einfaches Karomuster verwendet. Genauer untersucht haben BAIR & HOUSE den Einfluss des Transparenzgrades sowie der Texturparameter der verdeckenden Oberfläche. Der Grad der Transparenz hat bei der verdeckenden Oberfläche keinen signifikanten Einfluss. Die Ausrichtung der verdeckten Oberfläche ist jedoch besser zu erkennen, wenn die überlagernde Oberfläche weniger transparent ist. Beide Oberflächen sollten texturiert werden, um die Formwahrnehmung zu optimieren. Dabei sollten sich die Texturen in ihrer Ausrichtung (z.B. Raute und Quadrat), ihrer Farbe und ihrer Frequenz unterscheiden. Zusätzlich muss die Textur der verdeckenden Oberfläche auffälliger sein (z.B. durch die Farbgebung oder breitere Linien). INTERRANTE et al. [1997] konnten ebenfalls nachweisen, dass opake Texturelemente auf einer verdeckenden, transparenten Oberfläche die Korrektheit der Formwahrnehmung deutlich verbessert.

2.2 Visualisierung in medizinischen Lehrbüchern

In der vorliegenden Arbeit wird die Darstellung medizinischer Bilddaten mithilfe illustrativer Methoden untersucht. Am meisten ausgereift ist die medizinische Visualisierung bis heute in medizinischen Atlanten, welche im folgenden Abschnitt untersucht werden. In der medizinischen Ausbildung sind verschiedenste Arten von medizinischen Lehrbüchern gängig. Zur Ausbildung in Anatomie werden handgezeichnete Illustrationen genutzt, die traditionell in schwarz/weiß oder modern im Farbdruck erhältlich sind. Es sind auch fotografische Atlanten erhältlich, in denen Leichenpräparate abgebildet werden. Zudem gibt es Lehrbücher zur Ausbildung in der Biologie, Chirurgie oder Radiologie, um nur eine Auswahl zu nennen. Neben dreidimensionalen Darstellungen gibt es auch Lehrbücher, die Schnittbilder präsentieren. Die Darstellungen in solchen Lehrbüchern sind angelehnt an Aufnahmen aus bildgebenden Verfahren, etwa mikroskopische Feinschnitte oder tomographische Schnittbilder. Alle Varianten haben ihre Vor- und Nachteile und nutzen verschiedene Techniken, um die gewünschten Sachverhalte dem Leser näher zu bringen.

In traditionellen Atlanten werden Techniken wie einfache Linienzeichnungen (z.B. Silhouetten), Punktierungen (Stippling) oder Schraffuren verwendet [GRAY, 1918]. Über viele Jahrhunderte hinweg mussten die Zeichnungen mit Holzschnitt oder Kupferstich

erstellt werden, um sie vervielfältigen zu können. Diese Drucktechniken erforderten eben diese Techniken, um die Zeichnung auf die Druckplatten gravieren zu können. Nichtsdestotrotz hat die Verwendung dieser Techniken auch beim modernen Digitaldruck Vorteile, die nur schwer von der Hand zu weisen sind. Wie im vorherigen Abschnitt gezeigt wurde, kann die Umrandung eines Objektes, bzw. die Abgrenzung zwischen zwei Objekten am besten durch eine Silhouette beschrieben werden. Der Oberflächenverlauf kann mithilfe von Schraffuren am Besten wahrgenommen werden.

Insgesamt wird die Anatomie durch diese Art der Darstellung aber stark vereinfacht. Dadurch sind sie für einen angehenden Mediziner leichter zu verstehen, jedoch ist die Übertragung auf die Realität durch die starke Abstrahierung erschwert. Bei fotografischen Atlanten fällt die Übertragung auf die Realität leichter, jedoch kommen die bisher beschriebenen illustrativen Techniken nicht zum Einsatz [ROHEN et al., 2006; THIEL, 2002]. Durch den Verwesungsprozess und die angewendeten Verfahren zur Fixierung des Gewebes weichen aber auch die fotografischen Atlanten in der Farbgebung teilweise sehr von der Erscheinung ab, die sich dem Betrachter während eines operativen Eingriffs bietet.

Als „Kompromiss“ werden auch farbige Zeichnungen veröffentlicht [NETTER, 2002; SOBOTTA, 2004; SCHÜNKE et al., 2005]. Hier besteht zum einen die Möglichkeit, unwichtige Teile zu abstrahieren, und zum anderen wichtige Strukturen so realitätsnah wie möglich darzustellen. Diese Zeichnungen sind auf den ersten Blick beeindruckender, aber letztendlich auch schwerer zu interpretieren. Im Vergleich zu den fotografischen Atlanten können bei den Handzeichnungen anatomische Varianten, die bei jedem Menschen vorhanden sind, retuschiert oder eingefügt werden, um die gewünschten Bilder zu erhalten. Zudem können die Lichtverhältnisse so angepasst werden, dass die Details optimal dargestellt werden. Einfache illustrative Techniken wie Silhouetten werden teilweise auch hier verwendet.

Die beiden Illustrationsmöglichkeiten – farbige und s/w-Liniengrafiken – sind nicht strikt voneinander getrennt. Auch bei der farbigen Illustration wird zur Differenzierung von Strukturen auf Schraffur etc. zurückgegriffen. Während in der kolorierten Abbildung mit verschiedenen Farben und Texturen zur Differenzierung gearbeitet werden kann, werden bei der Liniengrafik Vorteile durch die abstraktere Zeichenweise erzielt.

2.2.1 Darstellungstechniken

Im Folgenden wird nun genauer auf die Techniken eingegangen, die in medizinischen Lehrbüchern verwendet werden. In traditionellen Atlanten werden vorwiegend drei Techniken eingesetzt: Andeutung der Strukturen durch einfache Linien (wie z.B. Silhouetten), Punktieretechnik (Stippling) und Schraffuren (Hatching).

Bei der Punktieretechnik, im Folgenden Stippling genannt, werden Form und Schattierung eines Objektes ausschließlich durch das Setzen einzelner Punkte (Stipples) vermittelt. Die Dichte und die Platzierung der Stippling-Punkte auf der Oberfläche bestimmen die Darstellung. Die Punkte werden dabei scheinbar zufällig auf der Oberfläche verteilt, wobei durch die Häufung der Punkte die Helligkeit wiedergegeben wird. Die Schraffur wird durch das Zeichnen äquidistanter Linien realisiert. Teilweise wird auch eine Kreuz-

2 Grundlagen zur illustrativen Visualisierung

schraffur angewendet. Durch Schraffuren lässt sich die Oberflächenform noch besser beschreiben als beim Stippling, da zusätzlich zur Helligkeit durch die Richtung der Linien auch der Verlauf der Oberfläche vermittelt wird. Dies konnte auch durch die Experimente, die in Abschnitt 2.1.3 beschrieben wurden, bestätigt werden.

Durch Zeichnung von Hand kann sichergestellt werden, dass alle Visualisierungsparameter auf die Problemstellung zugeschnitten sind. Der Blickwinkel kann optimal gewählt werden, störende oder überflüssige Kontextstrukturen werden einfach nicht gezeichnet und interessante Fokusstrukturen können besonders hervorgehoben werden. Bei fotografischen Atlanten wird eine Hervorhebung wichtiger Strukturen durch eine gesonderte Einfärbung vorgenommen. Uninteressante Kontextstrukturen müssen entfernt werden.

Bei der Darstellung einer Bypass-Operation in YOUNG [2007] ist die Darstellung der Blutgefäßwände wesentlich, weshalb diese mittels Schraffurtechnik dargestellt werden. Durch den axialen Verlauf der Schraffuren – also entlang der stärkeren Hauptkrümmungsrichtung – sind diese gut zu erkennen. Der Rest des Herzens spielt bei diesem Eingriff keine direkte Rolle und wird daher nur durch eine Silhouette angedeutet.

Um den Verlauf der koronaren Herzvenen beschreiben zu können, stellt ROGERS [1992] nur die Gefäße selbst mit hoher Genauigkeit dar. Der genaue Oberflächenverlauf des Herzens ist hierbei nur von mäßigem Interesse. Deshalb wird das Herz mittels Stippling mit nur wenigen Punkten angedeutet. Aufgrund der Zeichenweise können die wesentlichen Informationen effektiv dargestellt werden, da unwichtige Details durch starke Abstrahierung beseitigt und so die Aufmerksamkeit auf die relevanten Details gelenkt werden. Um die Form des Herzens gut abschätzen zu können, wird auch hier wieder die Umrandung mithilfe einer Silhouette angedeutet.

Welche anatomischen Strukturen mit welchem Zeichenstil gezeichnet werden, ist also nicht eindeutig über die Struktur festgelegt, sondern hängt von der Intention des Zeichners ab. Spielt die Oberflächenform eine große Rolle, so wird meistens eine Schraffur verwendet. Vorteil der Schraffur ist, dass sie nicht nur Informationen über die Form liefert, sondern die Oberflächenstruktur des gezeichneten Objektes hervorheben kann. Muskeln werden daher meistens mittels Schraffur dargestellt, um die Fasern der Muskulatur anzudeuten.

Bei einigen Strukturen ist die gewählte Schraffurrichtung auf dem Objekt meistens nicht von der gewählten Sichtrichtung auf eine beliebige andere übertragbar. Dies trifft auf die Schraffur von Organen zu, die keine Oberflächenmerkmale wie Muskelfasern aufweisen und für die die mathematische Berechnung einer Schraffurrichtung nicht eindeutig ist. Die Richtung der Schraffurlinien ist hier optimiert für die gewählte Ansicht, wie in Abbildung 2.1 zu sehen ist.

In vielen Illustrationen werden Beschriftungen (Label) benutzt, um die Strukturen zu benennen oder auf Besonderheiten hinzuweisen. Metagraphische Symbole (z.B. Pfeile) werden genutzt, um Bewegungen anzudeuten. Ebenfalls häufig werden Cut Aways und Section Views verwendet. Im Gegensatz zu den frei geformten anatomischen Strukturen werden diese in klaren geometrischen Formen aus den anatomischen Strukturen „herausgestanzt“, z.B. als Rechteck oder Kreis/Kegel. Dadurch heben sich Cut Aways und Section Views durch die klaren Linien stark von den Strukturen ab.

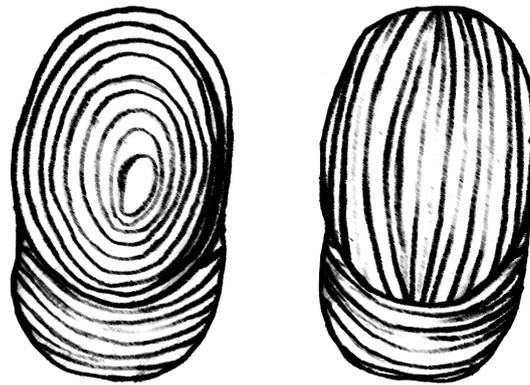


Abbildung 2.1: Die Richtung der Schraffurlinien ist optimiert für eine gewählte Ansicht und nicht übertragbar auf andere Sichtpunkte. Links sind die Schraffuren zu sehen, wie sie für einen Blickpunkt von oben auf eine Niere mit der angewendeten Schraffierung ausgerichtet wären. Rechts der eigentlich erwartete Verlauf. Quelle: GASTEIGER [2007]

2.2.2 Schattierungstechniken

Die Auswahl und Manipulation der Objekte und der Blickwinkel auf die Szene sind jedoch nur der erste Schritt zum Erstellen der fertigen Illustration. Der zweite und nicht weniger aufwendige Schritt ist die Wahl der lokalen Schattierung der Strukturen, bzw. der Grad der Detaillierung. Im vorherigen Abschnitt wurden bereits kurz die Begriffe „Fokus“ und „Kontext“ eingeführt. Strukturen – oder vielmehr Regionen – von primärem Interesse werden hierbei detaillierter bzw. kontrastreicher dargestellt als Strukturen von mindere Interesse. Als Region werden dabei auch besonders interessante Bereiche einer Struktur verstanden, wie z.B. die Faltung einer Mageninnenwand. Bei den traditionellen Atlanten wird dieses Vorgehen besonders deutlich.

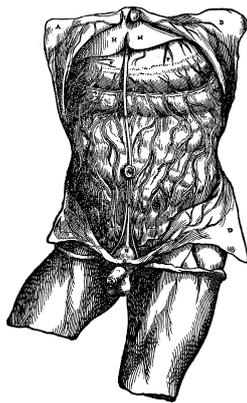
Bei allen Zeichnungen muss darauf geachtet werden, dass der volle Umfang des Helligkeitskontrastes genutzt wird, um die Zeichnung plastischer erscheinen zu lassen und die Wahrnehmung zu erleichtern. D.h. in den Zeichnungen sind weiße und gesättigte Bereiche vorhanden.

Wie bereits kurz erwähnt, wird die Szene so ausgeleuchtet, dass eine optimale visuelle Wahrnehmung der Objektoberflächen ermöglicht wird. Dabei werden oft verschiedene Lichtquellen kombiniert, oder gar Lichtverhältnisse geschaffen, die in der Realität so gar nicht umzusetzen wären. Für eine genauere Analyse des Einsatzes von Lichtquellen in Zeichnungen wird auf [HODGES, 1989] verwiesen.

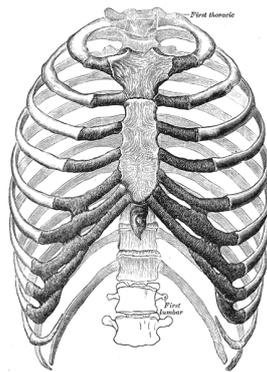
Eine globale Lichtquelle wird immer eingesetzt, im Folgenden Hauptlicht genannt. Dieses kommt meist von schräg oben, was in etwa unserer täglichen Wahrnehmung des Sonnenlichts entspricht. Zudem wird meist ein Aufhellungslicht aus der entgegengesetzten Richtung verwendet. Dieses Licht wird auch in der Fotografie benutzt. Durch dieses Licht werden die Bereiche aufgehellt, die vom Hauptlicht nicht erreicht werden und sonst zu sehr im Dunkeln liegen würden.

Eine Variante des Hauptlichts ist das Plateaulicht. Dieses kommt aus der Richtung des Betrachters und hebt dadurch die Silhouette hervor und trennt die Objekte besser von einem hellen Hintergrund, da das Zentrum, also die dem Betrachter zugewandte Seite

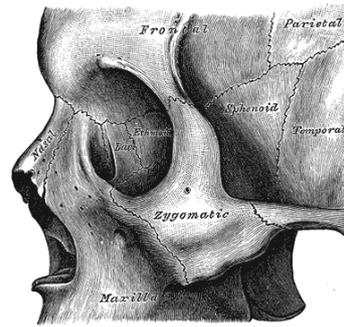
2 Grundlagen zur illustrativen Visualisierung



(a) Quelle: VESALIUS [1543]



(b) Quelle: GRAY [1918]



(c) Quelle: GRAY [1918]

Abbildung 2.2: In (a) werden die Beine mittels Plateaulicht beleuchtet, um die Form mehr hervorzuheben, und der Brustkorb mittels Streiflicht, um Details besser zu zeigen. In (b) wird der Hintergrund abgeschwächt, um eine gute Objektwahrnehmung des Vordergrundes zu gewährleisten. In (c) wirft das Jochbein einen Schatten in alle Richtungen, wodurch die Tiefenwahrnehmung verbessert wird.

heller erscheint und die Randbereiche dunkler. Dadurch wird die Formwahrnehmung verstärkt, wie an den Beinen des Torsos in Abbildung 2.2(a) zu sehen ist. Im Gegensatz dazu trifft das Kantenlicht von hinten auf das Objekt, wodurch es den Rand erhellt und es damit von dunklem Hintergrund abhebt. In ANDREWS [2006] wird es verwendet, um die *Aorta thoracica* vom Hintergrund abzuheben. Das Kantenlicht hat meistens einen kleineren Einflussbereich als das Plateaulicht und kann gleichzeitig eingesetzt werden.

Um Details hervorzuheben, wird ein Streiflicht tangential zur Oberfläche ausgerichtet. Dabei wird die Lichtrichtung jeweils an die Oberfläche angepasst, ohne dabei den Gesamteindruck einer realistischen Hauptlichtquelle zu beeinträchtigen. So können Details und Unebenheiten der Bauchhöhle in Abbildung 2.2(a) hervorgehoben werden.

Nicht alle Schattierungstechniken lassen sich aus der Platzierung einer oder mehrerer Lichtquellen ableiten. Zur Illustration der Magenwand in TITTEL [1994] wurden die Erhöhungen und Vertiefungen besonders betont (im weiteren Verlauf der Arbeit Ridges und Valleys genannt). Um die Tiefe einer Szene besser zu verdeutlichen, verwenden die Illustratoren die atmosphärische Perspektive (Abbildung 2.2(b)). In der Natur ist zu beobachten, dass durch die Streuung von Licht in der Atmosphäre weit entfernte Objekte heller und kontrastärmer erscheinen, bzw. sich der Hintergrundfarbe annähern. Durch die Verwendung der atmosphärischen Perspektive wird die Szene übersichtlicher, da der Hintergrund weniger wahrgenommen wird. Im Gegensatz dazu können weiter hinten liegende Objekte auch abgedunkelt werden. Die Abdunkelung wird verwendet, um innen liegende Objekte abzugrenzen.

Des Weiteren wird auch eine Art Tiefenschatten verwendet, um die Distanz zwischen überlappender Geometrie zu betonen. Dieser Schatten scheint von einer Punktlichtquelle geworfen zu werden, die kurz über der vorne liegenden Struktur angebracht ist (siehe Abbildung 2.2(c)). Er wird nur lokal eingesetzt, womit er sich von echtem Schattenwurf unterscheidet.

2.3 Geometrische Grundlagen

Im nun folgenden Abschnitt wird auf die geometrischen Grundlagen eingegangen, die zum Verständnis dieser Arbeit notwendig sind. Begonnen wird mit den Konnektivitätsinformationen, die notwendig sind, um Graphen auf der Basis von Dreiecksnetzen beschreiben zu können. Anschließend werden Verfahren zur Berechnung von konvexen Hüllen, kleinsten umschließenden Kreisen und Abstandsberechnungen eingeführt. Die Konnektivitätsinformation wird als Grundlage zur Krümmungsapproximation in Abschnitt 2.4 benötigt. In Kapitel 5 werden drei illustrative Hervorhebungstechniken beschrieben, die als Voraussetzung den kleinsten umschließenden Kreis und die konvexe Hülle benötigen.

Im Folgenden werden zur Beschreibung der Geometrie einheitliche Notationen verwendet. Bei der Beschreibung kontinuierlicher Oberflächen S sowie bei diskreten Oberflächen wird ein Punkt auf der Oberfläche mit P angegeben und dessen Normale mit \hat{n} . Diskrete Oberflächen bestehen aus der Punktmenge M , die über einen Graphen G verbunden werden. Der Graph besteht neben den Punkten aus den verbindenden Kanten e . Die Nachbarschaft eines Punktes im Graphen wird mit $nhd(P)$ beschrieben.

2.3.1 Konnektivitätsinformationen

Um ein polygonales Objekt auf dem Bildschirm rendern zu können, oder es mit Hilfe des Phong'schen Beleuchtungsmodells darstellen zu können, ist eine lose Liste von Dreiecken mit einer Normalen pro Eckpunkt ausreichend. In manchen Fällen ist es jedoch notwendig, einem gegebenen Dreieck die benachbarten Dreiecke zuzuordnen zu können. Diese Konnektivitätsinformationen sind z.B. vonnöten, um die lokale Krümmung auf Oberflächen bestimmen zu können oder bestimmte Berechnungen auf der Oberfläche effizienter durchführen zu können (z.B. die konvexe Hülle).

Die bekannteste Datenstruktur zur Repräsentation der Konnektivitätsinformationen ist die Winged Edge nach BAUMGART [1972], welche in dieser Arbeit verwendet wird. In der Literatur werden auch weitere Strukturen beschrieben, wie etwa die Half Edge. Als weiterführende Literatur zu diesem Thema sei KETTNER [1999] empfohlen.

In der Winged Edge Datenstruktur sind alle Kanten des Polygonnetzes als gerichtete Kanten e abgespeichert. Für jede gerichtete Kante werden acht Referenzen angelegt: die Eckpunkte P_P und P_N , welche die Kante beschreiben, sowie auf die beiden angrenzenden Flächen F_P und F_N und auf die vier anschließenden Kanten, welche an dieselben Flächen grenzen (e_{PCW} , e_{PCCW} , e_{NCW} und e_{NCCW}). Die vier Kanten werden auch als Flügel (Wings) bezeichnet. Mit Hilfe dieser Datenstruktur können alle Kanten, die an einen Eckpunkt oder an eine Fläche grenzen, einfach und schnell erreicht werden.

Mit einer Winged Edge können nur 2-mannigfaltige Netze beschrieben werden. D.h. es können nur zwei Flächen an eine Kante grenzen. Eine potenzielle dritte Fläche kann von der Winged Edge nicht korrekt erfasst werden. Problematisch hierbei ist, dass Oberflächen, die mittels Marching Cubes aus Volumendaten gewonnen werden, nicht überall 2-mannigfaltig sind. Allerdings wird die Winged Edge in dieser Arbeit nur als Grundlage in Verfahren angewendet, die ihrerseits ebenfalls nur mit 2-mannigfaltigen Oberflächen umgehen können (z.B. Krümmungsapproximation). Aus diesem Grund müssen nicht

2-mannigfaltige Kanten von dem jeweiligen aufbauenden Verfahren gesondert behandelt werden.

2.3.2 Konvexe Hülle in 3D

Die konvexe Hülle eines Objektes wird in dieser Arbeit bei einigen Verfahren als Vorverarbeitungsschritt benötigt, um weitere Berechnungen optimieren zu können. Um z.B. die maximale Ausdehnung eines Objektes aus einer Blickrichtung bestimmen zu können, muss dieses Objekt zunächst mittels der aktuellen Sichttrichtung in eine Ebene projiziert werden. Im Normalfall müssen dazu sämtliche Eckpunkte des zugrunde liegenden Dreiecksnetzes ausgewertet werden. Um diesen Verarbeitungsschritt optimieren zu können, wird die konvexe Hülle des dreidimensionalen Objektes benötigt. Die konvexe Hülle hat dieselben Ausmaße wie das Objekt selbst, aber signifikant weniger Eckpunkte (Abbildung 2.3).

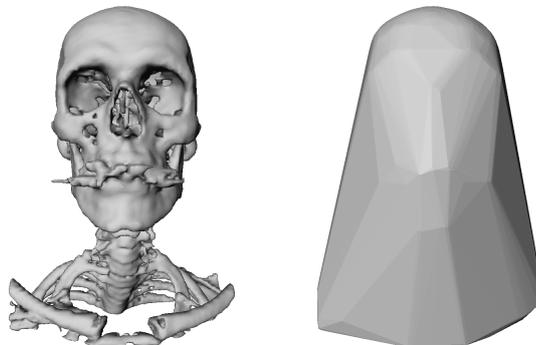


Abbildung 2.3: Darstellung eines Schädels, welcher mit Marching Cubes generiert wurde. Der Schädel selbst beinhaltet 118451 Dreiecke (links), die konvexe Hülle 3918 Dreiecke (rechts), wobei die meisten Punkte hier die Schädeldecke beschreiben.

Das Ergebnis aller Algorithmen zur Berechnung der konvexen Hülle ist identisch, nur die Laufzeiten weichen zum Teil stark voneinander ab. Für eine Übersicht für die genaue Funktionsweise der verschiedenen Algorithmen sei auf PREPARATA & SHAMOS [1985, Seite 131ff] verwiesen. In dieser Arbeit wird der Quick Hull-Algorithmus verwendet. Der Quellcode für diesen Algorithmus ist frei im Internet¹ verfügbar, sodass auf diese Implementierung zurückgegriffen wird. Dieser Algorithmus benötigt auch für die größten in dieser Arbeit verwendeten Datensätze (getestet mit 400.000 Eckpunkten) nur wenige Millisekunden.

Bei dem Quick Hull-Algorithmus wird aus der vorhandenen Punktmenge ein Tetraeder aus den ersten 4 Punkten generiert. Anschließend wird für jeden neuen Punkt getestet, ob eines der Dreiecke des Tetraeders diesen Punkt „sehen“ kann. Ein Punkt wird „gesehen“, wenn er oberhalb eines Dreiecks (in Richtung der Normalen) liegt. Wenn keines der Dreiecke den Punkt sieht, so liegt er im Inneren des Tetraeders und kann gelöscht werden, da er nicht zur konvexen Hülle gehört. Falls ein oder mehrere Dreiecke den Punkt sehen,

¹<http://www.qhull.org>

so werden diese Dreiecke gelöscht und die verbleibenden Kanten mit dem neuen Punkt verbunden. Zusätzlich wird für jedes generierte Dreieck eine Liste mit allen sichtbaren Punkten bestimmt. Ein Punkt kann dabei mehreren Dreiecken zugeordnet sein. Für alle Punkte, die noch nicht mit einem Dreieck verknüpft sind, wird wie folgt vorgegangen:

1. Bestimme den entferntesten Punkt eines Dreiecks
2. Lösche das Dreieck und alle umliegenden Dreiecke, die diesen Punkt sehen können
3. Verbinde die offenen Kanten mit dem neuen Punkt und ordne den neuen Dreiecken die freien Punkte zu
4. Alle Punkte, die von keinem Dreieck gesehen werden, werden gelöscht

Durch die effiziente Verwaltung der noch offenen Punkte hat dieser Algorithmus eine mittlere Laufzeit von $O(n \log(n))$, im schlechtesten Fall jedoch eine Laufzeit von $O(n^2)$.

2.3.3 Kleinster umschließender Kreis einer 2D-Punktmenge

Der kleinste umschließende Kreis² beschreibt den Kreis, bzw. den Mittelpunkt m mit Radius r , der alle Punkte umschließt und den kleinstmöglichen Radius aufweist. Das Problem besteht darin, dass anders als bei der konvexen Hülle einer Punktmenge M der Mittelpunkt $m \notin M$ ist.

WELZL [1991] beschreibt hierfür einen Algorithmus, der eine Laufzeit von $O(n)$ aufweist. Laut WELZL lässt sich der Algorithmus auch auf beliebige Dimensionen erweitern. Begonnen wird mit zwei beliebigen Punkten P_1 und P_2 aus M . Der minimale umschließende Kreis K hierfür ist leicht zu berechnen. Für alle weiteren Punkte P_i wird geprüft, ob P_i in K liegt. Wenn nicht, muss K neu berechnet werden. Dabei liegt der hinzugefügte Punkt P_i in der Menge aller bisher eingefügten Punkte auf jeden Fall auf dem umschließenden Kreis. Durch diese Einschränkung kann das Problem in konstanter Zeit rekursiv gelöst werden.

2.3.4 Abstandsberechnung zwischen konkaven Strukturen

Um den minimalen Abstand zwischen zwei nicht konvexen Objekten zu berechnen, hat QUINLAN [1994] einen hierarchischen Ansatz vorgeschlagen. Dieser wurde in einer eigenen Vorarbeit leicht verändert übernommen [PREIM et al., 2003]. In PREIM & BARTZ [2007, Seite 331ff] wird der Algorithmus nochmals ausführlich beschrieben.

Bei dem Algorithmus werden die Eckpunkte der beiden Objekte in zwei getrennte Octrees von umschließenden Kugeln einsortiert. Eine Kugel darf max. n (in der Praxis 10) Eckpunkte enthalten, ansonsten wird sie in acht weitere Kugeln unterteilt. Anschließend werden von beiden Hierarchien die jeweils am Nächsten zueinander liegenden Kugeln bestimmt, bzw. deren Kinder. Wurde ein initialer minimaler Abstand bestimmt, so muss nun noch geprüft werden, ob zwei andere Kugeln näher beieinander liegen. Wenn ja,

²In der Literatur auch als Smallest Enclosing Circle oder Minimum Spanning Circle bezeichnet.

so muss in diesen Kugeln weiter geprüft werden, ob ein kürzer entferntes Punktepaar enthalten ist. Wenn nicht, ist die Berechnung abgeschlossen.

Der Algorithmus kann vorher abgebrochen werden, wenn das Ergebnis eine gewünschte Genauigkeit erreicht hat. Dies ist möglich, da QUINLAN den Abstand auf Polygonebene betrachtet. In der Modifikation von PREIM et al. [2003] werden jedoch nur die Eckpunkte betrachtet, wodurch dieses Abbruchkriterium keine Vorteile bringt. Bei den Dreiecksnetzen, die in dieser Arbeit genutzt werden, ist diese Genauigkeit ausreichend, da pro Voxel ein Eckpunkt erzeugt wird. Eine höhere Exaktheit kann also aufgrund der Diskretisierung der Daten nicht erreicht werden.

2.3.5 Hauptachsenbestimmung & Maximaler Durchmesser

Die Axis-Aligned Bounding Box (AABB) wird in der Computergrafik u.a. verwendet, um einfache Sichtbarkeitsbestimmungen für ein Objekt durchzuführen. Die Bestimmung der Hauptachsen eines Objektes ist hilfreich, um den kleinstmöglichen umschließenden Quader dieses Objektes zu berechnen (Object-Oriented Bounding Box – OBB). In PREIM et al. [2002b] werden dazu die Eigenvektoren und Eigenwerte der Kovarianzmatrix über alle Eckpunkte des Objektes berechnet. Die Eigenvektoren entsprechen der Richtung und die Werte der Länge der Ausdehnung. In PREIM et al. [2002b] werden diese auch als identisch mit der maximalen Ausdehnung eines Objektes angesehen. Dies ist jedoch nicht zutreffend. Der kleinste umschließende Quader eines Würfels ist bspw. der Würfel selbst – der maximale Durchmesser ist jedoch die Diagonale durch den Würfel.

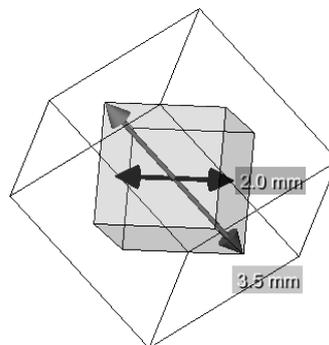


Abbildung 2.4: Der kleinste umschließende Quader eines Würfels ist der Würfel selbst, der maximale Durchmesser ist jedoch die Diagonale durch den Würfel.

Der maximale Durchmesser einer Punktmenge kann auch mit einer Variante von PREIM et al. [2002b] berechnet werden. Hierbei muss nur ein Octree aufgebaut werden, da nur ein Objekt vorliegt. Innerhalb dieser Hierarchie wird dann jeweils das Kugel- bzw. Punktepaar gesucht, das maximal voneinander entfernt liegt. HAR-PELED [2001] beschreibt ein ähnliches Verfahren, bei dem Paare von Quadern bestimmt werden, die möglicherweise den maximalen Durchmesser enthalten. Anschließend werden alle Paare verworfen, die den maximalen Durchmesser nicht enthalten, um sich so dem Durchmesser nach und nach anzunähern.

2.4 Krümmungsapproximation auf diskreten Oberflächen

Dieser Abschnitt geht auf die mathematischen Grundlagen von Krümmungsbestimmungen auf kontinuierlichen Oberflächen ein. Darauf aufbauend werden anschließend Approximationsverfahren beschrieben, die diese Informationen auf diskreten Oberflächen bestimmen. Die Verfahren beziehen sich dabei auf die Arbeit von SCHULZ [2005], in der verschiedene Approximationsmethoden umgesetzt und untersucht wurden. Diese wurden von GASTEIGER [2007] nochmals zusammengefasst.

2.4.1 Mathematische Grundlagen

Analytisch beschriebene Kurven und Flächen können durch Ableitungen erster und zweiter Ordnung charakterisiert werden. Durch die zweite Ableitung wird die Krümmung an einem Punkt bezüglich seiner Umgebung definiert. Die Eigenschaften der lokalen Krümmung lassen sich durch verschiedene Krümmungsgrößen angeben.

Das Krümmungsverhalten eines Oberflächenpunktes P auf einer Fläche S wird durch das Krümmungsverhalten aller Flächenkurven C bestimmt, die durch P verlaufen. Zentraler Bestandteil der Krümmungsapproximation auf einer Fläche ist die Weingartenmatrix W , sodass diese hier zuerst eingeführt wird. Die nachfolgenden Krümmungsgrößen lassen sich anhand der Weingartenmatrix leicht erklären. Gegeben sei hierfür ein Punkt P auf einer parametrisierten Fläche S im R^3 , für den die Krümmungsgrößen bestimmt werden sollen. Die Normale an diesem Punkt wird mit \hat{n} bezeichnet. Ein Oberflächenpunkt P entspricht dabei der Abbildung $x : R \times R \rightarrow R^3$ mit

$$p : x(u, v) = \begin{pmatrix} x_1(u, v) \\ x_2(u, v) \\ x_3(u, v) \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

Als (u, v) Koordinatenpaar wird die gaußsche Koordinate bezeichnet, die den Schnittpunkt einer u - und v -Flächenkurve auf S an P darstellt. Die Elemente der Weingartenmatrix beschreiben eine 2×2 -Matrix und bestehen aus den Größen der ersten (I) und zweiten (II) Fundamentalform der Flächentheorie mit:

$$\begin{aligned} I : E &= x_u \cdot x_u & F &= x_u \cdot x_v & G &= x_v \cdot x_v \\ II : L &= x_{uu} \cdot \hat{n} & M &= x_{uv} \cdot \hat{n} & N &= x_{vv} \cdot \hat{n} \end{aligned} \quad (2.2)$$

Durch die Fundamentalformen ist W dann wie folgt beschreibbar:

$$W = \frac{1}{EG - F^2} \begin{bmatrix} MF - LG & LF - ME \\ NF - MG & MF - NE \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

Voraussetzung für die Bestimmung der Fundamentalformen I und II ist dabei eine C^2 stetige Fläche, da die Fundamentalgrößen Ableitungen erster und zweiter Ordnung enthalten. Aus der quadratischen Form von Gleichung 2.3 folgt die Existenz von höchstens zwei

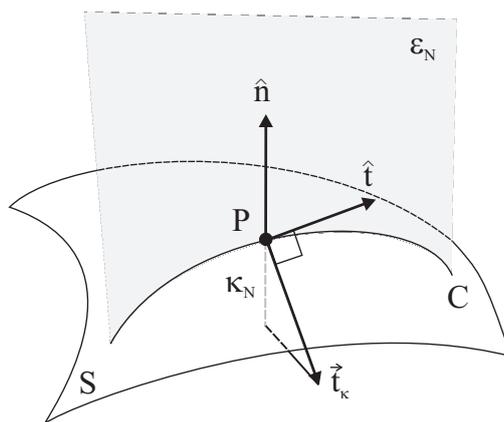


Abbildung 2.5: Geometrische Interpretation der Normalenkrümmung κ_N an einen Flächenpunkt P auf einer Flächenkurve C . Die Kurve C entsteht durch den Normalschnitt von S und der von dem Tangentenvektor \hat{t} an P abhängigen Normalenschnittebene $\epsilon(\hat{n})$. Quelle: GASTEIGER [2007]

Extremalstellen. Die Extremwerte einer Gleichung in quadratischer Form entsprechen den Eigenwerten. Weiterhin treten diese Extremwerte entlang der zugehörigen Eigenvektoren auf.

Die Eigenwerte und Eigenvektoren von W führen direkt zum nächsten Schritt, der Einführung der Krümmungsgrößen. Die verwendeten Größen sind in Abbildung 2.5 skizziert. In der Differentialgeometrie für Flächen sind folgende Krümmungsgrößen relevant, auf deren Bedeutung und Herleitung nun genauer eingegangen wird:

- Hauptkrümmungen: κ_1, κ_2
- Hauptkrümmungsrichtungen: $t_{\kappa_1}, t_{\kappa_2}$
- Normalenkrümmung: κ_N
- Mittlere Krümmung: H
- Gaußsche Krümmung: K

Die Hauptkrümmungen κ_1 und κ_2 entsprechen den Eigenwerten von W . Sie beschreiben das Ausmaß der stärksten bzw. schwächsten Krümmung an dem Punkt P . Die beiden Hauptkrümmungen beziehen sich jeweils auf eine bestimmte Richtung durch P auf der Oberfläche. Die Hauptkrümmungsrichtungen werden als t_{κ_1} und t_{κ_2} bezeichnet und entsprechen den Eigenvektoren von W . Diese beiden Vektoren stehen immer senkrecht zueinander.

Im entarteten Fall existieren keine zwei unterschiedlichen Eigenwerte bzw. Eigenvektoren von W , d.h. alle Tangentenrichtungen t sind Hauptkrümmungsrichtungen. Hierdurch sind ebene und kugelige Bereich gekennzeichnet.

Aus den beiden Hauptkrümmungen lassen sich die mittlere und gaußsche Krümmung herleiten. Die mittlere Krümmung H ist das arithmetische Mittel der beiden Hauptkrümmungen κ_1 und κ_2 :

$$H = \frac{(\kappa_1 + \kappa_2)}{2} \quad (2.4)$$

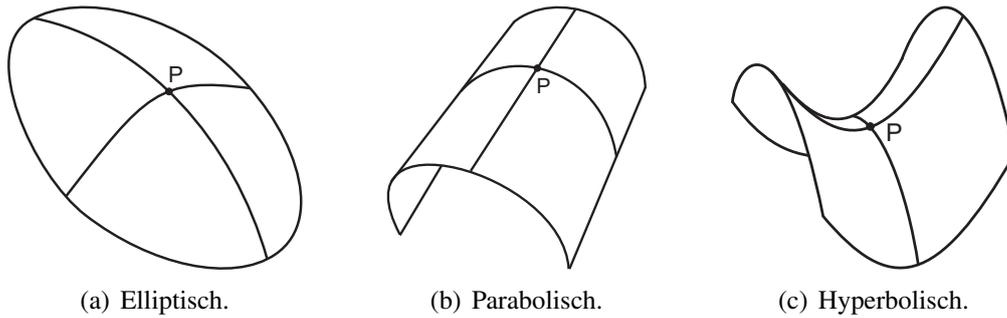


Abbildung 2.6: Beispiele der drei Klassifikationsgruppen eines Oberflächenpunktes P mit den entsprechenden Hauptkrümmungslinien. Quelle: SCHULZ [2005]

Mithilfe der gaußschen Krümmung K lässt sich die Form der Oberfläche S an dem Punkt P in drei Gruppen klassifizieren: elliptisch, parabolisch und hyperbolisch (siehe Abbildung 2.6). Als elliptisch werden auch planare und sphärische Flächen bezeichnet. Bei elliptischen und parabolischen Umgebungen wird zusätzlich zwischen konkaven und konvexen Formen unterschieden. Die gaußsche Krümmung wird definiert als:

$$K = \kappa_1 \kappa_2 \quad (2.5)$$

Die Klassifizierung ist dabei wie folgt unterteilt:

- *Elliptisch:* $K \approx 0$, $\kappa_1 \wedge \kappa_2 \approx 0$ (planar) oder $K \neq 0$: $\kappa_1 \approx \kappa_2 \wedge \kappa_1 \approx \kappa_2 \neq 0$ (sphärisch)
- *Parabolisch:* $K \approx 0$, $\max(|\kappa_1|, |\kappa_2|) > 0 \wedge \min(|\kappa_1|, |\kappa_2|) \approx 0$
- *Hyperbolisch:* $K < 0$, $\max(\kappa_1, \kappa_2) > 0 \wedge \min(\kappa_1, \kappa_2) < 0$

Zur Bestimmung der relevanten Krümmungsgrößen für einen Flächenpunkt P ist, wie eingangs erwähnt, die Untersuchung des Krümmungsverhaltens einzelner Flächenkurven an P notwendig. Die Krümmung κ einer solchen Flächenkurve ist durch die Normalenkrümmung κ_N beschreibbar. Die Normalenkrümmung κ_N entspricht der Tangentenänderung der Flächenkurve entlang der Flächennormale. Die Normalenkrümmung ist definiert durch die Projektion des Krümmungsvektors \vec{t}_κ auf die Flächennormale \hat{n} von P mit

$$\kappa_N = \vec{t}_\kappa \cdot \hat{n} \quad (2.6)$$

und dem dazugehörigen Normalenkrümmungsvektor

$$\vec{t}_{\kappa_N} = \kappa_N \hat{n}. \quad (2.7)$$

2.4.2 Verfahren zur Krümmungsapproximation

Die Krümmungsbestimmung erfordert eine Übertragung der oben beschriebenen Methoden von kontinuierlichen Oberflächen auf diskrete Dreiecksgeometrien. Hierdurch

kann nur eine Approximation des tatsächlichen Oberflächenverlaufes berechnet werden. Die vorgestellten Techniken zur Bestimmung von Krümmungsinformation lassen sich in folgende zwei Klassen unterscheiden:

- Curve Fitting – kantenbasiert
- Surface Fitting – flächenbasiert

Bei Curve Fitting Techniken werden die Normalenkrümmungen $\kappa_{N_{ij}}$ entlang inzidenter Kanten e_{ij} zur Bestimmung der Krümmungsgrößen approximiert. Bei Surface Fitting Verfahren hingegen wird eine geeignete, kontinuierliche Passfläche an die lokale Umgebung angepasst und zur Krümmungsbestimmung verwendet. Zur Bestimmung der Krümmungsinformation für einen Eckpunkt P_i ist in beiden Ansätzen die Definition einer Nachbarschaft $nhd(P_i)$ notwendig. Diese kann als topologisch, euklidisch oder geodätisch definiert sein. Enthalten sind dabei neben P_i selbst alle Nachbarpunkte P_j , die im Radius r um P_i liegen. Die Krümmung an P_i kann nur approximiert werden, wenn die Oberfläche an diesem Punkt 2-mannigfaltig ist.

Curve Fitting

Beim Curve Fitting wird die Abschätzung der Normalenkrümmungen $\kappa_{N_{ij}}$ mithilfe des zugehörigen Krümmungskreises vorgenommen. Die Approximation von κ_N einer Flächenkurve entspricht der Approximation einer Flächenkurve entlang e_{ij} :

$$\kappa_{N_{ij}} = 2 \frac{\hat{n}_i \cdot (P_j - P_i)}{\|P_j - P_i\|^2} \quad (2.8)$$

Dies bildet die Grundlage für das in GOLDFEATHER [2001] vorgestellte Normal Curvature Verfahren, wo anhand der approximierten Normalenkrümmungen $\kappa_{N_{ij}}$ die Elemente der Weingartenabbildung bestimmt werden. Hierzu ist noch die Beschreibung der Tangentenrichtung der Kante e_{ij} durch einen normierten Vektor (a_{ij}, b_{ij}) innerhalb einer beliebigen orthonormalen Basis innerhalb der Tangentialebene erforderlich. Nach Umstellung von Gleichung 2.3 ergibt sich folgendes Gleichungssystem, dessen unbekannte Größen (A, B, C) durch das Least Squares Verfahren in Matrixform aufgelöst werden:

$$\begin{bmatrix} \dots & \dots & \dots \\ a_{ij}^2 & 2a_{ij}b_{ij} & b_{ij}^2 \\ \dots & \dots & \dots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dots \\ \kappa_{N_{ij}} \\ \dots \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

Die Krümmungsinformation kann auch anhand des Zusammenhanges zwischen der orthonormalen Basis $(\hat{t}_{\kappa_1}, \hat{t}_{\kappa_2}, \hat{n}_i)$ und einer beliebigen anderen orthonormalen Basis $(\hat{x}_1, \hat{x}_2, \hat{x}_3)$ bestimmt werden [TAUBIN, 1995]. Dazu wird die Krümmungsinformation anhand einer Matrix M_P bestimmt, die durch Gleichung 2.10 gegeben ist:

$$M_P = \sum_{nhd(P_i)} w_{ij} \kappa_{N_{ij}} \hat{t}_{ij} \hat{t}_{ij}^T \quad (2.10)$$

Der Tangentialvektor \hat{t}_{ij} entspricht der Projektion der Kanten e_{ij} in die Tangentialebene und die Normalenkrümmung $\kappa_{N_{ij}}$ wird wieder anhand von Gleichung 2.8 abgeschätzt. Der Wichtungsfaktor w_{ij} wichtet den Flächeninhalt der angrenzenden Dreiecke an e_{ij} . Die Eigenvektoren von M_P entsprechen hierbei den Hauptkrümmungsrichtungen. Die Hauptkrümmungswerte können mithilfe der Eigenwerte λ_1 und λ_2 bestimmt werden:

$$\begin{aligned}\kappa_1 &= 3\lambda_1 - \lambda_2 \\ \kappa_2 &= 3\lambda_2 - \lambda_1\end{aligned}\tag{2.11}$$

Surface Fitting

Das Surface Fitting erfolgt in drei Schritten [GOLDFEATHER & INTERRANTE, 2004]. Als erstes muss die Punktumgebung von P_i in die Tangentialebene $T(P_i)$ projiziert werden. Die Parametrisierung der Punktumgebung beim Surface Fitting kann topologieunabhängig oder topologieabhängig erfolgen. Bei der topologieunabhängigen Parametrisierung werden die Punkte einfach entlang der Normalen \hat{n}_i in die Tangentialebene $T(P_i)$ projiziert, wie auch beim Curve Fitting Verfahren. Bei der topologieabhängigen Parametrisierung wird $nhd(P_i)$ auf einen isomorphen und kreuzungsfreien Graphen im R^2 abgebildet [ECK et al., 1995].

Anschließend wird die Parametrisierung auf eine Passfläche abgebildet. Die (u, v) Parameter der Parametrisierung werden über eine Abbildung $f : R^2 \rightarrow R^3$ zur Erzeugung einer kontinuierlichen Fläche verwendet, welche die diskrete Umgebungsgeometrie an P_i am genauesten beschreibt. Das Finden der Abbildung f wird dabei über die Least Squares Optimierung gelöst. Die aus der Abbildung f gewonnenen Parameter $f(u, v)$ werden nun zur Bestimmung der Fundamentalgrößen (Gleichung 2.2) verwendet, woraus sich wiederum die Krümmungsgrößen ableiten lassen.

Die Quadratic Surface Methode von GOLDFEATHER [2001] erzeugt eine topologieunabhängige Parametrisierung. Der Unterschied zum Normal Curvature Verfahren besteht darin, dass bei diesem Verfahren die Krümmung mit Hilfe von parabolischen Flächen approximiert wird und nicht anhand von Krümmungskreisen. Dazu wird eine Fläche bestmöglich an die Umgebung von P_i angelegt. Die Fläche wird durch eine quadratische Funktion erzeugt. Die quadratische Approximation jedes $P_j \in nhd(P_i)$ hat die folgende Form, wobei (x_{ij}, y_{ij}) dem Parameterpaar (u_{ij}, v_{ij}) von P_j entspricht:

$$z_{ij} = F(x_{ij}, y_{ij}) = \frac{Ax_{ij}^2}{2} + Bx_{ij}y_{ij} + \frac{Cy_{ij}^2}{2}\tag{2.12}$$

Bei der Berücksichtigung aller Punkte von $nhd(P_i)$ ergibt sich unter Verwendung von Gleichung 2.12 folgendes Gleichungssystem, welches sich analog zu Gleichung 2.9 lösen lässt:

$$\begin{bmatrix} \dots & & \dots \\ \frac{1}{2}x_{ij}^2 & x_{ij}y_{ij} & \frac{1}{2}y_{ij}^2 \\ \dots & & \dots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dots \\ z_{ij} \\ \dots \end{bmatrix}\tag{2.13}$$

In GOLDFEATHER [2001] wird außerdem eine Erweiterung des Quadratic Surface Operators vorgeschlagen, bei der zusätzlich die Normalen der inzidenten Punkte verwen-

2 Grundlagen zur illustrativen Visualisierung

det werden (Adjacent-Normal Cubic Methode). Damit wird eine kubische Fläche an P_i erzeugt:

$$\begin{aligned} z_{ij} &= f(x_{ij}, y_{ij}) \\ &= \frac{Ax_{ij}^2}{2} + Bx_{ij}y_{ij} + \frac{Cy_{ij}^2}{2} + Dx_{ij}^3 + Ex_{ij}^2y_{ij} + Fx_{ij}y_{ij}^2 + Gy_{ij}^3 \end{aligned} \quad (2.14)$$

Die Normale ist durch die erste Ableitung von Gleichung 2.14 mit

$$n(x_{ij}, y_{ij}) = \begin{bmatrix} f_x(x_{ij}, y_{ij}) \\ f_y(x_{ij}, y_{ij}) \\ -1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Ax_{ij} & +By_{ij} & +3Dx_{ij}^2 & +2Ex_{ij}y_{ij} & +Fy_{ij}^2 \\ Bx_{ij} & +Cy_{ij} & +Ex_{ij}^2 & +2Fx_{ij}y_{ij} & +3Gy_{ij}^2 \\ & & -1 & & \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

gegeben. Daraus lässt sich ein Gleichungssystem aufstellen, das für jeden Punkt $P_j \in nhd(P_i)$ und seiner Normalen (a_{ij}, b_{ij}, c_{ij}) drei Gleichungen besitzt:

$$\begin{bmatrix} \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{1}{2}x_{ij}^2 & x_{ij}y_{ij} & \frac{1}{2}y_{ij}^2 & x_{ij}^3 & x_{ij}^2y_{ij} & x_{ij}y_{ij}^2 & y_{ij}^3 \\ x_{ij} & y_{ij} & 0 & 3x_{ij}^2 & 2x_{ij}y_{ij} & y_{ij}^2 & 0 \\ 0 & x_{ij} & y_{ij} & 0 & x_{ij}^2 & 2x_{ij}y_{ij} & 3y_{ij}^2 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \end{bmatrix} X = \begin{bmatrix} \dots \\ z_{ij} \\ -\frac{a_{ij}}{c_{ij}} \\ -\frac{b_{ij}}{c_{ij}} \\ \dots \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

Dabei ist $(A, B, C, D, E, F, G)^T$ als X gegeben. Für P_i hat die Weingartenabbildung unter der Annahme, dass $T(P_i)$ der Projektionsebene entspricht, dann die gleiche Gestalt wie im Fall der quadratischen Fläche. Dadurch sind zur Bestimmung nur die linearen Terme A, B, C aus Gleichung 2.15 von Interesse:

$$W = \begin{bmatrix} AB \\ BC \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

Bei dem Verfahren von RÖSSL et al. [2000] erfolgt die Parametrisierung nicht durch die topologische Nachbarschaft, sondern durch die Approximation geodätischer Polarkoordinaten von $P_j \in nhd(P_i)$. Dazu werden alle Winkel ϕ_{ij} zwischen e_{ij} und e_{ij+1} aus $nhd(P_i)$ aufsummiert und anschließend auf die Summe 2π skaliert. Daraus ergeben sich die neuen skalierten Winkel ϕ'_{ij} . In Kombination mit den geodätischen Abständen d_{ij} zwischen P_j und P_i werden die Parameterkoordinaten (ϕ'_{ij}, d_{ij}) definiert, die im Folgenden als (u, v) bezeichnet werden. Mit Hilfe eines quadratischen Taylor-Polynoms der gesuchten Fläche:

$$F(u, v) = uF_u + vF_v + \frac{u^2F_{uu}}{2} + uvF_{uv} + \frac{v^2F_{vv}}{2} \quad (2.18)$$

und der Normalen $\hat{n} = (F_u \times F_v) / \|F_u \times F_v\|$ wird die Weingartenmatrix wie folgt gebildet:

$$\begin{bmatrix} F_{uu}^T \hat{n} & F_{uv}^T \hat{n} \\ F_{uv}^T \hat{n} & F_{vv}^T \hat{n} \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

Damit wird wiederum ein Gleichungssystem aufgestellt, in welchem die gesuchten Fundamentalgrößen $F = F_{uu}, F_{uv}, F_{vv}$ durch ein Least Squares Verfahren ermittelt werden. Die Koordinaten (x_j, y_j, z_j) bezeichnen die Position von $P_j \in nhd(P_i)$ in 3D:

$$\begin{bmatrix} \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ u_j & v_j & \frac{1}{2}u_j^2 & u_j v_j & \frac{1}{2}v_j^2 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \end{bmatrix} F = \begin{bmatrix} \dots \\ x_j \\ \dots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dots \\ y_j \\ \dots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dots \\ z_j \\ \dots \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

RAZDAN & BAE [2005] verwenden eine biquadratische Bézier-Oberfläche, um $nhd(P_i)$ zu beschreiben. Die Bézier-Oberfläche wird wie folgt berechnet:

$$F(u, v) = \sum_{k=0}^2 \sum_{l=0}^2 B_k^2(u) B_l^2(v) v_{k,l} \quad (2.21)$$

$v_{k,l}$ stellt die Kontrollpunkte der Fläche dar und die Koeffizienten $B_k^2(u), B_l^2(v)$ die quadratischen Bernstein-Polynome. Für eine topologieabhängige Parametrisierung werden die Randpunkte von $nhd(P_i)$ auf einen Einheitskreis projiziert. Die Verteilung der restlichen Punkte innerhalb des Kreises wird mit Hilfe eines Least Squares Verfahrens durchgeführt [ECK et al., 1995]. Anschließend wird für alle n Punkte $P_j \in nhd(P_i)$ folgendes Gleichungssystem aufgestellt:

$$\begin{bmatrix} B_0^2(u_0)B_0^2(v_0) & B_0^2(u_0)B_1^2(v_0) & \dots & B_2^2(u_0)B_2^2(v_0) \\ & \vdots & & \\ B_0^2(u_n)B_0^2(v_n) & B_0^2(u_n)B_1^2(v_n) & \dots & B_2^2(u_n)B_2^2(v_n) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_{0,0} \\ \vdots \\ v_{2,2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_0 \\ \vdots \\ v_n \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

Die gesuchten Kontrollpunkte werden ebenfalls über ein Least Squares Verfahren ermittelt. Die Kontrollpunkte $v_{k,l}$ und Parameterkoordinaten (u_i, v_i) für den Punkt P_i werden für die Ableitungsberechnung der Fundamentalgrößen (vgl. Gleichung 2.2) verwendet. Dabei wird folgender Zusammenhang ausgenutzt [PIEGL & TILLER, 1995]:

$$\frac{d \left(\sum_{k,n} (u_i) v_k \right)}{du_i} = n \sum_{k=0}^{n-1} (u_i) (v_{k+1} - v_k) \quad (2.23)$$

Im Gegensatz zu den bereits beschriebenen Surface Fitting Verfahren kann die Existenz einer orthonormalen Basis für die Tangentialebene für diese Flächen nicht garantiert werden. Somit ist auch keine Berechnung der Krümmungsgrößen durch die Bestimmung von Eigenwerten und Eigenvektoren der Weingartenmatrix mehr möglich. Jedoch zeigt SCHÖNE [1975], dass aus den abgeleiteten Fundamentalgrößen zwei quadratische Gleichungen aufgestellt werden können, deren zwei Lösungen jeweils κ_1, κ_2 sowie λ_1, λ_2 ergeben:

$$\begin{aligned} (EG - F^2)\kappa^2 - (EN + GL - 2FM)\kappa + (LN - M^2) &= 0 \\ (FN - GM)\lambda^2 + (EN - GL)\kappa + (EM - FL) &= 0 \end{aligned} \quad (2.24)$$

Die beiden Werte λ_1, λ_2 stellen das Verhältnis der Koordinaten von $\hat{t}_{\kappa_1}, \hat{t}_{\kappa_2}$ dar und beschreiben damit die Hauptkrümmungsrichtungen.

2.4.3 Optimierung des Krümmungsfeldes

Auf elliptischen Bereichen der Oberfläche besteht das Problem, dass die Hauptkrümmungsrichtungen \hat{t}_{κ_1} und \hat{t}_{κ_2} nicht (zuverlässig) bestimmt werden können. Zusätzlich kann das Krümmungsfeld durch hochfrequentes Rauschen auf der Oberfläche abgelenkt werden. HERTZMANN & ZORIN [2000] schlagen hierzu vor, das Krümmungsfeld durch ein Optimierungsverfahren zu glätten. Dazu wurden die Hauptkrümmungsrichtungen an den Eckpunkten als „fest“ markiert, die eine stark parabolische Umgebung beschreiben. Parabolische Punkte sind charakterisiert durch eine hohe Krümmung in nur eine der beiden Hauptkrümmungsrichtungen. Um zu prüfen, ob ein Punkt parabolisch ist, müssen folgende Kriterien erfüllt sein:

$$\frac{\max(|\kappa_1|, |\kappa_2|)}{\min(|\kappa_1|, |\kappa_2|)} > \delta_{ratio} \wedge \max(|\kappa_1|, |\kappa_2|) > \delta_{reliable} \quad (2.25)$$

Die Schwellenwerte δ_{ratio} und $\delta_{reliable}$ werden dabei vom Benutzer eingestellt. Die Richtungen an den übrigen Eckpunkten werden anschließend gegen die „fest“-markierten ausgerichtet. Die Werte von δ_{ratio} und $\delta_{reliable}$ hängen dabei von der jeweiligen Oberfläche ab.

Es ist möglich, die Winkel zwischen den angrenzenden Krümmungsrichtungen zu minimieren, wobei sichergestellt werden muss, dass die Vektoren die eigentliche Oberfläche nicht verlassen. HERTZMANN & ZORIN verwenden deswegen einen anderen Ansatz. Sie bewegen nicht die Vektoren selbst, sondern berechnen die minimal mögliche Bewegung zwischen beiden Tangentialebenen $T(P)$. Dadurch wird sichergestellt, dass die Vektoren die Oberfläche nicht verlassen.

2.5 Remeshing, Parametrisierung & Texturierung von Oberflächen

Die Parametrisierung von Oberflächen ist notwendig, um Texturen auf der Oberfläche abbilden zu können. Texturen können dazu genutzt werden, um Organoberflächen realistischer aussehen zu lassen, aber auch um Stippling- und Schraffurtechniken umzusetzen. Im Folgenden wird daher auf die verschiedenen Ansätze zur Parametrisierung von Oberflächen eingegangen. Um eine gute Parametrisierung berechnen zu können, sind zum Teil verschiedene Vorverarbeitungen der zugrunde liegenden Dreiecksnetze vonnöten. Aus diesem Grund werden diese als erstes vorgestellt. Abschließend werden Verfahren zur Texturabbildung vorgestellt.

2.5.1 Remeshing

In vielen Fällen müssen die initial erzeugten Dreiecksnetze korrigiert werden. Dies umfasst die einfache Glättung, die Dreiecks-Optimierung oder die Vereinfachung bzw. Unterteilung von Netzen. Diese Verfahren sind zum Teil Voraussetzung um Artefakte auf den Oberflächen zu beseitigen oder die Ergebnisse von Simulationen zu verbessern.

Zur Glättung von Oberflächen – welche aus tomographischen Daten mit anisotropen Voxelgrößen erstellt wurden – wurden in BADE et al. [2006] gängige Verfahren miteinander verglichen. Dazu wurden diese auf charakteristisch geformte anatomische Strukturen angewendet. Hierzu zählen kompakte (Organe), flache (Muskeln) und längliche (Gefäße) Strukturen. BADE et al. haben festgestellt, dass keines der getesteten Verfahren für alle Strukturtypen zufriedenstellende Ergebnisse liefert. Die Eckpunkte können zu sehr von ihrer ursprünglichen Position abweichen. Aus diesem Grund wurde in BADE et al. [2007] ein neues Glättungsverfahren vorgestellt, das Diamond-Constrained Smoothing. Hierbei darf ein Eckpunkt des Netzes einen umschließenden Rhombus nicht verlassen. Form und Größe des Rhombus orientiert sich dabei an den zugrunde liegenden Voxel-Eigenschaften. Das Verfahren liefert für alle Strukturtypen gute Ergebnisse, allerdings versagt auch dieses Verfahren bei sehr dünnen Strukturen, deren Durchmesser nur einen Voxel beträgt.

2.5.2 Parametrisierung von Oberflächen

Bei einer Parametrisierung handelt es sich um die bijektive Abbildung einer Oberfläche S auf eine zweite Oberfläche S^* , beschrieben durch eine Abbildungsfunktion f [FLOATER & HORMANN, 2004]. Die Parametrisierung eines Punktes $P \in S$ ist dabei so definiert, dass dieser die gleichen Koordinaten hat wie sein Bildpunkt $f(P) \in S^*$. Die Abbildung f ist zulässig, wenn die Parametrisierung bijektiv ist. Die eindeutige Abbildung einer 3D-Oberfläche auf eine Ebene ist jedoch nicht trivial und meistens auch nicht notwendig.

Um Texturverzerrung zu vermeiden, wird eine isometrische (längentreue) Abbildung gesucht, da diese konform (d.h. winkeltreu) und flächentreu ist. In der Praxis ist eine derartige Abbildung, außer bei planar abwickelbaren Oberflächen, wie beispielsweise bei einem offenen Zylinder, nur sehr selten möglich (AKENINE-MÖLLER & HAINES [2002]). Dies trifft gerade auf Polygonmodelle mit komplexer Geometrie zu, wo versucht wird, eine einzige Projektionsfunktion für eine isometrische Abbildung der ganzen Oberfläche zu finden. Daher wird eine konforme (winkeltreue), flächentreue oder verzerrungsminimierte Kombination dieser beiden Abbildungen gesucht. In manchen Fällen muss eine Parametrisierung weiteren Ansprüchen genügen. Um etwa eine Textur mit definierter Ausrichtung abbilden zu können, muss z.B. die geodätische Krümmung zusätzlich berücksichtigt werden. Dies ist zum Schraffieren von Oberflächen notwendig.

Das Finden einer geeigneten Oberflächenparametrisierung für die Texturierung, unter den oben beschriebenen Anforderungen, ist ein breites Forschungsgebiet in der Computergraphik. Da polygonale Oberflächen texturiert werden sollen, erfolgt für deren Parametrisierung im Folgenden eine Vorstellung von zwei grundsätzlichen Ansätzen, die in indirekte und direkte Parametrisierung aufgeteilt werden. Bei der direkten Parametrisierung wird zusätzlich zwischen lokalen und globalen Verfahren unterschieden.

Indirekte Parametrisierung

Die einfachste Form, Texturen auf eine beliebige Oberfläche zu legen, ist die Abbildung der Textur über so genannte Zwischengeometrien (Zwei-Phasen-Projektion). Als Zwischengeometrie wird eine möglichst einfach zu parametrisierende Oberfläche gewählt,

2 Grundlagen zur illustrativen Visualisierung

wie etwa Würfel (Cube-Mapping), Zylinder oder Kugeln. Die zu texturierende Oberfläche wird ins Zentrum der Zwischengeometrie transformiert. Anschließend wird der Schnittpunkt der Normalen aller Eckpunkte mit der Zwischengeometrie berechnet und so die Texturkoordinate von der Zwischengeometrie auf das zu texturierende Objekt übertragen [WATT & WATT, 1992, S. 181]. Ausgehend von diesem sehr einfachen Verfahren wurden in der Literatur weitere Methoden beschrieben, um Texturen auch auf sehr komplexe Oberflächen abbilden zu können.

TARINI et al. [2004] haben hierzu die PolyCube-Maps entwickelt. Bei dieser Erweiterung des Cube-Mappings wird in einem ersten Schritt der umschließende Würfel in kleinere Würfel unterteilt, die sich möglichst genau an die Objektform anpassen. Die Größe der erzeugten Würfel ist dabei abhängig von der Komplexität des Objektes, um Verzerrungen bei der Abbildung der Textur auf das eigentliche Objekt gering zu halten. Der zweite Schritt beinhaltet die Abbildung der Textur von dem PolyCube auf das Objekt. Für jeden Würfel wird lokal ein Mapping auf das Objekt durchgeführt. Die jeweiligen Texturen für die Einheitswürfel werden in einer großen 2D-Textur kombiniert und gespeichert. Nachteilig an diesem Verfahren ist, dass der Aufbau der PolyCubes-Struktur von Hand vorgenommen werden muss. Von LIN et al. [2008] wurde ein Verfahren entwickelt, um die PolyCube-Maps automatisch erzeugen zu können.

Direkte, globale Parametrisierung

Bei der direkten Parametrisierung werden die Texturkoordinaten nicht über eine Zwischengeometrie auf die Oberfläche projiziert. Stattdessen wird jeder Eckpunkt direkt in den Parameterraum überführt. HORMANN et al. [1999] schlagen hierzu eine hierarchische Parametrisierung vor. Bei diesem Verfahren wird das zugrunde liegende Dreiecksnetz nach und nach vereinfacht. Hierfür werden die Progressive Meshes von HOPPE [1996] verwendet. Für jedes Hierarchie-Level werden die baryzentrischen Koordinaten des eliminierten Punktes bezüglich der lokalen Parametrisierung des umgebenden Dreiecks berechnet. In dem nächsten Schritt wird die optimale Parametrisierung für das größte Dreiecksnetz berechnet. Über die gespeicherten baryzentrischen Koordinaten werden die fehlenden Dreiecke in das jeweils nächste feinere Level eingefügt.

GU & YAU [2003] haben ein Verfahren zur globalen konformen Parametrisierung für Oberflächen mit beliebigem Genus entwickelt. Das Problem bei den globalen Parametrisierungsverfahren ist jedoch, dass sich die Textur durch die Parametrisierung zugunsten eines nahtlosen Übergangs sehr stark in ihrer Größe ändert.

Direkte, lokale Parametrisierung

Bei der globalen Parametrisierung ist die Einhaltung von Konformität und Flächentreue bei gleichzeitiger geodätischer Ausrichtung schwer zu gewährleisten. Um das Verfahren zu vereinfachen, kann das gesamte Objekt auch in einzelne annähernd planare Bereiche partitioniert werden (Patches), welche dann einzeln in die Textur-Ebene überführt werden. Problematisch an diesem Ansatz ist, dass es an den Patch-Übergängen zu Diskontinuitäten und damit zu Texturnähten kommt.

PRAUN et al. [2000] verwenden den direkten, lokalen Ansatz bei der Parametrisierung beliebiger Oberflächen für die Texturierung sich wiederholender Texturmuster (Lapped Textures). Die Partitionierung erfolgt automatisch, indem ein Patch um ein nicht zugewiesenes Dreieck durch das Hinzufügen benachbarter Dreiecke wächst, wobei es bei jedem Wachstumsschritt in den Texturraum projiziert wird. Über ein Optimierungsproblem werden die \hat{s} und \hat{r} Vektoren der im Patch enthaltenen Dreiecke anschließend an die u - und v -Achsen des Parameterraumes ausgerichtet. Das Patch-Wachstum bricht ab, wenn das Texturmuster vollständig überlagert ist, wodurch sich die einzelnen Textur-Patches auf dem Modell überlagern können. Das Wachstum bricht ebenfalls ab, wenn bei der Projektion zu starke Texturverzerrungen entstehen würden. In diesem Fall wird an dieser Stelle mit einem neuen Patch begonnen. Um Artefakte bei der Darstellung zu minimieren, werden die Textur-Patches an den Grenzen ineinander überblendet.

2.5.3 Texturierung von Oberflächen

Nachdem es nun möglich ist, für jeden Oberflächenpunkt des Objektes eine eindeutige Texturkoordinate zu bestimmen, muss in einem nächsten Schritt die Textur auf das Objekt aufgebracht werden. Im einfachsten Fall gibt es für das gesamte Objekt eine Textur, die bijektiv auf das Objekt abgebildet wird. In vielen Fällen soll die Textur jedoch gekachelt, also an mehreren Stellen wiederverwendet werden. Teilweise muss auch zwischen verschiedenen Texturen überblendet werden, um die Helligkeit oder Auflösungsstufen variieren zu können.

PRAUN et al. [2001] stellen hierfür die Tonal Art Maps (TAMs) vor, eine Erweiterung der Art Maps von KLEIN et al. [2000]. Neben den vorberechneten Texturen für verschiedene Auflösungsstufen werden weitere Texturen generiert, die verschiedene Schattierungen emulieren. Dabei wurde die jeweils dunklere Textur so aufgebaut, dass sie die Elemente der helleren Struktur ebenfalls enthält. Das gleiche gilt auch für Texturen unterschiedlicher Auflösungsstufen. Auf diese Art und Weise kann zwischen den Texturen überblendet werden, ohne dass Übergänge sichtbar werden. Grundvoraussetzung für ein nahtloses Aneinanderfügen der Texturen ist, dass die Texturen an den Rändern symmetrisch sind. D.h., dass Linien, die auf der linken Seite am Rand aus der Textur austreten, auf der rechten Seite auch wieder eintreten müssen. Dieses Verfahren wurde von FREUDENBERG et al. [2002] und WEBB et al. [2002] sukzessive erweitert. So wird bei FREUDENBERG et al. [2002] in der Textur die Linienbreite anstelle der Liniendichte kodiert und mittels Halftoning gerendert. WEBB et al. kombinieren die Verfahren der beiden Vorgänger. Alle Verfahren nutzen zur Parametrisierung den Lapped Textures-Ansatz.

GORLA et al. [2003] nutzen ebenfalls den Lapped Textures-Ansatz, jedoch wird bei ihrem Verfahren die Textur prozedural für jedes Patch erzeugt um Texturnähte zu unterbinden. Die Textur wird pro Pixel synthetisiert und kann ggf. an einem Krümmungsfeld orientiert werden. Bei Änderung der Kameraentfernung und der damit notwendigen Texturauflösung muss die Berechnung allerdings von neuem durchgeführt werden.

Bei der Verwendung einer gekachelten Textur kann es unter Umständen dazu kommen, dass die Wiederholungen zu ungewollten Mustern auf der Oberfläche führen. Um der Bildung von Mustern entgegen zu wirken, verwenden COHEN et al. [2003] so genannte

Wang-Tiles. Dies sind quadratische Objekte, dessen vier Ränder je einer von vier Farben zugeordnet werden können. Die Farben entsprechen dabei Übergängen an den jeweiligen Rändern der Textur. Dabei müssen die Wang-Tiles immer so angeordnet werden, dass die Farben der Ränder immer zu den benachbarten Tiles passen. Da eine Mindestanzahl an Wang-Tiles benötigt wird, um alle Kombinationen abdecken zu können, schlagen COHEN et al. einen Algorithmus zur automatischen Generierung dieser Tiles aus beliebigen Texturen vor. Dazu werden ausgehend aus einem größeren Eingabebild kleine quadratische Texturen generiert. Diese Texturen werden wieder zusammengefügt, wobei der Farbunterschied entlang einer Kante einen gegebenen Schwellwert nicht überschreiten darf. Dabei wird die neue Textur so verschoben, dass die Differenz nur Nachbarstruktur minimiert wird. LU & EBERT [2005] haben diesen Ansatz zu Wang-Cubes erweitert, um dreidimensionale Texturen zu erzeugen. Diese werden in ein Volumen-Rendering integriert, wobei die Textur je nach zugrunde liegender Struktur das jeweilige Gewebe emuliert.

Ähnlich zu den Wang-Tiles verhält sich das Penrose-Tiling [OSTROMOUKHOV et al., 2004], um Texturen mit beliebig vielen Auflösungsstufen zu erzeugen. Eine Penrose-Kachelung ist ein aperiodisches Kachel-Muster, welches eine Ebene lückenlos kacheln kann, ohne dass dabei ein Grundschema periodisch wiederholt wird. Eine Penrose-Kachelung besteht aus mehreren geometrischen Primitiven (Dreiecke, Rauten), die über die gleiche Kantenlänge miteinander verbunden werden können, aber unterschiedliche Eckwinkel haben. In der Arbeit von OSTROMOUKHOV et al. wird dieses Verfahren u.a. genutzt, um Stippling-Bilder mit verschiedenen Helligkeitsstufen zu erzeugen. Ein Punkt wird dabei jeweils an einen Eckpunkt gesetzt.

BRUCKNER & GRÖLLER [2007] haben ein einfaches, aber effektives Verfahren zur Texturierung von Volumendaten entwickelt, die so genannten Style Transfer Functions. Die Normale eines Voxels wird in Abhängigkeit zur aktuellen Sichtrichtung auf eine Kreisscheibe abgebildet. Diese wird mit einer Textur belegt, die aus einer Fotografie von z.B. Marmor- oder Holzkugeln gewonnen wurde. Dadurch erhält das gerenderte Objekt das Aussehen der Kugel.

2.6 Korrektes Rendering transparenter Polygonnetze

Zur interaktiven Darstellung polygonaler Oberflächen wird im Allgemeinen Raycasting verwendet, welches mithilfe einfacher OpenGL-Verfahren umgesetzt wird. Bei diesen Verfahren können transparente Geometrien nicht immer korrekt dargestellt werden.

OpenGL stellt für das Rendering zwei Buffer zur Verfügung: den z -Buffer und den Farb-Buffer. Im Farb-Buffer wird der aktuelle Farbwert der einzelnen Pixel zwischengespeichert. Wenn an der Position des Pixels neue Geometrie gerendert wird, so ändert sich auch der Farbwert. Der z -Buffer dient zur Tiefensortierung. Hier wird pixelweise festgehalten, in welcher Tiefe z bisher Geometrie gerendert wurde. Wenn Geometrie weiter

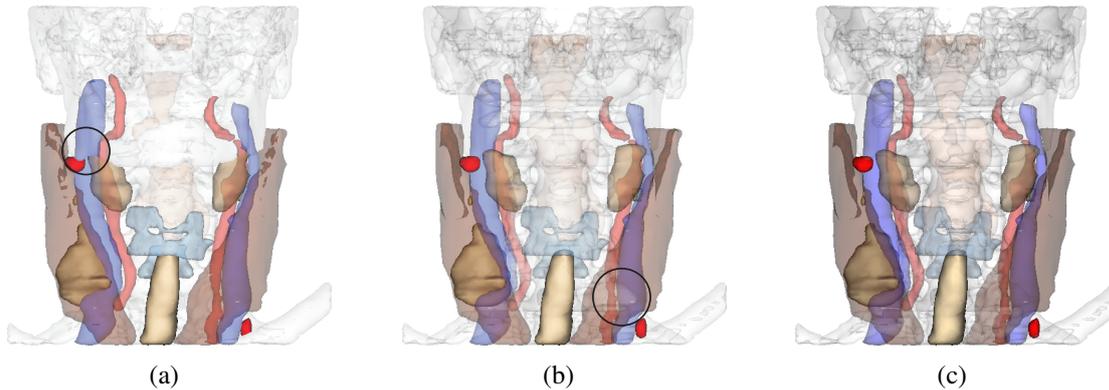


Abbildung 2.7: Darstellung eines Halses mit verschiedenen CPU-basierten Transparenzmodi. (a) Beim Blending können sogar opake Objekte von Transparenten überdeckt werden. Die Reihenfolge, in der Objekte gerendert werden, ist nicht festgelegt. (b) Beim Delayed Blending werden transparente und opake Objekte in zwei getrennten Schritten gerendert, um die Verdeckung von opaken Objekten zu verhindern. Weiter hinten liegende Objekte (Knochen) können jedoch vorne liegende Objekte (Muskel) verdecken. (c) Das Sorted Object Blend erweitert das Delayed Blending und sortiert auch die transparenten Objekte untereinander.

hinten in der Szene zur Disposition steht, so wird diese für den aktuellen Rendering-Schritt einfach verworfen.

Durch den einfachen Aufbau der OpenGL-Pipeline entstehen Probleme, wenn transparente Objekte gerendert werden sollen. Das Problem wird noch verschärft, wenn mehrere, sich gegenseitig überdeckende Objekte transparent dargestellt werden sollen. Der finale Farbwert eines Pixels hängt davon ab, welches der transparenten Objekte weiter vorne liegt. Transparente Objekte können nicht über den z -Buffer kombiniert werden, da hier nur ein Tiefenwert pro Pixel abgelegt werden kann. Benötigt wird allerdings ein Buffer, in dem für alle transparenten Objekte der Farb- und Tiefenwert gespeichert werden kann, um diese dann korrekt kombinieren zu können.

Wenn eine Szene in Form von polygonalen Oberflächen vorliegt, so kann die korrekte Transparenz nur durch Mehraufwand auf der CPU oder auf der GPU erreicht werden.

2.6.1 CPU-basierte Verfahren

Über die CPU können die Schwächen der OpenGL-Rendering-Pipeline ausgeglichen werden, indem beim Rendering die Reihenfolge der Objekte optimiert wird. Im Folgenden werden die in WERNECKE [1994] definierten Begriffe verwendet. Bei dem so genannten Blending hängt das finale Ergebnis nur von der Reihenfolge ab, in der die einzelnen Polygonmodelle gerendert werden. In Abbildung 2.7(a) ist zu sehen, dass der Knochen die transparenten Muskeln und auch einen opaken Lymphknoten komplett verdeckt. Bei dem Delayed Blending werden zuerst alle opaken Objekte normal gerendert (Abbildung 2.7(b)). In einem zweiten Schritt werden die transparenten Objekte gerendert. Hierbei wird über den z -Buffer nur noch getestet, ob sich die transparenten Objekte hinter den opaken befinden. Die transparenten Objekte selbst beeinflussen den z -Buffer aber

2 Grundlagen zur illustrativen Visualisierung



Abbildung 2.8: Versagen von Sorted Object Blend bei verschachtelten transparenten Objekten. Zu sehen sind zwei Gefäße und ein umschließender Muskel von oben und von der Seite betrachtet. Im rechten Bild müsste der obere Teil des Muskels hinter den Gefäßen liegen.

nicht mehr. Aber auch hier können transparente Objekte, die eigentlich viel weiter hinten liegen, vorne liegende transparente Objekte verdecken.

Die Methode mit den besten Ergebnissen ist das so genannte Sorted Object Blend (Abbildung 2.7(c)). Hierbei werden zuerst alle opaken Objekte in den Image- und z -Buffer gerendert. Anschließend werden alle transparenten Objekte bei deaktiviertem z -Buffering gerendert. Dabei werden sie zuvor über die Lage der Bounding Boxes der Tiefe nach sortiert, weiter hinten liegende Objekte werden also zuerst gerendert. Dadurch entsteht für einfache Szenen ein korrekter Eindruck der Transparenzen.

Problematisch wird diese Vorgehensweise bei komplexeren Szenen. In Abbildung 2.8 umschließt der Muskel die Arterie, sodass der Muskel stets auch immer als am weitesten hinten liegendes Objekt identifiziert wird. Dies kann nur behoben werden, indem alle zur Szene gehörenden Dreiecke der Entfernung nach sortiert werden (Sorted Triangle Blend). Dadurch gehen aber nahezu alle Vorteile des Hardware-basierten Renderings verloren.

2.6.2 GPU-basierte Verfahren

Eine andere Möglichkeit ist das von EVERITT [2001] vorgestellte Depth Peeling. Dieses Konzept findet auch im Bereich des Volumen-Renderings Anwendung [REZK-SALAMA & KOLB, 2006]. Beim Depth Peeling wird die Szene in mehreren Durchläufen gerendert. Die Anzahl der Durchläufe kann vom Nutzer festgelegt werden und erhöht die Korrektheit der Darstellung. Bei jedem Durchlauf wird die Szene gerendert und der Farb- und der z -Buffer gespeichert. In jedem weiteren Durchlauf wird die Geometrie „weggeschält“, d.h. nur die Geometrie wird gerendert, die tiefer in der Szene liegt als der z -Buffer vorgibt. Dadurch ergeben sich verschiedene Layer, die in umgekehrter Reihenfolge zum finalen Bild kombiniert werden.

Um das Multi-Pass-Rendering besser zu unterstützen, wurden als Erweiterung von OpenGL die Framebuffer Objects (FBO) entwickelt, die von neueren Grafikkarten unterstützt werden [JULIANO & SANDMEL, 2007]. Sie stellen ein Interface dar, mit dem die Ausgabe der Rendering-Pipeline in eigens definierte Buffer geleitet werden kann. Insbesondere erlauben sie das Rendern in Texturen, die daraufhin in weiteren Rendering-

Durchläufen verwendbar sind. Es werden jedoch je nach verwendeter Hardware nicht alle Operationen auf allen Texturformaten unterstützt, was zu numerischen Fehlern führen kann.

Als weiterführende Literatur zur programmierbaren Grafik-Hardware sei auf AKENINE-MÖLLER & HAINES [2002] verwiesen. Darauf aufbauend wird in ENGEL et al. [2006] die Verwendung der programmierbaren Grafik-Hardware für Volumen-Rendering beschrieben.

2.7 Zusammenfassung

Aus der Analyse der visuellen Wahrnehmung konnten diverse Erkenntnisse gewonnen werden. Stark unterschiedliche Reize können präattentiv wahrgenommen werden. Damit können Reize sehr schnell und parallel verarbeitet werden. Bilder können auf sehr abstrakte Art und Weise erfasst werden. Um ein beliebiges Objekt begreifen zu können, reichen wenige Linienzüge aus, um Form und Aussehen verständlich zu machen. Zur Verbesserung der Formwahrnehmung können opake Texturelemente auf einer transparenten Oberfläche eingesetzt werden, die eine Schraffur an der Hauptkrümmungsrichtung ausrichten.

Die Analyse der Bilder in medizinischen Lehrbüchern hat gezeigt, dass versucht wird, die visuelle Wahrnehmung direkt zu unterstützen. Zur besseren Abgrenzung wird die Silhouette der Objekte gezeichnet und Oberflächenverläufe mittels Schraffur verdeutlicht, wichtige Strukturen werden farblich hervorgehoben. Des Weiteren kommen Techniken wie Stippling, Cut Aways und Section Views zum Einsatz. Welche anatomischen Strukturen mit welchem Zeichenstil gezeichnet werden, ist dabei nicht eindeutig über die Struktur festgelegt, sondern hängt von der Intention des Zeichners ab. Jedoch achten sie sehr darauf, dass störende oder überflüssige Kontextstrukturen nicht gezeichnet oder besonders abgeschwächt dargestellt und interessante Fokusstrukturen wiederum besonders hervorgehoben werden. Ein oft verwendetes Mittel zur Darstellung von wichtigen Details ist die Wahl der lokalen Schattierung der Strukturen, bzw. der Grad der Detaillierung. Wie bereits kurz erwähnt, wird die Szene so ausgeleuchtet, dass eine optimale visuelle Wahrnehmung der Objektoberflächen ermöglicht wird. Dabei werden oft verschiedene Lichtquellen kombiniert, oder gar Lichtverhältnisse geschaffen, die in der Realität so gar nicht umzusetzen wären.

In dieser Arbeit wird die Darstellung der anatomischen Strukturen mithilfe von polygonalen Oberflächenmodellen durchgeführt. Um die Konnektivitätsinformationen eines polygonalen Objekts zu beschreiben, wird die Winged Edge Datenstruktur verwendet, mit der jedoch nur 2-mannigfaltige Netze beschrieben werden können. Dies ist aber nicht weiter problematisch, da die Verfahren, die die Winged Edge nutzen, ebenfalls 2-mannigfaltige Netze benötigen. Des Weiteren wurden einige Verfahren vorgestellt, um einfache Berechnungen anhand der polygonalen Objekte durchzuführen.

Im Anschluss daran wurden diverse Curve Fitting und Surface Fitting Verfahren zur Bestimmung der lokalen Krümmung auf der Oberfläche vorgestellt. Beim Curve Fitting wird die Abschätzung der Normalenkrümmungen $\kappa_{N_{ij}}$ mithilfe des zugehörigen Krüm-

Verfahren	Ansatz	Parametrisierung	$nhd(v_i)_{min}$
[TAUBIN, 1995]	Curve Fitting	Projektion	3
Normal Curvature	Curve Fitting	Projektion	3
Quadratic Surface	Surface Fitting (quadratische Passfläche)	Projektion	3
Adjacent-Normal Cubic	Surface Fitting (kubische Passfläche)	Projektion	3
[RÖSSL et al., 2000]	Surface Fitting (quadratische Passfläche)	geodätische Polarkoordinaten	5
[RAZDAN & BAE, 2005]	Surface Fitting (biquadratische Bézier-Fläche)	isomorph	9

Tabelle 2.1: Zusammenfassung der vorgestellten Krümmungsapproximationsverfahren. Sie unterscheiden sich in Curve Fitting und Surface Fitting Ansätzen, der Art ihrer Parametrisierung und Mindestanzahl von benötigten Eckpunkten in ihrer Nachbarschaft.

mungskreises vorgenommen. Bei dem Surface Fitting wird für die Umgebung von P_i zunächst eine Parametrisierung von $nhd(P_i)$ erzeugt und diese durch ein *Least Square* Verfahren auf eine geeignete Passfläche abgebildet, die die definierte Umgebung von P_i approximiert. Auf dieser wird dann die Krümmungsinformation ermittelt. Die Parametrisierung kann dabei topologieabhängig oder topologieunabhängig erfolgen. Die Diskussion der Vor- und Nachteile der einzelnen Verfahren wird in den späteren Teilen dieser Arbeit durchgeführt, da die Auswirkungen erst dort zum Tragen kommen. In Tabelle 2.1 werden die Eckdaten der vorgestellten Verfahren nochmals zusammengefasst.

Zur Korrigierung der initial erzeugten Dreiecksnetze wurden ausgewählte Verfahren zur Glättung, Dreiecks-Optimierung oder Vereinfachung bzw. Unterteilung von gegebenen Netzen eingeführt. Zur Glättung von Oberflächen wurde das Diamond-Constrained Smoothing vorgestellt, welches zwar glatte Oberflächen unter Einhaltung eines möglichst geringen Fehlers sicherstellt, jedoch nicht, dass die Dreiecke selbst eine optimale Form haben. Hierzu müssen getrennte Verfahren angewendet werden.

Zur Parametrisierung von Oberflächen wurden indirekte Verfahren sowie direkte, lokale und direkte, globale Verfahren vorgestellt. Beim indirekten Verfahren erfolgt die Abbildung über Zwischengeometrien. Bei der direkten, globalen Parametrisierung wird jeder Eckpunkt direkt in den Parameterraum überführt. Bei der globalen Parametrisierung ist die Einhaltung von Konformität und Flächentreue bei gleichzeitiger geodätischer Ausrichtung schwer zu gewährleisten. Abhilfe schaffen hier die direkten, lokalen Verfahren, wo getrennte Bereiche der Oberfläche für sich parametrisiert werden. Problematisch an diesem Ansatz ist, dass es an den Patch-Übergängen zu Diskontinuitäten und damit zu Texturnähten kommt. Zur Texturierung der Oberfläche wurden die Tonal Art Maps (TAMs) vorgestellt. Um ungewollte Muster durch die Texturwiederholungen vermeiden zu können, wurden die Wang-Tiles und das Penrose-Tiling eingeführt.

3 Vom Non-Photorealistic Rendering zur illustrativen medizinischen Visualisierung

Zu Beginn der neunziger Jahre veröffentlichten SAITO & TAKAHASHI [1990] den Beitrag *Comprehensible Rendering of 3-D Shapes*, in welchem sie die Möglichkeit aufzeigten, wie die vorhandenen Bild-Buffer genutzt werden können, um die Verständlichkeit der Renderings zu erhöhen, indem der Kontrast verstärkt oder die Form besser hervorgehoben wird. Im gleichen Jahr haben DOOLEY & COHEN [1990] vorgeschlagen, Polygonnetze durch Silhouetten darzustellen, wobei verdeckte Linien einen anderen Linienstil erhalten haben als sichtbare, ähnlich wie in technischen Zeichnungen. Mit diesen beiden Beiträgen wurde ein ganz neuer Forschungszweig aus der Wiege gehoben, das Non-Photorealistic Rendering [GOOCH & GOOCH, 2001; STROTHOTTE & SCHLECHTWEG, 2002].

Zu Beginn war das gesetzte Ziel des Non-Photorealistic Renderings (NPR), Bilder aus Dreiecksgeometrien zu erzeugen, die eben nicht möglichst fotorealistisch aussehen, sondern wie s/w-Handzeichnungen anmuten, die z.B. mit einem einfachen Bleistift gezeichnet wurden [WINKENBACH & SALESIN, 1994]. Die direkte Nachahmung stand dabei im Mittelpunkt. Das erklärte Ziel von SAITO & TAKAHASHI [1990] – leichter verständliche Visualisierungen zu erzeugen – wurde dabei weiter als Motivation angegeben, aber vorerst aus den Augen verloren. Bald darauf wurden die Vorteile des Comprehensible Renderings auch für die Volumenvisualisierung entdeckt. EBERT & RHEINGANS [2000] haben vorgeschlagen, die Transferfunktion nicht nur durch die Intensität eines Voxels zu beeinflussen, sondern durch den sichtabhängigen Gradienten, also der Silhouette.

Das folgende Kapitel ist wie folgt aufgebaut: zu Beginn wird auf die klassischen NPR-Techniken eingegangen, da diese die Grundlagen für die illustrative Visualisierung bilden (Abschnitt 3.1). Dabei wird detailliert auf die verschiedenen Implementierungsansätze von Silhouetten und Feature Lines eingegangen. Zudem werden Ansätze zur Umsetzung der Punktiertechnik (Stippling) und der Schraffurtechnik (Hatching) beschrieben sowie Verfahren zur illustrativen Schattierung von Objekten erläutert. Anschließend werden in Abschnitt 3.2 illustrative Rendering-Techniken vorgestellt, die über das normale NPR hinausgehen, aber noch keinen direkten Bezug zur medizinischen Visualisierung mit konkretem Anwendungsbezug aufweisen. Zum Abschluss wird in Abschnitt 3.3 auf die bereits entwickelten Techniken zur illustrativen medizinischen Visualisierung eingegangen. An dieser Stelle werden auch bereits entwickelte Systeme zur illustrativen Visualisierung in der Medizin und bildbasierte chirurgische Planungssysteme vorgestellt. Dabei werden auch die Vor- und Nachteile der vorhandenen Systeme untersucht.

3.1 Non-Photorealistic Rendering Techniken

Der folgende Abschnitt beleuchtet den Stand der Forschung im Bereich der NPR-Visualisierung. Es werden nur Techniken betrachtet, die bestimmte Merkmale anatomischer Oberflächen betonen können. Dabei werden die Besonderheiten der Techniken vorgestellt, um sie später auf eine Eignung zur medizinischen Visualisierung untersuchen zu können. Techniken zur reinen Nachbildung künstlerischer Effekte, wie etwa Wasserfarben-Rendering, werden nicht berücksichtigt.

Bei der Betrachtung der Illustrationen in medizinischen Lehrbüchern, insbesondere in traditionellen anatomischen Atlanten, wurde festgestellt, dass die Festlegung eines Rendering-Stils allein nicht ausreicht, um die Szene verständlich darzustellen. Zur optimalen Wahrnehmung der gezeigten Szene wird vor allem der Beleuchtung eine besondere Aufmerksamkeit gewidmet. Aus diesem Grund werden auch Methoden zur Realisierung einer illustrativen Beleuchtung vorgestellt.

3.1.1 Linienhafte Darstellung

Die Forschung auf dem Gebiet der linienhaften Darstellung lässt sich grob in zwei Teile untergliedern. Silhouetten können als Linienzug beschrieben werden, der ausgehend von der Sicht auf ein Objekt dieses in den sichtbaren, also dem Betrachter zugewandten, und den nicht sichtbaren Teil trennt. Im diskreten Fall für polygonale Netze wird sie dadurch beschrieben, dass genau eines der beiden angrenzenden Dreiecke dem Betrachter zugewandt ist. Die Teile der Silhouette, die durch andere Flächen verdeckt sind, müssen anschließend wieder entfernt werden (Hidden Line Removal, HLR). Problematisch ist bei der Berechnung der Silhouette die (schnellstmögliche) Detektion aller Silhouettenkanten. Mithilfe von Feature Lines lässt sich die Form der Geometrie besser beschreiben. Diese Linienzüge sind u.a. von der lokalen Krümmung und dem momentanen Lichteinfall bzw. Blickwinkel abhängig.

Silhouetten

Nach ISENBERG et al. [2003] lassen sich die Algorithmen zur Silhouetten-Berechnung grob in zwei Klassen unterteilen: bildbasierte und objektbasierte Algorithmen. Als bildbasiert werden Verfahren bezeichnet, welche Silhouetten ausschließlich im Bildraum, z.B. über morphologische Operatoren, generieren [SAITO & TAKAHASHI, 1990; HERTZMANN, 1999]. Objektbasierte Ansätze nutzen eine analytische Beschreibung der Silhouetten im Objektraum [BUCHANAN & SOUSA, 2000]. Problematisch ist hierbei das HLR, welches durch hybride Ansätze aus beiden Klassen leichter zu lösen ist [RASKAR & COHEN, 1999; ISENBERG et al., 2002].

Abgesehen davon, dass ISENBERG et al. nur Ansätze zur Silhouetten-Generierung auf polygonalen Modellen berücksichtigt haben, ist diese Einteilung mittlerweile überholt. YUAN et al. [2005] etwa transformieren die 3D-Geometrie in eine 2D-Ebene, um dort die parametrisierten Silhouetten-Kurven wieder zurück nach 3D zu transformieren. OLSON &

ZHANG [2006] dagegen extrahieren die Silhouetten im Hough-Raum. Auf einige der Ansätze zur Silhouettengenerierung wird nun detaillierter eingegangen. Ein hervorragender Überblick über weitere Silhouetten-Algorithmen auf Polygonnetzen wird in HERTZMANN [1999] und ISENBERG et al. [2003] gegeben.

Ein sehr einfacher und in Computerspielen oft verwendeter Ansatz zur Silhouetten-Generierung funktioniert wie folgt: zuerst wird das Backface Culling deaktiviert und das Objekt als Wireframe-Darstellung gerendert. Dabei wird die Linienstärke erhöht. Anschließend wird das Objekt auf herkömmlichem Wege gerendert. Durch die Kombination beider Rendering-Schritte über den z -Buffer werden alle weiter hinten liegenden Linien wieder übermalt. Nur die Silhouette bleibt durch die erhöhte Linienstärke erhalten. Dieser Ansatz wurde erstmals von GOOCH et al. [1999] beschrieben.

ISENBERG et al. [2002] nutzen einen klassisch hybriden Ansatz, um Silhouetten auf Polygonnetzen zu extrahieren. Das HLR wird durch einen z -Buffer Test durchgeführt. Um genau spezifizieren zu können, ob die Silhouette an dem betreffenden Pixel sichtbar ist, wird der Test nicht nur für das Pixel selbst, sondern auch für die 8er Nachbarschaft durchgeführt, um die numerischen Ungenauigkeiten des z -Buffers auszugleichen. Wenn eines der Pixel weiter hinten im z -Buffer liegt als die Silhouette, so wird die Silhouette an dieser Stelle als sichtbar eingestuft. Der resultierende Kantenzug wird anschließend texturiert, um der finalen Darstellung das Aussehen einer Handzeichnung geben zu können. Hierzu müssen Artefakte des Kantenzuges entfernt und möglichst gleich bleibende Start- und Endpunkte für die einzelnen Polygonzüge gefunden werden. Die Artefakte entstehen u.a. durch Zick-Zack-Bewegungen der Silhouetten entlang der Dreiecke.

Problematisch bei dem Verfahren von ISENBERG et al. ist die Detektion aller Silhouettenkanten. Der triviale Ansatz, alle Kanten in jedem Rendering-Schritt neu zu überprüfen, wäre zu rechenintensiv. Daher werden zur Determinierung der Silhouettenkanten aus der Menge aller Kanten Datenstrukturen eingesetzt, die auch als Dual Space Repräsentation bezeichnet werden [BENICHOU & ELBER, 1999; HERTZMANN & ZORIN, 2000]. Die Normalen der Kanten werden auf eine Kugel oder einen Würfel abgebildet. Dadurch können Kanten, die eine vom Betrachter zu- und abgewandte Normale besitzen, schnell lokalisiert werden. Um das Dreiecksgitter noch effizienter durchsuchen zu können, transformieren OLSON & ZHANG [2006] alle Kanten in den Hough-Raum, da hier u.a. Informationen aus dem vorhergehenden Rendering-Schritt mit einbezogen werden können.

Einen vollkommen anderen Ansatz schlagen YUAN et al. [2005] vor. Sie falten die dreidimensionale Oberfläche auf und transformieren sie in 2D Geometry-Image Space. Alle weiteren Operation können somit in 2D durchgeführt werden. Grundvoraussetzung für diesen Ansatz ist eine globale konforme Parametrisierung (vgl. Abschnitt 2.5.2). Anschließend werden alle benötigten Geometry-Images abgeleitet. Diese beinhalten neben der Verzerrung der Parametrisierung u.a. die Normalenrichtung. Zur Bestimmung der Silhouetten wird dann das Skalarprodukt der Normalen N und des Sichtvektors V für alle Pixel des Geometry-Images berechnet. Die Nulldurchgänge des $N \cdot V$ Geometry-Images beschreiben die Silhouetten. Zur Nutzung dieser Technik mit transparenten Oberflächen werden von den Autoren keine Aussagen gemacht. Die Vorverarbeitungszeit inkl. der Parametrisierung beträgt bei einem Modell mit 26K Dreiecken ca. 10 Minuten.

SCHEIN & ELBER [2004] haben ein Verfahren zur Extraktion von Silhouetten aus Volumendaten entwickelt. Die Voxel-Struktur der Daten wird als strukturiertes Gitter mit skalaren Werten an den Stützpunkten angesehen. Die Gitterpunkte werden als Kontrollpunkte für eine trivariate Tensorprodukt B-Spline Funktion genutzt. Da das Gradientenfeld der trivariaten Tensorprodukt B-Spline Funktion kontinuierlich ist, verlaufen die Silhouetten immer gleichmäßig im Vergleich zu Voxel-basierten Silhouetten. Um bessere Laufzeiten zu erreichen, werden die Daten zuvor in einem Look Up Table aufbereitet. Ein HLR ist in diesem Verfahren nicht vorgesehen.

Die Nutzbarkeit von Partikelsystemen zum direkten, illustrativen Rendering haben BUSKING et al. [2008] untersucht. Die Besonderheit bei ihrem Ansatz ist, dass keine explizite Isooberfläche erzeugt werden muss. Zur Visualisierung können Partikel mit verschiedenen Eigenschaften zur Darstellung verschiedener Features verwendet werden. In Volumendatensätzen werden hier Isooberflächen und Bereiche mit hohem Gradienten angesehen. Die Features können in unterschiedlichen Stilen gerendert werden, u.a. Silhouetten. Hierfür werden Partikel verwendet, die sich an einem Gradienten befinden, der senkrecht zur aktuellen Sichtrichtung steht. Durch ein spezielles HLR können auch verdeckte Silhouetten entfernt werden. Da keine explizite Isooberfläche erzeugt wird, muss dies ohne die Verwendung des z -Buffers geschehen. Aus diesem Grund wird ein modifizierter Splatting-Ansatz entwickelt, das Cone-Splatting. Hierbei werden keine an der Oberfläche orientierten Scheiben, sondern Kegel verwendet. Dadurch minimieren sich die Artefakte im Randbereich einer Oberfläche. Einen ähnlichen Ansatz in einfacherer Form verfolgt auch SALAH et al. [2005].

Feature Lines

INTERRANTE et al. [1995] nutzen Ridge- und Valley-Linien, um die Oberfläche von transparenten Geometrien leichter verständlich zu machen. Ridge- und Valley-Linien wurden von KOENDERINK [1984] definiert und beschreiben Kantenzüge auf der Oberfläche, an denen die lokale Krümmung maximal bzw. minimal ist. Diese Linien hängen ausschließlich von der lokalen Krümmung und nicht vom Sichtwinkel ab und sind somit fest auf der Oberfläche verankert.

SOUSA & PRUSINKIEWICZ [2003] unterscheiden neben den normalen Silhouetten und Rändern¹ so genannte Crease-, Cap- und Pit-Linien. Creases beschreiben sichtbare Falten. Sie sind definiert durch Kanten, die an zwei sichtbare Polygon grenzen, dessen Normalen in einem Winkel θ im Bereich (min, max) von $0^\circ \leq min \leq \theta \leq max \leq 180^\circ$ liegen. Cap- und Pit-Linien liegen in konvexen bzw. konkaven Regionen der Oberfläche. Cap-Kanten haben beide Eckpunkte in konkaven Umgebungen, Pits in konvexen. Um aussagekräftige Linienzüge zu erhalten, müssen also klar definierte konvexe oder konkave Regionen bestimmbar sein. Für das HLR wird die Oberfläche selbst in der Hintergrundfarbe gerendert. Um Artefakte zu vermeiden, werden die Linienzüge leicht in Richtung der Normalen verschoben.

¹Ränder (Boundaries) beschreiben Kanten, die nur eine angrenzende Fläche besitzen.

Eine Erweiterung der normalen Silhouetten (= Konturen) beschreiben DECARLO et al. [2003], die Suggestive Contours. Suggestive Contours sind Linien auf der sichtbaren Oberfläche, welche nach einer minimalen Sichtpunktkorrektur zu Konturen werden würden. Formal können Suggestive Contours beschrieben werden als Linienzug auf Bereichen der Oberfläche, an denen die lokale Krümmung Null ist und sich die Oberfläche vom Betrachter weg krümmt. Dabei gehen Konturen und Suggestive Contours stetig ineinander über. In einer nachfolgenden Arbeit von DECARLO et al. [2004] wird dieser Ansatz um Echtzeitfähigkeit erweitert. Allerdings beträgt die Frame-Rate bei großen Modellen mit 250K Dreiecken nur 10fps.

Da die Suggestive Contours nur an Stellen auftreten, an denen die lokale Krümmung Null ist, können durch sie keine Linien beschrieben werden, an denen die Krümmung maximal ist, wie etwa Ridge- und Valley-Linien. JUDD et al. [2007] führen als Kombination die Apparent Ridges ein. Sie definieren die sichtabhängige Krümmung als Änderung der Oberflächennormalen in Bezug zum Sichtpunkt. Apparent Ridges verlaufen durch die Punkte mit maximaler, sichtabhängiger Krümmung.

Einen anderen Ansatz als JUDD et al. verfolgen XIE et al. [2007]. Sie platzieren Photic Extremum Lines (PELs), an denen die Gradienten der Beleuchtung, also zwischen einfallendem Licht und Betrachter, am höchsten sind. Um aussagekräftige Linien zu erhalten, müssen vom Nutzer zusätzliche additive oder subtraktive Lichtquellen gesetzt werden, mit denen Linien hinzugefügt oder gelöscht werden können. Die Platzierung der Lichtquellen, oder alternativ von Regionen auf der Oberfläche, muss jedoch manuell durchgeführt werden.

3.1.2 Punktierttechnik (Stippling)

Beim Stippling wird Form und Schattierung eines Objektes ausschließlich durch das Setzen einzelner Punkte (Stipples) vermittelt. Die Dichte der Punkte kann über verschiedene Parameter gesteuert werden, allerdings werden die Punkte im Allgemeinen in Abhängigkeit zur Beleuchtung der Oberfläche gesetzt. Der Vorteil dieser Technik gegenüber einer normalen (transparenten) Oberflächendarstellung liegt darin, dass der Verlauf der Oberfläche an hellen Bereichen durch nur wenige Punkte angedeutet werden kann.

Bei der Verteilung der Punkte ist es wichtig, dass keine Muster auf der Oberfläche entstehen. Die Größe eines Stippling-Punktes sollte sich nicht ändern, auch wenn das Objekt skaliert wird. In der Literatur werden verschiedenste Ansätze beschrieben, um Stippling-Bilder für Einzelbilder oder interaktive 3D-Szenen zu generieren. Auf die verschiedenen Umsetzungen und Besonderheiten wird im Folgenden eingegangen.

DEUSSEN et al. [2000] und SECORD [2002] erstellen Stippling-Bilder aus vorgegebenen Graustufenbildern. Da einzelne Bilder als Eingabe genutzt werden, wird Frame-Kohärenz nicht berücksichtigt. Beide nutzen Voronoi-Diagramme, um die Punkte regelmäßig auf der Bildfläche zu verteilen und gleichzeitig keine sichtbaren Muster zu erzeugen. Hierbei wird ein Voronoi-Diagramm aus den Eingangspunkten erstellt. Dabei erfolgt anhand der Stippling-Punkte eine Einteilung des gesamten Bildes in Voronoi-Regionen. Alle Punkte werden dann in den Schwerpunkt ihrer Region verschoben. Der Relaxationsprozess findet dabei losgelöst von dem zugrunde liegendem Graustufenbild statt. Dadurch wandern

3 Vom Non-Photorealistic Rendering zur illustrativen medizinischen Visualisierung

die Punkte über das Bild, was zu Verwischungen und Unschärfen an den Kanten führt. Um dem entgegen zu wirken, führen DEUSSEN et al. eine einfache Segmentierung durch, um für unterschiedliche Grauwertbereiche eine vordefinierte Anzahl von Punkten zu gewährleisten. Bei SECORD wird die Relaxation der Punkte in Abhängigkeit vom Graustufenbild eingeschränkt.

Texturbasierte Verfahren arbeiten im Grunde alle nach den in Abschnitt 2.5 beschriebenen Prinzipien. Die Oberfläche muss hierbei parametrisiert sein, um Texturen wie die TAMs von PRAUN et al. [2001] anwenden zu können. Nachteilig an diesen Verfahren ist, dass nur eine begrenzte Anzahl an MIP Maps zur Verfügung steht, und die Oberflächen damit nicht beliebig skaliert werden können. Von Vorteil ist, dass nach einer vollzogenen Parametrisierung kein zusätzlicher Berechnungsaufwand mehr notwendig ist, um die einzelnen Frames zu erzeugen und dass diese Verfahren alle Frame-kohärent arbeiten.

Bei den objektbasierten Verfahren werden die einzelnen Stippling-Punkte direkt als Graphik-Primitive auf der Objektoberfläche erzeugt. PASTOR et al. [2003] sehen in einem initialen Schritt jeden gegebenen Eckpunkt der Oberfläche als Position eines Stippling-Punktes an. Diese Punkte werden je nach Helligkeit und Skalierung ein- oder ausgeblendet. Da die Qualität des Stippings hierbei stark von der Güte des Dreiecksnetzes abhängt, muss das Netz in einem Vorverarbeitungsschritt angepasst werden. Um in einem adäquaten Bereich die Helligkeit und Skalierung variieren zu können, wird das Netz in verschiedenen Auflösungsstufen hierarchisch abgespeichert. Die Auflösungsstufen werden dabei mittels Edge Collapse und Refinement generiert. Um Bildungen von Mustern entgegenzuwirken, werden die Punkte anschließend innerhalb ihrer Nachbarschaft zufällig verschoben.

Ein Stippling-Verfahren zur Verwendung in direktem Volumen-Rendering stellen LU et al. [2002] vor. Dabei werden für jeden Voxel eine vordefinierte Anzahl an Punkten generiert und zufällig innerhalb des Voxels verteilt. Durch die fixe Position der Punkte ist eine Frame-Kohärenz sichergestellt. Um aussagekräftige Bilder zu erhalten, wird die Dichte der Punkte nicht über den Intensitätswert des Voxel gesteuert, sondern über Stärke und Richtung des Gradienten. Es lassen sich also nur Strukturen mit gut ausgeprägten Objektgrenzen darstellen, wie Knochen oder luftgefüllte Strukturen. Je nach Skalierung und Helligkeit (Winkel des Gradienten zum Betrachter) des jeweiligen Voxels werden entsprechend viele Punkte angezeigt. Da die Punkte in einem Vorverarbeitungsschritt erzeugt werden, kann jedoch nicht beliebig weit in die Szene hineingezoomt werden.

Das bereits beschriebene Partikel-System von BUSKING et al. [2008] kann ebenfalls zum Stippling verwendet werden. Dabei wird für jeden Stippling-Punkt ein Partikel benötigt. Um eine starke Sättigung an dunklen Stellen im Rendering zu erreichen, wird daher eine sehr dichte Partikelverteilung benötigt, was sich auch negativ auf die Frame-Rate auswirkt. Die Verteilung der Partikel wird in einem Vorverarbeitungsschritt vorgenommen. Im Gegensatz zum Verfahren von LU et al. kann aber ein Hidden Surface Removal durchgeführt werden.

In dem bereits vorgestellten System von YUAN et al. [2005] wird ein zusätzliches Illumination Image erzeugt, in dem die lokale Lichtintensität gespeichert wird. Über dieses wird die Punktdichte des Stippings gesteuert. Um verschiedene Abstufungen der Punktdichte Frame-kohärent darstellen zu können, wird ein spezielles Verfahren angewendet [OSTROMOUKHOV et al., 2004]. Dieses stellt sicher, dass die benötigte Punktmenge

für eine hellere Variante immer eine Untermenge der jeweils dunkleren Variante ist. Die 2D-Position der Stippling-Punkte kann mittels Interpolation des Geometry-Images wieder der 3D-Oberfläche zugeordnet werden. Das gesamte System kann bei komplexen Modellen jedoch nur mäßige Frame-Raten liefern.

3.1.3 Schraffurtechnik (Hatching)

Während beim Stippling die Oberflächenform nur durch die Schattierung wiedergegeben wird, können Schraffurlinien die Form durch die gewählte Richtung der Schraffur zusätzlich hervorheben. Bei den verschiedenen Ansätzen treten die gleichen Probleme auf wie beim Stippling. Zusätzlich muss die Ausrichtung der Schraffurlinien berücksichtigt werden. Bei einigen Verfahren muss auch die Breite und die Nähe der Linien zueinander berechnet werden.

Zur Darstellung mittels Schraffuren gibt es Verfahren, die ausschließlich im Bildraum arbeiten, um 3D-Objekte darzustellen. Bei dem Verfahren von LAKE et al. [2000] wird die 3D-Szene in den Bild- und ID-Buffer gerendert. Dadurch kann zum einen der Grad der Schattierung an einem Pixel bestimmt werden, und zum anderen können für verschiedene Objekte der Szene unterschiedliche Texturen zur Schraffierung angewendet werden. Die Textur ist fest an den Bildschirm gebunden, d.h. die Schraffurlinien bewegen sich nicht, wenn z.B. eine Kugel am Bildschirm gedreht wird.

Ein Strömungsfeld in Hauptkrümmungsrichtung wird bei HERTZMANN & ZORIN [2000] erzeugt. Die Schraffur wird anhand des Strömungsfeldes ausgerichtet. In einem initialen Schritt wird das Modell geglättet um ein konsistenteres Strömungsfeld zu erzeugen. Der Grad der Glättung ist abhängig vom jeweiligen Modell. Anschließend werden auf dem Modell parabolische Regionen gesucht, da für diese Regionen die beiden Hauptkrümmungsrichtungen des Feldes (in stärkster und geringster Krümmung) am zuverlässigsten bestimmt werden können (vgl. Abschnitt 2.4.3). Regionen ohne eindeutig definierte Krümmung werden im nächsten Schritt am definierten Gebiet ausgerichtet. Das Krümmungsfeld wird hierbei direkt auf dem Modell und nicht im Bildraum berechnet, da es so für jedes Frame wiederverwendet werden kann. Die Generierung der Schraffurlinien findet jedoch im Bildraum statt, um die einzelnen Linien gleichmäßiger verteilen zu können. Das Besondere bei dem Verfahren von HERTZMANN & ZORIN ist, dass zu Beginn auf der gesamten Oberfläche eine Kreuzschraffur angebracht wird, und diese erst in einem zweiten Schritt beleuchtungsabhängig reduziert wird auf einfache oder vollkommen entfernte Schraffuren. Dadurch wird die Schraffur konsistenter auf der Oberfläche verteilt.

Durch die bildbasierte Positionierung kann dieser Ansatz nicht angewendet werden, wenn mit dem Modell interagiert werden soll, da der Verlauf der Linien für jedes Frame neu berechnet werden muss. Die Generierung des Strömungsfeldes und der Kreuzschraffur benötigt in der Vorverarbeitung einen relativ hohen Berechnungsaufwand. Bei diesem Ansatz tauchen außerdem Probleme auf, wenn die Modelle nicht ausreichend geglättet werden, da sonst kein aussagekräftiges Strömungsfeld erzeugt werden kann.

ZANDER et al. [2004] nutzen die Optimierungsmethode von HERTZMANN & ZORIN um ihr Krümmungsfeld zu glätten. Bei ihrem Verfahren werden aber auch die Schraffurlinien selbst im Objektraum erzeugt. Dabei wird nur eine limitierte Anzahl von Schraffurlini-

en generiert. Für jede Schraffurlinie wird ein Polygonzug auf der Oberfläche erzeugt. Kreuzschraffuren können von diesem System nicht direkt erzeugt werden. Stattdessen müssen die unterschiedlich orientierten Schraffuren in zwei getrennten Prozessen generiert werden, die anschließend beim Rendering zusammen dargestellt werden. Um das Modell am Bildschirm skalieren zu können, wird die Breite der Linien variiert. Dieses Verfahren ist, wie auch das Verfahren von HERTZMANN & ZORIN, nicht resistent gegen fehlerhafte Ausrichtungen des Strömungsfeldes bei rauen Modelloberflächen oder bei zu fein aufgelösten Polygonnetzen.

Bei RÖSSL et al. [2000] wird wie bei ZANDER et al. ein polygonaler Linienzug auf der Oberfläche erzeugt. Das von RÖSSL et al. verwendete Verfahren zur Bestimmung der lokalen Krümmung wurde in Abschnitt 2.4.2 beschrieben. Die Schattierung wird über die Dichte und Länge der Linien erzielt und nicht wie bei ZANDER et al. über die Linienbreite. Dadurch kann bei komplexen Objekten keine Echtzeitfähigkeit mehr garantiert werden.

RITTER et al. [2006] haben ein bildbasiertes Verfahren mithilfe von Differenzbildern aus z -Buffer Bildern entwickelt, um Gefäßbäume u.a. mit Schraffuren versehen zu können. Dazu wird zunächst die Oberfläche parametrisiert. Die Gefäßbäume werden nach dem Verfahren von HAHN et al. [2001] erzeugt. Hier werden die Bäume aus einzelnen, miteinander verschmolzenen Zylindern und Kugeln verbunden. Dadurch kann ein indirekter Ansatz genutzt werden, da die Geometrie einfach zu parametrisieren ist (vgl. Abschnitt 2.5.2). Um Nähte zwischen den einzelnen Primitiven zu vermeiden, wird der Gefäßbaum von der Wurzel ausgehend parametrisiert.

Während des eigentlichen Renderings wird das Modell mit einem Fragment-Shader gerendert, welcher den Wertebereich des z -Buffers einschränkt auf N Werte. Dadurch wird ein stufenartiger z_N -Buffer erzeugt:

$$z_N = \text{floor}(z \cdot N) / N \quad (3.1)$$

Anschließend werden alle Eckpunkte in einem Vertex-Shader in Richtung der Normalen minimal bewegt, um das Modell etwas zu vergrößern. Der Betrag der Differenz aus beiden Tiefenwerten wird in einem z_N -Differenz-Buffer gespeichert. Ob ein Pixel zu einer Schraffurlinie gehört, wird über eine einfache prozedurale Textur entschieden. In Abhängigkeit von der Tiefe des Pixels und dem Wert des z_N -Differenz-Buffers wird die Farbe des Pixels auf Schwarz oder Weiß gesetzt. Über die Frequenz der Sägezahnfunktion kann die Breite und Dichte der Schraffurlinien gesteuert werden.

Ein ähnliches Verfahren haben DEUSSEN et al. [1999] entwickelt, bei dem die Geometrie mit generierten Ebenen geschnitten wird. An den Schnittkurven werden die Schraffurlinien erzeugt. Über die Berechnung einer einfachen Skelettierung können die Schraffurlinien automatisch platziert werden. Wenn Texturkoordinaten für die polygonalen Modellen vorhanden sind, so kann die Schraffur auch sehr effizient über eine Texturierung vorgenommen werden. Hierzu wurden bereits einige Verfahren in Abschnitt 2.5.3 vorgestellt [PRAUN et al., 2001; FREUDENBERG et al., 2002; WEBB et al., 2002].

Um Schraffuren im Geometry-Image Space erzeugen zu können, wird bei YUAN & CHEN [2004] eine Teilmenge aller verteilten Sample-Punkte auf der Oberfläche als Saatpunkt für eine Schraffurlinie gewählt. Hierfür wird jeder Punkt mit einer Zufallszahl

versehen. Wenn diese Zahl größer ist als die Stärke der lokalen Beleuchtung oder Krümmung an diesem Punkt, so wird dieser Punkt als Saat-Punkt verwendet. Zur Bestimmung der Krümmungsrichtung wird das Verfahren von INTERRANTE et al. [1995] verwendet. Nachdem Saatpunkt und Ausrichtung einer Schraffurlinie bestimmt wurden, wird für jeden Saatpunkt ein Stroke gezeichnet. Dieser besteht aus einem texturierten Rechteck, das entsprechend auf die Oberfläche projiziert wird. Da auf der Oberfläche verankerte Punkte als Saatpunkte verwendet werden, ist eine Frame-Kohärenz gegeben. Das HLR kann einfach durch den z -Buffer durchgeführt werden.

Das Partikelsystem von BUSKING et al. [2008] kann ebenfalls zur Generierung von Schraffuren verwendet werden. Wie auch beim Stippling wird davon ausgegangen, dass mithilfe aller Partikel eine absolute Sättigung erreicht werden kann. Ausgehend von einem Partikel als Saatpunkt wird eine Schraffurlinie auf der Oberfläche gezeichnet. Die Auswahl der Saatpunkte erfolgt wie bei YUAN & CHEN. Die einzelnen Partikel werden dabei mit ihren nächsten Nachbarn verlinkt, wobei die Verknüpfung wie bei HERTZMANN & ZORIN in beide Hauptkrümmungsrichtungen vorgenommen wird. Die Richtung der Schraffurlinie wird aus der Mittelung der umliegenden Partikel bestimmt und in die Richtung des Partikels fortgesetzt, das am ehesten der Richtung entspricht. Das Zeichnen einer Linie wird abgebrochen, wenn sie eine gewisse Länge erreicht hat. Anschließend wird an dem nächsten in Frage kommenden Partikel eine Schraffurlinie erzeugt. Das HLR wird analog zum Stippling durchgeführt.

In INTERRANTE [1997] werden einfache Schraffurlinien eingesetzt, um die Formwahrnehmung von Oberflächen in der Strahlentherapie zu erleichtern. Zur Planung müssen hier alle relevanten Strukturen sowie die Isooberfläche der applizierten Strahlendosis gleichzeitig dargestellt werden. INTERRANTE zeigen, wie durch eine Schraffurierung der Isooberfläche in Hauptkrümmungsrichtung die visuelle Wahrnehmung vereinfacht wird.

Das Bestrahlungsvolumen muss künstlich berechnet werden, wodurch relativ zuverlässige Hauptkrümmungen zur Ausrichtung der Schraffurrichtung bestimmt werden können. Wenn die Isooberflächen aus klinischen Datensätzen gewonnen werden, sind diese Informationen von Aufnahmeartefakten beeinflusst, sodass die Hauptkrümmungsrichtung hier nur bedingt aussagekräftig ist. Ein Verfahren, das ohne Berechnung der Oberflächenkrümmung oder Isooberfläche auskommt, wurde von DONG et al. vorgestellt [DONG et al., 2001, 2003; DONG & CLAPWORTHY, 2005]. Ihr Ziel ist es, die Fasern der Muskeln als Schraffur darzustellen, wie es auch in medizinischen Atlanten oft der Fall ist. Zu diesem Zweck werden die einzelnen Muskelfasern in den Volumendaten segmentiert. Muskelfasern sind jedoch nur in sehr hoch aufgelösten Datensätzen detektierbar, wie etwa dem *Visible Human* Datensatz, weswegen auf dieses Verfahren hier nicht näher eingegangen werden soll.

3.1.4 Illustrative Beleuchtung und Bildoptimierung

Zur illustrativen Beleuchtung von 3D-Objekten wird in HAMEL [2000] ein Beleuchtungsmodell beschrieben, welches aus der gewichteten Summe mehrerer Beleuchtungstechniken besteht. HAMEL bezieht sich dabei auf die Beleuchtungstechniken, die in HODGES

3 Vom Non-Photorealistic Rendering zur illustrativen medizinischen Visualisierung

[1989] beschrieben wurden (vgl. Abschnitt 2.2.2). Des Weiteren wird die mittlere Krümmung zur Schattierung verwendet.

LUFT et al. [2006] benutzen die Differenz zwischen dem unveränderten z -Buffer und einer Unschärfemaskierung des z -Buffers, um die Tiefenwirkung von 3D-Szenen zu steigern. Dabei wird der z -Buffer der Szene mit einem Gauß-Filter geglättet und die Differenz zum originalen z -Buffer gebildet. So entsteht eine Maske zur Identifikation von Tiefenunterschieden. Mithilfe dieser Maske können Farbe oder Kontrast lokal angepasst werden, um den Tiefenunterschied deutlicher zu machen. Die Ausdehnung der betroffenen Bereiche hängt von der Breite des Gauß-Filters und der Größe der Tiefendifferenz ab. Dadurch erscheint der Schatten bei größerem Abstand zwischen Vorder- und Hintergrundobjekt breiter.

RITTER et al. [2006] verwenden Überdeckungsschatten, um den Tiefenabstand zwischen überschneidenden Gefäßästen zu visualisieren. Dieser wird ähnlich wie in der Arbeit von LUFT et al. erzeugt. Neben dem unveränderten z -Buffer-Image wird ein zweites in einem separaten Rendering-Schritt erzeugt, bei dem die Geometrie vergrößert wurde. Dazu wurden alle Eckpunkte in Richtung der Normalen verschoben. Anschließend wird auch hier die Differenz zwischen beiden z -Buffers gebildet. In Abhängigkeit von der Größe der Differenz wird der Schatten heller und breiter (große Entfernung) oder dunkler und schmaler (nahe Entfernung) gezeichnet. Dies entspricht der Beobachtung von realen Schatten, wo bei der Verwendung von Punktlichtquellen bei größerer Entfernung der Schatten breiter und durch Streustrahlung aufgehellt wird.

Zur Illustration der Oberfläche schlägt MILLER [1994] das sogenannte Accessibility Shading vor. Dies beschreibt, ob ein Punkt der Oberfläche von einer Kugel definierten Durchmessers erreicht werden kann, ohne mit der umliegenden Geometrie zu kollidieren. Bereiche, die nicht erreicht werden können, werden dunkler, also im Schatten liegend, eingefärbt. MILLER hat dabei zwei Varianten implementiert: das lokale und das globale Accessibility Shading. Bei der globalen Variante wird zusätzlich geprüft, ob die Kugel den Punkt überhaupt erreichen kann. Für eine effiziente Berechnung muss die Szene vorab voxelisiert werden. Die Laufzeit hängt hauptsächlich von der Anzahl der Voxel ab und beträgt auch bei kleinen Radien mehrere Minuten.

RUSINKIEWICZ et al. [2006] erreichen ähnliche Ergebnisse zu wesentlich besseren Laufzeiten. Hier wird die Richtung der diffusen Beleuchtung lokal an die Oberfläche angepasst. Dazu wird der allgemeine Term zur Berechnung der diffusen Beleuchtung modifiziert. Zusätzlich werden die Normalen des Objektes in mehreren Stufen geglättet, um Details mit verschiedener Frequenz auf der Oberfläche hervorheben zu können. Der Einfluss der einzelnen Stufen kann getrennt gesteuert werden. Durch die ausgewählte Gewichtung können gröbere oder feinere Details der Oberfläche betont werden.

LEE et al. [2006] optimieren die Ausleuchtung einer Szene durch die automatische Positionierung mehrerer Lichtquellen. In der vorgestellten Arbeit besteht die Szene jedoch immer nur aus einem Objekt. Die Verteilung der Lichtquellen wird zudem immer nur für die aktuelle Kameraposition optimiert. Bei dem so genannten Geometry-Dependent Lighting wird das Objekt zunächst über eine krümmungsbasierte Wasserscheidentransformation in einzelne Patches aufgeteilt. Anschließend werden die Lichtquellen so verteilt, dass die einzelnen Patches gut ausgeleuchtet werden.

3.2 Illustrative Rendering-Techniken

Nachdem nun für diese Arbeit einschlägige Ansätze vorgestellt wurden, die sich mit der Umsetzung einzelner NPR-Techniken beschäftigt haben, wird nun auf das illustrative Rendering eingegangen. Wichtig in komplexen Visualisierungen ist vor allem, dass die wichtigen Objekte immer gut sichtbar sind und wenn möglich besonders hervorgehoben werden. Der anschließende Abschnitt beschäftigt sich eingehend mit Techniken, die dies ermöglichen. Die mangelnde Übersicht ist auch in schichtbasierten Bilddaten problematisch, wie etwa CT-Aufnahmen, so dass zum Abschluss relevante Arbeiten aus der Informationsvisualisierung vorgestellt werden, die für diese Fragestellung hilfreich sein können.

3.2.1 Smart Visibility Techniken

Ziel der illustrativen Visualisierung ist es, eine Szene verständlich darzustellen. Dazu gehört die Sichtbarkeit wichtiger Objekte sicherzustellen. Auch wenn viele der Arbeiten in diesem Abschnitt mit medizinischen Illustrationen belegt werden, so sind die Techniken im Grunde in anderen Gebieten anwendbar. Eine umfangreiche Übersicht zu Smart Visibility Techniken wird in VIOLA & GRÖLLER [2005] und PREIM et al. [2005] gegeben.

Wenn in Volumendaten nach interessanten Strukturen gesucht werden soll, jedoch nicht bekannt ist, wo diese Strukturen liegen, kann die Methode von ZHOU et al. [2002] und ROPINSKI et al. [2005] angewendet werden. Bei ihren Ansätzen kann ein (kugelförmiger) Bereich frei im Volumen bewegt werden. Dieser Bereich wird mit einer anderen Transferfunktion gerendert als der außenliegende Bereich des Volumens. Bei ZHOU et al. [2002] wird der Bereich im Fokus normal und der äußere Bereich illustrativ gerendert. Bei ROPINSKI et al. [2005] wird der innere Bereich mittels illustrativem Rendering und der Kontext mit normalem Rendering gerendert.

Eine andere Möglichkeit, verdeckte Strukturen sichtbar zu machen besteht darin, die verdeckenden Strukturen in irgendeiner Form auszublenden. Hierfür werden jedoch weitere Informationen über die jeweiligen Strukturen benötigt, z.B. ihre Wichtigkeit, oder in welcher Art und Weise die einzelnen Strukturen ausgeblendet werden sollen. FEINER & SELIGMANN [1992] haben erstmals den Einsatz von automatisch generierten Cut Aways diskutiert. Dabei wurden Sichtbarkeitsbedingungen für die einzelnen Objekte definiert. Diese konnten dynamisch geändert werden, wobei durch die Bedingungen immer sichergestellt wurde, dass das selektierte Objekt sichtbar ist.

In dem System von LI et al. [2007] kann festgelegt werden, auf welche Art und Weise ein einzelnes Objekt in der Szene ausgeblendet werden soll. Mit dem so genannten Rigging kann definiert werden, wie der Cut Away geformt sein soll. Um die Cut Away-Schnitte umsetzen zu können, wird die Constructive Solid Geometry (CSG) Bibliothek von KIRSCH & DÖLLNER [2005] verwendet. Eine ähnliche Methode wurde auch von DIEPSTRATEN et al. [2003] vorgeschlagen. Bei LI et al. wird für jedes einzelne Objekt in der Szene ein eigenes Cutting Volume festgelegt. Um die räumliche Tiefe besser hervorzuheben, werden Pseudoschatten vergleichbar mit denen von LUFT et al. [2006] eingeführt.

3 Vom Non-Photorealistic Rendering zur illustrativen medizinischen Visualisierung

Eine Anwendung dieser Technik für Volumendatensätze wurde von VIOLA et al. [2004] beschrieben. Im Gegensatz zu den Verfahren von ZHOU et al. [2002] und ROPINSKI et al. [2005] müssen hier Segmentierungsinformationen vorliegen. Jeder segmentierten Struktur wird dabei eine Wichtigkeit zugewiesen. Ähnlich wie bei der Maximum Intensity Projection werden die einzelnen Strukturen der Reihe nach mit aufsteigender Wichtigkeit gerendert. Dadurch bleibt die wichtigste Struktur immer sichtbar. Um die Tiefe des verursachten Schnittes durch die Szene zu verdeutlichen, kann auch ein konisch geformter Schnitt in die Szene berechnet werden. Dazu wird zunächst der z -Buffer der ausgefrästen Szene berechnet. Ausgehend vom tiefsten Punkt wird eine Distanztransformation durchgeführt, die die Breite des Kegels bestimmt.

In Anlehnung an das Depth Peeling von EVERITT [2001] haben REZK-SALAMA & KOLB [2006] das Opacity Peeling entwickelt. Mit dieser Technik können tiefer im Volumen liegende Strukturen ebenfalls sichtbar gemacht werden, ohne dass Segmentierungsinformationen vorliegen. Dabei wird die Abschwächung der Sehstrahlen in das Volumen modifiziert. Die Abschwächung wird beim Eindringen des Volumens für jeden Voxel aufaddiert, bis ein gewisser Schwellenwert erreicht wird. Durch das Erreichen des Schwellenwertes wird ein Opacity Layer definiert. Anschließend wird die Abschwächung wieder auf Null zurückgesetzt und von Neuem begonnen. Bei einer geeigneten Wahl des Schwellenwertes kann das Gehirn sichtbar gemacht werden. Eine andere Anwendung des Depth Peelings haben FISCHER et al. [2005] gewählt. Hier werden die einzelnen Layer in verschiedenen Rendering-Stilen dargestellt.

BEYER et al. [2007] haben das Opacity Peeling-Verfahren von REZK-SALAMA & KOLB [2006] aufgegriffen und auf multimodale Daten erweitert. Der Vorteil ist hierbei, dass sich Knochen in CT-Daten leichter abgrenzen lassen, Weichteile in MRT-Daten und Gefäße wiederum in digitalen Subtraktionsangiographien. Durch die Kombination der verschiedenen Modalitäten können die Opacity Layer leichter definiert werden. Hierzu müssen die multimodalen Daten allerdings registriert werden.

Eine Weiterentwicklung des Verfahrens von VIOLA et al. [2004] wurde von RAUTEK et al. [2008] vorgestellt. Die Fokus-Region kann hier durch beliebige Formen definiert werden, etwa ausgehend von einer Struktur, dem Mauszeiger oder einer Clipping-Ebene. Andere berücksichtigte Parameter sind Intensitätswert und Gradient des Datensatzes oder auch Datenwerte verschiedener Modalitäten. Ausgehend davon kann ein Regelwerk basierend auf Fuzzy-Logik erstellt werden. Über dieses Regelwerk werden Transferfunktionen zu komplexen Einheiten kombiniert, die fließend von einer Darstellung in eine andere übergehen. Die finale Darstellung eines Objektes wird mithilfe der Style Transfer Functions von BRUCKNER & GRÖLLER [2007] realisiert (vgl. Abschnitt 2.5.3).

Die korrekte Tiefenwahrnehmung auf monokularen Bildschirmen ist ein generelles Problem bei allen Verfahren. RITTER et al. [2001] haben dieses Problem nicht über komplexe Schnittvolumen gelöst, sondern über Schattenvolumen. Ziel ihrer Arbeit war es, einem Anwender den Aufbau eines komplexen anatomischen Modells näher zu bringen. Dazu müssen die einzelnen „Bausteine“ des Modells in einem 3D-Puzzle wieder zusammengesetzt werden. Bei der Interaktion mit den Puzzle-Teilen ist dabei die korrekte Wahrnehmung der räumlichen Tiefe besonders wichtig. Hierzu wurde eine Ebene unterhalb des Modells eingeblendet, auf der der Schatten des Modells sichtbar ist. Der

Schatten des aktiven Puzzle-Teils wurde dabei als Schattenvolumen dargestellt, wodurch die Lage des Objektes zu den anderen Teilen sehr gut abzulesen ist.

3.2.2 Lokalisierung & Übersichtsdarstellungen

In schichtbasierten Bilddaten, wie etwa CT-Aufnahmen, besteht der Nachteil, dass nur eine Schicht zur Zeit sichtbar ist. Bei sehr hoch aufgelösten Datensätzen ist daher eine Unterstützung bei der Auffindung von einzelnen Strukturen wünschenswert. Aus diesem Grund werden nun relevante Arbeiten aus der Informationsvisualisierung vorgestellt.

BAUDISCH & ROSENHOLTZ stellen eine Möglichkeit zur Lokalisation von außerhalb des sichtbaren Bildschirmbereichs liegenden Zielen vor [BAUDISCH & ROSENHOLTZ, 2003]. Die Lösung bezieht sich auf die Darstellung von Straßenkarten auf kleinen Displays. Ziele, welche außerhalb des Darstellungsbereichs liegen, werden durch das Einzeichnen von Kreisbögen am Rand des Bildschirms dargestellt. Der Radius eines solchen Halo genannten Kreises repräsentiert die Entfernung des Ziels von dem dargestellten Kartenausschnitt. Dieser Ansatz lässt sich auch übertragen auf eine Zielführung in dreidimensionalen Umgebungen. Bei der BRAINLAB[©] KNEE ESSENTIAL SURGICAL NAVIGATION SOFTWARE werden konzentrische Ringe verwendet, um Entfernung und Lokalisation des Zielpunktes anzudeuten [BRAINLAB AG, 2002].

Nicht nur die räumliche Orientierung stellt ein Problem dar. Auch in zeitlichen Daten ist das Auffinden eines Ereignisses nicht immer einfach. Eine Lösung für dieses Problem bietet das LifeLines Projekt [PLAISANT et al., 1996, 1998]. Der Lebenslauf einer Person wird hier auf einer Zeitlinie dargestellt. Für verschiedene Ereignisse werden definierte Farben verwendet. Zudem werden mehrere Methoden vorgeschlagen, um zeitliche Überschneidungen visuell aufzulösen.

3.3 Illustrative medizinische Visualisierung

Insbesondere bei den in Abschnitt 3.1 vorgestellten Techniken handelte es sich bisher mehr um Grundlagenforschung. In der illustrativen medizinischen Visualisierung wird versucht, einen Anwendungsbezug herzustellen, indem die bisher entwickelten Verfahren mit anderen Techniken kombiniert werden, um möglichst verständliche Visualisierungen generieren zu können. Ziel ist nun nicht mehr die direkte Nachahmung von Illustrationen aus medizinischen Lehrbüchern, wenn auch viele Ideen von diesen Darstellungen inspiriert zu sein scheinen.

In einer eigenen Vorarbeit wurde eine Evaluierung durchgeführt, in der nachgewiesen werden konnte, dass die illustrative Darstellung auch von Medizinern akzeptiert wird [TIETJEN et al., 2005b]. Hierfür wurden verschiedene Rendering-Techniken miteinander kombiniert: Direktes Volumen-Rendering, Silhouetten-Rendering und normales Phong-Shading. Aus den möglichen Kombinationsmöglichkeiten wurde eine Auswahl von Visualisierungen generiert, die alle immer wieder dieselbe Leber und einige der extrahepatischen Strukturen (Knochen, Galle, Niere, etc.) zeigen. Dabei wurde die Darstellung der extrahepatischen Strukturen variiert (siehe Abbildung 3.1). Die Chirurgen mussten

3 Vom Non-Photorealistic Rendering zur illustrativen medizinischen Visualisierung

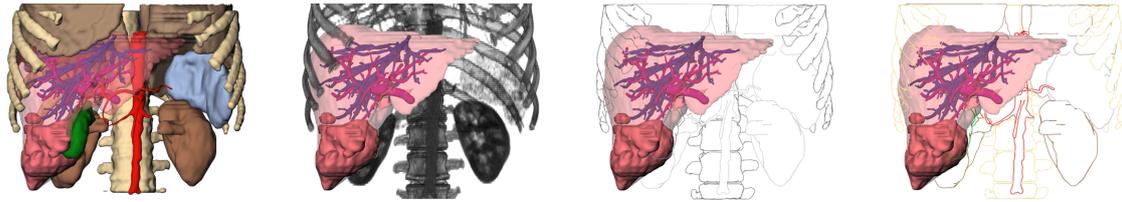


Abbildung 3.1: In einer Nutzerstudie mit Leberchirurgen wurden verschiedene kombinierte Rendering-Techniken miteinander verglichen. Die Nutzer mussten angeben, mit welcher Visualisierung sie am ehesten eine Tumorresektion planen würden. Am Häufigsten wurden die beiden rechten Darstellungen gewählt. Quelle: TIETJEN et al. [2005b]

sich kritisch mit den Visualisierungen auseinandersetzen und anschließend bewerten, mit welcher der Darstellungen sie eine Tumorresektion vorbereiten würden. An der Studie haben mittlerweile 10 Chirurgen (und 25 Laien) teilgenommen. Bei den Chirurgen mit PC-Erfahrung sind dabei die illustrativen Darstellungen, also die beiden rechten Bilder in Abbildung 3.1, klar bevorzugt worden.

In den nun folgenden Abschnitten werden zu Beginn Lern- und Autorensysteme zur medizinischen Visualisierung sowie spezielle Visualisierungstechniken zur Interventionsplanung vorgestellt. Dabei werden die Systeme und Techniken daraufhin untersucht, welche Besonderheiten die einzelnen Ansätze auszeichnen. Anschließend wird auf vorhandene Visualisierungstechniken zur schichtbasierten Illustration eingegangen sowie auf Interaktionstechniken, da diese beiden Bereiche im weiteren Verlauf dieser Arbeit ebenfalls eine Rolle spielen werden.

3.3.1 Lern- und Autorensysteme zur medizinischen Visualisierung

Ein Autorensystem zur semiautomatischen Generierung von Visualisierungen aus medizinischen Volumendaten haben SVAKHINE et al. [2005] vorgestellt. Die einzelnen anatomischen Strukturen können dabei mit verschiedenen visuellen Eigenschaften versehen werden. Dazu zählen u.a. die Farbe oder die Auswahl eines Rendering-Verfahrens. Um Einsteigern und fortgeschrittenen Nutzern eine komfortable Nutzung zu bieten, wurden drei verschiedene Interaktions-Level eingeführt. Je nach Level werden mehr oder weniger Möglichkeiten zur Parametrisierung angeboten.

Eine Entwicklungsumgebung und ein Autorensystem zur Anwendung verschiedener illustrativer Transferfunktionen haben BRUCKNER & GRÖLLER [2005] vorgestellt. In dem System namens VOLUMESHOP können z.B. Cut Aways angewendet oder Deformierungen durchgeführt werden.

Ein umfangreiches und kommerziell erhältliches Lernsystem ist der VOXEL-MAN [HÖHNE et al., 2001, 2003]. Die meisten anatomischen Strukturen des Visible Human-Datensatzes wurden aufwendig segmentiert und können einzeln ein- oder ausgeblendet werden. Die Darstellungsparameter selbst können nicht beeinflusst werden. Auch auf illustrative Rendering-Techniken wurde verzichtet.

Mit dem 3D SLICER von GERING et al. [1999] können ebenfalls medizinische Volumendaten exploriert werden. Dabei können die Daten in einer 3D-Ansicht sowie in orthogonalen 2D-Schichten betrachtet werden. Segmentierungsergebnisse können in allen Darstellungen farblich überlagert werden.

3.3.2 Spezielle Visualisierungstechniken zur Interventionsplanung

Bisher wurden Visualisierungstechniken vorgestellt, die ohne weiteres auf andere Problemstellungen übertragbar sind. Nun wird auf Lösungen eingegangen, die für spezielle Problemstellungen in der Interventionsplanung entworfen wurden.

Illustrative Visualisierung von Strukturen innerhalb des Gehirns

Bei der Entfernung eines Gehirntumors muss besonders darauf geachtet werden, welche umliegenden Strukturen während des Eingriffs verletzt werden. Dabei spielen nicht nur die angrenzenden Areale des Gehirns eine wesentliche Rolle. Die einzelnen Areale sind durch empfindliche Nervenbahnen miteinander verbunden, deren Verletzung mindestens genauso tragisch für den Patienten wäre.

Mithilfe des Diffusion Tensor Imaging (DTI) kann der Verlauf der Nervenbahnen dargestellt werden. Die diffusionsgewichtete Bildgebung stellt dabei nicht die Nervenbahnen selbst dar, sondern die Diffusion von Wasserstoffprotonen im Gewebe der Nervenbahnen. Dabei liefert die diffusionsgewichtete Bildgebung keinen skalaren Messwert zurück, sondern einen symmetrischen Tensor 2. Ordnung, dessen Werte visualisiert werden müssen. KINDLMANN [2004] schlägt hierzu die Verwendung von Superquadriken vor. Neben den DTI-Daten müssen je nach Eingriff zusätzlich das Gehirn selbst, der Tumor und die Schädelkalotte dargestellt werden, um den Eingriff in allen Einzelheiten planen zu können.

Um die Entfernung des Tumors aus der aktuellen Blickrichtung anzuzeigen, führen RIEDER et al. [2008] den so genannten Distanzring ein. Ein halb geschlossener Ring zeigt an, dass der Tumor aus der aktuellen Blickrichtung genau in der Mitte des Gehirns liegt. Die Nervenbahnen werden nur dann farblich dargestellt, wenn sie in einer kritischen Nähe zum Tumor entlanglaufen. Der Rest der Visualisierung wird so dezent wie möglich gehalten.

In der Neurochirurgie ist neben dem Verlauf der Nervenbahnen vor allem die Aktivierung der einzelnen Gehirnareale relevant. Da die Anatomie und die Aktivierung des Gehirns mit verschiedenen Verfahren akquiriert werden, müssen hierfür MRT- und fMRT-Daten kombiniert dargestellt werden. JAINEK et al. [2008] schlagen hierzu eine hybride Darstellung vor. Die Anatomie wird mittels Oberflächen-Rendering dargestellt, wobei die einzelnen Areale farblich kodiert werden und die Windungen des Gehirns mittels Ambient Occlusion hervorgehoben werden [ROPINSKI et al., 2008; RUIZ et al., 2008]. Die Aktivierungsgebiete werden mittels DVR gerendert, um die Tiefe der Gebiete besser verdeutlichen zu können. Die anatomische Darstellung kann über eine Clip-Ebene ausgeblendet werden, wobei die Silhouette des Gehirns weiterhin sichtbar bleibt.

Leberoperationsplanung

Bei der Entfernung von Lebertumoren muss der komplexe Aufbau der Leber berücksichtigt werden. Die Leber ist in verschiedene Versorgungsgebiete unterteilt. Diese ergeben sich aus den Verästelungen der versorgenden Gefäßsysteme. Wenn ein Gefäßzweig von dem Tumor befallen wurde, so muss das gesamte versorgte Gebiet mit entfernt werden. LAMADE et al. [2000] schlagen deswegen die Einblendung von farblich kodierten Sicherheitsabständen um den Tumor vor. Da 3D-Visualisierungen und Schichtbilddarstellungen jeweils ihre Vor- und Nachteile bei der Visualisierung haben, sollten synchronisierte 2D- und 3D-Ansichten verwendet werden [PREIM et al., 2000, 2002a]. Die 2D-Schichten springen beispielsweise immer an die Stelle, die in 3D ausgewählt wurde (und umgekehrt).

Um Blutgefäßsysteme intraoperativ auf die Leberoberfläche projizieren zu können, wurde von RITTER et al. [2006] ein möglichst kontrastreicher Ansatz entworfen. Durch das stark variierende Absorptionsverhalten der Organoberflächen während der Operation musste auf farbige Projektionen verzichtet werden. Aus diesem Grund wurde eine reine s/w-Darstellung entwickelt, die alle benötigten Informationen, wie Abstände zum Betrachter oder zum Tumor, durch Schraffuren vermittelt.

BURNS et al. [2007] blenden intraoperative Ultraschallaufnahmen direkt in die präoperativ aufgenommenen CT-Daten ein. Um die gegenseitigen Verdeckungen aufzulösen, wird das Importance Driven Rendering von VIOLA et al. [2004] verwendet. Alle Strukturen, die zwischen dem Betrachter und der US-Ebene liegen, werden entfernt. Der Knochen darf die US-Ebene verdecken, um die räumliche Zuordnung zu erleichtern.

Virtuelle Endoskopie

Die Navigation durch die Nasennebenhöhlen (NNH) mit einem Endoskop ist auch für einen erfahrenen Chirurgen oft eine große Herausforderung. Die NNH grenzen direkt an die Sehnerven, die Hirnschlagader oder die Hypophyse. Die NNH selbst bestehen aus vielen dünnen Knochenlamellen. Beim Durchdringen der Knochenlamellen ist dem Chirurgen nicht immer klar, ob die nächste vor ihm liegende Wand noch zu durchdringen ist. Wenn er eine Wand fälschlicherweise als Knochenlamelle interpretiert, so wird die dahinter liegende Struktur verletzt. Um tiefer gelegene Polypen oder einen Tumor an der Schädelbasis entfernen zu können, müssen die kritischen Strukturen direkt passiert werden. So kann z.B. die Erblindung des Patienten während eines im Grunde einfachen Eingriffes zur Entfernung von Polypen die Folge sein. Insbesondere bei Rezidivoperationen können wichtige Landmarken bereits fehlen, die dem Chirurgen eine Orientierung ermöglichen würden. Mithilfe der virtuellen Endoskopie kann der Eingriff vorher geübt werden, oder aber auch das Aufklärungsgespräch mit dem Patienten erleichtert werden [BARTZ, 2005].

Der Fokus bei der Arbeit von KRÜGER et al. [2008] liegt auf einer möglichst realitätsnahen Darstellung der NNH. Dazu zählen u.a. die Simulation einer Sekretsicht auf der Oberfläche. Als Eingabe werden nur die CT-Daten benötigt, eine Segmentierung der Daten ist nicht notwendig. Die Extraktion der Naseninnenwände findet über ein einfaches Schwellenwertverfahren statt. Die Qualität der Darstellung passt sich automatisch an die vorhandene Hardware auf dem genutzten System an.

Um interessante Stellen innerhalb der NNH markieren zu können, bieten KRÜGER et al. die Möglichkeit, einfache gefüllte Polygone auf der Oberfläche einzeichnen zu können. In dem System von NEUBAUER et al. [2004] ist dies ebenfalls möglich. Dieses System setzt weniger auf Photorealismus, sondern auf die Möglichkeit, eigentlich verdeckte kritische Strukturen transparent einzublenden, die nicht verletzt werden dürfen, bzw. entfernt werden sollen. Ein weiterer Unterschied zu dem System von KRÜGER et al. besteht darin, dass hier auch ein Durchbrechen der Knochenlamellen simuliert werden kann, um den Blick auf Strukturen dahinter freizugeben. Beide Verfahren können prinzipiell auch intraoperativ eingesetzt werden, wenn die endoskopische Kamera an die virtuelle Kamera gekoppelt wird.

3.3.3 Schichtbasierte Illustration

Im bisherigen Verlauf dieser Arbeit wurden viele Beispiele angeführt, wie es möglich ist, dreidimensionale Darstellungen leichter verständlich zu machen. Doch auch die schichtbasierten Darstellungen sind im klinischen Alltag von enormer Bedeutung. In der Radiologie oder zur Interventionsplanung werden die unveränderten tomographischen Schichtbilder immer betrachtet, da sie die Daten unverfälscht wiedergeben. Dabei wird im Allgemeinen die axiale, koronale oder sagittale Schnittebene verwendet.

Für die direkte Informationsaufbereitung zur Betrachtung von Schichtbildern wurden in der Literatur zur medizinischen Visualisierung keine Arbeiten gefunden. Die erweiterte Darstellung von Schnittbildern beschränkt sich zurzeit auf das Überlagern der Darstellung mit gefärbten Segmentierungsmasken. Zusätzlich können Positionen durch Fadenkreuze markiert werden. Viele der bereits vorgestellten Systeme bieten die Möglichkeit, die tomographischen Daten mit einzublenden [GERING et al., 1999; BURNS et al., 2007]. Der Ansatz von LU & EBERT [2005] kann auch verwendet werden, um illustrative Schichtbilder aus dem Volumendatensatz zu erzeugen. Allerdings werden die Daten hierbei natürlich verfälscht wiedergegeben.

Um die Exploration der Daten zu erleichtern, wurde die Multi Planar Reformation (MPR) entwickelt. Diese ist nicht an eine der drei Standardachsen ausgerichtet, sondern kann beliebig im Raum orientiert werden. Um den gesamten Gefäßverlauf in einem Schnittbild zeigen zu können, hat KANITSAR [2004] die Curved Planar Reformation (CPR) entwickelt.

Schwierig ist bei beiden Verfahren die mentale Orientierung in den Datensätzen, da die Schnittebene beliebig ausgerichtet oder verformt sein kann. Bei der CPR können zusätzlich bei einer unpräzisen Platzierung der Schnittebene falsch positive Stenosen angezeigt werden.

3.4 Zusammenfassung

Zu Beginn dieses Kapitels wurden diverse Verfahren zur Berechnung linienhafter Darstellungen vorgestellt. Dabei wurden zum einen verschiedene Ansätze zur Berechnung

3 Vom Non-Photorealistic Rendering zur illustrativen medizinischen Visualisierung

der Silhouette in Bezug auf ihre Eignung zur medizinischen Visualisierung genauer untersucht. Zum anderen wurde der Stand der Forschung auf dem Gebiet der Generierung von Feature Lines analysiert. Dabei hat sich gezeigt, dass die Berechnung von Feature Lines sehr anfällig für verrauschte Oberflächen ist, da alle Verfahren Oberflächenkrümmung, bzw. den lokalen Gradienten der Oberfläche als Berechnungsgrundlage benötigen. Nur die Silhouetten sind von lokalen Eigenschaften der Oberfläche unabhängig.

Anschließend wurden verschiedene Verfahren zur Stippling- und Hatching-Darstellung vorgestellt. Die bisher vorgestellten Verfahren zur interaktiven Stippling-Darstellung sind entweder nicht beliebig skalierbar oder nur für die Generierung von Einzelbildern geeignet. Zudem sind sie entweder mit einem hohen Rechenaufwand zur Laufzeit oder als Vorverarbeitungsschritt verbunden.

Die untersuchten Verfahren zur Hatching-Darstellung erfüllen teilweise die Anforderungen einer beliebigen Skalierbarkeit und eines guten Laufzeitverhaltens. Allerdings sind die Verfahren entweder für jedes darzustellende Objekt manuell zu parametrisieren, oder sie hängen zu stark von der Oberflächenkrümmung ab. Dadurch sind die Verfahren nicht im klinischen Alltag einsetzbar, da sie nicht automatisch zu parametrisieren sind und gleichzeitig aussagekräftige Schraffuren auf den verrauschten Oberflächen erzeugen können.

Zur illustrativen Beleuchtung und Bildoptimierung konnten diverse Verfahren ausfindig gemacht werden, die sich effizient und teilweise auch GPU-unterstützt implementieren lassen. Keines der Verfahren ist jedoch in der Lage, die verwendeten Schattierungstechniken in medizinischen Lehrbüchern adäquat nachzubilden.

Während sich das Kapitel im ersten Abschnitt damit befasst hat, wie die Darstellung einzelner Objekte optimiert werden kann, wurde im zweiten Abschnitt auf illustrative Rendering-Techniken eingegangen. Hier wurden zum einen Smart Visibility Techniken und zum anderen Techniken zur Lokalisierung und besseren Übersicht vorgestellt. Die Smart Visibility Techniken wurden unter der Prämisse entwickelt, die Sichtbarkeit einzelner Objekte sicherzustellen, ohne dass der Gesamteindruck der Szene verloren geht und die Nachbarschaftsbeziehungen der einzelnen Objekte untereinander nicht mehr nachvollziehbar sind.

Abschließend wurden im letzten Abschnitt des Kapitels Verfahren betrachtet, die speziell zur illustrativen medizinischen Visualisierung entwickelt wurden. Auf den ersten Blick ist es erstaunlich, dass bei Visualisierungstechniken zur Interventionsplanung mehr auf illustrative Rendering-Techniken zurückgegriffen wird als bei dem Entwurf von Lern- und Autorensystemen. Auf den zweiten Blick wird deutlich, dass zur Planung des interventionellen Eingriffes wesentlich mehr Informationen in Betracht gezogen werden müssen.

Zur Verbesserung der Übersicht in schichtbasierten Visualisierungen konnten im medizinischen Bereich keine adäquaten Lösungen gefunden werden. Im Bereich der Informationsvisualisierung konnten jedoch interessante Arbeiten zur Lokalisierung von Zielobjekten in räumlich oder zeitlich aufgelösten Daten gefunden werden.

In den folgenden Kapiteln werden nun Techniken zur NPR- und illustrativen Darstellung entwickelt, die den eingangs gestellten Anforderungen zur interaktiven medizinischen Visualisierung genügen.

4 Non-Photorealistic Rendering-Techniken

Im nun folgenden Kapitel werden NPR-Techniken konzipiert, die zur interaktiven, medizinischen Visualisierung verwendet werden können. In Kapitel 2 wurde belegt, dass die Verwendung dieser Techniken in medizinischen Lehrbüchern etabliert und aus Sicht der visuellen Wahrnehmung auch sinnvoll ist.

Die Verwendung von Silhouetten erleichtert demnach die Trennung von Objekt und Hintergrund. Durch die Stippling-Technik lassen sich Oberflächen in hellen Bereichen durch nur wenige Punkte andeuten, wodurch dahinter liegende Strukturen weniger verdeckt werden. Schraffuren in Hauptkrümmungsrichtung erleichtern die Wahrnehmung der Form eines Objektes.

In Abschnitt 3.1 wurden ausgewählte Arbeiten vorgestellt, die ebenfalls zur Darstellung von NPR-Visualisierungen entwickelt wurden. Zur Generierung von Stippling- oder Hatching-Visualisierungen erfüllt keine der vorgestellten Arbeiten die Anforderungen, wie im nächsten Abschnitt gezeigt wird. In den danach folgenden Abschnitten werden Verfahren vorgestellt und konzipiert, die die gestellten Anforderungen erfüllen. Weiterhin wurden bereits Verfahren vorgestellt, mit denen die in medizinischen Lehrbüchern verwendeten Schattierungstechniken emuliert werden können. Diese Verfahren werden im weiteren Verlauf der Arbeit kombiniert, um die Verteilung der Stippling-Punkte und Hatching-Linien zu optimieren. Abschließend wird überprüft, inwieweit die entwickelten Verfahren den gestellten Anforderungen entsprechen. Hierzu zählt u.a. eine genaue Laufzeitanalyse.

4.1 Anforderungsanalyse

Die zu untersuchenden Techniken müssen speziellen Anforderungen entsprechen. Die anatomischen Strukturen, die im späteren Verlauf dieser Arbeit interaktiv vom Nutzer betrachtet werden sollen, werden durch hochaufgelöste Polygonmodelle dargestellt und mittels Marching Cubes-Verfahren generiert. Da die Modelle aus klinischen Datensätzen gewonnen werden, weisen sie hoch- und niederfrequentes Rauschen auf. Das hochfrequente Rauschen entsteht durch die Anwendung des Marching Cubes-Verfahrens auf binären Segmentierungsmasken, das niederfrequente Rauschen durch die geringere Auflösung der Schichten zueinander. Außerdem entstehen durch eine anschließende Glättung der Oberfläche unerwünschte Features, die sich nur schwer von echten Features diskriminieren lassen.

Insofern müssen die Algorithmen mit zum Teil sehr großen, verrauschten Modellen umgehen, um gute Ergebnisse liefern zu können. Des Weiteren betrachten die Chirurgen die Modelle in der späteren klinischen Anwendung aus sehr geringen Entfernung, um die Lagebeziehungen zwischen den Objekten besser beurteilen zu können. Deshalb müssen die illustrativen Verfahren in der Lage sein, eine sehr gute Detailauflösung generieren zu können, und dabei auch in Kombination mit anderen Darstellungstechniken interaktive Frame-Raten erzeugen. Der Detailgrad sollte keinen Einfluss auf die Frame-Rate haben. Aus diesem Grund sind Ansätze, bei denen direkt Grafikprimitive zur Darstellung der Stippling-Punkte oder Hatching-Linien erzeugt werden, nicht verwendbar, da für jede Auflösungsstufe neue Primitive erzeugt werden müssen.

Bei der Übertragung dieser Techniken in interaktive 3D-Visualisierungen muss vor allem darauf geachtet werden, dass die Darstellung immer Frame-kohärent ist. Störendes Rauschen oder ein Auftreten des Shower Door-Effektes muss verhindert werden. Ein „flackern“ der Stippling-Punkte oder der Hatching-Linien würde sehr störend wirken und die visuelle Formwahrnehmung behindern.

Die Dichte der Grafikprimitive kann über verschiedene Parameter gesteuert werden, allerdings werden die Punkte im Allgemeinen in Abhängigkeit von der Beleuchtung der Oberfläche gesetzt. Für beide Techniken – Stippling und Hatching – wurde in Abschnitt 2.2 gezeigt, dass die Verteilung der Linien und Punkte nicht nur von der Beleuchtung einer einzigen Hauptlichtquelle abhängig ist. Um die Formwahrnehmung sowie die optische Trennung der einzelnen Strukturen zu optimieren, muss eine illustrative Beleuchtung verwendet werden.

Um die visuelle Wahrnehmung unterstützen zu können, müssen die Charakteristika der NPR-Techniken erhalten bleiben. Für die im Folgenden vorgestellten Darstellungstechniken sind dabei unterschiedliche Anforderungen zu beachten, auf die in den folgenden Abschnitten im Einzelnen eingegangen wird.

Bei jeder der nun vorgestellten NPR-Techniken wird eine Lösung vorgestellt, die sich auf der Grafik-Hardware umsetzen lässt, um möglichst gute Frame-Raten zu erhalten. Zudem ist es erforderlich, dass die Verfahren keine weitere manuelle Parametrisierung benötigen, um möglichst einfach und schnell verwendet werden zu können.

4.2 Art und Umsetzung der linienhaften Darstellung

In einer bereits erwähnten eigenen Vorarbeit wurden verschiedene Rendering-Techniken miteinander kombiniert: DVR, Silhouetten-Rendering und normales Oberflächen-Shading [TIETJEN et al., 2005b]. Zur Generierung des Silhouetten-Renderings wurde hierbei die OPENNPAR-Bibliothek verwendet [HALPER et al., 2003]. In dieser Bibliothek wurde das Verfahren von ISENBERG et al. [2002] implementiert, welches die Silhouette im Objektraum erzeugt und das HLR im Bildraum durchführt. Der große Vorteil bei der Verwendung von objektbasierten Silhouetten ist der große Freiheitsgrad bei der Darstellung der Silhouette, wie etwa der Texturierung oder der Änderung des Linienstils bei

Verdeckung. Bei komplexen Szenen mit vielen Dreiecken sank die Performanz jedoch teilweise unter 1fps.

In der vorliegenden Arbeit wird die Stilisierung der Silhouetten nicht benötigt. In medizinischen Atlanten findet eine Texturierung der Silhouetten kaum Anwendung. Zur Unterstützung der visuellen Wahrnehmung ist sie ebenfalls nicht von Bedeutung. Weiterhin werden in medizinischen Atlanten kaum besondere Feature Lines angewendet, einfache Silhouetten werden hingegen fast immer verwendet. Aus diesem Grund kann auf objektbasierte Silhouetten verzichtet und der Ansatz von GOOCH et al. [1999] mit besseren Laufzeiten verwendet werden. Ein weiterer Vorteil dieses Ansatzes ist, dass er einfach zu implementieren und somit kaum fehleranfällig ist.

4.3 Punktierteknik (Stippling)

Das Stippling zeichnet sich dadurch aus, dass die Schattierung des gestippten Objektes durch das Setzen einzelner Punkte emuliert wird. Die Punkte sind dabei immer gleich groß und ändern ihre Größe auch dann nicht, wenn das Objekt vergrößert dargestellt wird. Um eine konstante Schattierung zu erreichen, muss demnach die Anzahl der Stippling-Punkte angepasst werden.

Wichtig ist beim Stippling auch die Verteilung der Punkte. Die Punkte werden zufällig aber mit gleichmäßigen Abständen zueinander platziert [DEUSSEN et al., 2000]. In dunklen Regionen werden mehr Punkte verteilt, wodurch der Abstand zwischen den Punkten verringert wird. Bei der Verteilung der Punkte dürfen keine Muster, etwa durch Wiederholungen, sichtbar werden. Muster werden in der präattentiven Wahrnehmung als Information interpretiert und müssen in jedem Fall vermieden werden.

Da die Objekte am Bildschirm rotiert werden, ändert sich die Helligkeit lokal auf dem Objekt. Deswegen muss es möglich sein, die Helligkeit zu skalieren, ohne eine inkohärente Darstellung zu erhalten. Das bedeutet, dass wie bei den Tonal Art Maps (TAM) von PRAUN et al. [2001], die Punkte einer helleren Helligkeitsstufe auch immer in den dunkleren Stufen weiterverwendet werden müssen.

Aus diesem Grund wurde ein texturbasierter Ansatz gewählt. Dieser bietet gegenüber objekt- oder bildbasierten Verfahren den Vorteil, dass Texturen fest auf der Objektoberfläche verankert und somit Frame-kohärent sind. Des Weiteren wird die Texturabbildung von der Grafik-Hardware unterstützt. Standardverfahren wie Mip-Mapping können verwendet werden, um zwischen verschiedenen Auflösungsstufen von Texturen umzuschalten und so eine gewisse Skalierbarkeit zu gewährleisten. Auf diesem Weg kann ohne zusätzlichen Aufwand immer die benötigte Anzahl an Stippling-Punkten generiert werden.

Die Skalierbarkeit hängt jedoch von der Anzahl der hinterlegten Mip-Mapping-Texturen ab. Problematisch bei der Verwendung eines texturbasierten Verfahrens ist außerdem die Tatsache, dass zum Aufbringen einer Textur korrekte Texturkoordinaten für jeden Vertex der zugrunde liegenden Oberfläche berechnet werden müssen. Bei der Berechnung der Texturkoordinaten muss vor allem darauf geachtet werden, dass die Textur unverzerrt aufgebracht wird, da die Stippling-Punkte sonst zu Ellipsen entarten.

Im Folgenden wird ein Verfahren beschrieben, dass beliebige Oberflächen parametrisiert und verzerrungsfrei texturiert. Für das gesamte Verfahren ist keine Vorverarbeitung notwendig. Die Texturen sind außerdem skalierbar, so dass beliebig nah an die Oberfläche herangezoomt werden kann. Alle Operationen zur Generierung und Abbildung der Texturkoordinaten werden von der Grafik-Hardware berechnet. Das Verfahren wurde im Rahmen einer Diplomarbeit entwickelt [BAER, 2005] und in BAER et al. [2007] ausgebaut.

4.3.1 Aufbau des texturbasierten Stippling-Algorithmus

Die Abbildung einer Textur auf ein polygonales Objekt mit beliebiger Form, insbesondere auf konkave und verzweigende Objekte, benötigt zumindest eine indirekte Parametrisierung. Es ist jedoch wünschenswert, dabei zusätzlichen Berechnungsaufwand zu umgehen.

Um Verzerrungen der Textur auf der Oberfläche zu vermeiden, arbeitet der hier vorgestellte Algorithmus daher ähnlich wie das PolyCube-Mapping von TARINI et al. [2004]. Im Gegensatz zum PolyCube-Mapping wird jedoch kein Vorverarbeitungsschritt benötigt, um den Objektraum auf einzelne Würfel abbilden zu können. Stattdessen wird der gesamte Objektraum in Einheitswürfel unterteilt. Diese Würfel werden im weiteren Verlauf der Arbeit in Anlehnung an die PolyCubes als MultiCubes bezeichnet.

Im weiteren Verlauf wird zunächst auf die Parametrisierung der Oberfläche durch MultiCubes eingegangen. Weiterhin muss ausgehend von den Würfeln eine Parametrisierung definiert werden, die die Textur auf die tatsächliche Objektgeometrie abbildet. Auf die Bestimmung der Kantenlänge der Würfel, die zur Texturabbildung dienen, wird in Abschnitt 4.3.2 eingegangen. Die Abbildung der Textur wird dabei direkt über GPU-Shader realisiert, um möglichst hohe Frame-Raten zu erhalten. Der Aufbau der Shader wird in Abschnitt 4.3.3 beschrieben.

Um zwischen verschiedenen Skalierungs- und Helligkeitsstufen mit Texturen überblenden zu können, wird das Prinzip der TAMs von PRAUN et al. [2001] verwendet. Die Skalierbarkeit der TAMs ist jedoch auf die Anzahl der vorab generierten Mip-Mapping Texturen begrenzt. Durch die Einführung von selbstähnlichen Texturen kann ein und dieselbe Textur von allen Skalierungs- und Helligkeitsstufen verwendet werden. Dafür muss die Kantenlänge der MultiCubes dynamisch angepasst werden, was in Abschnitt 4.3.4 erläutert wird. Das Design der selbstähnlichen Textur wird hier ebenfalls beschrieben.

4.3.2 Parametrisierung der Oberfläche

Der MultiCube teilt den gesamten Objektraum in gleichgroße, achsenparallele Würfel auf. Diese Würfel werden als Zwischengeometrie genutzt, um eine indirekte Parametrisierung der Oberfläche durchführen zu können (vgl. Abschnitt 2.5.2). Wenn die Kantenlänge der MultiCubes ausreichend klein gewählt ist, wird die Verzerrung der abzubildenden Textur minimiert. In Abbildung 4.1 wird dies illustriert. Der Einfachheit halber wird vorerst davon ausgegangen, dass eine MultiCube-Struktur mit einer optimalen Kantenlänge der Würfel besteht.

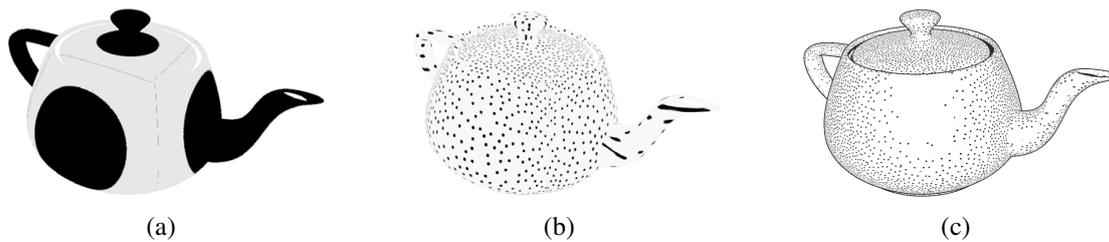


Abbildung 4.1: In (a) wurde die Teekanne von einem einzigen Würfel umgeben. Auf diesen Würfel wurde eine Textur mit genau einem Punkt aufgebracht. In (b) wurde wieder ein Würfel, aber mit vielen Punkten verwendet. Am Ausfluss ist die Verzerrung deutlich zu erkennen. In (c) wurde die Teekanne in viele kleine Würfel unterteilt. Zusätzlich werden die Stippling-Punkte beleuchtungsabhängig ein- bzw. ausgeblendet. Es sind kaum noch Verzerrungen erkennbar. Quelle: BAER [2005]

Das zu stippelnde Objekt liegt innerhalb der MultiCube-Struktur und kann somit parametrisiert werden. Dabei wird jeder Würfel gleich behandelt. Dies ist eine wichtige Voraussetzung für die spätere Umsetzung der Parametrisierung auf der GPU.

Um die Würfel­fläche nun auf die Oberfläche projizieren zu können, wird die Richtung der Normale an jedem Punkt der Oberfläche ausgewertet. Dabei wird der Schnittpunkt der Normalen mit den Würfel­flächen bestimmt. Bei der MultiCube-Struktur ist der Schnittpunkt nicht immer eindeutig, da jede Normale senkrechte und horizontale Flächen der Würfel schneidet. In Abbildung 4.2 wird das Vorgehen an einem 2D-Beispiel erläutert. Ziel ist es, eine möglichst flächentreue (bzw. linientreue) Abbildung der MultiCubes auf der Oberfläche zu erhalten.

Der erste Schnittpunkt mit einer der Kanten ist nicht zwangsweise die beste Wahl. Abbildung 4.2(b) und (c) verdeutlichen das Problem. In beiden Fällen schneidet \vec{p}_1 zuerst die senkrechte Seite und \vec{p}_2 zuerst die Waagerechte. In Abbildung 4.2(b) ist jedoch der Schnittpunkt x_2 dem Schnittpunkt y_1 vorzuziehen, da die Länge der roten Strecke B_1 eher dem Abstand der beiden Normalen auf der Oberfläche entspricht.

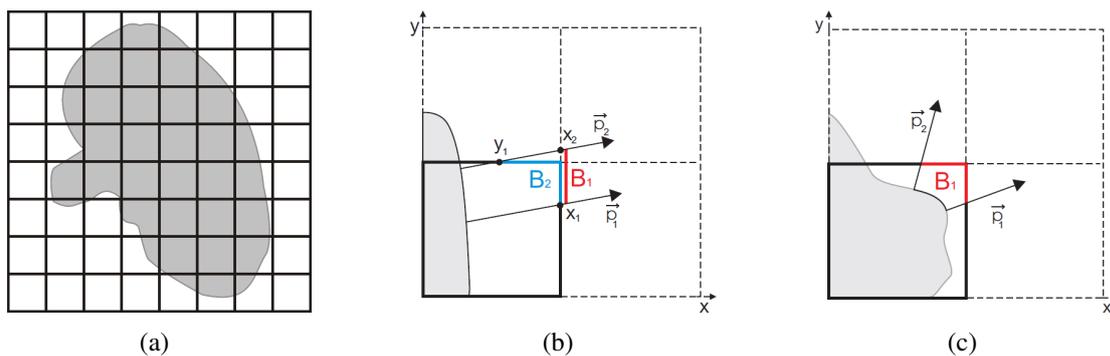


Abbildung 4.2: Skizzierung der Parametrisierung in 2D: (a) die Berechnung der Texturkoordinaten wird für jedes Quadrat gleich durchgeführt. Nur die relative Position der Oberflächenpunkte in den Quadraten ist entscheidend. Ob der Schnittpunkt mit der senkrechten oder waagerechten Seite des Quadrats verwendet wird, hängt von der größten Komponente der Normalen ab. In (b) wird daher die senkrechte und in (c) die waagerechte Kante geschnitten. Dadurch werden Texturverzerrungen minimiert. Quelle: BAER [2005]

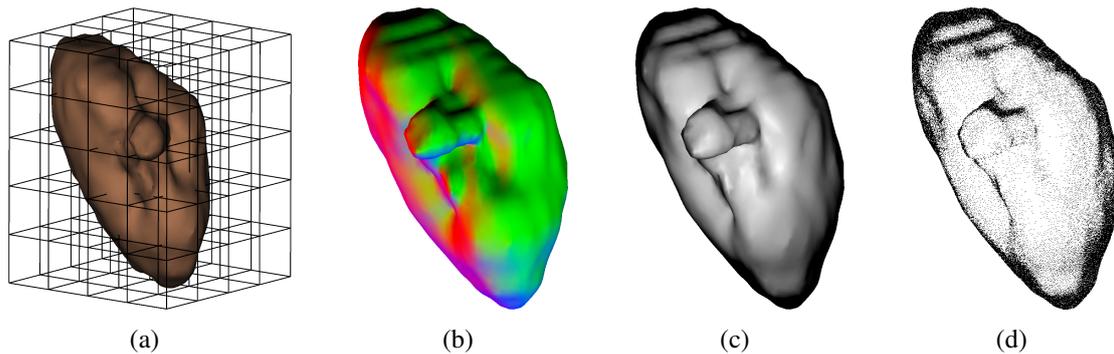


Abbildung 4.3: Die Pipeline des texturbasierten Stippling-Algorithmus am Beispiel eines Modells der Niere. (a) Um das Objekt möglichst verzerrungsfrei parametrisieren zu können, wird der Objektraum in achsenparallele Würfel unterteilt (MultiCube). Ein einfaches Cube-Mapping wird für alle Würfel durchgeführt. Um jedem Oberflächenpunkt eine Texturcoordinate zuweisen zu können, (b) wird der Würfel über die Normale auf das Objekt abgebildet (hier auf Farbe in RGB abgebildet) und (c) die Lichtintensität an jedem Oberflächenpunkt berechnet. Über die Intensität wird die Textur mit der benötigten Anzahl an Stippling-Punkten ausgewählt, (d) um das Objekt mittels Stippling-Technik darzustellen. Quelle: BAER et al. [2007]

Um den korrekten Schnittpunkt zu erhalten, muss die größte Komponente der Normalen verwendet werden. Zeigt die Normale mehr in x -Richtung, so wird die senkrechte Kante in y -Richtung zur Schnittpunktberechnung verwendet. Bei einer Ausrichtung der Normalen gegen y wird entsprechend die waagerechte Kante gewählt. Dadurch wird immer eine möglichst flächentreue Abbildung erreicht.

4.3.3 Texturierung der Oberfläche

Durch den Aufbau der MultiCubes und der Projektion der Würfel auf die Oberfläche kann jedem Punkt auf der Oberfläche eine Texturcoordinate zugewiesen werden. In diesem Abschnitt wird nun erläutert, wie die Stippling-Textur beleuchtungsabhängig auf das Objekt aufgebracht wird. Das Vorgehen ist in Abbildung 4.3 skizziert. Dabei wird zuerst auf den speziellen Aufbau der Textur eingegangen, in der alle Schattierungs- und Auflösungsstufen für das Stippling kodiert sind. Anschließend wird das GPU-Shader Programm vorgestellt, das alle bisher entwickelten Arbeitsschritte auf der Grafik-Hardware implementiert. Alle notwendigen Operationen können dabei in einem einzigen Rendering-Durchlauf durchgeführt werden.

Ähnlich wie bei den TAMs von PRAUN et al. [2001] werden für alle Schattierungsstufen Texturen erzeugt, die der benötigten Helligkeit entsprechen. Je nach Helligkeit werden entsprechend viele Punkte erzeugt und gleichmäßig auf der Textur verteilt. Im Gegensatz zu den TAMs wird jedoch nur eine einzige Textur benötigt, um alle Schattierungsstufen zu kodieren. Die Schattierungsstufen werden wie bei den TAMs so erzeugt, dass die dunkleren Stufen alle Punkte der helleren Stufen beinhalten. Dadurch wird die Frame-Kohärenz bei der Darstellung gewährleistet.

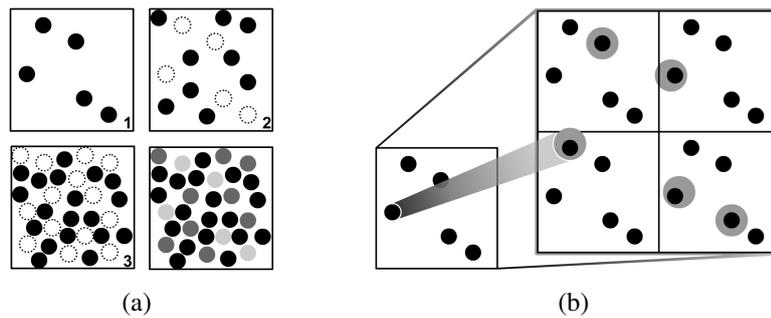


Abbildung 4.4: (a) Textur Layer (1 hellste Tönung – 3 dunkelste Tönung) und die finale Textur, welche alle Tönungen über Grauwerte gespeichert hat. Die Grauwerte dienen nur für den Vergleich mit der Lichtintensität während des Renderings. Gezeichnet werden die Punkte immer ganz Schwarz (oder Weiß). (b) Eine Texturkachel wird durch 2×2 Kacheln derselben Textur ersetzt und umgekehrt. Die 2×2 Kachel enthält eine skalierte Version ihrer selbst (graue Punkte). Quelle: BAER et al. [2007]

Wie bei dem Real-Time Halftoning von FREUDENBERG et al. [2002] werden die verschiedenen Helligkeitsstufen über den Grauwert in der Textur gespeichert (Abbildung 4.4(a)). Um beim späteren Rendering zu entscheiden, welcher Punkt gezeichnet werden soll, wird der Grauwert in der Kodierung mit der Lichtintensität verglichen. Wenn die Intensität geringer ist als der Grauwert, so wird der Punkt gezeichnet.

Im nächsten Abschnitt wird beschrieben, wie die Kantenlänge des MultiCube dynamisch angepasst wird, um ein Objekt beliebig auf dem Bildschirm skalieren zu können. Ein Würfel wird je nach Änderung des Skalierungsfaktors in $2 \times 2 \times 2$ Würfel unterteilt bzw. 8 Würfel werden zu einem zusammengefasst. Hierfür wird eine selbstähnliche Textur benötigt, die in der Lage ist, 2×2 Würfel-Seiten in eine zu überblenden (siehe Abbildung 4.4(b)). Dadurch werden keine weiteren Mip-Mapping-Texturen benötigt. Die selbstähnliche Textur muss damit zusammengefasst folgende Kriterien erfüllen:

- Die Punktdichte für mehrere Helligkeitsstufen wird über die Grauwerte kodiert
- Die Punkte müssen zufällig auf der Textur verteilt sein
- Es dürfen keine sichtbaren Wiederholungsmuster erkennbar sein
- Die Textur muss selbstähnlich sein

Die Textur muss nur einmalig erzeugt werden und kann zur Texturierung aller Objekte wiederverwendet werden. Aus diesem Grund wurde von einer Automatisierung der Texturgenerierung abgesehen. Um die selbstähnliche Textur erzeugen zu können, wurde stattdessen ein semi-automatischer Ansatz gewählt. Hierbei können Punkte auf der Textur verteilt werden. Die resultierenden Punkte durch die 2×2 Matrix werden automatisch mit eingeblendet. Die manuell gesetzten Punkte werden beim Rendering durch die Skalierung geringfügig größer dargestellt. Dadurch können die Punkte leicht verschoben werden, um mit den Punkten der 2×2 Matrix deckungsgleich zu sein (Abbildung 4.4(b)).

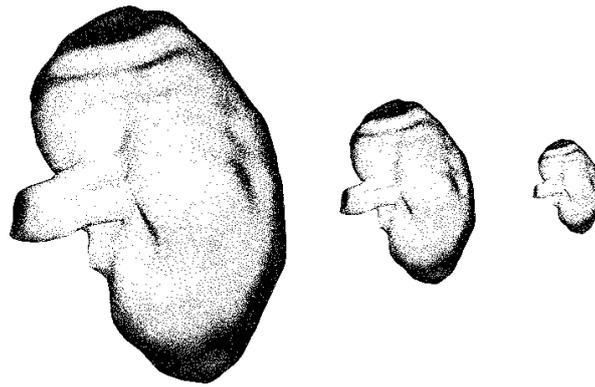


Abbildung 4.5: Darstellung einer Niere mittels Stippling. Die Stippling-Punkte erscheinen und verschwinden je nach Auflösung des Objektes. Die Größe der einzelnen Punkte bleibt dabei weitestgehend konstant. Quelle: BAER et al. [2007]

4.3.4 Berechnung der MultiCube-Kantenlänge

Um die Verzerrungen bei der Parametrisierung so klein wie möglich zu halten, muss der Würfel einerseits so klein wie möglich sein. Andererseits wird eine Textur über diesen Würfel auf das Objekt abgebildet. Die Projektion einer Textur auf den Bildschirm ist optimal, wenn sie 1 : 1 auf dem Bildschirm abgebildet wird, d.h. wenn auf jeden Pixel genau ein Texturelement (Texel) kommt.

Die Größe eines Würfels der MultiCube-Struktur basiert also auf der Größe der verwendeten Textur mit $T \times T$ Texeln. Um die Kantenlänge des Würfels zu bestimmen, wird die Texturgröße im Bildraum T_B in den Objektraum projiziert (inverses Mapping). Die Texturgröße im Objektraum T_O wird somit als Kantenlänge für die Würfel verwendet.

Um eine konstante Größe der Stippling-Punkte zu erzielen, wird die Größe der Würfel distanzabhängig angepasst. Ausgehend von der initial berechneten Größe der Würfel muss die Kantenlänge halbiert oder verdoppelt werden, damit die Textur weiterhin optimal projiziert werden kann. Um sichtbare Sprünge beim Umschalten der Kantenlänge zu vermeiden, wird kontinuierlich zwischen den damit verbundenen Texturen überblendet. Wie in Abbildung 4.5 zu sehen ist, wird dadurch eine beliebige Skalierbarkeit erreicht.

Als Vereinfachung kann die gesamte MultiCube-Struktur auf einen einzelnen Würfel reduziert werden. Da alle Würfel eine identische Größe haben und alle Normalen gleich behandelt werden, kann die benötigte Information auf die relative Position des Stippling-Punktes in dem Würfel sowie dessen Normale reduziert werden. Alle weiteren Operationen können im Bezug zu einem Referenzwürfel durchgeführt werden. Dieser ist achsenparallel ausgerichtet und hat die Koordinaten $min = (0, 0, 0)$ und $max = (Cubesize, Cubesize, Cubesize)$, wobei $Cubesize$ durch die oben erwähnte Texturgröße im Objektraum definiert wird. Um die relative Position des Stippling-Punktes P zu bestimmen, wird der Modulo-Operator verwendet um die neue Position $P_M = modulo(P, Cubesize)$ zu erhalten. Das gesamte Verfahren kann dadurch insgesamt auf einfache Funktionen reduziert und somit problemlos in einem Fragment-Shader implementiert werden.

4.4 Schraffurtechnik (Hatching)

Neben dem Stippling wird vor allem Schraffur als Stilmittel in den traditionellen Lehrbüchern verwendet. Es ist anzunehmen, dass dies auf zwei Gründe zurückzuführen ist. Zum einen weisen einige anatomische Strukturen auch in der Realität eine „Schraffur“ der Oberfläche auf. Dies trifft insbesondere auf Muskeln zu, hervorgerufen durch die einzelnen Muskelfasern. Die Texturierung der Oberfläche kann so den Wiedererkennungswert erhöhen. Zum anderen wurde in BAIR & HOUSE [2007] gezeigt, dass eine Schraffierung in Richtung der Hauptkrümmung die Formwahrnehmung erleichtern kann.

Auch ein in der computergestützten Visualisierung auftretendes Problem kann mithilfe der Schraffur minimiert werden. Um in interaktiven 3D-Visualisierungen verdeckte Objekte sichtbar zu machen, wird im Wesentlichen eine transparente Darstellung der verdeckenden Objekte genutzt. Dabei ist es allerdings schwierig, ein geeignetes Maß an Transparenz festzulegen. Entweder sind die verdeckten Objekte kaum zu erkennen oder das verdeckende Objekt ist so stark transparent, dass die Objektform kaum erkennbar ist. Hier kann der Opacity Mapping Ansatz helfen, wenn die Textur anhand der Muskelfasern orientiert wird. Durch die opaken Anteile ist der Muskel selbst gut zu erkennen, und dahinter liegende Strukturen sind weiterhin sichtbar.

Um zu ermöglichen, dass das Verfahren in der klinischen Routine eingesetzt werden kann, dürfen keine manuellen Spezifikationen notwendig sein. Alle Parameter müssen daher automatisch bestimmt werden. Das nun vorgestellte Verfahren zur Parametrisierung und Texturierung von Oberflächen zum Aufbringen von Schraffuren erfüllt diese Anforderungen und wurde im Rahmen der Diplomarbeit von GASTEIGER [2007] entwickelt. Das Vorgehen zur Texturierung der Strukturen lässt sich in vier Teilprobleme gliedern:

- die Krümmungsapproximation,
- die Bestimmung der Vorzugsrichtung und
- die Kombination von Krümmungsapproximation und Vorzugsrichtung sowie
- die Parametrisierung der Oberfläche zum Aufbringen der Textur.

Im Gegensatz zum Stippling wird bei der Schraffur eine direkte Parametrisierung der Oberfläche benötigt, um die Schraffurlinien in der gewünschten Richtung auf die Oberfläche aufbringen zu können. Alle bisher in Abschnitt 3.1.3 untersuchten Ansätze benötigen dabei als Voraussetzung ein korrektes Krümmungsfeld zur Ausrichtung der Schraffurlinien [HERTZMANN & ZORIN, 2000; PRAUN et al., 2001; ZANDER et al., 2004]. Die 3D-Modelle werden jedoch aus binären Segmentierungsmasken gewonnen, wodurch Unebenheiten auftreten, die das benötigte Krümmungsfeld beeinflussen und sich somit problematisch auf die Schraffierung auswirken. Auch nach der Auswahl eines angemessenen Verfahrens bleiben einige Unebenheiten zurück, die die Ausrichtung der Krümmung verfälschen, und so Singularitäten verursachen (wie z.B. Strudel). Die Verfahren zur Krümmungsapproximation werden daher unter diesem Gesichtspunkt miteinander verglichen. Zusätzlich muss weiteres Modellwissen einfließen, um das Krümmungsfeld korrigieren zu können [RÖSSL & KOBELT, 2000]. Das Modellwissen hängt dabei von

der Struktur ab. Auf die Generierung einer Vorzugsrichtung für Strukturen mit entsprechender Oberflächenbeschaffenheit (z.B. Muskeln) und mit eindeutiger Mittelachse (z.B. Gefäßbäume) wird ebenfalls eingegangen.

4.4.1 Verfahren zur Krümmungsbestimmung

In Abschnitt 2.4.2 wurden relevante Verfahren zur Approximation der Hauptkrümmungsrichtungen vorgestellt. Diese Verfahren unterscheiden sich nicht nur ihren Anforderungen. Auch Robustheit, Komplexität und Qualität damit verbundener Berechnungen weichen zum Teil stark voneinander ab. Folgende drei Aspekte sind dabei bei der Bestimmung von Krümmungsinformationen für diese Arbeit wichtig:

Genauigkeit: Die Krümmungsapproximation an einem Punkt P_i sollte die Umgebung möglichst genau als hyperbolisch, zylindrisch oder elliptisch beschreiben.

Robustheit: Mit degenerierten Bereichen an P_i muss angemessen umgegangen werden. Dies bezieht sich auf Bereiche, an denen extreme Krümmungen auftreten oder an denen die Mindestanzahl von Nachbarknoten in $nhd(P_i)$ aufgrund eines zu geringen Radius nicht gegeben ist. Letzteres trifft zu, wenn eine Kante in der Umgebung nicht 2-mannigfaltig ist (z.B. bei Löchern in der Oberfläche).

Berechnungszeit: Die Verfahren lösen zum Teil große Gleichungssysteme und stellen aufwändige Parametrisierungen auf. Wenn die Qualität der Krümmungsapproximation bei einfachen Verfahren ausreichend ist, sind diese den genaueren aber aufwändigeren Verfahren vorzuziehen.

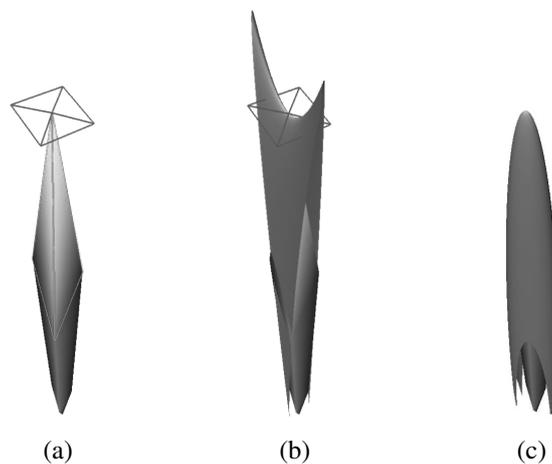


Abbildung 4.6: Vergleich der Quadratic Surface Methode von GOLDFEATHER [2001] und der parametrischen Passfläche nach RÖSSL et al. [2000] für einen scheinbar elliptischen Punkt. (a) Topologisch korrekte projektive Parametrisierung der Nachbarknoten. (b) Hyperbolische Quadratic Surface Passfläche nach GOLDFEATHER [2001] ($\kappa_1 = 1209.0$, $\kappa_2 = -60.2$) (c) Parametrische Passfläche nach RÖSSL et al. [2000] mit elliptischem Charakter ($\kappa_1 = 3.81$, $\kappa_2 = 2.02$). Quelle: SCHULZ [2005]

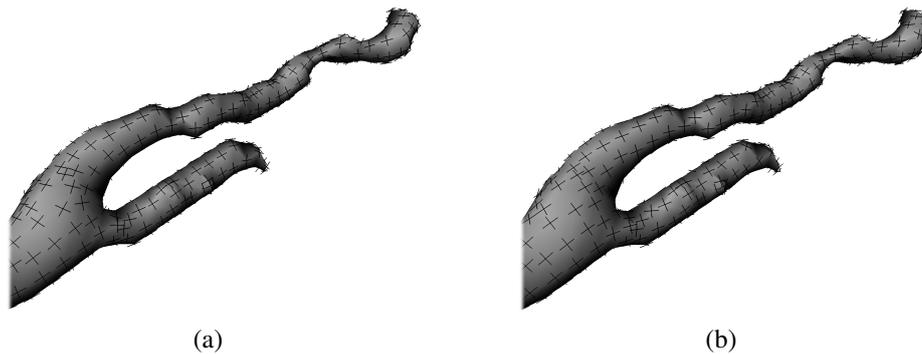


Abbildung 4.7: Gegenüberstellung der Krümmungsfelder auf einem Gefäßbaum für die Verfahren nach (a) RÖSSL et al. [2000] und (b) RAZDAN & BAE [2005]. Die Ausrichtung der Krümmungsfelder wird durch die Kreuze angedeutet. Aufgrund der topologieabhängigen Parametrisierung sind kaum Unterschiede zu erkennen. Quelle: GASTEIGER [2007]

Für einfache Strukturen liefern bereits die Operatoren von TAUBIN [1995] und Quadratic Surface von GOLDFEATHER [2001] mit ihrer projektiven Parametrisierung geeignete Krümmungsinformationen. Voraussetzung dafür ist allerdings eine korrekte, topologische Parametrisierung von $nhd(P_i)$. Bei stark hyperbolischen, elliptischen und zylindrischen Umgebungen ist dies nicht gegeben, weswegen das ermittelte Krümmungsverhalten zu sehr von der tatsächlichen Krümmung abweicht (Abbildung 4.6).

Aus diesem Grund sind bei komplexen Oberflächen topologieabhängige Approximationsverfahren besser geeignet als nicht topologieabhängige. Für komplexe Objekte sollten daher die Operatoren von RÖSSL et al. [2000] und RAZDAN & BAE [2005] verwendet werden. Voraussetzung hierfür ist, dass der betrachtete Eckpunkt P_i fünf oder mehr 2-mannigfaltige Nachbarn besitzt. Damit ist eine korrekte topologische Parametrisierung garantiert und eine angemessen genaue Beschreibung des Krümmungsverhaltens gegeben. Die Genauigkeit der Verfahren kann noch weiter erhöht werden, wenn die Anzahl der betrachteten benachbarten Eckpunkte erhöht wird. Dadurch nimmt jedoch auch die Berechnungszeit stark zu, insbesondere bei der biquadratischen Bézier-Oberfläche von RAZDAN & BAE [2005].

Der Operator von TAUBIN [1995] unterstützt als einziger keine erweiterte Nachbarschaft. Nachteilig wirkt sich dies auf die Genauigkeit aus, da nur die direkten Nachbarn bei der Krümmungsapproximation einfließen. Positiv ist jedoch anzumerken, dass dieser Operator von allen das schnellste Verfahren darstellt.

Bei fehlenden Informationen durch degenerierte Bereiche, die an nicht 2-mannigfaltigen Kanten auftreten, können keine Krümmungswerte bestimmt werden. Dies trifft auch auf benachbarte Eckpunkte zu, da die degenerierten Eckpunkte zur Berechnung benötigt werden. Um dem entgegenzuwirken, kann das Approximationsverfahren auch adaptiv ausgewählt werden. Dabei werden in der direkten Umgebung von degenerierten Punkten Verfahren verwendet, die wenig Stützpunkte benötigen, so dass die fehlerhaften Punkte nicht zur Berechnung verwendet werden müssen. An den degenerierten Punkten selbst können die Krümmungswerte über die Nachbarpunkte gemittelt werden.

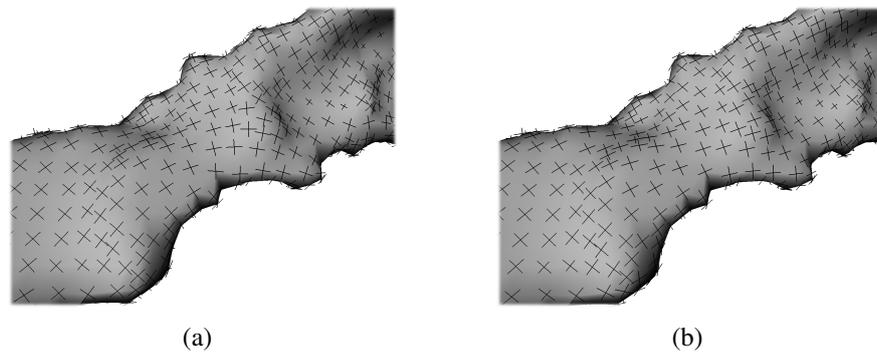


Abbildung 4.8: Gegenüberstellung der Krümmungsfelder auf einem Muskel für die Verfahren (a) Quadratic Surface und (b) Adjacent-Normal Cubic nach GOLDFEATHER [2001]. Beide topologieunabhängigen Parametrisierungen liefern gute Ergebnisse. Quelle: GASTEIGER [2007]

Krümmungsapproximation auf Gefäßoberflächen

Die verwendeten Gefäßstrukturen besitzen zum Teil eine komplexe Geometrie mit stark ausgeprägten hyperbolischen, elliptischen und zylindrischen Umgebungen. Daher wird für diese Strukturtypen ein topologieabhängiges Verfahren gewählt. In Abbildung 4.7 sind jeweils die beiden ermittelten Hauptkrümmungsrichtungen an jedem Eckpunkt auf einem Oberflächenausschnitt einer Halsschlagader zu sehen. In Abbildung 4.7(a) wurden diese mit dem Verfahren nach RÖSSL et al. [2000] bestimmt und in Abbildung 4.7(b) mit dem Verfahren nach RAZDAN & BAE [2005] berechnet. Trotz gleicher Parametereinstellungen sind kaum erkennbare Unterschiede festzustellen. Das Verfahren von RAZDAN & BAE [2005] benötigt allerdings aufgrund der komplexen Berechnungen wesentlich länger als der Operator von RÖSSL et al. [2000]. Aus diesem Grund wird für Gefäßstrukturen RÖSSL et al. [2000] verwendet.

Krümmungsapproximation auf Muskeloberflächen

Für einfache Strukturen wie Muskeln, bei denen sich die Oberflächenorientierungen über einen großen Bereich nicht wesentlich ändern, liefern bereits die topologieunabhängigen Verfahren geeignete Werte. Die Quadratic Surface und Adjacent-Normal Cubic Methoden nach GOLDFEATHER [2001] zeigen auf den verwendeten Datensätzen ein geeignetes Approximationsverhalten mit geringen Abweichungen zueinander (Abbildung 4.8). Da der erste Operator fast doppelt so schnell arbeitet wie der zweite, wird dieser für die Muskelstrukturen verwendet. Das Verfahren braucht im Gegensatz zu genaueren Verfahren nur drei Eckpunkte aus der Umgebungsbeschreibung $nhd(P_i)$.

Krümmungsapproximation auf Organoberflächen

Die für Muskeln und Gefäße betrachteten Aspekte verlangen nach einem Kompromiss zwischen Robustheit, Genauigkeit und Geschwindigkeit in der Berechnung. Zur Krümmungsapproximation auf Organoberflächen kann prinzipiell davon ausgegangen werden,

dass eine topologieabhängige Parametrisierung von Vorteil ist [RÖSSL et al., 2000; RAZDAN & BAE, 2005]. Bei Oberflächen mit vielen degenerierten Bereichen, z.B. komplexe knöcherne Strukturen, wird ein Operator mit wenig Stützpunkten bessere Ergebnisse liefern. Bei großflächigen, verrauschten Oberflächen liefert RAZDAN & BAE [2005] das gleichmäßigste Krümmungsfeld.

4.4.2 Generierung der modellbasierten Vorzugsrichtung

Die Oberflächen in dieser Arbeit werden aus binären Segmentierungsmasken gewonnen. Dadurch ist die Krümmungsinformation sehr von Artefakten auf den Oberflächen geprägt. Aus diesem Grund wird nun eine modellbasierte Vorzugsrichtung in die Berechnung des Krümmungsfeldes integriert. In Abschnitt 2.2 wurde nachgewiesen, dass Illustratoren in medizinischen Zeichnungen für verschiedene Strukturen bestimmte Richtungen für die Schraffur bevorzugen. Um diese Vorzugsrichtung zu emulieren, werden nun zwei Verfahren vorgestellt.

Vorzugsrichtung bei Gefäßstrukturen

Um den Verlauf der Gefäßstrukturen zu approximieren, wird die Skelettierung von SELLE et al. [2002] angewendet. Dieses Verfahren bildet auch die Grundlage für die Erzeugung von Gefäßbäumen nach HAHN et al. [2001] (vgl. Seite 42). Ausgangsbasis für dieses Verfahren ist eine Segmentierungsmaske eines Gefäßbaums. Diese wird schrittweise erodiert, um so die Voxel zu erhalten, die das Skelett des Gefäßbaums bilden. Anschließend wird das Skelett in einzelne, zusammenhängende Kanten e aufgeteilt, wobei für jede Kante e_i die zugehörigen Skelettvoxel s sowie der Radius gespeichert werden.

Für jeden Eckpunkt P auf der Oberfläche wird nun der Skelettvoxel s_j ermittelt, der am nächsten an P liegt. Anschließend wird für diesen Skelettvoxel die Richtung zu den benachbarten Skelettvoxeln s_{j-1} und s_{j+1} bestimmt. Um ein gleichmäßigeres Richtungsfeld zu erhalten, wird dabei nicht nur die Richtung zu den beiden direkten Nachbarn, sondern auch zu den jeweils übernächsten berücksichtigt und die mittlere Richtung verwendet. An Gefäßverzweigungen werden alle Richtungen berücksichtigt. Der Vektor für die Vorzugsrichtung wird nun auf die Oberfläche an P abgebildet. Dazu wird er zunächst nach P verschoben und dann direkt auf die lokale Oberfläche projiziert. Der gesuchte Richtungsvektor für P ist schließlich \hat{r}_P , welcher orthogonal zum projizierten Vektor auf der Oberfläche liegt. Das gesamte Vorgehen ist in Abbildung 4.9(a) nochmal dargestellt.

Vorzugsrichtung bei Muskelstrukturen

Dieses Vorgehen ist jedoch nur bei Strukturen praktikabel, die sich in annähernd zylinderförmige Strukturen unterteilen lassen, da sonst keine aussagekräftige Skelettlinie bestimmt werden kann. Auf viele Muskeln trifft dies nicht zu. Bei flachen Muskeln bietet deswegen sich dabei die Berechnung der Hauptachsenbestimmung (OBB) nach PREIM

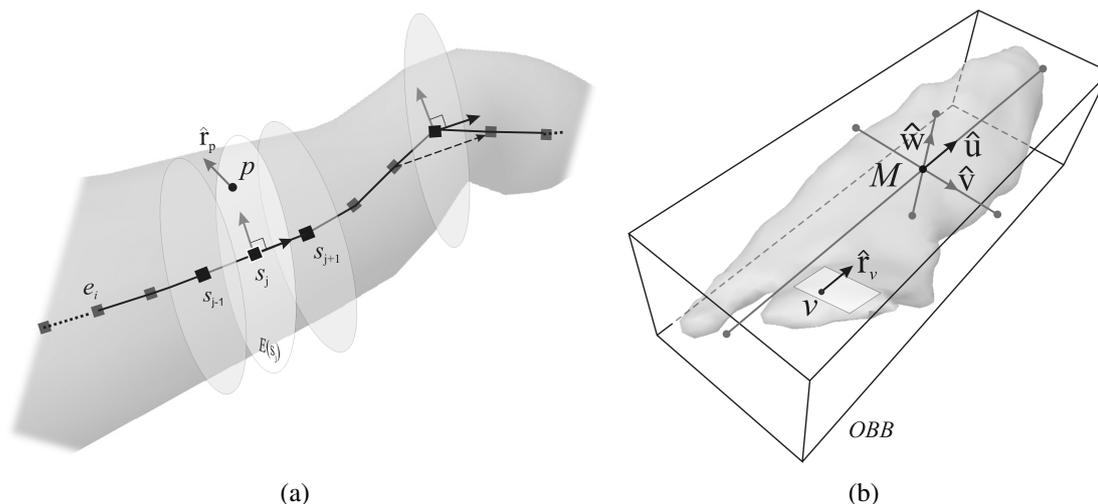


Abbildung 4.9: Bestimmung der Vorzugsrichtung für (a) Gefäße und (b) Muskeln, bzw. zylinderförmige und flache Strukturen. Bei Gefäßen wird eine Skelettierung der Struktur ausgewertet. Bei Muskeln wird die längste Hauptachse der Struktur verwendet. Quelle: GASTEIGER [2007]

et al. [2002b] an (Abbildung 4.9(b)). Als Vorzugsrichtung wird die längste Hauptachse verwendet. Eine Glättung der Vorzugsrichtung ist in diesem Fall nicht erforderlich.

Vorzugsrichtung bei Organen

Bei Organen, bei denen sich eine aussagekräftige Skelettlinie extrahieren lässt oder die für eine modellspezifische Vorzugsrichtung verwendet werden kann, kann analog zu der Bestimmung der Vorzugsrichtungen für Muskeln oder Gefäße vorgegangen werden. Für viele Organe ist dies jedoch nicht möglich. Bei der Leber z.B. lassen sich aufgrund der kompakten Form weder die Skelettierung noch die OBB anwenden. Aus dem gleichen Grund lässt sich für die meisten Organe keine bestimmte Vorzugsrichtung definieren. Wie bereits in Abschnitt 2.2 belegt wurde, ist die Ausrichtung der Schraffur für Organe in diesem Fall sichtbarabhängig.

4.4.3 Kombination der krümmungs- und modellbasierten Vektorfelder

Für jeden Eckpunkt P der Oberfläche existieren nun die beiden Hauptkrümmungsrichtungen sowie eine modellspezifische Vorzugsrichtung (Abbildung 4.10(a)). Diese Informationen werden im Folgenden zu einem Richtungsvektor f zusammengeführt, welcher mit allen anderen Richtungsvektoren das für die Parametrisierung notwendige Vektorfeld ergibt. Der Vektor f für jeden Eckpunkt ergibt sich zunächst aus der Wahl der Hauptkrümmungsrichtung, welche mit der lokalen Vorzugsrichtung den geringsten Winkel einnimmt (Abbildung 4.10(b)). Anschließend wird das initiale Vektorfeld über die lokale Nachbarschaft jedes Eckpunkts nach HERTZMANN & ZORIN [2000] geglättet. Die Ausrichtung

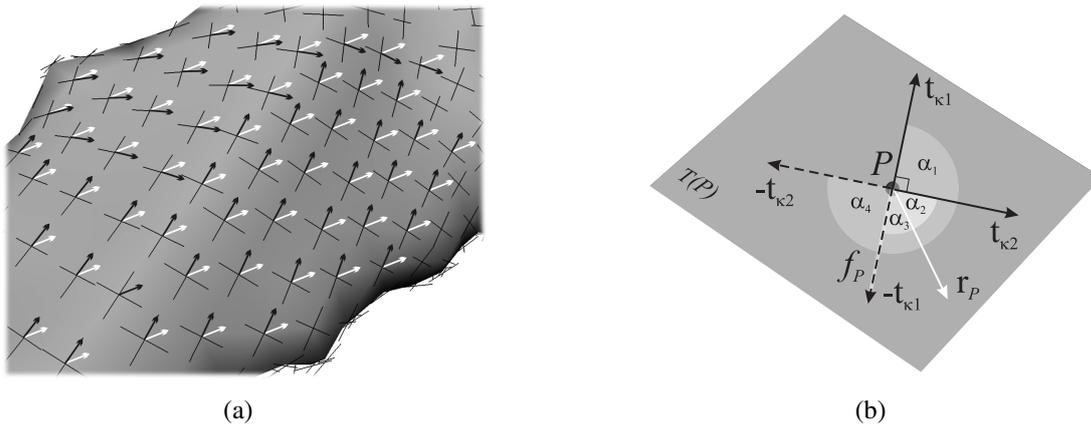


Abbildung 4.10: Illustration der Kombination der Krümmungs- und modellbasierten Vektorfelder. (a) Für jeden Eckpunkt P der Oberfläche existieren nun die beiden Hauptkrümmungsrichtungen sowie eine modellspezifische Vorzugsrichtung r_P . (b) Der Vektor f_P ergibt sich zum einen aus der Wahl der Hauptkrümmungsrichtung, welche mit der lokalen Vorzugsrichtung den geringsten Winkel einnimmt. Zum anderen wird f_P an alle umgebenden Vorzugsrichtungen angeglichen. Quelle: GASTEIGER [2007]

orientiert sich dabei an der Vorzugsrichtung sowie dem Erreichen eines gleichmäßigen Richtungsverlaufs. Die Krümmungsrichtung in stark zylindrischen Bereichen geht dabei stärker in die Berechnung mit ein. Um einen noch gleichmäßigeren Krümmungsverlauf zu erhalten, kann die Oberflächengeometrie selbst während der Bestimmung der Krümmung auch geglättet werden.

4.4.4 Parametrisierung und Texturierung der Oberfläche

Der Einsatz von Texturen erfordert eine möglichst verzerrungsfreie Parametrisierung der Oberfläche. Aufgrund des komplexen Oberflächenverlaufs der in dieser Arbeit verwendeten patientenspezifischen Datensätze genügen die Verfahren für eine indirekte Parametrisierung dieser Anforderung nicht. Die direkte Parametrisierung durch Aufteilung der Oberfläche in Patches und deren Ausrichtung an das Vektorfeld nach PRAUN et al. [2000] stellt eine möglichst isomorphe Abbildung sicher.

Das gesamte Patch-Wachstum basiert zunächst auf den Geometriedaten der Oberfläche und dem darauf erzeugten Vektorfeld. Zu Beginn wird ein beliebiges Oberflächendreieck D_{Ref} für das Start-Patch gewählt und über eine Basistransformation in den Parameterraum überführt (Abbildung 4.11(a)). Die Transformation erfolgt so, dass der Vektor f_P des Dreiecks und ein zu diesem orthogonaler Vektor v parallel zur y- bzw. x-Achse ausgerichtet werden. Beide Vektoren liegen dabei in der Dreiecksebene und bilden somit die lokale Basis des Start-Patches. Um das Startdreieck werden weitere Nachbardreiecke in dessen Ebene rotiert und anhand der lokalen Basis in den Parameterraum überführt. Die Transformation erfolgt dabei relativ zu dem Startdreieck, so dass die Topologie im Parameterraum erhalten bleibt. Dieser Prozess wird so lange fortgesetzt bis das Projektionsfenster W , welches im Parameterraum um das Startdreieck gelegt wurde, vollständig überdeckt wird oder bestimmte Abbruchkriterien erfüllt werden. Das Projektionsfenster W entspricht der

4 Non-Photorealistic Rendering-Techniken

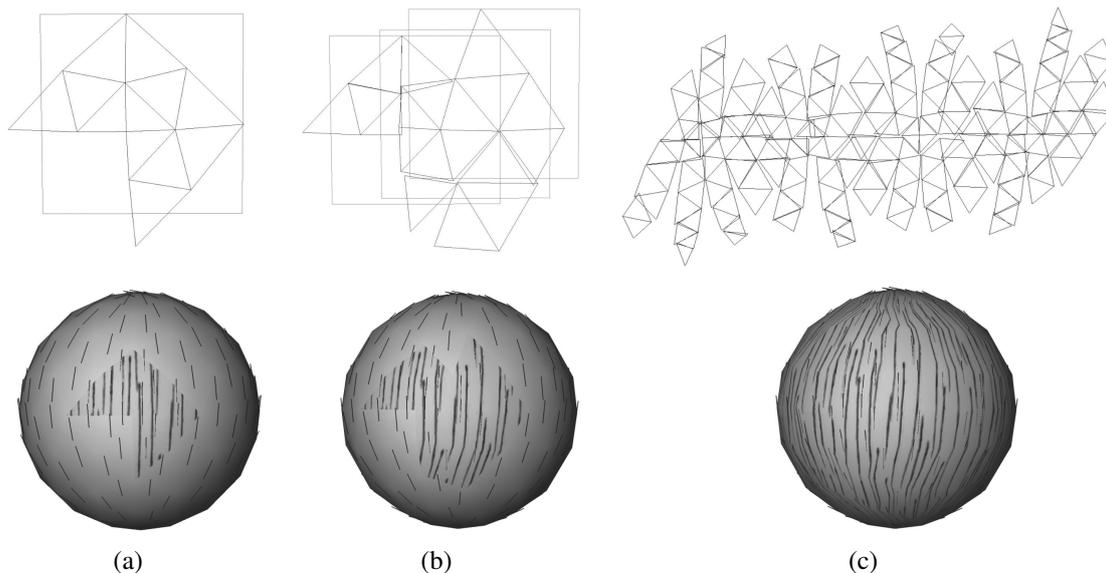


Abbildung 4.11: Ursprünglicher Auffaltungsprozess. (a) Zu Beginn wird ein beliebiges Oberflächendreieck D_{Ref} für das Start-Patch gewählt und über eine Basistransformation in den Parameterraum überführt. Weitere Nachbardreiecke werden in die Ebene um das Startdreieck rotiert und anhand der lokalen Basis in den Parameterraum überführt. (b) Für jedes neue Patch wird jeweils ein Dreieck aus den äußeren Dreiecken von bereits parametrisierten Patches gewählt und als D_{Ref} für das neue Patch definiert. (c) Die Oberflächenparametrisierung ist beendet, wenn eine komplette Auffaltung der 3D-Oberfläche in den Parameterraum erfolgt ist. Quelle: GASTEIGER [2007]

Abbildung der Hatching-Textur auf die Oberfläche. Die Abbruchkriterien berücksichtigen das Vermeiden von starken Verzerrungen und den variierenden Richtungsverlauf des Vektorfeldes in der Nachbarschaft von D_{Ref} . Dadurch werden auch Verzerrungen der Textur vermieden.

Um das Start-Patch werden nun weitere Patches hinzugefügt. Für jedes neue Patch wird jeweils ein Dreieck aus den Außendreiecken von bereits parametrisierten Patches gewählt und als D_{Ref} für das aktuelle Patch definiert (Abbildung 4.11(b)). Für dieses wird eine neue Basis, analog zu dem vorherigen Abschnitt, erzeugt und relativ zu seiner alten Position im Parameterraum ausgerichtet. Das Hinzufügen von neuen Dreiecken um D_{Ref} erfolgt in gleicher Weise wie für das Start-Patch. Auch die neuen Patches werden durch ein neues Projektionsfenster und durch die Abbruchkriterien begrenzt. Die Oberflächenparametrisierung ist beendet, wenn jedes Dreieck mindestens in einem Patch enthalten und somit eine komplette Auffaltung der 3D-Oberfläche in den Parameterraum erfolgt ist (Abbildung 4.11(c)).

Bei dem Verfahren von PRAUN et al. müssen die Überlappungen zwischen den einzelnen Patches in jedem Rendering-Schritt aufs Neue überblendet werden. Um die Texturüberblendungen zu umgehen, wurde das Verfahren zunächst modifiziert. Im Unterschied zu PRAUN et al. wurden die Patches nicht lokal unabhängig voneinander dargestellt. Die einzelnen Patches wurden in einem globalen Parameterraum zusammengeführt, so dass eine komplette Auffaltung der Oberfläche erzeugt wurde. Anschließend erfolgte eine

separate Behandlung der Patch-Übergänge, um auftretende Texturnähte zu entfernen. Durch die leicht variierende lokale Ausrichtung der verschiedenen Patches im Parameterraum besitzen einige Eckpunkte im Randbereich mehrere Parameterkoordinaten. Dies betrifft Eckpunkte, welche zu mehreren angrenzenden bzw. überlappenden Patches gehören. Daraus resultieren zunächst sichtbare Texturnähte an den Patch-Grenzen. Behandelt werden diese Übergänge durch Mittelung korrespondierender Parameterkoordinaten von betroffenen Eckpunkten, so dass ein kontinuierlicher Texturverlauf über Patch-Grenzen erzeugt wird.

Jedoch treten bei dieser Modifikation starke Verzerrungen am Rand der globalen Parameterkarte auf. Die Verzerrungen lassen sich nicht vollständig entfernen, ohne die Richtung der erzeugten Vektorfelder zu ändern. Aus diesem Grund wurde letztendlich doch auf das ursprüngliche Verfahren von PRAUN et al. [2000] zurückgegriffen.

Zur endgültigen Texturierung werden die TAMs von PRAUN et al. [2001] verwendet. Diese lassen sich problemlos zur Schraffierung und zur Umsetzung des Opacity Mappings verwenden.

4.5 Illustrative Beleuchtung und Bildoptimierung

Die beiden bisher vorgestellten Verfahren sind in der Lage, die Stippling- und Hatching-Techniken aus den medizinischen Lehrbüchern detailgetreu nachzubilden. Wie aber in Abschnitt 2.2.2 schon festgestellt wurde, ist vor allem auch die Platzierung der Grafikprimitive wesentlich, um so die lokale Schattierung zu optimieren und damit die visuelle Formwahrnehmung besser unterstützen zu können. In Abschnitt 3.1.4 wurde gezeigt, dass diese Schattierungstechniken mit Methoden der Computergrafik adaptiert werden können.

In diesem Abschnitt wird ein Verfahren vorgestellt, dass die lokale Schattierung optimiert. Das Verfahren ist dabei unabhängig von der finalen Darstellungstechnik und kann für Stippling oder Hatching ebenso eingesetzt werden, wie z.B. für die Steuerung der Farbsättigung. Das Verfahren wurde im Rahmen der Diplomarbeit von PFISTERER [2008] entwickelt.

Um die Schattierung für eine beliebige Szene optimieren zu können, werden neue Parameter zur Steuerung der Helligkeit eingeführt. Schattierung beschreibt im weiteren Verlauf die lokale Helligkeit eines Objektes und nicht die physikalisch korrekte Berechnung eines Schattens. Jeder Parameter wird auf eine Parameterkarte abgebildet, welche gewichtet und mit den anderen Parameterkarten kombiniert wird. Die finale Kombination aller Parameterkarten in eine Schattierungskarte wird für die finale Helligkeit (oder z.B. Sättigung) an der entsprechenden Stelle verwendet. Dadurch können mit diesem Verfahren verschiedene Darstellungstechniken parallel verwendet werden.

Die neuen Möglichkeiten zur Parametrisierung führen zu einem hochdimensionalen Parameterraum, der eine Nutzerinteraktion sehr schwierig gestaltet. Aus diesem Grund werden zwei Konzepte vorgestellt, mit denen sich der Interaktionsaufwand weitgehend reduzieren lässt. Im Expertenmodus können alle 20 Parameter und Wichtungen einzeln justiert werden. Im normalen Modus werden diese Parameter zu insgesamt vier High Level-Attributen zusammengefasst.

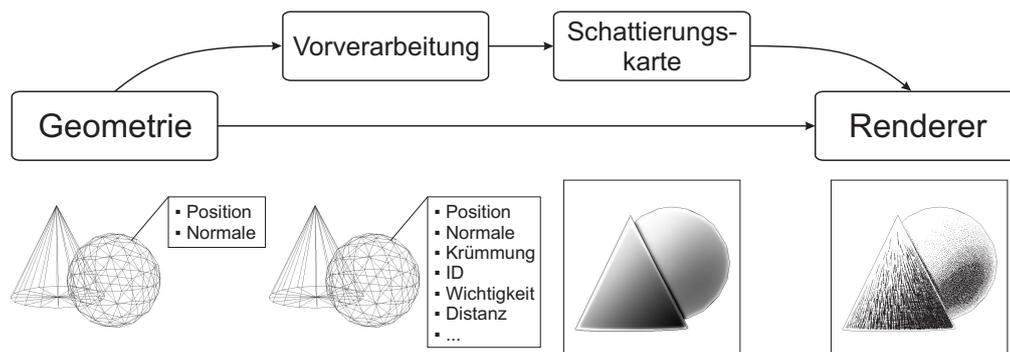


Abbildung 4.12: Sichtabhängige Werte werden auf der Objektoberfläche gespeichert und so in die Schattierungskarte gerendert. Die Schattierungskarte wird für die Helligkeit des finalen Renderings verwendet. Quelle: PFISTERER [2008]

4.5.1 Nachbildung der Schattierungstechniken

Techniken wie Stippling oder Hatching basieren auf der gezielten Platzierung von schwarzen Punkten oder Linien auf einem weißen Hintergrund, um so den Eindruck verschiedener Graustufen zu vermitteln. Die jeweiligen Pixel sind also immer vollkommen schwarz oder weiß, allerdings muss trotzdem für jedes Pixel ein Intensitätswert bestimmt werden, um eine Entscheidung treffen zu können. Normalerweise wird der Intensitätswert über ein Phong'sches Beleuchtungsmodell errechnet. Im Folgenden wird nun ein System zur flexiblen Berechnung einer illustrativen Schattierung vorgestellt.

Umsetzung der Schattierungskarten

Um interaktive Frame-Raten zu erreichen, wird die gesamte Pipeline zur Berechnung der Parameterkarten auf der GPU ausgeführt. Die Algorithmen zur Berechnung der einzelnen Parameter müssen daher so gewählt werden, dass sie sich über die GPU-Architektur umsetzen lassen.

Einige Parameter lassen sich effizienter im Objektraum berechnen, wie etwa diffuse Beleuchtung und lokale Krümmung. Andere Parameter lassen sich wiederum effizienter im Bildraum berechnen (wie z.B. Laplace-Filterung). Für die Kombination beider Räume ist es notwendig, diese in einen Raum zu transferieren. In Anlehnung an die G-Buffer von SAITO & TAKAHASHI [1990] bietet sich in diesem Fall der Bildraum an, da alle Objektraumparameter auch in den Bildraum übertragen werden können.

Alle statischen Werte werden einmalig im Objektraum berechnet, um Berechnungszeit für die einzelnen Frames einzusparen. Die Kombination aller Parameter führt zu der so genannten Schattierungskarte: eine Ansicht auf die Szene mit der momentanen Kameraposition und Bildauflösung, in der die Helligkeit für jedes einzelne Pixel angegeben wird. Im abschließenden Rendering-Schritt wird die Information pro Pixel (Fragment) ausgelesen und als Intensitätswert für das Stippling oder Hatching verwendet (Abbildung 4.12).

Um eine effiziente Verarbeitung der Pipeline auf der GPU gewährleisten zu können, werden die Framebuffer Objects (FBO) von JULIANO & SANDMEL [2007] verwendet (vgl. Abschnitt 2.6.2). Jeder Parameter wird auf ein FBO abgebildet. Um komplexere

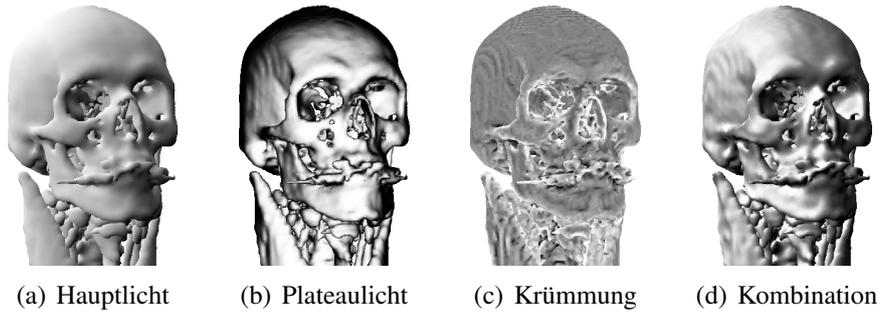


Abbildung 4.13: Kombination der Helligkeitsverteilenden Parameter: (d) ist die gewichtete Summe von (a), (b) und (c). Quelle: PFISTERER [2008]

Werte pro Eckpunkt der zu zeichnenden Polygonnetze an die GPU übertragen zu können (z.B. Hauptkrümmungswerte), werden die von OpenGL zur Verfügung gestellten User Vertex Attributes verwendet. Mit diesen lassen sich nutzerspezifische Werte neben den vorhandenen Koordinaten, Farbwerten etc. übergeben.

Wie bei den G-Buffern wird für jeden Parameter ein individueller Buffer erzeugt und in einer FBO abgelegt. Einige dieser Buffer können direkt über das Auslesen von Hardware-Buffern erzeugt werden (z.B. der z -Buffer). Andere können erst durch zusätzliche Bildverarbeitung gewonnen werden.

In den folgenden Gleichungen werden Parameterkarten P und die Schattierungskarte S als 2D-Arrays mit dazugehörigen Wichtungen $w = [0, 1] \in \mathbb{R}$ verstanden. Die Addition zweier Parameterkarten $P = P_i + P_j$ erfolgt pro Element:

$$\forall x, y : P(x, y) = P_i(x, y) + P_j(x, y) \quad (4.1)$$

Das Produkt $P = w \cdot P_i$ ist entsprechend:

$$\forall x, y : P(x, y) = w \cdot P_i(x, y) \quad (4.2)$$

Kombination der Parameterkarten

Die Kombinationsreihenfolge der Parameterkarten hat großen Einfluss auf die resultierende Schattierungskarte. Die ersten Parameter bestehen aus dem Hauptlicht, Aufhellungslicht, Plateaulicht und Streiflicht sowie der Oberflächenform und der Krümmung. Diese bestimmen die Verteilung der Helligkeit und werden wie bei AKERS et al. [2003] und HAMEL [2000] zu einer gewichteten Summe aufaddiert und anschließend auf $[0, 1]$ normalisiert (Abbildung 4.13):

$$S = \frac{1}{\sum w_i} \cdot \sum w_i \cdot P_i \quad (4.3)$$

Die folgenden Parameter müssen aufgrund ihrer unterschiedlichen Charakteristiken individuell kombiniert werden. Daher muss auch die vorgegebene Reihenfolge beachtet werden. Im Folgenden entspricht der Ausgangswert S' dem Eingangswert S in der nachfolgenden Gleichung.

4 Non-Photorealistic Rendering-Techniken

Obwohl das Kantenlicht und der Tiefenschatten Beleuchtungstechniken sind, werden ihre Parameterkarten separat addiert, da ihr Einfluss auf das Gesamtergebnis auf die Objektkanten limitiert sein soll. Die Einbeziehung dieser Parameter in die gewichtete Summe der Parameterkarten der anderen Beleuchtungstechniken würde wie bereits beschrieben zu einem geringeren Kontrast führen. Anstelle dessen wird das Kantenlicht zu der gewichteten Summe addiert und das Ergebnis auf das Intervall $[0, 1]$ beschränkt:

$$S' = \underset{[0,1]}{\text{clamp}}(S + w \cdot P) \quad (4.4)$$

Der Tiefenschatten darf nur Pixel in bereits schattierten Regionen beeinflussen. Die entsprechende Parameterkarte liegt wie von LUFT et al. [2006] vorgeschlagen im Intervall $[-1, 0]$. Mit der folgenden Gleichung wird die Helligkeit in dunklen Regionen minimiert und in anderen Regionen nicht beeinflusst:

$$S' = (1 + w \cdot P) \cdot S \quad (4.5)$$

Die atmosphärische Perspektive wird durch die Reduktion des Kontrastes wie bei EBERT & RHEINGANS [2000] eingebracht. Die Hintergrundintensität $I_b \in [0, 1]$ ist dabei frei wählbar:

$$S' = (1 - w_{ap} \cdot P_{ap}) \cdot S + w_{ap} \cdot P_{ap} \cdot I_b \quad (4.6)$$

Die Integration der Silhouetten wird als letztes vorgenommen, da die Linien durch keinen der vorhergehenden Parameter manipuliert werden sollen. Zusätzlich kann die Breite der Linien variiert werden. Die Linien werden durch einen einfachen Laplace-Filter erzeugt. Dieser wird invertiert und mittels Minimum-Operator zur vorhandenen Parameterkarte addiert. Dadurch werden die Linien nur in hellen Regionen schwarz überzeichnet, dunkle Regionen bleiben jedoch unverändert:

$$S' = \min(1 - w \cdot P, S) \quad (4.7)$$

Es ist auch möglich, weiter hinten liegende Linien nicht ganz so breit zu zeichnen wie vorne liegende. Die Größe des Laplace-Filters wird dabei in Abhängigkeit vom Ergebnis der atmosphärischen Perspektive gewählt. Das Resultat ist in Abbildung 4.16 zu sehen.

Parameter für die Schattierungsgestaltung

Bisher wurden alle Parameter zur illustrativen Beleuchtung eingeführt und die Kombination dieser Parameter vorgestellt. Im Folgenden wird nun für jeden Parameter die konkrete Realisierung und dessen Einstellungsmöglichkeiten diskutiert. Um eine möglichst flexible Parametrisierung zu ermöglichen, wurde von der Verteilung mehrerer Lichtquellen abgesehen [LEE et al., 2006]. Statt dessen werden die einzelnen Beleuchtungstechniken einzeln angewendet, um die Auswirkung der Parameter besser kontrollieren zu können.

Das Haupt- und Aufhellungslicht wird mithilfe der Modifikation der diffusen Beleuchtung nach GOOCH et al. [1998] umgesetzt. Dadurch wird kein weiterer Parameter für das Aufhellungslicht benötigt. Die Richtung des Hauptlichts ist einstellbar. Zusätzlich ist

es möglich, über die Verwendung geglätteter Normalen eine weichere Schattierung zu erhalten. Das Plateaulicht hat keine weiteren Variablen und entspricht einer diffusen Beleuchtung aus Richtung der Kamera. Durch das Exaggerated Shading von RUSINKIEWICZ et al. [2006] wird das Streiflicht emuliert. Die Richtung ist dabei parallel zum Hauptlicht. Die Variablen sind Toon Shading und Detailfrequenz.

Die Oberflächenform wird über Ridges und Valleys betont [KINDLMANN et al., 2003]. Die Krümmung wird wie bei HAMEL [2000] angedeutet, indem Bereiche mit starker Krümmung abgedunkelt werden. Beide Parameter benötigen keine weiteren Justierungen.

Über eine Unschärfemaskierung des z -Buffers wird das Kantenlicht extrahiert [LUFT et al., 2006], wobei aber nur positive Werte übernommen werden. Die Größe des Filters ist variabel. Der Tiefenschatten wird ebenfalls mit dem Verfahren von LUFT et al. emuliert, indem die negativen Werte übernommen werden.

Auch die *atmosphärische Perspektive* wird aus dem z -Buffer abgeleitet [EBERT & RHEINGANS, 2000]. Hierbei müssen die minimale und maximale Tiefe, Anstiegsexponent und Hintergrundintensität eingestellt werden. Silhouetten werden über eine Laplace-Filterung des ID- und z -Buffers ermittelt [SAITO & TAKAHASHI, 1990]. Die Breite der Linien wird über die Größe des Filters eingestellt.

4.5.2 Parametereinstellung und deren Simplifizierung

Alle Parameter beeinflussen die finale Visualisierung. Ein Parameter wiederum lässt sich über ein Gewicht und evtl. über zusätzliche Variablen einstellen (z.B. Stärke und Richtung des Hauptlichts). Um die gewünschte Visualisierung zu erhalten, müssen für dieses Verfahren 20 Variablen und Gewichte justiert werden (Abbildung 4.14). Um den Parametrisierungsaufwand minimieren zu können, werden nun Standardwerte ermittelt und eine Zusammenfassung mehrerer Parameter zu High Level-Attributen vorgeschlagen, ähnlich wie bei SVAKHINE et al. [2005].

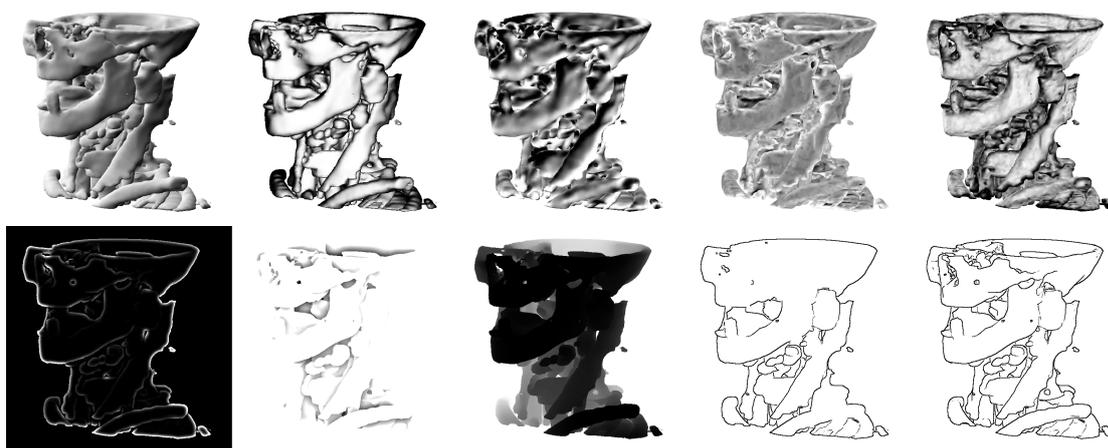


Abbildung 4.14: Von oben links nach unten rechts: Haupt-, Aufhellungs-, Plateau-, und Streiflicht, Oberflächenform, Krümmung, Kantenlicht (schwarzer Hintergrund), Tiefenschatten (addiert mit 1), atmosphärische Perspektive, äußere Silhouetten (invertiert), äußere und innere Silhouetten (invertiert). Quelle: PFISTERER [2008]

4 Non-Photorealistic Rendering-Techniken

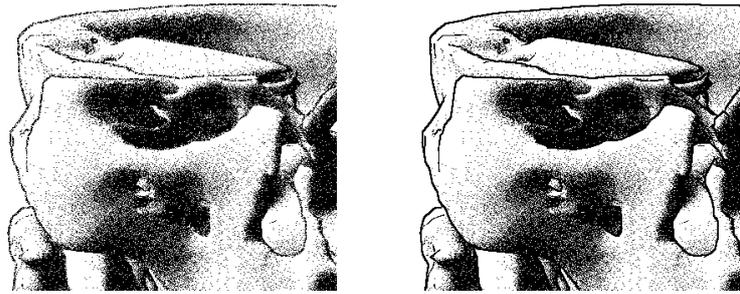


Abbildung 4.15: Leicht angedeutete Silhouetten (links) fügen sich besser in das Gesamtbild ein. Quelle: PFISTERER [2008]

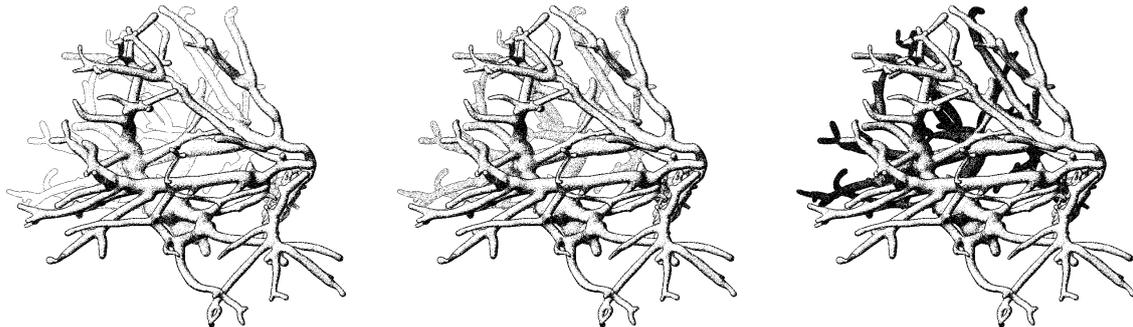


Abbildung 4.16: Ein Gefäßbaum einer Leber dargestellt mit atmosphärischer Perspektive bei verschiedenen Hintergrundintensitäten. Quelle: PFISTERER [2008]

Standardwerte

In einem ersten Schritt kann die Parametrisierung der Schattierungskarte durch zufriedenstellende Standardwerte vereinfacht werden.

Das Hauptlicht scheint von oben links nach unten rechts [HODGES, 1989]. Da der Vektor des Hauptlichts senkrecht zur Sichtrichtung steht, wird der modifizierte diffuse Beleuchtungsterm nach GOOCH et al. [1998] optimal genutzt. Um die Wirkung des Hauptlichts aufrecht zu erhalten, sollte die Intensität des Streiflichts in einem Verhältnis von 1 : 2 zu dem Haupt- und Plateaulicht stehen.

Silhouetten sollten nicht zu prominent in Erscheinung treten, um den illustrativen Charakter zu erhalten und um sich besser in das Gesamtbild einzufügen. Ein angenehmer Wert ist 80% der vollen Intensität (Abbildung 4.15). In Anlehnung an medizinische Atlanten nähert sich die atmosphärische Perspektive einem weißen Hintergrund an, um die Aufmerksamkeit auf den Vordergrund zu lenken (Abbildung 4.16).

High Level-Attribute

Die einzelnen Parameter können zu High Level-Attributen zusammengefasst werden. Zum Beispiel beeinflussen verschiedene Parameter die optische Glattheit einer Oberfläche und die Randbetonung. Über eine Kombination dieser Parameter kann der Interaktionsaufwand des Nutzers signifikant auf nur vier High Level-Attribute reduziert werden. Jeder Parameter wird nur einem High Level-Attribut zugewiesen.

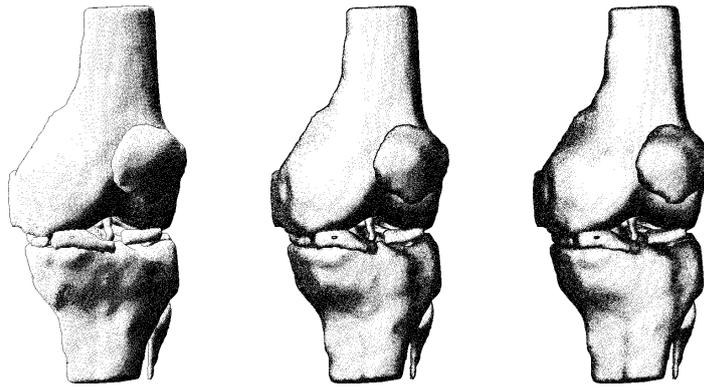


Abbildung 4.17: Randbetonung eines Kniegelenks mit Knochen, Meniskus, Bändern und Kniescheibe. V.l.n.r.: Abschwächung des Hauptlichts, Intensivierung des Plateaulichts und der Silhouettenstärke. Durch eine verstärkte Randbetonung sind Knochen und Kniescheibe besser zu erkennen, der Riss im Meniskus jedoch schlechter. Quelle: PFISTERER [2008]

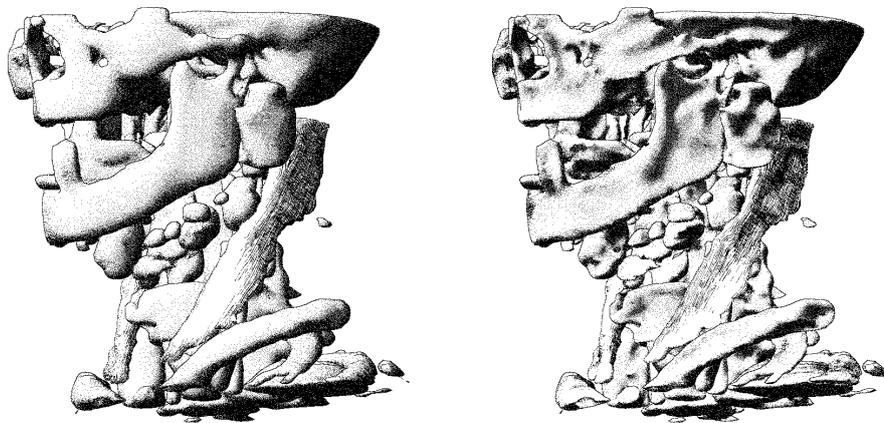


Abbildung 4.18: Illustrierung der Detailamplitude am Beispiel eines Halsdatensatzes: auf der linken Seite werden nur das Hauptlicht und geglättete Normalen verwendet. Auf der rechten Seite werden statt dessen Toon Shading und Krümmungswichtung verstärkt. Die Muskeln werden mit der Schraffurtechnik aus Abschnitt 4.4 dargestellt. Quelle: PFISTERER [2008]

Randbetonung: Neben der Stärke der Silhouetten beeinflusst das Verhältnis zwischen Haupt- und Plateaulicht ebenfalls die Hervorhebung des Randes eines Objektes. Das Verhältnis kann daher zusammen mit der Breite der Silhouetten zu einem High Level-Attribut kombiniert werden (Abbildung 4.17).

Detailamplitude: Details können über den Toon Shading Faktor des Streiflichts, der Krümmungswichtung und über den Glättungsfaktor der Normalen hervorgehoben werden. Diese Parameter können zur Detailamplitude zusammengefasst werden (Abbildung 4.18). Die Extrema entsprechen vielen Details bzw. zusätzlicher Glättung. Die mittlere Einstellung entspricht einer normalen Beleuchtung.

Detailfrequenz: Da die ideale Parametrisierung medizinischer Oberflächenmodelle angestrebt wird, muss die Auflösung und Qualität der zugrunde liegenden Daten immer berücksichtigt werden. Starke Artefakte sollten durch eine geringe Detailfre-

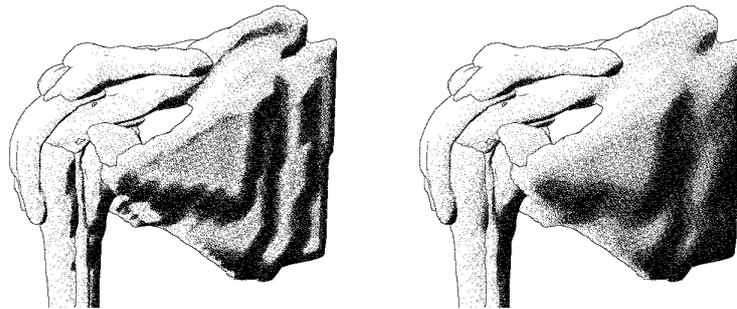


Abbildung 4.19: Bänder und Knochen einer Schulter mit starken Aufnahmeartefakten aufgrund eines hohen Schichtabstands der zugrunde liegenden MRT-Daten. Durch eine Glättung werden Artefakte, aber leider auch Details unterdrückt. Quelle: PFISTERER [2008]

quenz des Streiflichts und einer verstärkten Glättung der Normalen ausgeglichen werden (Abbildung 4.19).

Räumliche Wirkung: Kantenlicht, Tiefenschatten und atmosphärische Perspektive steuern zur räumlichen Wirkung der Szene bei. Daher können ihre Parameter zu einem High Level-Attribut zusammengefasst werden.

Effektive manuelle Parametrisierung

Durch die Einführung von High Level-Attributen konnte der Parameterraum bereits von 20 auf vier Dimensionen eingeschränkt werden. Für viele der Parameter konnten Empfehlungen für Standardwerte gegeben werden. Um eine intuitive Nutzung der Schattierungskarten zu ermöglichen, ist jedoch eine weitere Vereinfachung notwendig.

Da das finale Ergebnis einer Parametrisierung nicht nur von dem konkreten Anwendungsfall, sondern vor allem vom ästhetischen Empfinden des Nutzers abhängt, kann das Verfahren nur schwer evaluiert werden. Aus diesem Grund wurde untersucht, wie zielgerichtet ein Nutzer die Parametrisierung anpassen kann.

Jede Modifikation der Schattierungskarte ist aufgrund der Hardware-Unterstützung sofort sichtbar, wodurch der Einfluss jedes Parameters sofort beobachtet werden kann. Durch Nutzung der High Level-Attribute wurde der Parametrisierungsaufwand bereits auf vier Einstellungen reduziert. Des Weiteren wurde festgestellt, dass sich in allen vorliegenden Fällen die Parametrisierung problemlos einstellen lässt, wenn die Attribute in folgender Reihenfolge justiert werden:

1. Randbetonung
2. Detailamplitude
3. Detailfrequenz
4. Räumliche Wirkung

Der Einfluss der einzelnen Attribute auf die Visualisierung ist nahezu unabhängig voneinander. Da rein diffuse Schattierung zunächst immer ein passables Ergebnis liefert,

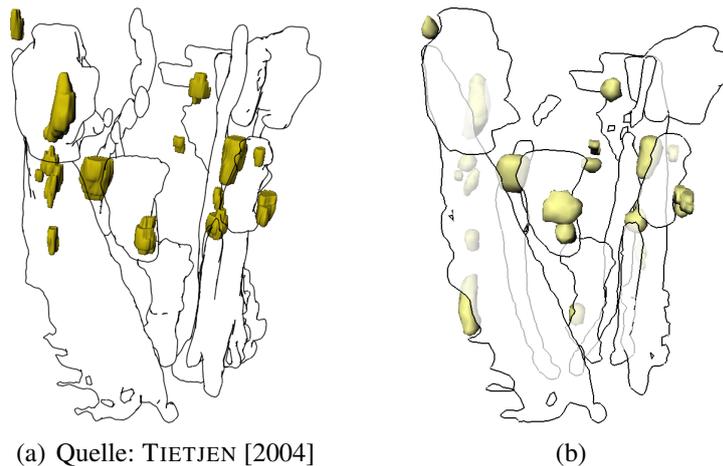


Abbildung 4.20: Vergleich der resultierenden Silhouetten, welche nach den Verfahren von (a) HALPER et al. [2003] und (b) GOOCH et al. [1999] erstellt wurden. Die Szene zeigt mehrere Halslymphknoten (gelb) mit ihren umgebenden Strukturen. Die Linienzüge der Silhouetten selbst weisen keine Unterschiede auf.

kann mit einer einfachen geglätteten Beleuchtung durch das Hauptlicht begonnen werden. Details, räumliche Wirkung usw. werden nun nach Bedarf in der genannten Reihenfolge hinzugefügt, um die Illustration zu verbessern, wobei ihre jeweilige Wirkung direkt sichtbar wird.

4.6 Ergebnisse und technische Validierung

Zu Beginn dieses Kapitels wurden Anforderungen aufgestellt, die die entwickelten NPR-Techniken erfüllen müssen. Es wird nun überprüft, inwieweit die entwickelten Verfahren den gestellten Anforderungen entsprechen. Hierzu zählt u.a. eine genaue Laufzeitanalyse. Des Weiteren wird demonstriert, wie sich die einzelnen Techniken untereinander und mit normalem Shading kombinieren lassen.

4.6.1 Linienhafte Darstellung

In Abbildung 4.20 werden die Resultate zwei verschiedener Verfahren zur Erzeugung von Silhouetten auf Oberflächenmodellen nebeneinander gestellt. Beide Visualisierungen wurden anhand desselben Datensatzes erzeugt, jedoch ließ sich bei der Oberflächenextraktion die identische Parametrisierung wie in TIETJEN [2004] nicht mehr herstellen. Die Szenen zeigen die Lymphknoten eines Halses mit den relevanten umgebenden Strukturen, welche mittels Silhouetten dargestellt werden. Bei Abbildung 4.20(a) handelt es sich um objektbasierte Silhouetten [HALPER et al., 2003]. Dabei wurden mehrere Rendering-Durchläufe verwendet, um das Hidden Line Removal (HLR) korrekt durchführen zu können.

Die Silhouetten in Abbildung 4.20(b) wurden mit dem einfachen Verfahren nach GOOCH et al. [1999] erzeugt. Im Unterschied zu dem anderen Verfahren findet hier das

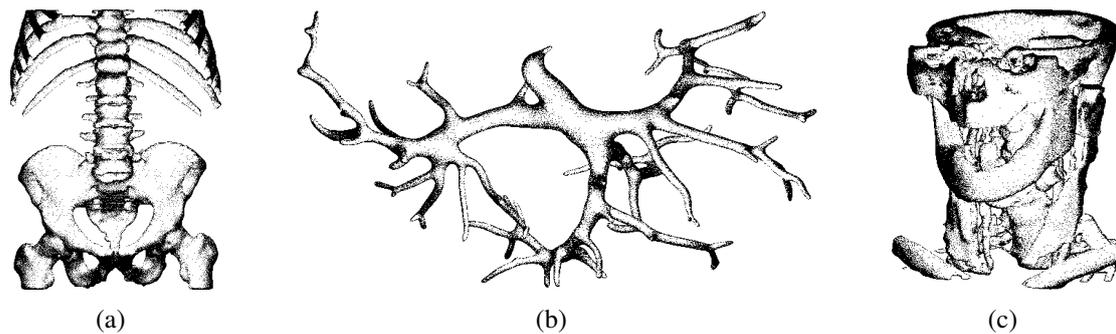


Abbildung 4.21: Anatomische Oberflächenmodelle aus verschiedenen Bereichen, dargestellt mithilfe der Punktierteknik. (a) Knochen des Rumpfes, (b) Lebergefäßbaum und (c) Hals inkl. Muskeln, Blutgefäßen und Speicheldrüsen. Quelle: BAER et al. [2007]

HLR nur pro Struktur statt, d.h. die Silhouetten anderer verdeckter Strukturen sind weiterhin sichtbar. Deswegen wurden die Kontextstrukturen mit transparenter Hintergrundfarbe gerendert. Dadurch werden die verdeckten Silhouetten abgeschwächt, ohne gleichzeitig die Lymphknoten zu verdecken.

Da die Silhouetten nicht speziell stilisiert werden sollen (z.B. mittels Bleistifttextur), sind keine Unterschiede zwischen den Linienzügen zu erkennen. Aus den beiden Visualisierungen ist zu entnehmen, dass eine Darstellung des Kontextes über Silhouetten allein nicht ausreichend ist. Die Silhouetten müssten zumindest in der Grundfarbe der dargestellten Struktur angezeigt werden.

Die Frame-Raten beider Verfahren weichen stark voneinander ab. Der wesentliche Unterschied bei der Implementierung der Verfahren ist, dass die objektbasierten Silhouetten sowie deren HLR auf der CPU berechnet werden müssen. Während mit dem Verfahren von ISENBERG et al. [2002] eine interaktive Betrachtung kaum möglich ist, treten bei der Variante nach GOOCH et al. [1999] keine spürbaren Veränderungen in der Frame-Rate im Vergleich zum Rendering ohne Silhouetten auf. Beide Verfahren wurden auf einem System mit einer 3.2GHz CPU, 2GB RAM und einer NVIDIA GEFORCE 7900GS Grafikkarte getestet.

4.6.2 Punktierteknik (Stippling)

In Abbildung 4.21 und Abbildung 4.22 wird eine Auswahl von Strukturen dargestellt, die mithilfe der Punktierteknik gerendert wurden. Das vorgestellte Verfahren ist in der Lage, beliebig geformte Strukturen mit einem nahezu verzerrungsfreien Stippling zu versehen. Während in Abbildung 4.21(a) und (b) nur je eine Struktur mittels Punktierteknik dargestellt wird, zeigt Abbildung 4.21(c) gleich mehrere punktierte Strukturen. Im letzteren Bild wird dadurch aber auch die Differenzierung der einzelnen Strukturen schwierig.

Um die Differenzierung beim Rendering mehrerer Objekte weiterhin zu gewährleisten, ist es möglich die Punktierteknik mit der konventionellen Oberflächendarstellung zu kombinieren. Zwei Beispiele hierzu werden in Abbildung 4.22 gezeigt. Anstelle von schwarzen Punkten auf einem weißen Hintergrund können Farbe und Transparenz des

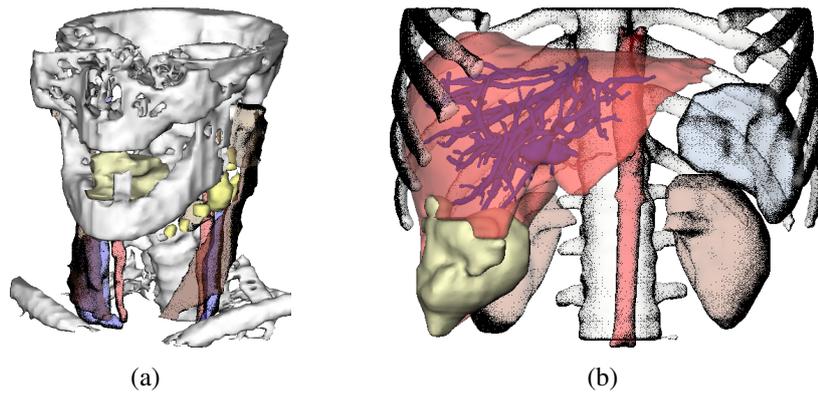


Abbildung 4.22: Kombination der Punktierteknik mit konventionellem Oberflächen-Shading. Die Kontextobjekte wurden mittels Stippling und konventionellen, transparenten Oberflächen dargestellt. Dabei wurden jeweils (a) die Muskeln, Drüsen und Gefäße sowie (b) alle Kontextstrukturen einer Leber (Knochen, Milz, Nieren, Aorta) durch eine zusätzliche Punktierteknik dargestellt. Quelle: BAER et al. [2007]

„Hintergrunds“ variiert werden. Dadurch werden Objektdifferenzierung und Wiedererkennungswert verbessert.

Für jeden Würfel und für jede Seite des Würfels kann die identische Stippling-Textur verwendet werden (vgl. Seite 60). Tatsächlich wurde für sämtliche in dieser Arbeit gezeigten Stippling-Bilder ein und dieselbe Textur verwendet. Die Textur hat ein Ausmaß von 16×16 Pixeln und beinhaltet acht verschiedene Graustufen. Durch die unregelmäßige und stark veränderliche Oberfläche der rekonstruierten Isooberflächen treten dabei keine sichtbaren Wiederholungen der Textur auf. Dieser Effekt wird auch bei den so genannten Style Transfer Functions von BRUCKNER & GRÖLLER [2007] ausgenutzt.

Modell					
Abbildung	4.3(d)	4.21(c)	4.21(a)	4.21(b)	4.22(b)
Polygone	5.298	78.332	146.319	167.232	324.568
nur Shading	61,0	23,7	16,0	13,5	6,0
mit Stippling	60,1	21,1	11,1	9,1	5,6

Tabelle 4.1: Frame-Raten für verschiedene Szenen mit einem Rendering-Kontext der Größe 512×512 . Das Rendering mit Punktierteknik wird mit dem konventionellen Rendering verglichen.

Die Laufzeiten für alle Modelle, einschließlich der Niere aus Abbildung 4.5, werden in Tabelle 4.1 aufgeführt. Alle Ergebnisse wurden auf einem Rendering-Kontext mit 512×512 Pixeln auf einem 3.2GHz Prozessor System mit 2GB RAM und einer NVIDIA QUADRO FX2000 Grafikkarte erstellt. Alle wichtigen Berechnungen werden direkt auf der GPU durchgeführt. Nur die Berechnung der MultiCube-Kantenlänge wird auf der CPU vorgenommen. Wie erwartet sinkt die Frame-Rate mit zunehmender Anzahl von Polygonen. Bei aktiviertem Stippling sinkt die Frame-Rate ebenfalls, jedoch in einem

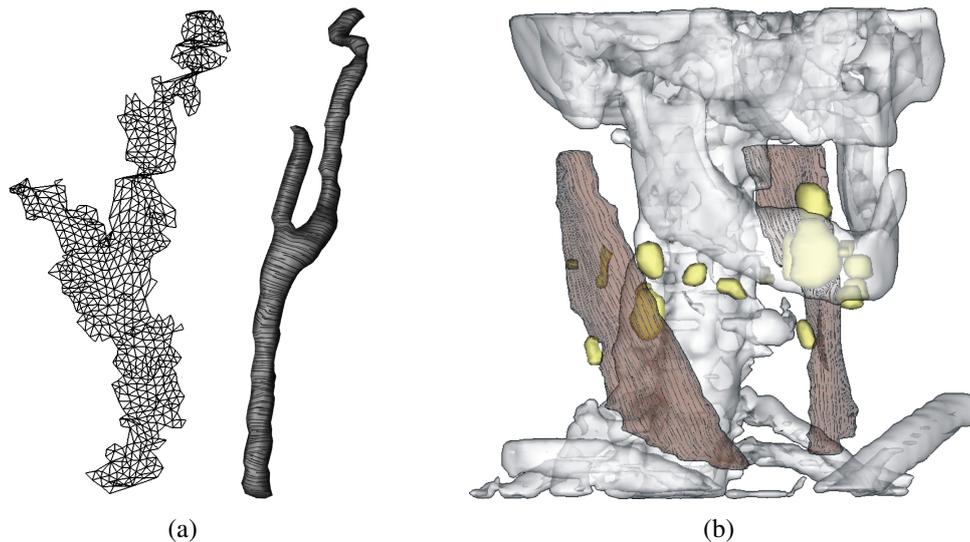


Abbildung 4.23: (a) Schraffur einer Halsvene mit einer einfachen Linientextur. Die Auffaltung der Vene in den Parameterraum ist links daneben dargestellt. (b) Anwendung des Opacity Mappings auf zwei Halsmuskeln. Durch das Opacity Mapping sind der Muskel selbst und die dahinter liegenden Lymphknoten gut erkennbar.

konstanten Verhältnis zur Frame-Rate ohne Stippling. Dies ist auf den zusätzlichen Aufwand der Texturabbildung zurückzuführen. Wegen des texturbasierten Ansatzes ist die Frame-Rate jedoch unabhängig von der Anzahl der gezeichneten Stippling-Punkte.

4.6.3 Schraffur (Hatching)

Durch die Kombination der Krümmungsinformation mit der strukturspezifischen Vorzugsrichtung konnte eine aussagekräftige Schraffur auf den getesteten Oberflächen erzeugt werden. In Abbildung 4.23(a) wird der Verlauf der Schraffuren an einem Blutgefäß demonstriert (*Arteria carotis*). Für die Berechnung des Vektorfeldes werden für 878 Polygone 10 Sekunden benötigt. Diese Berechnung muss nur einmalig vorgenommen werden. Die Schraffur verläuft in radialer Richtung.

Die Anwendung des Opacity Mappings wird in Abbildung 4.23(b) vorgestellt. Diese Abbildung zeigt eine Szene zur Planung einer Halslymphknotenausräumung. Die gelben Lymphknoten verteilen sich zum größten Teil eng um den Muskel (braun). Dabei ist es wichtig, die Oberfläche des Muskels gut erkennen zu können, gleichzeitig aber keinen der Lymphknoten zu übersehen. Dies wird durch das Opacity Mapping gut gelöst. Zusätzlich werden die Muskelfasern durch die Schraffierung verdeutlicht. Für beide Muskeln (5620 Polygone) wurde insgesamt eine Vorberechnungszeit von 30 Sekunden benötigt.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass das Verfahren eine echtzeitfähige und Framekohärente Schraffierung der anatomischen Oberflächen innerhalb einer interaktiven Visualisierung ermöglicht (Abbildung 4.23(b)). Da die Darstellung der Texturierung direkt von der Grafik-Hardware unterstützt wird, gibt es keine spürbaren Laufzeitunterschiede im Vergleich zu einer Darstellung ohne Texturen.

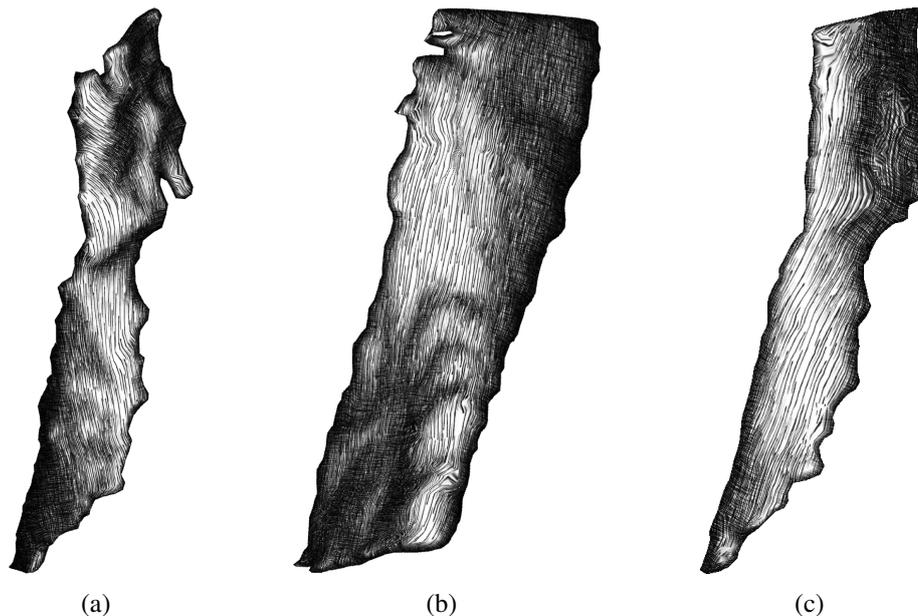


Abbildung 4.24: Darstellung von Halsmuskeln (*Musculus sternocleidomastoideus*), welche aus verschiedenen klinischen Datensätzen extrahiert wurden. Durch die Kombination der Hauptkrümmungsrichtung und der Vorzugsrichtung richtet sich die Schraffur an der Muskelfaserrichtung und an der Oberfläche aus. Die einmalige Vorberechnungszeit pro Muskel beträgt ca. 15sek.

In Abbildung 4.24 sind verschiedene Halsmuskeln (*Musculus sternocleidomastoideus*) mit dem vorgestellten Verfahren schraffiert worden. Am oberen Ende des Muskels in Abbildung 4.24(a) ist gut zu sehen, wie sich die Schraffuren bei Unebenheiten auf der Oberfläche an der Hauptkrümmung ausrichtet. Durch Verwendung der TAMs wird die Schattierung des normalen Phong'schen Beleuchtungsmodells sehr gut nachempfunden [PRAUN et al., 2001].

Alle präsentierten Ergebnisse wurden automatisch erstellt und benötigten demnach keine zusätzliche Nutzerinteraktion. Die Berechnungen wurden auf einem 3.2GHz Prozessor System mit 2GB RAM und einer NVIDIA QUADRO FX2000 GPU Grafikkarte erstellt. In Abhängigkeit vom verwendeten Datensatz wird bis zu einer Minute Vorberechnungszeit benötigt, um die Richtungsfelder erstellen und kombinieren zu können. Während des Renderings treten keine spürbaren Laufzeitverringerungen im Vergleich zum normalen Rendering ohne Texturen auf.

Zur Lösung der über- und unterbestimmten Gleichungssysteme wurde die Fortran-Bibliothek LAPACK von ANDERSON et al. [1992] über die C-Schnittstelle CLAPACK eingebunden. Somit sind durch die CLAPACK-Routinen die Gleichungssysteme der Least Squares-Probleme bestimmbar. Zur Berechnung von Orientierungen der Schraffurlinien wird in [HERTZMANN & ZORIN, 2000] die Anwendung des L-BFGS-B¹ Algorithmus aus [ZHU et al., 1997] vorgeschlagen.

¹Large-scale Bound-constrained or Unconstrained Optimization

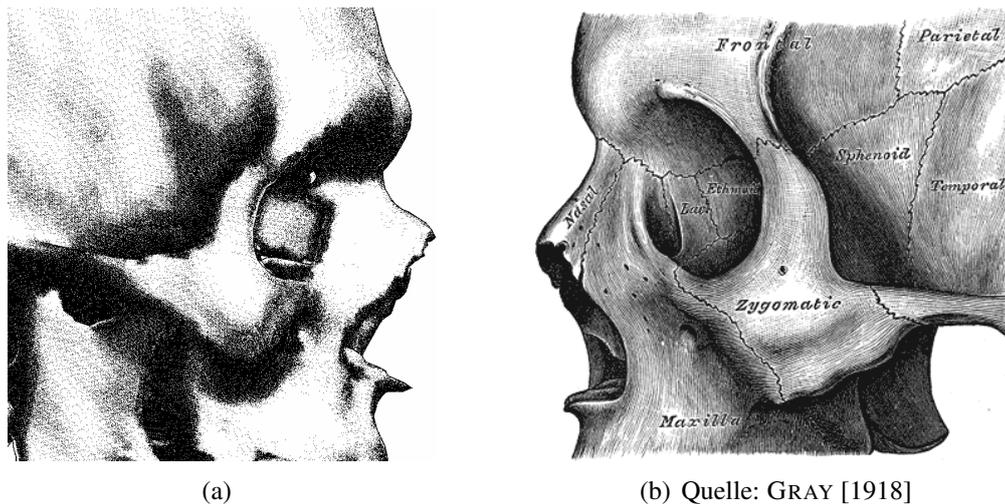


Abbildung 4.25: Vergleich einer (b) handgezeichneten Illustration von GRAY mit der interaktiven Visualisierung (a), welche mithilfe der Schattierungskarte optimiert wurde. Die vom Zeichner angewandten Techniken können sehr gut nachempfunden werden.

4.6.4 Illustrative Beleuchtung und Bildoptimierung

Beide Techniken – sowohl die Punktiertechnik als auch die Schraffur – können Schattierungsübergänge emulieren. Jedoch werden die Regionen auf der Oberfläche sehr dunkel, wenn sich die Oberfläche in einem vom Betrachter abgewandten Winkel befindet. Wie bereits in Abschnitt 4.5 mit zahlreichen Illustrationen belegt wurde, kann mithilfe der Schattierungskarte eine bessere Ausleuchtung der Szene erreicht werden. Die Qualität der Schattierungskarte wird in Abbildung 4.25 nochmal verdeutlicht. Hier ist eine direkte Gegenüberstellung einer Szene aus GRAY [1918] mit einem klinischen Datensatz zu sehen, der mit der – über die Schattierungskarte gesteuerten – Punktiertechnik dargestellt wird.

Das Rendering mittels Schattierungskarten wurde mit verschiedenen Szenen getestet (Tabelle 4.2). Die Testumgebung war ein System mit einer 3.2GHz CPU, 2GB RAM und einer NVIDIA GEFORCE 7900GS Grafikkarte. Die Variation der Parameter hat keinen Einfluss auf die Frame-Rate.

Modell					
Abbildung	4.17	4.19	4.18	4.13	4.16
Polygone	25.224	39.863	94.399	147.480	225.080
Shading-Karte	20	15	14	10	7,5
Konv. Shading	60	60	45	30	15

Tabelle 4.2: Frame-Raten für verschiedene Szenen mit einem Rendering-Kontext der Größe 512×512. Das Rendering per Schattierungskarte wird mit dem konventionellen Rendering verglichen.

4.7 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden drei Verfahren vorgestellt, die es ermöglichen, die handgezeichneten Illustrationen in traditionellen medizinischen Lehrbüchern nachzuahmen. Bei allen Verfahren ist es möglich, die Visualisierung interaktiv zu betrachten. Die Darstellung ist dabei Frame-kohärent und unabhängig von der Anzahl der dargestellten Grafikprimitive, die zur Erzeugung einer Stippling- oder Schraffur-Darstellung notwendig sind. Um möglichst gute Laufzeiten zu erhalten, werden alle vorgestellten Techniken wenn möglich direkt auf der GPU durchgeführt.

Die Oberflächenmodelle, die aus segmentierten Tomographiedaten mittels Marching Cubes extrahiert werden, weisen zwei Besonderheiten auf: sie besitzen eine hohe Anzahl an Polygonen und haben eine sehr verrauschte Oberfläche. Die vorgestellten Verfahren sind dabei in der Lage, mit diesen Daten korrekte Ergebnisse zu liefern. Um dies zu belegen, wurde in diesem Kapitel eine repräsentative Auswahl von Strukturen mit den entwickelten Verfahren vorgestellt.

Die Interaktion des Benutzers beschränkt sich auf die Einstellung von wenigen Parametern, für die im Rahmen dieser Arbeit Standardwerte festgelegt werden konnten. Die Vorverarbeitungszeit für die Erzeugung der Vektorfelder sowie für die Oberflächenparametrisierung ist vertretbar und deren Durchführung nur einmal für eine anatomische Struktur notwendig.

5 Illustrative Rendering-Techniken

Mit den bisher vorgestellten Techniken ist es möglich, die Objekt- und Formwahrnehmung zu unterstützen. Im folgenden Kapitel werden nun einige Techniken vorgestellt, die zur illustrativen Visualisierung von medizinischen Daten verwendet werden können. In vielen Fällen ist es notwendig, dass die Sichtbarkeit eines oder mehrerer Objekte sichergestellt ist und dass die räumlichen Beziehungen zwischen den Strukturen gut dargestellt werden. Zudem müssen wichtige Strukturen besonders hervorgehoben werden. Zu diesem Zweck werden Smart Visibility-Techniken vorgestellt, die sich diesem Problem widmen.

In computergestützten Planungssystemen werden immer auch die einzelnen Schichtbilder der tomographischen Bilddaten mit ausgewertet. Von Vorteil ist hierbei, dass keinerlei Daten innerhalb einer Schicht verdeckt werden. Aus diesem Grund wird in diesem Kapitel untersucht, wo die Schwächen der schichtbasierten Illustration liegen und wie diese ausgeglichen werden können.

Bei der Planung von Tumoroperationen ist die Einschätzung von Abständen und Infiltrationen zu vitalen umgebenden Strukturen wichtig. Außerdem müssen die Größenverhältnisse von pathologischen Strukturen korrekt eingeschätzt werden. Der dritte Abschnitt beschäftigt sich daher mit Techniken zur Einschätzung von Sicherheitsabständen und Größenverhältnissen.

Bei allen vorgestellten Techniken steht auch die automatische Parametrisierung und Optimierung auf den Anwendungsfall im Vordergrund. Im abschließenden Abschnitt dieses Kapitels werden daher Anwendungsszenarien für die einzelnen Techniken vorgestellt und gezeigt, wie sich die Techniken parametrisieren lassen, damit sie im klinischen Alltag eingesetzt werden können.

5.1 Anforderungsanalyse

Um die Lage von pathologischen Strukturen in ihrer Umgebung beurteilen zu können, müssen vor allem Abstände und Infiltrationen in gesundes Gewebe korrekt eingeschätzt werden. Die Darstellung der direkten Umgebung um die pathologische Struktur ist dabei entscheidend. Optimalerweise müssten alle Strukturen völlig opak gezeichnet werden, um Form und räumliche Lagebeziehungen einschätzen zu können. Problematisch sind dabei die Verdeckungen, die in 3D-Visualisierungen zwangsweise auftreten.

Wird die Szene manipuliert, um die Sichtbarkeit sicherzustellen, so muss die Manipulation selbst in der Darstellung ebenfalls deutlich gemacht werden. Bei einer Explosionsdarstellung z.B. wird die räumliche Lage der dargestellten Objekte zueinander verändert. Wenn der Betrachter nun versucht, die räumliche Lage oder Abstände zu beurteilen, wird

er zu falschen Resultaten gelangen. Sofern die Veränderung also nicht offensichtlich ist, muss der Betrachter darauf hingewiesen werden.

Eine Möglichkeit, mit diesem Problem umzugehen, ist das Aufschneiden der Szene, um die gewünschte Struktur sichtbar zu machen. Das Problem bei der Generierung von Schnitten in polygonalen Szenen ist die Tatsache, dass die Dreiecksnetze nur die Oberfläche einer Struktur repräsentieren. Wenn diese Strukturen nicht parallel zur Sichtrichtung aufgeschnitten werden, ist keine Geometrie im Inneren zu sehen – die Strukturen sind „leer“. DIEPSTRATEN et al. [2003] und LI et al. [2007] haben dieses Problem unter Verwendung von Constructive Solid Geometry (CSG) behoben [GUHA et al., 2003; KIRSCH & DÖLLNER, 2004]. In der vorliegenden Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, das für diesen speziellen Anwendungsfall optimiert wurde und so wesentlich bessere Laufzeiten aufweist und leichter zu implementieren ist.

Der hauptsächliche Nachteil der schichtbasierten Auswertung von tomographischen Daten ist die mangelnde Übersicht über alle Schichten. Moderne CT-Scanner akquirieren Datensätze mit mehreren 100 Schichten. Um sichergehen zu können, dass keine relevanten Strukturen übersehen werden, müssen alle Schichten vom Arzt durchsucht werden. Auch das Auffinden einzelner Strukturen ist unter Umständen sehr zeitaufwändig. Hinzu kommt, dass bei der Suche nach möglichen Infiltrationen mehrere Schichten im Zusammenhang erkundet werden müssen, um die Abstände zwischen den relevanten Strukturen korrekt einschätzen zu können. Diese Nachteile müssen behoben werden, um eine schnelle und korrekte Auswertung der Schichtdaten ermöglichen zu können. Hierbei muss darauf geachtet werden, dass die Schichtdaten nicht verfälscht oder unnötig überdeckt werden.

Bei der Darstellung von Sicherheitsabständen und Größenverhältnissen muss auf eine angemessene Form der Visualisierung geachtet werden. Bei der Präsentation der Vermesungsergebnisse darf keine Genauigkeit vorgetäuscht werden, die aufgrund der geringen Auflösung der zugrunde liegenden Daten gar nicht gegeben ist. Voraussetzung für die Verfahren ist eine Segmentierung aller relevanten Strukturen zur Extraktion der polygonalen Oberflächen.

5.2 Smart Visibility Techniken

Im nun folgenden Abschnitt werden drei verschiedene Ansätze vorgestellt, mithilfe derer die Sichtbarkeit von verdeckten Strukturen sichergestellt werden kann. Begonnen wird dabei mit einem Ansatz, der u.a. die eben erwähnte Veränderung der Szene nicht explizit verdeutlicht. Das Ergebnis ist dabei vergleichbar mit den Arbeiten von ZHOU et al. [2002] und ROPINSKI et al. [2005]. Im Anschluss wird der Cut Away vorgestellt, der zwar die Veränderung sichtbar macht, aber bei dem trotzdem die Beurteilung der räumlichen Tiefe in Bezug zu den umliegenden Strukturen nur schwer möglich ist. Beim Cut Away wird die Sichtbarkeit einer ausgewählten Struktur garantiert, indem die Strukturen ausgeblendet werden, die direkt vor der hervorzuhebenden Struktur liegen. Zum Abschluss wird der Section View vorgestellt, der beide Anforderungen erfüllt. Bei einem Section View werden verdeckende Strukturen konisch weggeschnitten, um die Tiefe des Schnittes und die umliegenden Strukturen sichtbar zu machen.

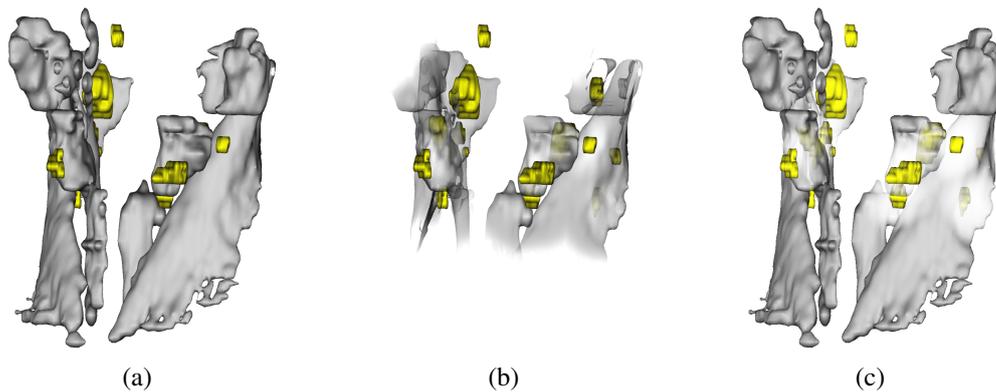


Abbildung 5.1: (a) Darstellung ausgewählter Strukturen des Halses. Die Lymphknoten sind gelb eingefärbt. In Abhängigkeit von der Entfernung zu den Lymphknoten kann die Umgebung opak (b) oder transparent (c) dargestellt werden.

5.2.1 Distanzbasierte Transparenz

Ein simpler Ansatz, um sicherstellen zu können, dass wichtige Strukturen nicht von angrenzenden Strukturen verdeckt werden, ist die Verwendung von distanzbasierter Transparenz. In Abhängigkeit zum Abstand der Fokusstruktur werden die angrenzenden Strukturen mehr oder weniger transparent dargestellt. Innerhalb des Radius werden die Strukturen vollständig ausgeblendet. Die Berechnung kann auch invertiert werden, sodass nur noch die Umgebung der Fokusstrukturen sichtbar bleibt (Abbildung 5.1(b)). Dadurch können die Lagebeziehungen zwischen den Strukturen gut beurteilt werden.

Wenn der Radius zu klein gewählt wird, so bleibt die Fokusstruktur von weiter entfernten Strukturen verdeckt. Wenn der Radius zu groß gewählt wird, gehen wichtige Kontextinformationen verloren. Das größte Problem bei diesem Ansatz ist seine Unabhängigkeit von der Sichtrichtung. Dahinter liegende Objekte werden ebenfalls transparent dargestellt, davor liegende Objekte evtl. nicht, wenn sie zu weit entfernt sind. Außerdem ist die Manipulation der Szene zur Erhaltung der Sichtbarkeit nicht offensichtlich.

5.2.2 Cut Away

Bei dem Cut Away wird die Sichtbarkeit eines Fokusobjekts sichergestellt, indem Objekte, die zwischen dem Fokusobjekt und dem Betrachter liegen, regional weggeschnitten werden. Dabei wird in medizinischen Anwendungen oft ein Zylinder (oder Quader) als Schnittvolumen verwendet, dessen Achse immer zum Betrachter ausgerichtet ist. Der Zylinder wird im Folgenden als Bounding Cylinder (BC) bezeichnet. Um die Schnittkante des BC hervorzuheben, wird sie mit einer farblichen Umrandung versehen. Zusätzlich hebt sich der Schnitt durch seine gleichmäßige Form hervor, da die dargestellten anatomischen Modelle in der Regel eine unregelmäßige und unebene Form besitzen.

Der Fokus in diesem Abschnitt liegt auf der automatischen Parametrisierung des Schnittvolumens. Die Parametrisierung des Schnittvolumens ist auch für den im nächsten Teil vorgestellten Section View von Bedeutung. Zunächst werden der Mittelpunkt und

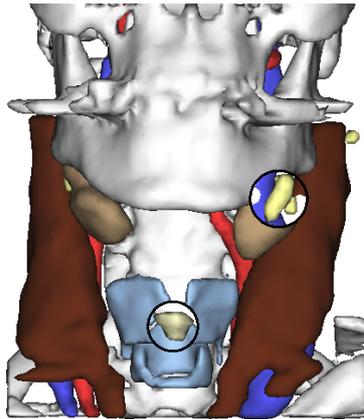


Abbildung 5.2: Mithilfe des Cut Away werden ein Tumor und ein vergrößerter Lymphknoten hervorgehoben, welche sonst verdeckt wären.

der Radius der Struktur berechnet, die freigestellt – also sichtbar gemacht – werden soll. Die Geometrie innerhalb des so entstandenen Kreises wird ausgeblendet. Die vertikale Tiefe des BCs richtet sich nach der Tiefe der hervorzuhobenden Struktur, so dass dahinter liegende Strukturen sichtbar bleiben.

Effiziente Berechnung

Durch die Verwendung eines Fragment-Shaders können die betroffenen Fragmente einfach modifiziert werden. Bei einem Zylinder mit dem Mittelpunkt (x_M, y_M) , Radius r_M und maximaler Tiefe z_M sowie einem Fragment mit der Position (x_F, y_F, z_F) gilt:

$$\sqrt{(x_M - x_F)^2 + (y_M - y_F)^2} - r_M \begin{cases} < 0 - \epsilon, & \Rightarrow \text{Fragment ausblenden} \\ = 0 \pm \epsilon, & \Rightarrow \text{farbliche Umrandung} \\ > 0 + \epsilon, & \Rightarrow \text{Fragment normal behandeln} \end{cases}$$

Durch ϵ wird dabei die Breite der farblichen Umrandung angegeben. Zur Bestimmung des BCs müssen die Eckpunkte der Struktur zunächst auf den Bildschirm projiziert werden, um anschließend den Mittelpunkt der 2D-Punktmenge bestimmen zu können. Die Bestimmung der Größe des kleinsten umschließenden Kreises nach WELZL [1991] muss auf der CPU bestimmt werden (vgl. Abschnitt 2.3.3). Der am weitesten hinten liegende projizierte Punkt wird dabei als z_M für die vertikale Platzierung des Zylinders verwendet.

Zur Beschleunigung der Berechnung wird die dreidimensionale konvexe Hülle der freizustellenden Struktur ermittelt, da nur diese Punkte zur weiteren Verarbeitung benötigt werden [PREPARATA & SHAMOS, 1985] (vgl. Abschnitt 2.3.2). Der BC eines Polyeders ist identisch zum BC der konvexen Hülle des Polyeders. Durch diese einmalige Berechnung kann die Zahl der zu projizierenden Punkte stark reduziert werden.

Das Ergebnis dieser Berechnungen ist in Abbildung 5.2 zu sehen. Obwohl die hervorgehobenen Objekte sehr klein sind im Vergleich zu den anderen Strukturen, stechen sie durch die Umrandung hervor.

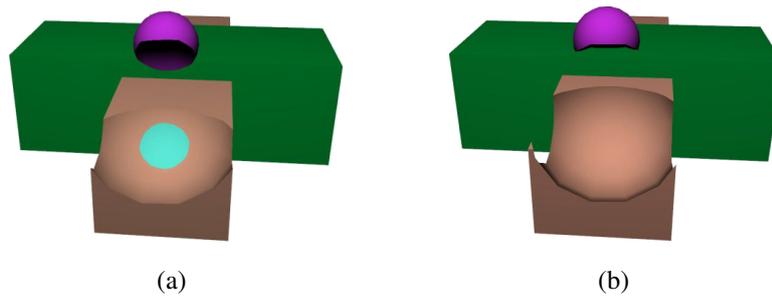


Abbildung 5.3: Demonstration der Funktionsweise und der auftretenden Fälle bei einem Section View in polygonalen Szenen. Objekte können außerhalb des Kegels, innerhalb des Kegels oder vom Kegel angeschnitten werden.

5.2.3 Section View

Beim Section View wird ein vorn abgerundeter Kegel als Schnittgeometrie verwendet, um zu entscheiden, welches Fragment ausgeblendet werden soll und welches nicht. Dadurch werden die Schnittflächen zwischen dem Kegel und den Strukturen sichtbar. Durch die gleichmäßige Form des Kegels hebt sich der Schnitt gut hervor, sodass die Manipulation der Szene deutlich wird. Die Abrundung verhindert, dass die Spitze des Kegels als Feature in den Daten missverstanden wird. Der Kegel wird dabei genauso positioniert wie der Zylinder des Cut Aways. Die abgerundete Spitze wird an z_M ausgerichtet.

Der grobe Ablauf des Algorithmus ist wie folgt: Zunächst muss bestimmt werden, welche Strukturen von dem Kegel geschnitten werden. Bei dem Schnitt mit dem Kegel können drei Fälle auftreten (vgl. Abbildung 5.3):

1. die Struktur liegt komplett außerhalb des Kegels,
2. die Struktur liegt komplett innerhalb des Kegels oder
3. die Struktur wird vom Kegel geschnitten.

Genau genommen muss von allen geschnittenen Strukturen diejenige bestimmt werden, deren Vorderseite am nächsten zur Schnittfläche liegt. Dieser Test wird pro Fragment durchgeführt. Die Fragmente, die den Test bestanden haben, werden anschließend so manipuliert, dass der Farbwert mit der Normalen des Schnittkegels berechnet wird. Die vorhandene Geometrie wird also genutzt, um einen Eindruck einer CSG-Berechnung zu simulieren.

Zunächst wird einmalig die Schnittgeometrie in eine Textur mit Größe des Ausgabebildes gerendert. Die RGB-Werte speichern hierbei die Richtung der Normalen der Schnittgeometrie, in diesem Fall des Kegels. Der α -Kanal speichert die Tiefe der Schnittgeometrie.

Die benötigten Fragmente werden über eine Kombination aus Stencil- und Depthtest ermittelt. Getestet werden ausschließlich die Fragmente, die innerhalb der Schnittgeometrie liegen. Der Stencilbuffer wird so parametrisiert, dass er beim Rendern einer Vorderseite

inkrementiert, bzw. beim Rendern einer Rückseite dekrementiert wird. Wenn der Stencilbuffer einen positiven Wert aufweist, wird der Depthbuffer an dieser Stelle auf die Tiefe der Vorderseite gesetzt. An dieser Position wird die Struktur vom Kegel angeschnitten, da sie hier nicht durch eine Rückseite geschlossen wird. Dieser Test wird pro Struktur durchgeführt, da sonst nicht differenziert werden kann, ob eine Struktur komplett innerhalb des Kegels liegt, bzw. welche Struktur vom Kegel geschnitten wird.

Der Stencilbuffer wird nach dem Rendern jeder Struktur wieder gelöscht. Der Depthbuffer wird jedoch erhalten, da nur so bestimmt werden kann, welche Vorderseite am nächsten an der Schnittgeometrie liegt. Der Depthtest wird dazu im Gegensatz zum normalen Rendering invertiert (Lower Equal), d.h. es wird immer der z -Wert der weiter entfernten Struktur gespeichert.

Durch den Aufbau der Stencil- und Depthtest-Kombination wird der Depthbuffer nur an den Positionen verändert, an denen die Strukturen vom Kegel geschnitten werden. Die Beleuchtung der Fragmente an diesen Positionen muss manipuliert werden, um den Schnitt mit dem Kegel zu simulieren. An allen anderen Positionen wird die Szene in einem zweiten Rendering-Schritt normal gerendert. Das Rendering wird dabei auf Fragmente eingeschränkt, die außerhalb des Kegels liegen. Dadurch werden alle Strukturen verworfen, die komplett innerhalb des Schnittvolumens liegen.

5.3 Schichtbasierte Illustrationstechniken

In diesem Abschnitt werden Einsatzgebiete illustrativer Techniken in den zweidimensionalen Schnittbilddarstellungen medizinischer Volumendaten untersucht. Es werden drei Verfahren vorgestellt, mit denen Entfernungen zu Risikostrukturen dargestellt und die Lokalisation von Zielstrukturen in intraoperativen Ansichten vereinfacht werden. Hierbei wird darauf geachtet, dass die Schichtdaten nicht verfälscht oder unnötig überdeckt werden. Die grundlegenden Ideen wurden in der Diplomarbeit von MEYER [2005] entwickelt und in TIETJEN et al. [2006a] weiterentwickelt. Im Folgenden wird auf drei wichtige Probleme in der schichtbasierten Illustration eingegangen:

Graphische Übersicht: Auf radiologischen Workstations ist im Allgemeinen nur eine Schicht zurzeit sichtbar. In Abhängigkeit von der Auflösung des darstellenden Bildschirms können auch mehrere Schichten parallel dargestellt werden. Eine generelle Übersicht über den Datensatz wird jedoch nicht gewährleistet.

Sicherheitsabstände: Maligne Tumoren müssen mit einem ausreichenden Sicherheitsabstand resektiert werden. In der intraoperativen Navigation ist es außerdem wichtig, einen gewissen Sicherheitsabstand zwischen dem chirurgischen Werkzeug und vitalen Strukturen einzuhalten, wie z.B. Nerven oder Blutgefäße.

Lokalisation von Zielstrukturen: Insbesondere für die intraoperative Navigation ist es wichtig, Zielstrukturen, wie z.B. einen Tumor, möglichst leicht lokalisieren zu können.

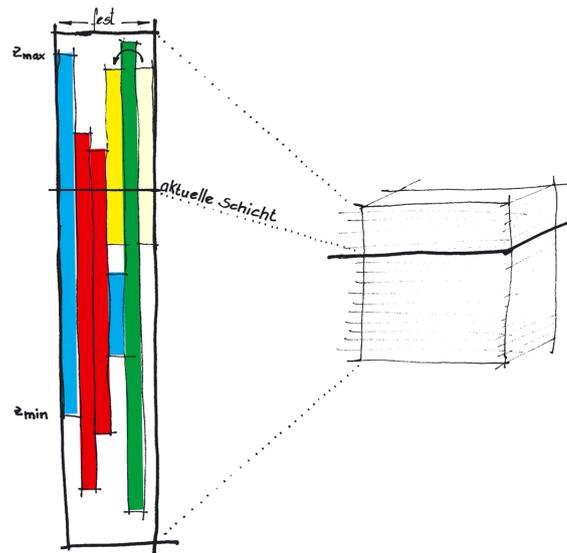


Abbildung 5.4: Konzept des LIFTCHARTS. Die farbigen Balken entsprechen der z -Ausdehnung anatomischer Strukturen in einem Schichtdatensatz (rechts). Die aktuelle Position im Datensatz wird durch eine waagerechte Linie angedeutet. Quelle: MEYER [2005]

5.3.1 Graphische Übersicht

Um eine bessere Übersicht über die segmentierten Strukturen in einer schichtbasierten Darstellung zu erhalten, muss sowohl die relative Position der Strukturen in den einzelnen Schichten dargestellt werden, als auch die Position in der dritten Dimension, also über alle Schichten. Zu diesem Zweck wird ein 2,5D Ansatz gewählt, um die benötigten Informationen zu vermitteln. Im Folgenden werden Koordinaten auf einer Schicht als x, y und die Nummer der Schicht als z bezeichnet.

Ähnlich zu zeitlichen Übersichten in Terminplanern wird ein Rahmen neben dem Schichtbild aufgezo-gen. Der Rahmen repräsentiert alle Schichten in einem Schichtdatensatz. Die obere und untere Kante entsprechen hierbei der ersten und letzten Schicht in dem Datensatz. Jede segmentierte Struktur wird als Balken innerhalb dieses Rahmens dargestellt, wobei auch hier obere und untere Kante der Lage im Datensatz entsprechen. Die vertikale Ausdehnung eines Balkens entspricht also dem Intervall (z_{min}, z_{max}) für jede Struktur. Höher gelegene Balken entsprechen höher liegenden Strukturen. In Abbildung 5.4 wird dieses Konzept skizziert.

Diese Übersicht ermöglicht es, möglichst schnell Schichten finden zu können, in denen sich bestimmte Strukturen befinden. Diese Art der Kombination von Balken wird im weiteren Verlauf der Arbeit LIFTCHART genannt. Um die mentale Zuordnung zwischen dem LIFTCHART und den Schichtdaten zu vereinfachen, werden Farbe oder andere Darstellungsparameter, die in den Schichtdaten zur Hervorhebung der einzelnen Strukturen genutzt werden, auch im LIFTCHART verwendet. Die aktuelle Position im Datensatz wird durch eine waagerechte Linie im LIFTCHART angedeutet. Die Schichtnummer wird ebenfalls neben der Linie eingeblendet.

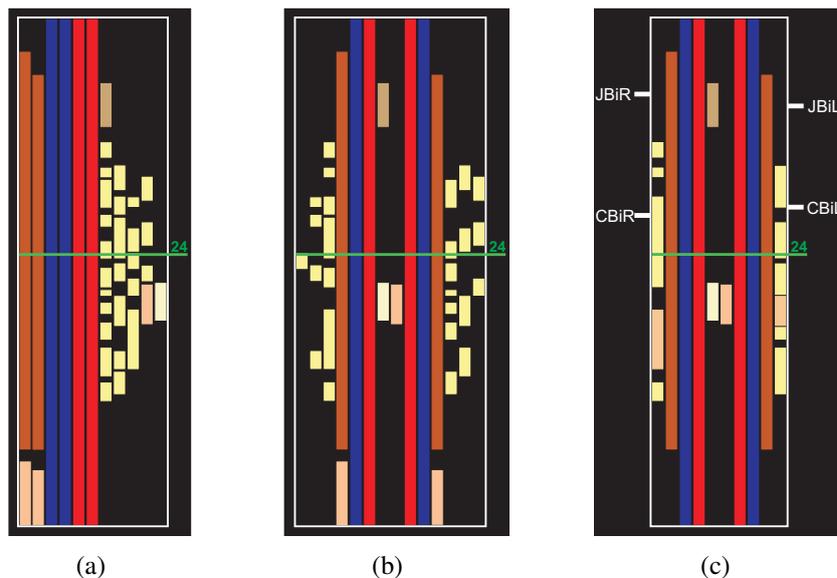


Abbildung 5.5: Verschiedene Möglichkeiten zur Anordnung von Strukturen im LIFTCHART. (a) zeigt die einfachste Form. Jede Struktur wird mittels eines Balkens dargestellt. In (b) wurde der LIFTCHART in drei Teile unterteilt: jeweils ein Teil für Strukturen auf der linken und rechten Seite sowie für Strukturen ohne definierte Seite. In (c) wurden alle Strukturen einer Kategorie in einer Spalte zusammengefasst. Zusätzliche Landmarken zur Orientierung wurden eingeblendet.

Der LIFTCHART lässt sich nicht nur für axiale Schichten, sondern für Schichten mit beliebiger Ausrichtung verwenden (Multi Planar Reformation, MPR). Bei koronaler und sagittaler Ausrichtung des LiftChart reicht die Verwendung der jeweiligen Achse der Bounding Box von Struktur und Datensatz. Bei der Verwendung von MPRs sollte für eine höhere Genauigkeit die konvexe Hülle der Strukturen verwendet werden.

Anordnungsmöglichkeiten

Um nicht nur die z -Verteilung der Strukturen im Datensatz darstellen zu können, sondern auch Informationen über ihre Position innerhalb einer Schicht zu vermitteln, wurden diverse Anordnungen der Balken in dem LIFTCHART entwickelt.

In Abbildung 5.5 werden einige Möglichkeiten zur Anordnung von segmentierten Strukturen im LIFTCHART gezeigt. Zur Verdeutlichung wurde ein Szenario aus dem Halsbereich gewählt. Muskeln (braun), Venen (blau), Arterien (rot) und die Lunge (hautfarben) bilden den Kontext. Die gelben Balken stehen für Lymphknoten und der beige Balken für einen Tumor. Die grüne Linie zeigt die aktuelle Schicht an.

Sweepline Anordnung: Abbildung 5.5(a) zeigt die einfachste Form des LIFTCHART. Jede segmentierte Struktur wird durch einen eigenen Balken dargestellt. Um eine optimale Verteilung der Balken zu erhalten, bei der der LIFTCHART möglichst wenig Platz in Anspruch nimmt, werden die Balken mithilfe eines Sweepline-Algorithmus geordnet [PREPARATA & SHAMOS, 1985]. Die Balken werden hierfür

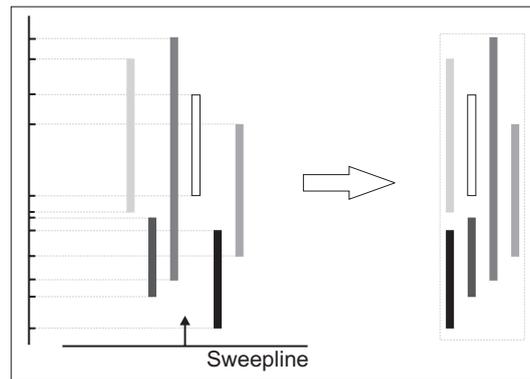


Abbildung 5.6: Berechnung der Anordnung im LIFTCHART. Die Sweepeline wandert von unten nach oben und platziert den nächsten Balken an die nächste freie linke Spalte. Quelle: MEYER [2005]

zunächst anhand der oberen Kante nach z sortiert. Beginnend mit dem am höchsten gelegenen Balken werden alle Balken in den LiftChart einsortiert. Dabei wird nach Möglichkeit immer die Spalte belegt, welche am weitesten Links liegt und dessen z -Achse an dieser Höhe noch nicht durch eine andere Struktur belegt ist (Abbildung 5.6). Bei dieser Vorgehensweise ist jedoch anzumerken, dass verschiedene Strukturtypen in einer Spalte zusammengefasst werden können.

Seitlich getrennter LIFTCHART: Viele anatomische Strukturen haben eine definierte Seite, wie z.B. die linke und rechte *Arteria carotis interna*. Zu diesem Zweck lässt sich der LIFTCHART in drei Teile unterteilen (Abbildung 5.5(b)): zwei Teile für Strukturen auf der linken oder rechten Seite sowie ein Teil für Strukturen ohne definierte Seite (z.B. Larynx).

Gruppierung von Strukturen: Es ist außerdem möglich, alle Strukturen einer Gruppe in einer Spalte zusammenzufassen. Dadurch kann die Breite des LIFTCHART minimiert werden (Abbildung 5.5(c)). Im Gegensatz zu Abbildung 5.5(a) und (b) wurden alle Lymphknoten in einer Spalte zusammengefasst. Dies ist bei allen klinischen Fragestellungen sinnvoll, wo nicht die Position einer einzelnen Struktur von Interesse ist, sondern nur, in welchen Schichten sich dieser Strukturtyp finden lässt. Pathologische Lymphknoten können zusätzlich mit einer anderen Farbe hervorgehoben werden. Dies wäre in den beiden vorhergehenden Versionen des LIFTCHARTS nicht möglich gewesen, da eine andere Färbung auf eine andere Struktur verwiesen hätte.

Zusätzlich werden in Abbildung 5.5(c) Landmarken zur zusätzlichen Orientierung eingeblendet. In dem verwendeten Szenario sind die Bifurkationen der *Vena jugularis* (JBiL/ JBiR) und *Arteria carotis* (CBiL/CBiR) angedeutet.

Ausblendung von Strukturen: Einige längliche oder sehr große Strukturen erstrecken sich über alle Schichten. Die Anzeige im LIFTCHART bringt daher keinen weiteren Vorteil, weswegen sie ausgeblendet werden können.

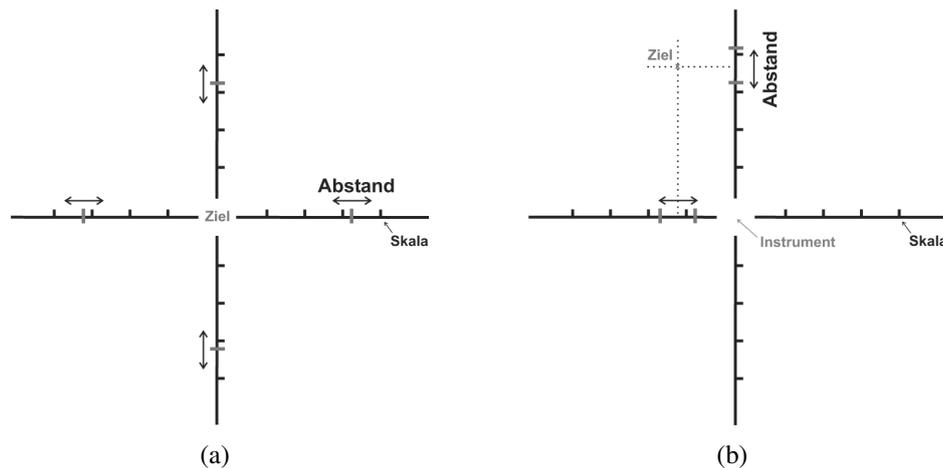


Abbildung 5.7: Erweiterungen des normalen Fadenkreuzes. (a) Die genaue Entfernung zum Zielpunkt wird durch Markierungen auf den Linien des Fadenkreuzes angezeigt. (b) Durch Doppelmarkierungen lassen sich zwei Zielpunkte sowie der Abstand zwischen diesen visualisieren. Quelle: MEYER [2005]

Interaktionsmöglichkeiten

Außer zur reinen Visualisierung kann der LIFTCHART auch zur Interaktion und Navigation verwendet werden. Der horizontale Schicht-Indikator kann als normale Bildlaufleiste verwendet werden, um durch die Schichten navigieren zu können. Bei Selektion des LIFTCHARTS an beliebiger Stelle springt die aktuell zu sehende Schicht an die entsprechende Position im LiftChart. Es können auch spezifische Informationen über eine Struktur eingeblendet werden, wenn der Mauszeiger über den entsprechenden Balken platziert wird. Als Erweiterung ist es auch denkbar, dass bei Selektion eines Balkens alle Schichten, die diese Struktur umfassen, automatisch abgefahren werden.

5.3.2 Lokalisation von Zielstrukturen

Zur Lokalisierung von Zielstrukturen in Schichtdaten werden in medizinischen Workstations ausschließlich Fadenkreuze verwendet (nach Kenntnisstand des Autors). Der Nachteil herkömmlicher Fadenkreuze besteht darin, dass nur eine exakte Position zurzeit mit ihnen erfasst werden kann. Diese Position wird durch den Schnittpunkt zweier Linien angegeben. In der intraoperativen Navigation müssen im Allgemeinen zwei Positionen angegeben werden: die Spitze des Operationswerkzeuges und die der Zielstruktur (z.B. des Tumors). Zusätzlich ist der Abstand zwischen beiden Punkten eine wesentliche Information.

Um diese zusätzlichen Informationen darstellen zu können, werden die Fadenkreuze erweitert. Dabei wird eine der beiden Positionen weiterhin vom Fadenkreuz erfasst. Um auch die Entfernung zum zweiten Zielpunkt anzeigen zu können, werden in Abbildung 5.7 zwei Erweiterungen vorgeschlagen. In Abbildung 5.7(a) wird der Abstand zum Zielpunkt über Markierungen auf den Linien des Fadenkreuzes angegeben. Durch eine zusätzliche Skala kann der genaue Abstand abgelesen werden. In Abbildung 5.7(b) werden Doppel-

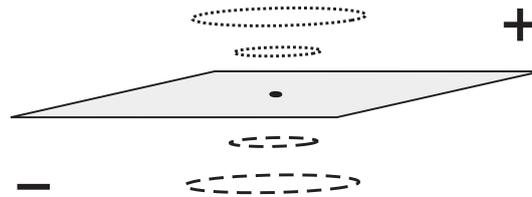


Abbildung 5.8: Der Durchmesser des Halos indiziert die Entfernung zum Zielpunkt, der Mittelpunkt die Position des Zielpunktes. Der Liniestil zeigt an, ob sich die aktuelle Schicht über oder unter dem Ziel befindet. Quelle: MEYER [2005]

markierungen verwendet. Das zweite Ziel liegt genau zwischen den Doppelmarkierungen, wobei der Abstand zwischen den Markierungen den Abstand zum Ziel anzeigt.

In vielen Fällen kann davon ausgegangen werden, dass die angezeigten Schichten immer mit der Position der Spitze des Operationswerkzeuges synchronisiert sind. In diesem Fall ist es ausreichend, Position und Abstand zu dem zweiten Ziel, etwa einem Tumor, anzuzeigen. In diesem Fall kann der von BAUDISCH & ROSENHOLTZ [2003] vorgestellte Halo adaptiert werden. Im Gegensatz zu den verwendeten Straßenkarten, wo die Zielpunkte zwar außerhalb des sichtbaren Bereiches liegen, aber in derselben Ebene, liegen die Zielpunkte in der Ebene darüber oder darunter. D.h. die Richtung, in die der Halo verweist, ist nicht eindeutig. Bei der Zielführung in den tomographischen Schichtdaten gibt der Mittelpunkt des Halos also weiterhin die xy -Position des Zieles an, und der Durchmesser die Entfernung in z -Richtung. Der Liniestil des Halos zeigt zusätzlich an, ob sich das Ziel über- oder unterhalb der aktuellen Schicht befindet (siehe Abbildung 5.8).

Wenn sich die aktuelle Schicht zu dem Ziel bewegt, verringert sich der Radius des Halos linear mit dem Abstand zum Ziel. Es sind jedoch auch nicht-lineare Funktionen zur Abbildung des Abstandes auf den Radius sinnvoll. Es ist dabei abzuwägen, welche Abbildung in der Anwendung praktikabler ist. Bei dem linearen Verlauf ist der Abstand direkt proportional zum Radius. Bei Datensätzen mit vielen Schichten kann der Durchmesser des Halos unter Umständen größer werden als der Durchmesser des Datensatzes, wodurch der Halo nicht mehr sichtbar wäre. Durch eine nicht-lineare Abbildung kann sichergestellt werden, dass der Durchmesser des Halos diese Größe in der Praxis nicht erreicht. Zudem kann die intraoperative Navigation erleichtert werden, da die Größe des Halos schneller abnimmt, wenn das Ziel sehr nahe ist.

5.4 Einschätzung von Sicherheitsabständen & Größenverhältnissen

Von PREIM et al. wurden bereits Werkzeuge u.a. zur Vermessung von Ausdehnungen und Abständen vorgestellt [PREIM et al., 2002b, 2003]. In diesem Abschnitt werden nun spezielle Techniken zur Darstellung von Sicherheitsabständen in 2D und 3D eingeführt. Des Weiteren wird eine einfache Möglichkeit vorgeschlagen, um die Einschätzung von Größenverhältnissen in 3D-Visualisierungen zu verbessern. Die angemessene Darstellung

5 Illustrative Rendering-Techniken

von Sicherheitsabständen und Größenverhältnissen ist in verschiedenen Bereichen sinnvoll. Die Angemessenheit bezieht sich dabei auf folgende Aspekte:

Vertrauen: Bei der computergestützten Bestimmung von Sicherheitsabständen und anderen Maßen besteht die Gefahr, dass der behandelnde Arzt den errechneten Werten ein zu großes Vertrauen entgegen bringt (Übervertrauen). Die Genauigkeit ist abhängig von der Voxelgröße, bei der Angabe von Distanzen zwischen zwei Punkten also die zweifache Diagonale eines Voxels. Diese Unsicherheit muss dem Arzt möglichst in der Visualisierung deutlich gemacht werden, z.B. in Form einer Legende.

Information: Prä- und intraoperative Planungsszenarien zeichnen sich u.a. dadurch aus, dass sehr viele Daten dargestellt und ausgewertet werden müssen. Daher sollten die präsentierten Daten über die Maße auf das Nötigste beschränkt werden. Sicherheitsabstände müssen z.B. nur angezeigt werden, wenn eine gewisse Entfernung unterschritten wurde. Es muss trotzdem sichergestellt werden, dass solche Unterschreitungen nicht übersehen werden.

Verdeckung: In schichtbasierten Darstellungen spielt die potenzielle Verdeckung von planungsrelevanten Daten eine wichtige Rolle.

5.4.1 Sicherheitsabstände

Während einer Tumorsektion muss um den Tumor herum genug Gewebe entfernt werden, um sicher gehen zu können, dass das krankhafte Gewebe vollständig entfernt wurde. Auch muss während der Planung abgeschätzt werden können, ob ein Patient überhaupt operabel ist, d.h. ob nicht lebenswichtige Strukturen bereits infiltriert wurden. Bei der intraoperativen Navigation ist es für den Chirurgen wiederum hilfreich, wenn Abstände zu Strukturen, die auf gar keinen Fall zerstört werden dürfen, in einer angemessenen Form angezeigt werden.

Bei der Planung und bei der Navigation müssen Sicherheitsabstände um eine oder mehrere Referenzstrukturen visualisiert werden können. Dabei soll auf eine mögliche Infiltration hingewiesen werden, weswegen sich eine indirekte Genauigkeitsangabe für den schlechtesten Fall anbietet. D.h., dass auf eine gesonderte Angabe der Unsicherheit verzichtet werden kann, wenn die Darstellung der Abstände den schlechtesten Fall berücksichtigt.

Schichtbasierte Darstellung

In einem ersten Versuch, die Distanzinformation quantitativ einzublenden, wurde eine kontinuierliche Farbskala verwendet, anhand derer die genauen Abstände abgelesen werden konnten. Diese Vorgehensweise wurde jedoch wieder verworfen, da eine Farbskala zu viele irrelevante Informationen darstellt. In Abbildung 5.9(a) wurde die Information auf zwei Distanzwerte reduziert, aber weiterhin als Fläche dargestellt. Bei der Auswertung

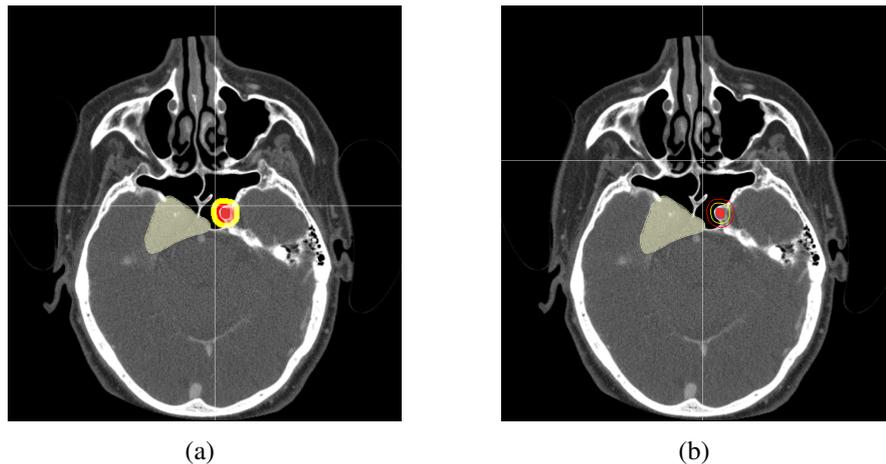


Abbildung 5.9: Bei Operationen von Tumoren an der Schädelbasis darf die *Arteria carotis interna* auf gar keinen Fall verletzt werden. Aus diesem Grund wird der Sicherheitsabstand eingeblendet. (a) Die kritische Distanz von weniger als 2mm wird rot transparent überlagert, der Bereich bis 5mm in gelb. In (b) werden die Bereiche nur mittels Isolinien angezeigt, um möglichst wenig Information der Schichtbilder zu verdecken.

von Sicherheitsabständen sind meist zwei Distanzen interessant. Zum einen die kritische Distanz (rot dargestellt). Aufgrund der Nähe zur Referenzstruktur kann hier nicht ausgeschlossen werden, dass eine Infiltration oder Berührung stattfindet. Zum anderen die sichere Distanz (in gelb). Als sicher wird jedoch nicht die gelbe Zone eingestuft, sondern der Bereich drumherum. Der gelbe Bereich ist also nur von indirekter Bedeutung. Im gelben Bereich kann eine Infiltration oder Berührung stattgefunden haben, ist aber unwahrscheinlich.

Die weitere Reduktion der Distanzinformation unter Verwendung von Isolinien hat sich nach eingehender Diskussion mit Chirurgen als am sinnvollsten erwiesen. Wie in Abbildung 5.9(b) zu sehen ist, ist die Distanzinformation durch die Reduktion auf Isolinien zudem auch wesentlich leichter zu interpretieren. Zudem werden hier wichtige Informationen aus den Schichtbildern selbst nicht mehr unnötig überdeckt.

Zur Berechnung der Isolinien wird eine euklidische Distanztransformation zu allen Risikostrukturen durchgeführt [BORGEFORS, 1983; LOHMANN, 1998]. Die resultierende Distanzinformation wird in den Schichtbildern eingeblendet. Die Distanztransformation wird hierbei nicht einzeln für jede Schicht berechnet, sondern in 3D, d.h. auch die benachbarten Schichten beeinflussen die Distanzinformation. Dadurch kann der operierende Arzt auch auf Risikostrukturen hingewiesen werden, die sich in den angrenzenden Schichten befinden.

3D-Darstellung

Die Form der Distanzvisualisierung kann für die 3D-Visualisierung von der schichtbasierten Darstellung übernommen werden. In Abbildung 5.10 werden die Distanzen kritischer Strukturen (nicht sichtbar in diesem Bild) zu einem Muskel eingeblendet. Es bietet sich jedoch an, anstelle der Isolinien die beiden Distanzwerte als Fläche darzustellen. In 3D

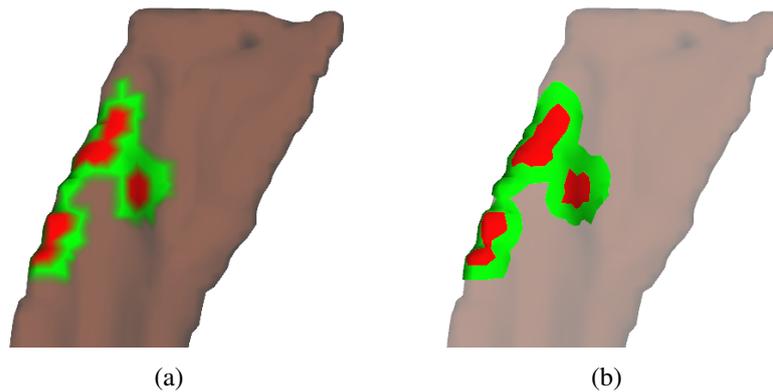


Abbildung 5.10: Quantitative Darstellung der Distanz zum *Musculus sternocleidomastoideus*. (a) Die kritische Distanz von weniger als 2mm wird rot überlagert, der Bereich bis 5mm in grün. Dabei wurde den bereits vorhandenen Eckpunkten der Oberfläche der entsprechende Farbwert zugewiesen, wozu es zu ungewollten Farbverläufen kommt. In (b) wurde daher eine separate Oberfläche direkt über dem Muskel generiert.

wird dadurch zum einen keine relevante Information verdeckt und zum anderen kann so eher sichergestellt werden, dass kritische Distanzen nicht übersehen werden.

Die Zuweisung eines Farbwerts pro Eckpunkt ist nicht ausreichend (Abbildung 5.10(a)), da es dabei zu ungewollten Farbverläufen auf der Oberfläche kommt. In Abbildung 5.10(b) wurde daher eine separate Oberfläche direkt über dem Muskel generiert. Die Kanten der Polygone verlaufen dabei möglichst genau entlang der Distanzmaße.

5.4.2 Einschätzung von Größenverhältnissen

Um Größenverhältnisse von Strukturen besser einschätzen zu können, sollte wenn möglich eine orthographische Projektion der 3D-Visualisierung angewendet werden. Bei der perspektivischen Projektion wirken Strukturen, die stark vergrößert dargestellt werden, viel größer als angrenzende Strukturen in ihrer Umgebung. Das diese Form der Projektion weniger natürlich erscheint, fällt nur im direkten Vergleich zwischen beiden Projektionstypen auf (Abbildung 5.11).

Schichtbasierte Darstellung

In schichtbasierten Darstellungen ist es üblich, einen Größenmaßstab am Rand einzublenden. Dadurch wird es dem Nutzer ermöglicht, die Größenverhältnisse der Strukturen einzuschätzen. Die maximale Ausdehnung einer Struktur lässt sich so jedoch nicht darstellen, weil diese im Allgemeinen nicht auf genau einer Schicht erreicht wird. Aus diesem Grund ließ sich für die schichtbasierte Darstellung keine angemessene Form der Visualisierung entwickeln.

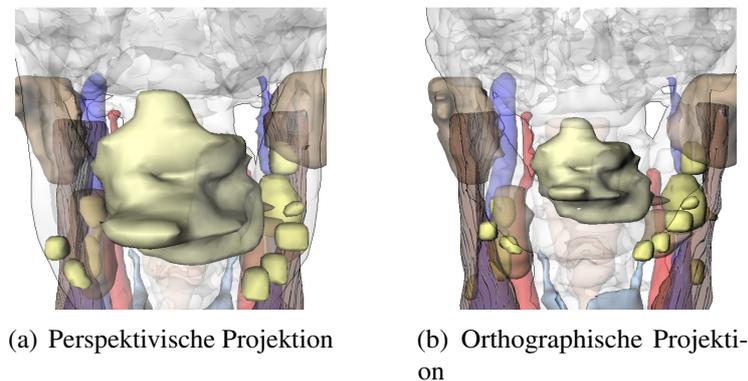


Abbildung 5.11: Stark vergrößerte Darstellung eines Tumors im Zungengrund. Im linken Bild wirkt der Tumor wesentlich größer als die Speicheldrüsen. Diese sind links und rechts in den Bildern etwas höher als der Tumor zu sehen.

3D-Darstellung

Um den Größenmaßstab aus der schichtbasierten Darstellung für 3D-Visualisierung übernehmen zu können, wird in PREIM et al. [2002b] die Verwendung eines Lineals vorgeschlagen. Dieses wird direkt im Raum platziert, um die Größe der Strukturen abschätzen zu können. Die Größenverhältnisse können jedoch nur dann korrekt eingeschätzt werden, wenn das Lineal direkt von der Seite betrachtet wird. Bei einer Änderung des Blickwinkels muss auch das Lineal neu platziert werden.

Im Falle einer orthographischen Projektion kann der Größenmaßstab aber auch direkt in 3D-Visualisierungen angewendet werden. Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit der Maßstab vorgeschlagen, um die Einschätzung der Größenverhältnisse zu erleichtern (Abbildung 5.12). Der Vorteil dieser Technik ist, dass der Maßstab immer die korrekte Ausrichtung zur Kamera hat.

Um die relative Größe der Strukturen am Bildschirm zu erhalten, wird der verwendete Skalierungsfaktor aus der Projektionsmatrix M_P extrahiert¹. Gegeben sind hierzu das Vorzeichen s der Determinante von M_P mittels $s = \text{sign}(\det(M_P))$ und der zweite Eigenwert λ von M_P . Die Eigenwerte sind identisch unter der Voraussetzung, dass die Skalierung in x , y und z identisch ist. Gesucht wird jedoch die Skalierung für die y -Achse, weswegen der zweite Eigenwert verwendet wird:

$$scale = \frac{-1}{s\sqrt{\lambda}} \quad (5.1)$$

5.5 Ergebnisse und technische Validierung

Zu Beginn dieses Kapitels wurden Anforderungen aufgestellt, die die entwickelten illustrativen Techniken erfüllen müssen. Es wird nun überprüft, inwieweit die entwickelten

¹<http://oss.sgi.com/cgi-bin/cvswweb.cgi/inventor/lib/database/src/sb/SbMatrix.c++>

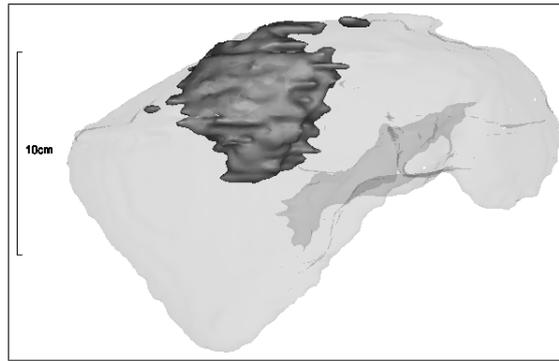


Abbildung 5.12: Bei der orthographischen Projektion können die Größenverhältnisse über einen Maßstab an der Seite verdeutlicht werden, da sich die Größenabbildung der Strukturen in der Tiefe nicht ändert.

Verfahren den gestellten Anforderungen entsprechen. Des Weiteren werden einige Anwendungsbeispiele vorgeführt und Vor- und Nachteile diskutiert.

5.5.1 Smart Visibility Techniken

Zur Hervorhebung einzelner Strukturen in 3D-Visualisierungen wurden zwei Techniken – der Cut Away und der Section View – entwickelt. Mithilfe dieser beiden Techniken wird die Sichtbarkeit sichergestellt, die Struktur wird hervorgehoben und die Manipulation der Szene wird deutlich gemacht. Beide Techniken haben jedoch Einschränkungen in ihrer Nutzbarkeit.

Der Cut Away eignet sich sehr gut zur Hervorhebung einer oder mehrerer Strukturen, da nur eine kleine Region um die Struktur verändert wird (Abbildung 5.13(a)). Obwohl die hervorgehobenen Objekte sehr klein sind im Vergleich zu den anderen Strukturen, stechen sie durch die Umrandung hervor.

Bei dem Cut Away ist leider nicht zu erkennen, wie weit hinten die Struktur liegt, da *alle* davor liegenden Strukturen entfernt werden. Der Abstand zu direkt angrenzenden Strukturen kann ebenfalls nicht eingeschätzt werden, da diese ebenfalls entfernt werden. Die Tiefe nach RIEDER et al. [2008] anzudeuten wäre nicht intuitiv, da hier eine Referenzstruktur fehlt (im Fall von RIEDER et al. das Gehirn), um die relative Tiefe berechnen zu können.

Das Verfahren ist auch übertragbar auf Schichtdaten (Abbildung 5.13(b)). Dabei wird auch hier der kleinste umschließende Kreis bestimmt. Bei der Darstellung darf die Struktur jedoch nicht extra freigestellt werden, d.h. verdeckende Schichten sollten nicht einfach lokal entfernt werden. Hier würde dem Betrachter nicht ersichtlich sein, wie weit hinten die Struktur liegt, wenn alle davor liegenden Schichten entfernt werden würden. Um anzudeuten, ob die hervorgehobene Struktur sich in der aktuellen Schicht befindet, kann der umschließende Kreis in den entsprechenden Schichten farblich gesättigter dargestellt werden.

Um die Nachteile des Cut Aways zu beheben, wurde die Technik zu einem Section View erweitert (Abbildung 5.14(b)). Eine Übertragung des Section Views auf 2D ist jedoch nicht möglich. Durch den Section View kann die Umgebung einer Struktur sehr gut

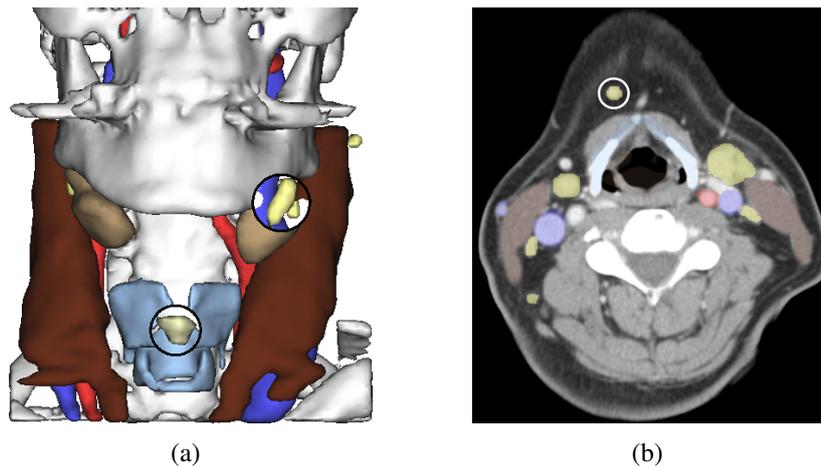


Abbildung 5.13: (a) Mithilfe des Cut Aways werden ein Tumor und ein vergrößerter Lymphknoten hervorgehoben, welche sonst verdeckt wären. (b) Die Technik lässt sich auch auf die schichtbasierte Darstellung übertragen. Hier muss besonders auf den Kontrast des umschließenden Kreises geachtet werden.

exploriert werden. Voraussetzung für den beschriebenen Ansatz ist, dass die Oberfläche geschlossen ist, da sonst nicht bestimmt werden kann, ob sich die jeweilige Struktur mit dem Schnittvolumen schneidet. Zurzeit ist es nicht möglich, den Section View mit transparenten Oberflächen zu nutzen, da sonst für jede einzelne Struktur die Schnittinformation gespeichert werden muss. Eine Kombination mit einem Depth Peeling-Ansatz ist daher geplant [EVERITT, 2001]. Da der Stenciltest für jede Struktur einzeln durchgeführt werden muss, wären auch einzelne Schnittgeometrien pro Struktur möglich, um die verdeckende Geometrie zwiebelartig entfernen zu können.

Beide Verfahren wurden auf einer NVIDIA GEFORCE 9600 GT Grafikkarte getestet. Bei der Laufzeituntersuchung des Cut Aways konnten keine nennenswerten Unterschiede in der Frame-Rate im Gegensatz zum Rendering ohne Cut Away festgestellt werden, der Section View konnte mit 500fps gerendert werden. Mit Ausnahme der Ermittlung der Zylinder- bzw. Kegelparameter werden alle auszuführenden Berechnungen direkt auf der Grafikkarte ausgeführt.

5.5.2 Schichtbasierte Illustrationstechniken

Im Folgenden werden Anwendungsbeispiele für die Verwendung der schichtbasierten Illustrationstechniken gegeben. Dabei werden zwei Beispiele aus der HNO-Chirurgie und eine Anwendung bei der Leberoperationsplanung vorgestellt.

Graphische Übersicht

In Abbildung 5.15(a) wird eine Anwendung des LIFTCHART vorgestellt, wie sie bei der Planung von Neck Dissections zum Einsatz kommen kann. Zur Verdeutlichung ist die entsprechende Schicht in Abbildung 5.15(b) nochmals dargestellt. Der Eingriff wird



Abbildung 5.14: Darstellung einer Leber mit den portalvenösen Versorgungsgebieten sowie der Portalvene. (a) Die „leeren“ Strukturen nach dem Schnitt mit dem Kegel. (b) Die CSG-Simulation wird angewendet. Die Szene beinhaltet ca. 70000 Dreiecke und wird inkl. Section View mit ca. 500fps gerendert.

im nächsten Kapitel genauer beschrieben. Bei der Planung dieses Eingriffs dürfen keine Tumoren und vergrößerten Lymphknoten übersehen werden. Auch das Auffinden der einzelnen Strukturen ist unter Umständen sehr zeitaufwändig. Hinzu kommt, dass bei der Suche nach möglichen Infiltrationen mehrere Schichten im Zusammenhang erkundet werden müssen, um die Abstände zwischen den relevanten Strukturen korrekt einschätzen zu können.

In der finalen Version des LIFTCHARTs werden nur Lymphknoten und Tumoren dargestellt. Die angrenzenden Strukturen (Muskeln und Blutgefäße) verlaufen nahezu durch das gesamte Volumen, weswegen sie nicht im LIFTCHART aufgeführt werden. Die Lymphknoten einer Seite werden in einer Spalte zusammengefasst (links/rechts) und die pathologischen Lymphknoten werden zusätzlich rötlich hervorgehoben. Die Landmarken markieren Bifurkationen der versorgenden Blutgefäße.

Lokalisation von Zielstrukturen

Funktionelle endoskopische Nasennebenhöhlen-Chirurgie (Functional Endoscopic Sinus Surgery, FESS) ist eine effektive und oft angewandte Operation zur Entfernung von Läsionen an der Schädelbasis. Vorteil dieses Eingriffs ist vor allem, dass über diesen Zugang kaum umliegende Strukturen, wie etwa das Gehirn, beschädigt werden müssen. Nachteilig ist jedoch, dass der Chirurg keinen direkten Blick auf den operativen Situs hat. Gerade bei Rezidivoperationen fehlen außerdem Landmarken, die es dem Chirurgen ermöglichen, mithilfe eines Endoskops durch die Nasennebenhöhlen zu navigieren. Bei der Operation können dabei Strukturen wie der *Nervus opticus* oder die *Arteria carotis interna* verletzt werden, was zu Blindheit oder Tod des Patienten führen würde. Der Einsatz eines Navigationssystems wird hier daher als Notwendigkeit angesehen [STRAUSS et al., 2005].

In der praktischen Anwendung wird die Spitze des chirurgischen Werkzeugs, z.B. eines Bohrers oder eines einfachen Zeigers, von dem Navigationssystem verfolgt und auf dem Bildschirm des Navigationssystems angezeigt. Im Allgemeinen werden dabei drei orthogonale Schichten oder eine MPR angezeigt, auf denen sich die Spitze gerade befindet. Der Chirurg kann dabei keine benachbarten Schichten sehen. Um auf nah

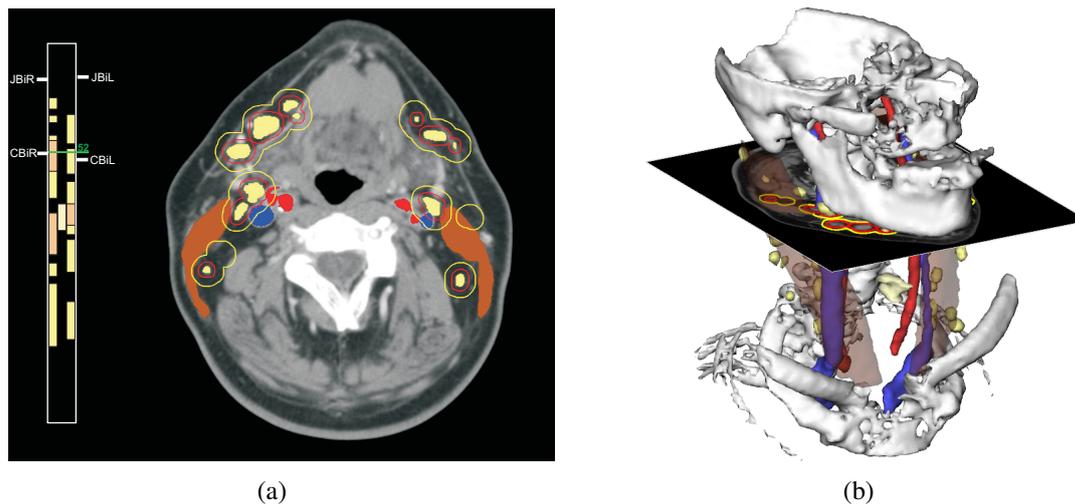


Abbildung 5.15: (a) Die verdächtigen Strukturen (Tumor und Lymphknoten) werden im LIFTCHART angezeigt. Die Lymphknoten einer Seite werden in einer Spalte zusammengefasst. Vergrößerte Lymphknoten werden rötlich eingefärbt. Für die Lymphknoten werden zusätzlich im Schichtbild die Sicherheitsabstände für 2mm und 5mm eingeblendet. Sicherheitsränder zu Lymphknoten, die in angrenzenden Schichten liegen, sind ebenfalls sichtbar. (b) Korrespondierende 3D Visualisierung zu (a).

gelegene Risikostrukturen hinzuweisen, ist die Verwendung der Visualisierungen von Sicherheitsabständen und Halos in diesen Schichtbilddarstellungen sinnvoll.

In Abbildung 5.16 ist ein Tumor an der Schädelbasis zu sehen, welcher nur über die Nasennebenhöhlen zu erreichen ist. Der Chirurg muss die chirurgischen Werkzeuge tief in die Nasennebenhöhlen navigieren, wobei diverse Knochenlamellen durchbrochen werden müssen. Direkt neben dem Tumor liegt auch die *Arteria carotis interna*, welche nicht verletzt werden darf. In Abbildung 5.16(a) wird der Chirurg über den Halo zum Einstiegspunkt zum Tumor navigiert, in Abbildung 5.16(b) über das erweiterte Fadenkreuz. Der Schnittpunkt des Fadenkreuzes zeigt die Spitze des Werkzeugs an. Der Pfeil und die verschiedenen Farben, bzw. der Liniestil des Halos, zeigen an, in welcher Richtung sich das Ziel befindet.

5.5.3 Einschätzung von Sicherheitsabständen & Größenverhältnissen

In Abbildung 5.15(a) wird der Einsatz der Sicherheitsabstände in Form von Isolinien demonstriert. Durch die einfachen Linien wird kaum relevante Information aus den Schichtbildern selbst verdeckt. Da die zugrunde liegende Distanztransformation in 3D berechnet wurde, können auch Sicherheitsabstände zu Lymphknoten in benachbarten Schichten angezeigt und somit beurteilt werden.

Bei der Leberoperationsplanung ist die vorgestellte Darstellung von Sicherheitsabständen nicht unbedingt hilfreich (Abbildung 5.17(a)). In Abbildung 5.17(b) wird vergleichsweise die Darstellung von Sicherheitsabständen nach PREIM et al. [2000] gezeigt. Bei der Entfernung eines Lebertumors ist vor allem entscheidend, wie viel gesundes Gewebe

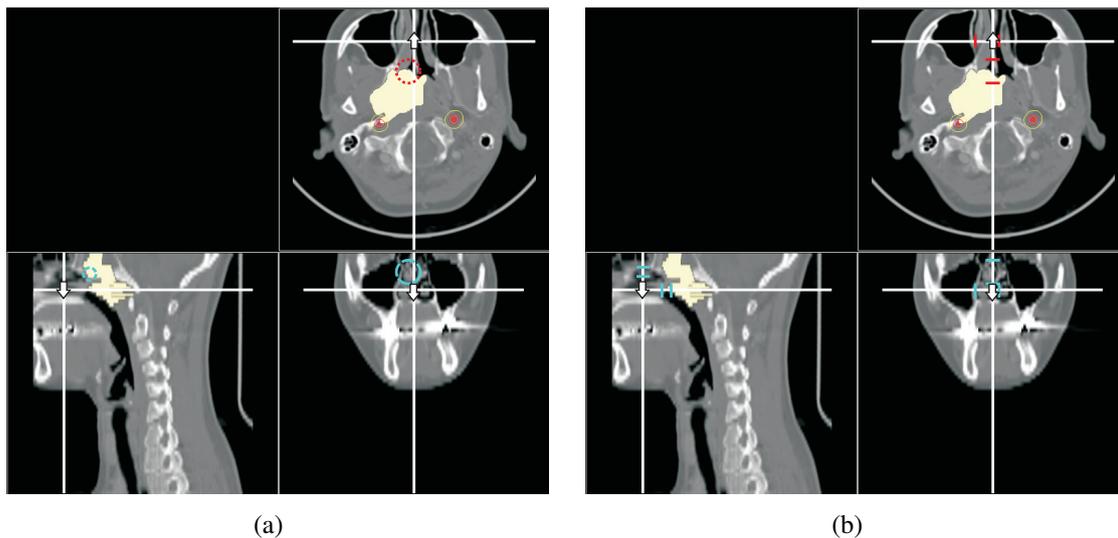


Abbildung 5.16: Intraoperative Navigation in einer orthographischen Ansicht. Ein chirurgisches Werkzeug muss zu einem Tumor bewegt werden. Die Arterien dürfen nicht verletzt werden und sind mit einem Sicherheitsrand versehen. Das Fadenkreuz indiziert die Spitze des Werkzeugs. Der Pfeil zeigt an, in welche Richtung das Werkzeug bewegt werden muss. Dabei wird die Richtung in z -Richtung, nicht in xy -Richtung angezeigt. (a) Der Halo markiert den Einstiegspunkt zum Tumor. Wenn das Werkzeug aufwärts bewegt werden muss, wird eine linierte rote Linie verwendet, in der Abwärtsrichtung eine gepunktete blaue Linie. (b) Beim erweiterten Fadenkreuz zeigen die roten, bzw. blauen, Markierungen die Entfernung und Position des Zielpunkts an.

zusätzlich mit entnommen werden muss. Dies richtet sich danach, ob die versorgenden Blutgefäße in Tumornähe infiltriert wurden. Wenn ja, müssen auch weiter entfernte Teile mit reseziert werden.

Die beschriebene Darstellungsweise aus Abschnitt 5.4.1 ist besser geeignet, um die Größe einer Infiltration beurteilen zu können. In manchen Fällen können Infiltrationen in gesundes Gewebe reseziert und ggf. rekonstruiert werden. Bei der Leberoperationsplanung ist jedoch entscheidender, welche Versorgungsgebiete der Leber bei verschiedenen Sicherheitsabständen um den Tumor mit entfernt werden müssten.

5.6 Zusammenfassung

Im diesem Kapitel wurden einige Techniken vorgestellt, die zur illustrativen Visualisierung von medizinischen Daten verwendet werden können. Das Ziel war nicht mehr die möglichst optimale Darstellung einzelner Strukturen, sondern eine verbesserte „Lesbarkeit“ der gesamten Szene. Die Sichtbarkeit eines oder mehrerer Objekte kann mithilfe des Cut Aways oder Section Views sichergestellt werden. Die räumlichen Beziehungen zwischen den Strukturen werden dabei bei beiden Verfahren gut dargestellt, jedoch lassen sich die Lagebeziehungen zu den angrenzenden Strukturen beim Section View am leichtesten beurteilen.

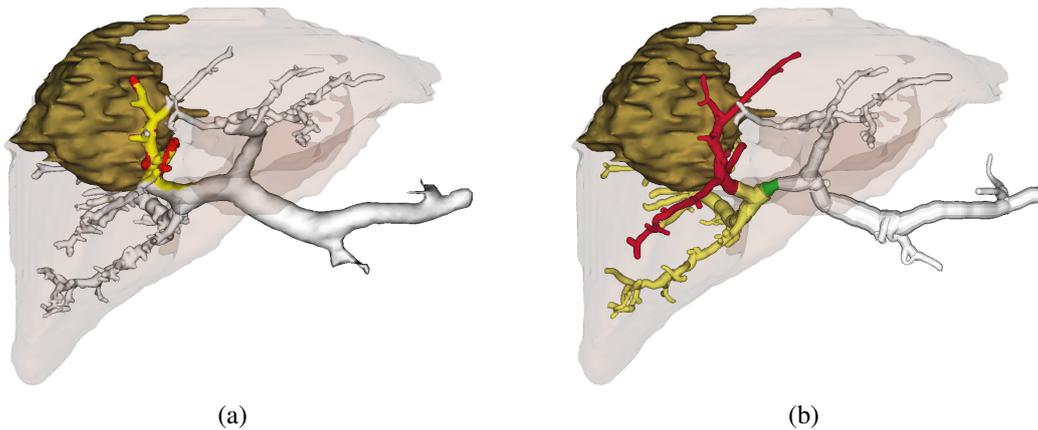


Abbildung 5.17: Zwei verschiedene Interpretationen eines Sicherheitsabstands um einen Tumor in der Leber. In (a) wird die direkte Nähe des Blutgefäßes zum Tumor dargestellt. In (b) wird der gesamte nachfolgende Gefäßbaum in Abhängigkeit zur minimalen Nähe des Tumors eingefärbt.

Die schlechte Übersicht bei schichtbasierten Darstellungen tomographischer Daten wurde mithilfe des LIFTCHARTs verbessert. Mit diesem ist es möglich, eine Übersicht über alle interessanten Schichten zu erhalten. Um die Darstellung des LIFTCHARTs möglichst effizient zu gestalten, wurden mehrere anwendungsorientierte Varianten vorgestellt.

Zur Lokalisation einzelner Strukturen wurden das erweiterte Fadenkreuz sowie der Halo vorgestellt. Beide Verfahren liefern eine hinreichende Genauigkeit bei größeren Entfernungen zum Zielobjekt und verdecken möglichst wenig Information in den Schichtbildern. Zur genauen Darstellung der Distanz zu einer Zielstruktur wurde in Schichtdaten die Anwendung von Isolines empfohlen, um auch hier möglichst wenig Verdeckung einzuführen. In 3D-Darstellungen wiederum sollten Entfernungen flächig auf den Strukturen markiert werden.

Zum Abschluss des Kapitels wurde wieder eine repräsentative Auswahl von Anwendungsszenarien vorgestellt.

6 Illustrative medizinische Visualisierung: Eine Fallstudie

In den vorherigen Kapiteln wurden einzelne Visualisierungstechniken entwickelt, die zur besseren Darstellung einzelner Problemstellungen oder Strukturen dienen. Um später Aussagen darüber treffen zu können, ob der Einsatz von illustrativen Visualisierungstechniken überhaupt sinnvoll ist, wird nun ein spezielles Gebiet ausgewählt, für welches verschiedene Techniken angewendet und entwickelt werden. Als Anwendungsfeld wurde die HNO-Chirurgie gewählt, speziell die Unterstützung bei Halslymphknotenausräumungen (Neck Dissections). Der Nutzen der einzelnen Visualisierungstechniken kann erst abgeschätzt werden, wenn alle Techniken kombiniert und im klinischen Alltag von HNO-Chirurgen angewendet werden. Aus diesem Grund werden alle Techniken in eine Anwendung integriert, dem NECKSURGERYPLANNER (NSP).

Im nun folgenden Kapitel wird daher zunächst auf die Anatomie des Halses eingegangen. Anschließend wird der operative Eingriff an sich sowie die bisherige klassische Planung ohne Computer-Unterstützung erläutert. Aus den medizinischen Grundlagen wird eine Anforderungsanalyse an den NSP erstellt. Der sich daraus ergebende Workflow aus technischer und klinischer Sicht wird im Anschluss herausgearbeitet. In den NSP werden die einzelnen Visualisierungstechniken – soweit aus Sicht der Anforderungsanalyse sinnvoll – eingebunden. Abschließend werden eine Fallstudie und Evaluierungen durchgeführt, die die Sinnhaftigkeit der Visualisierungen und insbesondere auch der Nutzung von 3D-Visualisierungen im HNO-Bereich belegen.

Die Entwicklung des NSP und die Art der Einbindung der Rendering-Techniken wurde in enger Absprache mit HNO-Chirurgen des Universitätsklinikums in Leipzig durchgeführt. Der hier vorgestellte NSP wird zurzeit am Universitätsklinikum Leipzig eingesetzt und evaluiert.

6.1 Halslymphknotenausräumung (Neck Dissection)

Maligne Tumorerkrankungen im Bereich von Mund, Nase und Kiefer stellen ein bedeutendes Problem in der HNO-Heilkunde dar. In über 80% der Fälle befindet sich der Primärtumor im Kopf-Hals-Bereich. Die Metastasen dieser Tumoren bilden sich bevorzugt in Lymphknoten, was zu einer Vergrößerung des befallenen Lymphknotens führt. Die Entscheidung über die Art der Therapie hängt sehr von der Gesamtbeurteilung der Erkranken-

kung ab. Eine mögliche Entscheidungshilfe bietet die Einordnung in das TNM-System, auf welches noch genauer eingegangen wird.

Im nun folgenden Abschnitt wird daher zunächst auf die Anatomie des Halses eingegangen. Anschließend wird der operative Eingriff an sich sowie die bisherige klassische Planung ohne Computer-Unterstützung erläutert. Der sich daraus ergebende Workflow aus technischer und klinischer Sicht wird im Anschluss herausgearbeitet.

6.1.1 Anatomischer Aufbau des Halses

Der Hals ist die Region des menschlichen Körpers, der die höchste Dichte an unterschiedlichen Strukturen aufweist. Im Konsens mit den klinischen Partnern sind die folgenden Strukturen für die präoperative Planung relevant (siehe auch Abbildung 6.1(a)):

- Gefäßstrukturen (*Vena jugularis* und *Arteria carotis*),
- Muskeln (*Musculus sternocleidomastoideus*),
- Knöchernen Strukturen (Unterkiefer und Schlüsselbein),
- Speicheldrüsen (*Glandula submandibularis*)
- *Nervus accessorius* und *Nervus vagus*,
- Atemwege (Pharynx und Trachea)
- Larynx,
- Tumor(en) und
- Lymphknoten.

Die Lymphknoten befinden sich nicht an fest definierten Positionen, auch die Verteilung der Lymphknoten auf der rechten und linken Seite des Halses ist nicht symmetrisch. Da gesunde Lymphknoten einen Durchmesser von weniger als 1cm haben, werden diese auch bei gut aufgelösten Daten leicht übersehen. Allerdings sind die Lymphknoten immer in den gleichen Regionen zu finden, welche an den oben aufgeführten Strukturen angrenzen. Die Lymphknoten treten dabei meist nicht vereinzelt, sondern in Gruppierungen auf. Die einzelnen Lymphknotengruppen des Halses werden in sechs verschiedene Level unterteilt [ROBBINS et al., 1991] (siehe auch Abbildung 6.1(b))

I: Submentale/submandibuläre Lymphknotengruppe

II: Tiefe kranijuguläre Lymphknotengruppe

III: Tiefe mediojuguläre Lymphknotengruppe

IV: Tiefe kaudojuguläre Lymphknotengruppe

V: Akzessoriusgruppe des posterioren Halsdreiecks

VI: Vorderes Kompartiment, para- und retropharyngeale Lymphknotengruppe

6.1 Halslymphknotenausräumung (Neck Dissection)

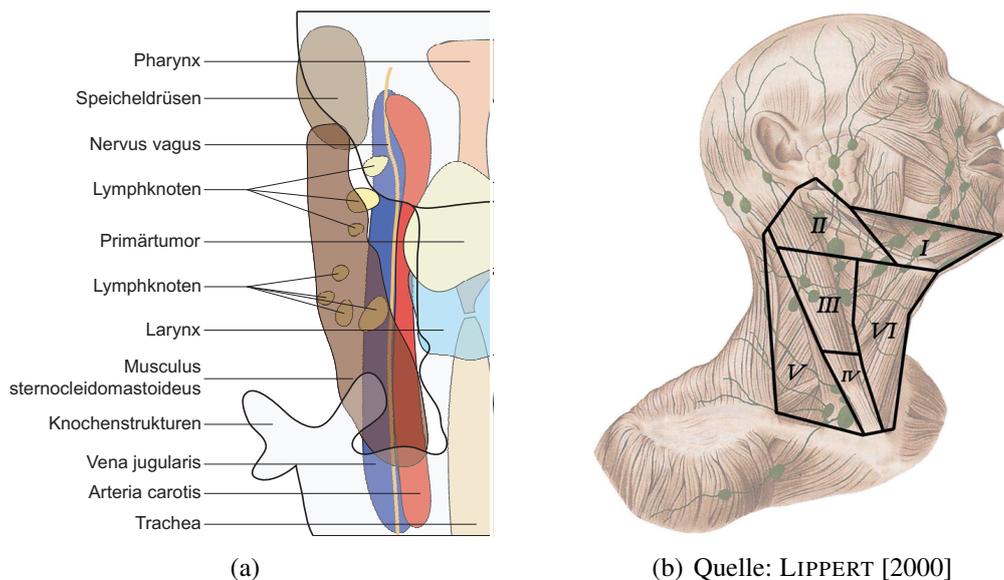


Abbildung 6.1: (a) Schematische Übersicht der Anatomie des Halses. Relevant für die Planung des Eingriffes sind Knochen (weiß), Muskeln (braun), Arterien (rot), Venen (blau) und Lymphknoten (gelb). (b) Übersicht der Lage der Lymphknoten-Level.

6.1.2 Datenakquisition

Welche Daten zur Untersuchung und Operationsplanung vom Patienten erhoben werden, ist nicht standardisiert und von Krankenhaus zu Krankenhaus unterschiedlich. In jedem Fall werden tomographische Verfahren eingesetzt, um den möglichen Fortschritt der Erkrankung einschätzen zu können. Dabei kommen Sonographie, MRT und CT als Modalität in Frage. Auch ein palpatorischer Tastbefund wird immer erstellt. Vereinzelt werden auch noch Lymphographien durchgeführt. Bei dieser Untersuchung wird ein Kontrastmittel in die Lymphbahnen appliziert, wodurch die Lymphknoten anschließend in der CT-Aufnahme hell aufleuchten. Hierbei werden allerdings auch gesunde Lymphknoten hervorgehoben. Zudem ist es schwierig, das Kontrastmittel in die Lymphbahnen zu injizieren.

In den meisten Krankenhäusern wird die Sonographie eingesetzt, um die einzelnen Lymphknoten untersuchen zu können [IRO et al., 2000]. Der Vorteil ist, dass nur pathologisch veränderte Lymphknoten bei der Ultraschalluntersuchung sichtbar werden. Dabei können Lymphknoten ab einer Größe von 3mm detektiert werden. Allerdings nimmt diese Untersuchung viel Zeit in Anspruch und kann im Gegensatz zu CT- oder MRT-Aufnahmen nicht weiter automatisiert ausgewertet werden.

Für die Verwendung von MRT-Aufnahmen spricht der sehr gute Weichteilkontrast. Durch die fehlende Standardisierung und durch die starken Inhomogenitäten in den MRT-Aufnahmen können die Daten jedoch meist nur von einem Radiologen korrekt interpretiert werden. Dies spricht wiederum für CT-Aufnahmen. Hier sind die Intensitätswerte normiert (Hounsfield-Einheiten). Außerdem weisen CT-Daten eine wesentlich höhere Auflösung auf. Die Strahlenbelastung durch die CT-Aufnahme kann bei Krebspa-

tienten vernachlässigt werden, da die evtl. angewendete Strahlentherapie das Vielfache der Strahlendosis bedeutet. In der vorliegenden Arbeit wird vorausgesetzt, dass in jedem Fall CT-Aufnahmen von dem Hals des Patienten akquiriert wurden. Dies ist beim Universitätsklinikum Leipzig der Fall.

6.1.3 TNM-Klassifizierung

Um die Operabilität eines Patienten besser einschätzen zu können, werden Fortschritt und Bösartigkeit der Erkrankung mit Hilfe der TNM-Klassifizierung bestimmt [SOBIN & WITTEKIND, 2002]. TNM steht hierbei für Tumor Node Metastasis (Tumor, Lymphknoten und Metastase). Die TNM-Klassifizierung beruht auf statistischen Untersuchungen, welche nachweisen, dass sich ab einer bestimmten Größe eines Tumors die Prognose der Erkrankung verschlechtert. Mithilfe der TNM-Klassifizierung können daher auch prognostische Aussagen getroffen und die weitere Therapie bestimmt werden.

Zur TNM-Klassifizierung wird auch angegeben, wie gesichert die Diagnose ist (Staging). Erkenntnisse, die z.B. aus CT-Aufnahmen und kleineren Eingriffen gewonnen wurden, werden als klinisches TNM (cTNM) angegeben. Für die sicherste Variante müssen histopathologische Untersuchungen mit einbezogen werden (pTNM).

Tumor-Klassifizierung

Die genaue T-Klassifikation hängt von der Art des Tumors ab und bezeichnet die Ausdehnung und Bösartigkeit des Primärtumors. Im Kopf-Hals-Bereich werden folgende Tumoren unterschieden:

- Mundhöhle
- Larynx (Supra glottis, Glottis, Subglottis)
- Nasopharynx
- Oropharynx
- Hypopharynx
- Nasen- und Nasennebenhöhlen
- Speicheldrüsen

Bei vielen Tumor-Arten spiegelt eine Klassifikation von T1-3 unterschiedliche Tumorausdehnungen (TA) ohne Infiltration umliegender Strukturen wider. Bei einer höheren Klassifikation sind immer umliegende Strukturen infiltriert worden. Die T-Klassifikation für einen Tumor z.B. im Mundhöhlen-Bereich ist wie folgt:

T1: $TA < 2\text{cm}$

T2: $2\text{cm} < TA \leq 4\text{cm}$

T3: TA > 4cm

T4a: Infiltration des kortikalen Knochen, Zungenmuskulatur, Kieferhöhle oder Gesichtshaut

T4b: Infiltration des *Spatium masticatorium*, *Processus pterygoideus*, Schädelbasis oder *Arteria carotis interna*

Die Klassifikationen der anderen Tumoren sind entsprechend ihrer Charakteristika und umliegenden Strukturen entsprechend angepasst.

Lymphknoten-Klassifizierung

Die N-Klassifikation beschreibt das Vorhandensein bzw. das Fehlen von regionären Lymphknotenmetastasen. Dabei spiegelt die N-Klassifikation den Fortschritt der Erkrankung wider. Ist nur ein Lymphknoten befallen (solitär), dessen Größe noch kein kritisches Ausmaß erreicht hat, und liegt dieser auf der gleichen Seite wie der Primärtumor (ipsilateral), so entspricht dies der Klassifikation N1. Wenn der Lymphknoten eine kritische Größe erreicht (6cm), so entspricht dies der Klassifikation N2a. N2b wird durch den Befall mehrerer Lymphknoten klassifiziert (multipel). Bis zu diesem Stadium liegen die vergrößerten Lymphknoten immer auf der gleichen Seite des Primärtumors. Diese sind durch den seitlich getrennten Aufbau des lymphatischen Systems für Tumorzellen leichter zu erreichen. Sind vergrößerte Lymphknoten auf beiden Seiten (bilateral) oder auf der gegenüberliegenden Seite des Primärtumors (kontralateral) zu finden, so entspricht dies der Klassifikation N2c. Wenn ein Lymphknoten eine maximale Ausdehnung von über 6cm erreicht, so wird die Erkrankung als so schwerwiegend angesehen, dass keine weiteren Lymphknoten befallen sein müssen (N3). Die folgende Übersicht zeigt die N-Klassifikation aller Kopf-Hals-Tumoren (außer denen des Nasopharynx):

NX: Regionäre Lymphknoten können nicht beurteilt werden

N0: Keine regionären Lymphknotenmetastasen

N1: Metastase in solitärem ipsilateralen Lymphknoten ≤ 3 cm in größter Ausdehnung

N2a: Metastase in solitärem ipsilateralen Lymphknoten, > 3cm und ≤ 6 cm in größter Ausdehnung

N2b: Metastasen in multiplen ipsilateralen Lymphknoten, ≤ 6 cm in größter Ausdehnung

N2c: Metastasen in bilateralen oder kontralateralen Lymphknoten, ≤ 6 cm in größter Ausdehnung

N3: Metastase(n) in Lymphknoten, > 6cm in größter Ausdehnung

Die N-Klassifikation berücksichtigt ausschließlich die Größe und die Lage der befallenen Lymphknoten. Das Seitenverhältnis eines Lymphknotens oder Nekrosen (Varianz der HU-Werte) müssten aber ebenfalls berücksichtigt werden. Diese Maße finden in der Sonographie Anwendung [IRO et al., 2000]. Für CT-Untersuchungen gibt es hierzu aber noch keine standardisierten Angaben.

Metastasen-Klassifizierung

M bezeichnet das Vorhandensein (M1) bzw. das Fehlen (M0) von Fernmetastasen. In der Regel ist die Klassifikation nur nach einem Staging möglich. MX sagt aus, dass über diesen Parameter keine Aussagen getroffen werden können. Wenn nur CT-Aufnahmen des Halses akquiriert wurden, so ist MX die Regel, da Fernmetastasen hierbei nicht erfasst werden können. Hierzu sind weitere Untersuchungen notwendig, wie etwa PET-CT-Aufnahmen des Abdomens.

6.1.4 Arten der Neck Dissection

Art und Ausdehnung der Neck Dissection hängen davon ab, ob und wo vergrößerte Lymphknoten auftreten. Außerdem ist ausschlaggebend, ob die Lymphknotenmetastasen angrenzende Strukturen infiltriert haben. Die angrenzende Struktur muss dann ggf. mit entfernt oder rekonstruiert werden. Dies ist jedoch auch nicht bei allen Strukturen möglich. Die Infiltration der *Arteria carotis* gilt als inoperabel, da das Gefäß nicht rekonstruiert werden kann und die Blutversorgung des Kopfes hierfür unterbrochen werden müsste. Bei der Infiltration von Muskeln oder Nerven wird die Operation in radikalerer Form durchgeführt, wobei der Patient anschließend mit eventuellen kosmetischen und funktionellen Beeinträchtigungen zurechtkommen muss. Bei der Durchtrennung des *Nervus accessorius* kann z.B. die Schulter nicht mehr angehoben werden.

Intraoperativ zeigen sich die Lymphknotengruppen als eine lose zusammengehörende Struktur, die von Binde- und Fettgewebe umgeben ist. Ist einer der enthaltenen Lymphknoten erkrankt, so wird während der Operation meist die gesamte Gruppierung entfernt.

Klassisch-Radikale Neck-Dissection: Bei der klassisch-radikalen Neck Dissection werden die an Lymphknoten angrenzenden Muskeln sowie die *Vena jugularis interna*, die *Glandula submandibularis* und der *Nervus accessorius* mit entfernt. Diese Variante ist also verbunden mit einem großen Gewebeverlust und damit auch mit funktionellen Einschränkungen für den Patienten.

Modifiziert-Radikale Neck-Dissection: Bei der modifiziert-radikalen Variante wird mindestens eine nichtlymphatische Struktur erhalten. Wenn z.B. der *Nervus accessorius* erhalten bleiben kann, ist dies mit einer geringeren Bewegungseinschränkung im Kopf/Schulterbereich verbunden.

Funktionelle Neck-Dissection: Die funktionelle Neck Dissection erreicht ein besseres kosmetisches und funktionelles Ergebnis, kann aber zu einer kürzeren Lebenserwartung führen als die klassische Neck Dissection. Bei der funktionellen Neck Dissection bleiben die angrenzenden Strukturen erhalten. Bei einer Infiltration der *Vena jugularis* wird diese entfernt, ansonsten werden nur die Lymphknoten reseziert.

Selektive Neck-Dissection: Es werden selektiv die Regionen einer Halsseite entfernt, in denen Lymphknotenmetastasen eines Primärtumors nachgewiesen oder vermutet werden.

Um den Arzt bei der Therapieentscheidung zu unterstützen, wird auf standardisierte Entscheidungsbäume zurückgegriffen [ALPER et al., 2001]. Bei einer Tumor-Klassifizierung T1 oder T2 für einen Tumor der *Supra glottis* (im Kehlkopf oberhalb der Stimmritze) wird eine supraglottische Laryngektomie durchgeführt, d.h. der Kehlkopf wird ganz oder zumindest teilweise entfernt. In Abhängigkeit von der N-Klassifizierung wird eine selektive Neck Dissection (N0), eine einseitige modifiziert radikale Neck Dissection (N1–N2b) oder eine beidseitige modifiziert radikale Neck Dissection (N2c–N3) durchgeführt. Für alle weiteren TNM-Klassifikationen gibt es ebenfalls Empfehlungen.

6.1.5 Klassische Planung

Nach der Einlieferung des Patienten wird zunächst untersucht, ob die Symptome, die zur Einweisung geführt haben, tatsächlich auf einen Tumor im Kopf/Hals-Bereich hinweisen. Dazu wird die Anamnese des Patienten in Bezug auf seine aktuellen Beschwerden erhoben, eine Blutuntersuchung durchgeführt und mittels Palpation (Tastbefund) nach vergrößerten Lymphknoten gesucht. Bei symptomatischen Veränderungen der Atemwege wird eine Panendoskopie durchgeführt.

Insofern der überweisende Arzt nicht schon eine CT-Aufnahme hat anfertigen lassen, wird am ersten Tag der Einweisung die Bildgebung durchgeführt. Die CT-Daten müssen zur Panendoskopie bereits vorliegen, um die Befunde miteinander abgleichen zu können. Aus diesem Grund wird diese Untersuchung erst am zweiten Tag durchgeführt. Während der Panendoskopie werden Gewebeproben entnommen, um sicherstellen zu können, ob es sich bei dem entarteten Gewebe tatsächlich um Tumorgewebe handelt. Gesicherte Aussagen sind jedoch auch mit einer Biopsie nicht immer zu erreichen.

Die Ergebnisse der Untersuchungen werden in einem Planungsbogen vermerkt (siehe Abbildung 6.2). Hier werden neben der vermuteten cTNM-Klassifikation auch die Stellen markiert, an denen Gewebeproben entnommen wurden.

Nachdem alle Eingangsuntersuchungen durchgeführt wurden, wird der Fall bei einem so genannten Tumor-Board vorgestellt. Das Tumor-Board ist eine kurze Sitzung aller möglicherweise beteiligten Fachärzte, bei der die Art der Behandlung der Patienten diskutiert wird. Die Diskussion moderiert bei den einzelnen Patienten immer der Arzt, der die Eingangsuntersuchungen durchgeführt hat. Die anderen Ärzte erhalten vorab eine schriftliche Kopie der benötigten Untersuchungsergebnisse. Parallel dazu werden die CT-Schichtdaten über einen Beamer im Besprechungsraum präsentiert.

Während eines Tumor-Boards werden immer mehrere Fälle durchgesprochen. Die Besprechung eines Falles nimmt üblicherweise nicht mehr als fünf Minuten Zeit in Anspruch. Folgende Ärzte nehmen im Allgemeinen an dem Tumor-Board teil:

Radiologe: Durch den Radiologen werden die CT-Daten des Patienten ausgewertet und eine Diagnose gestellt.

HNO-Chirurg: Bei tiefer liegenden Tumoren wird dieser vom HNO-Chirurgen entfernt. Der HNO-Chirurg muss dabei einschätzen, ob der Tumor operativ entfernbar ist.

6 Illustrative medizinische Visualisierung: Eine Fallstudie

Universitätsklinikum
Leipzig
Anstalt öffentlichen Rechts

Kritische Befundbeschreibung (einschließlich Palpationsbefund)

Medische Vorgeschichte
ct cm clt

Therapieoptionen

Unterschrift Untersucher _____ Unterschrift Oberarzt _____

HNO LEIPZIG
Hals-Nasen-Ohren-Universitätsklinik
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Andreas Dietz

Foto-/Videodokumentation erfolgt ja nein

Frischmaterial für HNO-Labor ja nein

Abbildung 6.2: Ein Planungsbogen, wie er an dem Universitätsklinikum Leipzig verwendet wird. Der Befund wird in den Skizzen von Hand eingezeichnet. Die Angaben sind dadurch nur sehr ungenau, einige Strukturen können nicht markiert werden (z.B. der Zungengrund). Mit freundlicher Genehmigung des Universitätsklinikums Leipzig.

MKG-Chirurg: Bei Tumoren im vorderen Teil des Kopfes müssen ggf. entfernte Knochen vom Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgen rekonstruiert werden.

Dermatologe: Bei Melanomen der Haut ist der Dermatologe beteiligt.

Pathologe: Die Beurteilung der entnommenen Gewebeproben wird vom Pathologen vorgenommen.

Strahlentherapeut: Falls eine operative Entfernung des pathologischen Gewebes nicht möglich oder sinnvoll ist, wird eine strahlentherapeutische Behandlung erwogen.

Internist: Als Alternative zur chirurgischen oder strahlentherapeutischen Behandlung kommt auch die Chemotherapie in Frage, was mit dem Internisten abgesprochen werden muss. Weiterhin ist der Internist wegen der Behandlung von Fernmetastasen am Tumor-Board beteiligt.

Der operative Eingriff wird nach dem Tumor-Board am dritten Tag des Krankenhausaufenthalts durchgeführt. Während des Eingriffes werden wenn möglich der Tumor und die befallenen Lymphknoten entfernt. Bei schwierigeren Eingriffen werden die Entfernung des Tumors und die Neck Dissection in zwei zeitlich getrennten Sitzungen durchgeführt.

6.1.6 Zusammenfassung

Die Neck Dissection ist indiziert, wenn sich ein Tumor im Kopf/Hals-Bereich gebildet hat, und dieser Metastasen in den umliegenden Lymphknoten gebildet hat. Um sich ein Bild von der Erkrankung machen zu können, werden verschiedene Untersuchungen durchgeführt. Eingangs werden meist Sonographie- oder CT-Bildgebungen durchgeführt. Wenn die Ergebnisse dieser Untersuchung vorliegen, wird ggf. eine Panendoskopie vorgenommen, bei der auch Gewebe zur pathologischen Untersuchung entnommen wird.

Über die TNM-Klassifizierung wird erfasst, wie schwerwiegend die Erkrankung ist. Dabei ist neben der Größe des Tumors und seiner Infiltration in andere Strukturen vor allem ausschlaggebend, wie stark die umgebenden Lymphknoten befallen sind. Ausgehend von der TNM-Klassifikation wird auf eine Variante der Neck Dissection geschlossen. Entscheidend ist hierbei auch, ob und welche umgebenden Strukturen von den befallenen Lymphknoten infiltriert wurden.

Die endgültige Entscheidung, wie der Patient zu behandeln ist, wird im Rahmen des Tumor-Boards getroffen. Hier sind alle potenziell beteiligten Fachärzte versammelt. Die kritischen Bereiche und Zustände müssen im Tumor-Board schnell und aussagekräftig präsentiert werden, da pro Fall nicht mehr als fünf Minuten Zeit zur Verfügung stehen. Für die computergestützte Planung von Neck Dissections bleibt demnach im klinischen Alltag also kaum Zeit, auch wenn eine solche Unterstützung durchaus von den Ärzten begrüßt werden würde.

Der hier vorgestellte Arbeitsablauf beruht auf den Erfahrungen an der Universitätsklinik Leipzig. Es ist davon auszugehen, dass sich diese Abläufe an anderen Kliniken nur im Detail unterscheiden. Die klinischen Partner haben jedoch die gleichen Arbeitsabläufe an anderen Kliniken kennen gelernt.

6.2 Voraussetzungen für die computergestützte Planung

Die bildbasierte computergestützte Planung kann nur in einem kleinen Bereich der gesamten Anamnese unterstützend eingreifen, alle anderen Gebiete können durch Visualisierung nur schwerlich unterstützt werden. Im folgenden Abschnitt wird zum einen herausgearbeitet, welche Bereiche der Operationsplanung unterstützt werden können, und zum anderen, welche Anforderungen das Programm im klinischen Einsatz erfüllen muss.

Voraussetzung für die computergestützte Planung ist in jedem Fall die Segmentierung aller relevanten anatomischen Strukturen. Nur durch die Segmentierung wird es möglich, quantitative Aussagen über die pathologischen Strukturen und deren Entfernung bzw. Infiltration in gesunde, angrenzende Strukturen treffen zu können.

6.2.1 Datenaufbereitung

Eine detaillierte Diskussion über das genaue Vorgehen zur Segmentierung aller relevanten Strukturen würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen. Zum genauen Ablauf der Fallauf-

bereitung mit Hilfe des NECKSEGMENTERS (und seinem Vorgänger NECKVISION) sei daher auf Arbeiten von DORNHEIM et al. [2006] und CORDES et al. [2006] verwiesen.

Zur Segmentierung der einzelnen Strukturtypen müssen verschiedene Segmentierungsverfahren verwendet werden, da sehr unterschiedliche Anforderungen durch ihre Form und ihr Kontrastverhalten gestellt werden. Die Blutgefäße, Muskeln und Speicheldrüsen können mithilfe von semi-automatischen Verfahren segmentiert werden (Live-Wire und Wasserscheidentransformation). Aufgrund der zu geringen räumlichen Auflösung der CT-Daten können Nerven nicht auf allen Schichten detektiert werden. Die Nerven müssen daher manuell auf den Schichten markiert werden, in denen sie gefunden werden konnten. Tumoren müssen ebenfalls immer manuell segmentiert werden. Da es sich um entartetes Gewebe handelt, können keine standardisierten Aussagen über den Intensitätswert von Tumoren gemacht werden. Hinzu kommt, dass bösartige Tumoren die umliegenden Strukturen infiltrieren und somit eine Abgrenzung von gesundem und infiltriertem Gewebe sehr schwierig ist. Knochen hingegen werden automatisch über ein einfaches Schwellenwertverfahren segmentiert. Der Schilddrüsenknoten des Kehlkopfs, die Lymphknoten und die Blutgefäße können mithilfe von Feder-Masse-Modellen segmentiert werden [DORNHEIM et al., 2006, 2007; LEHMANN, 2008]. Zur automatischen Detektion der Lymphknoten gibt es ebenfalls erste Ansätze [DORNHEIM & DORNHEIM, 2008].

Zurzeit werden für die Aufbereitung eines Datensatzes zur Planung einer Neck Dissection ca. 45–90 Minuten benötigt. Der Aufwand hängt dabei vom Grad der Erkrankung und von der Qualität der CT-Aufnahme ab. Je nach Grad der Erkrankung müssen mehr oder weniger pathologische Lymphknoten und infiltrierte Strukturen segmentiert werden. Bei einer schlechten Datenqualität sind die automatischen Verfahren weniger zuverlässig und eine zusätzliche Nutzerinteraktion ist erforderlich. An der Beschleunigung der Datenaufbereitung wird im Rahmen einer weiteren Dissertation gearbeitet.

Die Anforderungen an die Genauigkeit der Segmentierung sind relativ hoch, da ausgehend von der Segmentierung vor allem Infiltrationen und maximale Durchmesser bestimmt werden müssen. Das Ergebnis einer Segmentierung mit Feder-Masse-Modellen ist bereits ein Oberflächenmodell mit Subvoxelgenauigkeit. Leider wurden diese Modelle bis zur Abgabe dieser Arbeit noch nicht in den NECKSEGMENTER integriert, sodass diese Modelle nicht verwendet werden konnten. Die anderen verwendeten Segmentierungsverfahren geben als Resultat einen binarisierten Volumendatensatz zurück. Um glatte und gleichzeitig auch genaue Oberflächen aus den binarisierten Daten erzeugen zu können, wird das Glättungsverfahren von BADE [2008] verwendet.

6.2.2 Anforderungsanalyse

Die Herausforderung für die computergestützte Planung ist der große Zeitdruck im klinischen Alltag, unter dem die Untersuchungen durchgeführt werden. Dem planenden Chirurgen bleibt keine Zeit, um einzelne Parameter der Visualisierung zu justieren, um so die benötigten Informationen aus den Daten extrahieren zu können. Im Gegenteil: das Interesse des Chirurgen an der computergestützten Planung ist das Potential, die Operationen schneller planen zu können und die Diagnose sicherer stellen zu können. Der gesamte Prozess der Erkenntnisgewinnung muss daher möglichst standardisiert

und optimiert sein. Die weitere Anforderungsanalyse wird unter drei Gesichtspunkten durchgeführt:

- Welche chirurgische Fragestellungen können unterstützt werden?
- Wie muss die Benutzeroberfläche gestaltet sein, damit eine möglichst einfache Bedienbarkeit und ein optimaler Arbeitsablauf erreicht werden können?
- Welche NPR- und illustrativen Visualisierungstechniken sind hilfreich?

Die Einschätzung der Operabilität und der damit verbundenen Risiken liegt im Ermessen des Arztes. Hierbei wird eine Entscheidungshilfe benötigt, um möglichst schnell und zuverlässig bestimmen zu können, ob kritische Strukturen infiltriert sind. Das Problem ist, dass in schwierigen Fällen nicht zuverlässig bestimmt werden kann, ob gefährdete Strukturen infiltriert werden oder nicht. In diesen Fällen muss dies mit den anderen Fachärzten beim Tumor-Board diskutiert werden.

Bei der computergestützten Planung kann dabei auf bekannte Techniken zurückgegriffen werden, die in der klassischen Planung entwickelt wurden. Hierzu zählt die TNM-Klassifizierung. Vor allem die N-Klassifizierung ist interessant, da sie besagt wie fortgeschritten der Befall der Lymphknoten ist, d.h. wie groß die Lymphknoten sind und auf welcher Seite die pathologischen Lymphknoten liegen.

Mithilfe der konventionellen computergestützten Planung kann auf schnelle Weise durch die Schichten gefahren werden, die Fensterung der Intensitätswerte angepasst werden und einfache Distanzen zwischen selektierten Punkten berechnet werden. 3D-Visualisierungen, wie etwa DVR, sind in diesem Zusammenhang bisher nur wenig verbreitet, da diese nur einen Überblick verschaffen können. Daher wird eine Kombination der bekannten schichtbasierten Visualisierung mit der 3D-Visualisierung angestrebt, um die Vorteile beider Herangehensweisen optimal ausnutzen zu können. Durch den Rückgriff auf bekannte schichtbasierte Visualisierungstechniken wird auch eine zusätzliche Vertrauensbasis geschaffen, da die Segmentierungsergebnisse jederzeit kontrolliert werden können.

Für die 3D-Visualisierung stellt die Planung einer Neck Dissection eine besondere Herausforderung dar. Dies ist gegeben durch die hohe Dichte der Strukturen und durch die Tatsache, dass die hervorzuhebenden Lymphknoten zum Teil sehr klein sind im Vergleich zu den umliegenden Strukturen (Abbildung 6.3). Die Darstellung der Daten muss dabei auf allen Ebenen synchron erfolgen (in 2D und 3D). Nur dadurch können die Daten optimal exploriert werden und die Vorteile der einzelnen Darstellungsmodi bestmöglich genutzt werden.

Die Benutzerführung des NSP muss dabei zum einen den Chirurgen in der Aufbereitung der einzelnen Fälle sowie in der Präsentation der Fälle beim Tumor-Board unterstützen.

Der zeitliche Aufwand muss so weit wie möglich reduziert werden. Dies kann erreicht werden, indem der Ablauf der einzelnen Arbeitsschritte an denen der konventionellen Planung angepasst wird und für möglichst alle Parameter eine voreingestellte sinnvolle Parametrisierung gewählt wird.

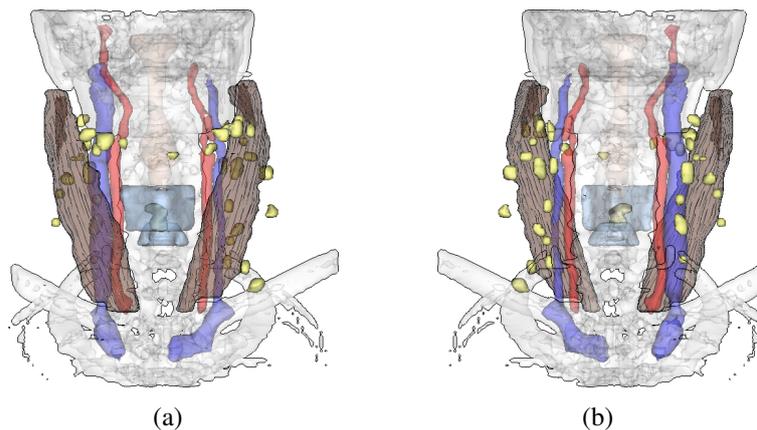


Abbildung 6.3: Durch die hohe Dichte an anatomischen Strukturen, die zur Planung einer Neck Dissection relevant sind, ergeben sich besondere Herausforderungen an die 3D-Visualisierung.

6.3 Unterstützung der chirurgischen Fragestellungen

Da die relevanten Strukturen in einem Vorverarbeitungsschritt segmentiert wurden, ist es möglich, quantitative Aussagen über die Größe und Lage der Strukturen sowie deren Entfernung zueinander zu machen. Die Unterstützung der chirurgischen Fragestellungen kann daher in zwei Teile gefasst werden. Zum einen der Teil, der automatisch ausgewertet werden kann und nur noch einer Kontrolle des Arztes bedarf. Zum anderen der Teil, der nicht eindeutig bestimmt werden kann und somit vom Chirurgen näher untersucht werden muss.

Die TNM-Klassifikation kann teilweise automatisch durchgeführt werden. Für die T-Klassifikation sind die maximale Ausdehnung des Tumors sowie die Infiltration desselben in umliegende Strukturen relevant. Da der Tumor vorab segmentiert wurde, kann die maximale Ausdehnung automatisch bestimmt werden (vgl. Abschnitt 2.3.5). Die Infiltration in gefährdete Strukturen lässt sich nicht zuverlässig automatisch abschätzen. Oftmals ist es auch nicht eindeutig, ob eine Struktur infiltriert oder nur verdrängt wird.

Da auch alle verdächtigen Lymphknoten segmentiert wurden, können die maximale Ausdehnung und das Seitenverhältnis der einzelnen Lymphknoten bestimmt werden (vgl. ebenfalls Abschnitt 2.3.5). Da der Kopf des Patienten immer ausreichend in der Mitte des CT-Datensatzes ausgerichtet ist, kann zusätzlich die Seite des Lymphknotens (links oder rechts) bestimmt werden. Diese Informationen reichen aus, um eine automatische N-Klassifikation durchführen zu können.

Über die M-Klassifizierung kann keine Aussage gemacht werden, da hierzu keine Information aus den akquirierten CT-Daten gewonnen werden kann. Die T- und N-Klassifikation ist jedoch in den meisten Fällen ausreichend, um eine Empfehlung für die Art der Neck Dissection geben zu können.

Die weitere Einschätzung der Operabilität und den damit verbundenen Risiken liegt im Ermessen des Arztes. Hierbei wird eine Entscheidungshilfe benötigt, um möglichst

schnell und zuverlässig bestimmen zu können, ob kritische Strukturen infiltriert sind. Das Problem ist auch hier, dass nicht zuverlässig bestimmt werden kann, ob gefährdete Strukturen infiltriert werden oder nicht. In schwierigen Fällen muss dies mit den anderen Fachärzten beim Tumor-Board diskutiert werden. Unterstützt werden kann der Arzt hierbei, in dem die Software zur computergestützten Planung die Präsentation des Falles direkt unterstützt.

6.4 Design und Realisierung der computergestützten Planung

In diesem Abschnitt soll ein Software-Assistent entwickelt werden, der die Planung von Halsoperationen durchgängig unterstützt. Das konzeptionelle Design dieses Systems steht dabei zunächst im Mittelpunkt. Dieses wurde im Rahmen einer Diplomarbeit entworfen [JANKE, 2006]. Zunächst wird das Konzept des NSP vorgestellt und anschließend auf die technische Umsetzung eingegangen.

6.4.1 Design des Software-Assistenten

Die Handhabung des Programms sollte genau die Fragen des Arztes adressieren und auf alle Fragen durch die vom Radiologen erstellte Diagnose eine Antwort bieten. Ein intuitiver Zugriff auf die Befunddetails wird in Form eines gerafft dargestellten Protokolls ermöglicht. In diesem Protokoll werden die Befunddetails aufgeführt, z.B. die Lage und Anzahl der vergrößerten Lymphknoten. Durch die Erstellung eines solchen Protokolls wird das Erfassen der Gegebenheiten vereinfacht. An das Protokoll gekoppelt sind die aufbereiteten Ergebnisse in einer 3D-Visualisierung und orthogonalen Schichtdaten, die synchron eingespielt werden können. Strukturen sind in logischen Kategorien zusammengefasst und können je nach Erfordernis ein- bzw. ausgeblendet werden.

Das modulare Gestaltungsraster erzeugt eine eindeutige visuelle Gliederung der Funktionsbereiche. Die Benutzeroberfläche ist durchgängig flächig und monochromatisch gehalten, um nicht durch dreidimensionale Effekte der Benutzeroberfläche von den Inhalten abzulenken. Die Bilddaten, d.h. 3D-Modell und CT-Daten, sollen parallel und so groß wie möglich dargestellt werden. Im Zentrum des Bildschirms befindet sich das großzügige Hauptdarstellungsfenster. Am rechten Bildrand werden alle drei Arten der CT-Schichtdarstellungen parallel zueinander angeboten.

Im Fenster „Befunddetails“ werden dem Arzt vorgefertigte Ansichten, auf den Krankheitsfall abgestimmt, angeboten (Abbildung 6.4(a)). Dieses Fenster kann die wichtigsten Eckpunkte des Falls als Film abspielen. Die logische Verknüpfung der Befunddetails mit dem Darstellungsfenster wird über einen gleichfarbigen, die Fenster verbindenden Balken geschaffen. So ist die Auswahl für den Nutzer eindeutig nachvollziehbar und korrigierbar. Weiterhin gibt es die Möglichkeit, einzelne Befunddetails kombiniert anzuschauen, um Beziehungen besser erkennen zu können.

6 Illustrative medizinische Visualisierung: Eine Fallstudie

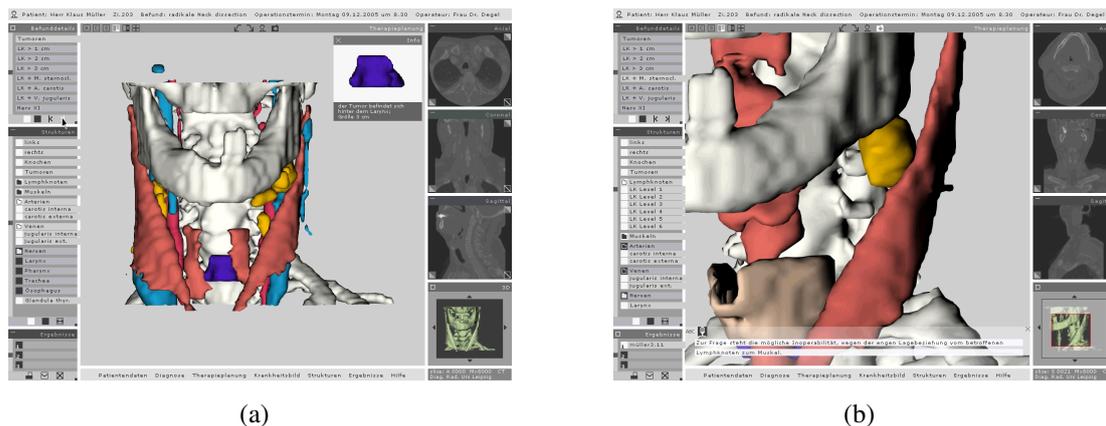


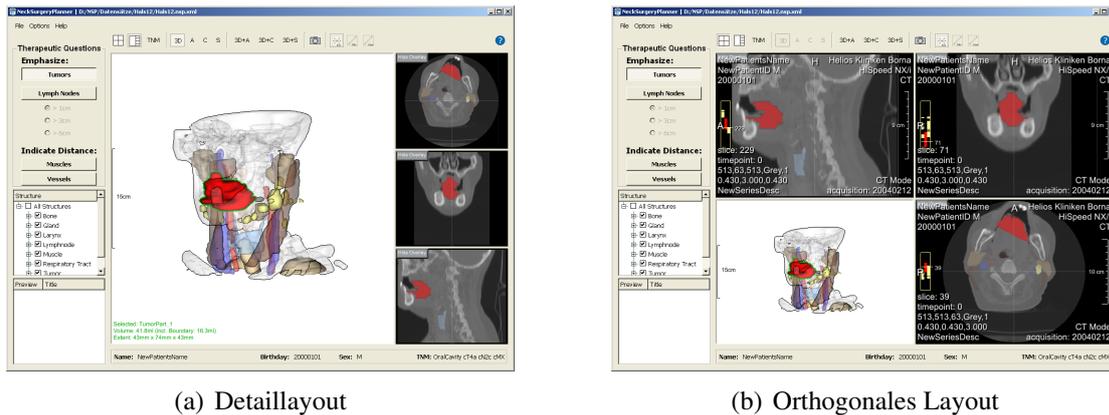
Abbildung 6.4: (a) Die „Befunddetails“ sind im Fenster oben links zu sehen. Hier ist der Tumor ausgewählt, welcher in einem extra Fenster gesondert hervorgehoben wird. Die aktuelle Auswahl wird über den verbindenden Balken und eine farbliche Veränderung visuell unterstützt. (b) Die „Ergebnisse“ sind im Fenster in der Mitte links zu sehen. Hier kann der Chirurg Besonderheiten des Falles als Szene festhalten und mit einem Kommentar versehen. Quelle: JANKE [2006]

Das Fenster „Strukturen“ beinhaltet detailliert alle relevanten anatomischen Strukturen. Auch hier wird die Auswahl über den verbindenden Balken und eine farbliche Veränderung visuell unterstützt. Um diese Wahl zu erleichtern, werden Strukturen zu Kategorien zusammengefasst. Diese Option soll ein schnelleres Arbeiten ermöglichen, um nur involvierte Kategorien zu bearbeiten. Dadurch kann erreicht werden, dass wichtige Aspekte der Therapieplanung ständig sichtbar sind.

Während dieses Arbeitsablaufs müssen die wichtigsten Erkenntnisse protokolliert werden. Zum einen ist dies wichtig, um die Operationsvorgehensweise zu konstruieren und zum anderen um schnell Rücksprachen mit Kollegen durchführen zu können. Zur Protokollierung können die Erkenntnisse im Fenster „Ergebnisse“ zum gegenwärtigen Fall festgehalten werden (Abbildung 6.4(b)). Über das Symbol „Kamera“ kann hierfür eine Szene aufgenommen werden. Die Szene wird unmittelbar im „Ergebnisse“ Fenster gespeichert. Die so festgehaltenen Szenen können anschließend zu einem Film kombiniert werden. Gleichzeitig zu dieser Prozedur öffnet sich ein Text- bzw. Tonfenster, in welchem Annotationen festgehalten werden können. Dieses Fenster öffnet sich im unteren Abschnitt des Betrachtungsfensters, um eine visuelle Verbindung zum aktuellen Arbeitsfokus darzustellen. Das Fenster „Ergebnisse“ bietet weiterhin die Option Erkenntnisse weiterzugeben. So können schwierige Zusammenhänge leicht mit anderen Kollegen besprochen werden, indem eine aufgenommene Szene ausgedruckt oder via Email verschickt wird.

6.4.2 Praktische Umsetzung des Designs

Bei der Umsetzung der Designstudie wurde vor allem Wert darauf gelegt, die übersichtliche Anordnung der Bedienelemente und die Unterstützung des Workflows zu übernehmen. Die Funktionalität des Programms selbst wurde mit der Entwicklungsumgebung MEVIS-LAB realisiert.



(a) Detaillayout

(b) Orthogonales Layout

Abbildung 6.5: Standardansichten zur Operationsplanung. Zwischen beiden Ansichten kann frei gewählt werden. Bei dem Detaillayout können 3D- und 2D-Ansichten beliebig ausgetauscht werden.

Aufbau der Benutzeroberfläche

Einige Details wurden bei der Umsetzung nochmals durchdacht, wodurch die Realisierung an einigen Stellen vom ursprünglichen Design abweicht. Die „Befunddetails“ (Therapeutic Questions) wurden grundlegend überarbeitet. Die eingangs erwähnten auftretenden Fragestellungen können auf zwei Hauptpunkte reduziert werden: auf die Anzeige der pathologischen Strukturen und auf die Anzeige der möglichen Infiltration in umliegende Strukturen. Zudem kann die Hervorhebung der pathologischen Lymphknoten über deren maximalen Durchmesser eingeschränkt werden.

Abbildung 6.5(a) zeigt die Detailansicht, welche standardmäßig beim Laden eines Falls angezeigt wird. Diese zeigt eine große Ansicht für die 3D-Visualisierung sowie drei kleine Ansichten zur Darstellung der orthogonalen Standardschichten. Der Inhalt der Fenster kann ausgetauscht werden, so dass z.B. auch die axiale Schichtansicht im großen Fenster ausgewertet werden kann. Alternativ kann die in Abbildung 6.5(b) dargestellte Ansicht gewählt werden, bei der die 3D-Darstellung und die drei Schichtansichten gleichgroß angezeigt werden. Wird auf die alternative Ansicht umgeschaltet, werden zusätzliche Annotationen aus den DICOM-Daten bei den Schichtbildern eingeblendet, wie sie auch bei medizinischen Workstations üblich sind. Auf das Navigationsfenster wurde zugunsten von größeren 2D-Fenstern in der Detailansicht verzichtet. Zudem sind die Wege für den Mauszeiger während der Interaktion wesentlich kürzer, da nun die Szene direkt im Hauptfenster durch Mausgesten bewegt werden kann.

Die einzelnen, segmentierten Strukturen können über eine hierarchisch angeordnete Liste ein- und ausgeblendet werden. Hierfür können einzelne Strukturen oder alle Strukturen einer anatomischen Gruppierung selektiert werden.

Bei den festgehaltenen Ergebnissen wird anstelle einer fortlaufenden Nummer ein kleiner Screenshot angezeigt (Abbildung 6.6(a)). Zusätzlich zum Screenshot kann eine kurze Überschrift sowie eine ausführliche textuelle Beschreibung angelegt werden. Die ausführliche Beschreibung wird über einen Doppelklick auf dem Eintrag aufgerufen.

6 Illustrative medizinische Visualisierung: Eine Fallstudie

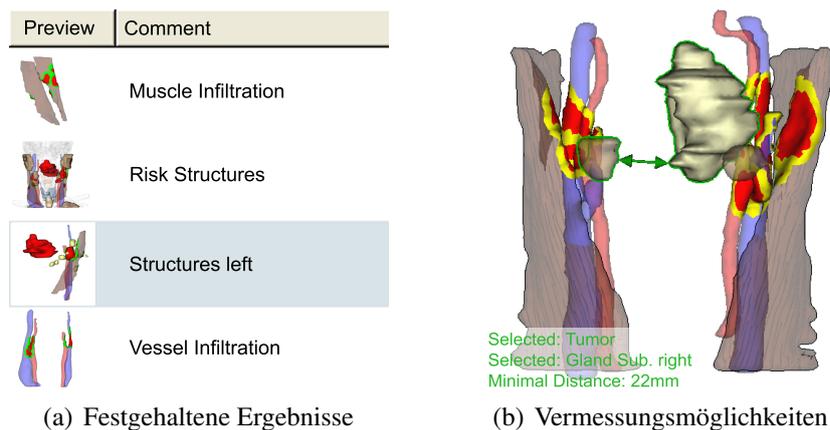


Abbildung 6.6: (a) Wichtige Ergebnisse können im NSP über eine Liste von Screenshots mit zugehörigem Kommentar festgehalten werden. Wird ein Eintrag aus der Liste ausgewählt, stellt der gesamte NSP den Zustand während des Screenshots wieder her und die Untersuchung des Falls kann von diesem Zustand aus weiter fortgeführt werden. (b) Beispielhafte Darstellung ausgewählter Vermessungsmöglichkeiten. Dargestellt werden Infiltrationsflächen von Lymphknoten in Muskeln und Gefäßen sowie der minimale Abstand zwischen Tumor und einer Speicheldrüse.

Nach einem einfachen Klick wird im gesamten NSP der Zustand während der Aufnahme wiederhergestellt.

Zusätzlich besteht die Möglichkeit, Messungen durchzuführen. Im Einzelnen können Volumen, maximaler Durchmesser, Seitenverhältnis einer Struktur, der minimale Abstand zwischen zwei Strukturen und beliebige Entfernungen gemessen werden (Abbildung 6.6(b)). Die für die Planung der Neck Dissection ausschlaggebende TNM-Klassifizierung sowie Name und Geburtsdatum des Patienten werden permanent am unteren Rand des NSP angezeigt.

Selektionstechniken

In den meisten Szenarien zur Operationsplanung besteht das Problem, dass sich viele anatomische Strukturen gegenseitig überlagern. In solchen Szenen müssen aber auch kleine, verdeckte Objekte ausgewählt werden können. Bei der Planung einer Neck Dissection tritt dieses Problem besonders häufig auf, da die besonders interessanten Strukturen – die Lymphknoten – wesentlich kleiner sind als ihre umliegenden Strukturen.

Um das Objekt zu bestimmen, das der Nutzer bei einer Selektion der 3D-Szene aller Voraussicht nach auswählen will, werden zwei Grundannahmen getroffen. Zum einen wird angenommen, dass der Nutzer die Maus bewusst platziert. D.h., wenn er die Maus gleichzeitig über ein sehr großes Objekt und über ein sehr kleines Objekt fährt, wird er das kleinere Objekt markieren wollen. Zum anderen wird angenommen, dass sehr transparente Objekte weniger wahrgenommen werden, und daher das opakere Objekt bevorzugt wird. Das gesamte Verfahren ist in Abbildung 6.7 illustriert.

Beim Drücken und anschließendem Loslassen der linken Maustaste wird zunächst gemessen, ob die Maus währenddessen bewegt wurde (max. 5 Pixel). Wenn ja, wird davon

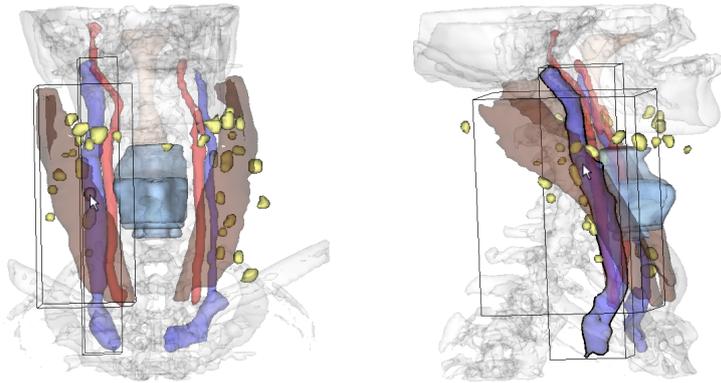


Abbildung 6.7: Selektion eines Objektes in einer komplexen Szene. Die Bounding Boxes aller infrage kommenden Objekte werden angezeigt. Im linken Bild wurde der Lymphknoten aufgrund seiner geringen Größe ausgewählt. Im rechten Bild wurde die vor dem Lymphknoten liegende Vene ausgewählt, da der Lymphknoten kaum sichtbar ist.

ausgegangen, dass der Nutzer die Szene rotieren wollte. Ist dies nicht der Fall, werden alle Objekte bestimmt, die in der aktuellen Ansicht unter dem Mauszeiger liegen.

Anschließend werden alle Objekte der Tiefe nach sortiert und die Schnittpunkte mit der Geometrie bestimmt. Im weiteren Test werden außerdem nur Objekte berücksichtigt, die auch bis zu einem gewissen Grad lokal sichtbar sind. Als Schwellenwert für die Strahlabschwächung hat sich ein Wert von 5% als sinnvoll erwiesen.

Als nächster Schritt werden die Bounding Boxes der getroffenen Objekte bestimmt und anhand der Größe der gesamten Szene normalisiert. Die Bounding Boxes werden dabei auf den Viewport projiziert, um längliche Strukturen besser bewerten zu können. Zusätzlich wird von allen getroffenen Objekten der Transparenzgrad bestimmt. Objekte mit einer hohen Transparenz bekommen eine geringere Gewichtung.

Der Einfluss von Größe der Bounding Box und der Transparenz lassen sich gewichten, um sich auf mögliche Eigenheiten verschiedener Szenen einstellen zu können. Zum Abschluss werden die Ratings für alle getroffenen Objekte bestimmt und das Objekt mit dem höchsten Rating selektiert.

Synchronisierte Darstellung der Daten

Um die Exploration der vorliegenden Daten zu erleichtern, werden die Daten synchronisiert dargestellt. D.h., dass bei einer Hervorhebung oder Auswahl einer Struktur in einer Darstellungsform – also in der 2D- und 3D-Ansicht sowie in den Auswahllisten oder LIFTCHARTS – die Strukturen immer gleichermaßen behandelt werden. Durch die Möglichkeit, Strukturen in der 3D-Ansicht selektieren zu können, werden die entsprechenden Schichten in den 2D-Ansichten entsprechend ausgewählt.

Integriertes Hilfesystem

Da auf das Navigationsfenster verzichtet wurde und auch sonst sehr viele Aktionen direkt in den 2D- und 3D-Ansichten möglich sind, ist eine Vielzahl an Maustasten- und Tastatur-

6 Illustrative medizinische Visualisierung: Eine Fallstudie

Aktion	2D-Fenster	3D-Fenster
Selektion	M(aus)-Links klicken	M-Links klicken
Rotation		M-Links ziehen
Translation	Shift + M-Links ziehen	M-Mitte ziehen STRG + M-Links ziehen
Zoom	STRG + M-Links ziehen	Linke + M-Mitte ziehen STRG + Shift + M-Links ziehen
Fensterung	M-Rechts ziehen	
Scrollen	M-Mitte ziehen Mausrad	

Tabelle 6.1: Mögliche Aktionen in den verschiedenen Ansichten. M-Links steht hierbei für die linke Maustaste.

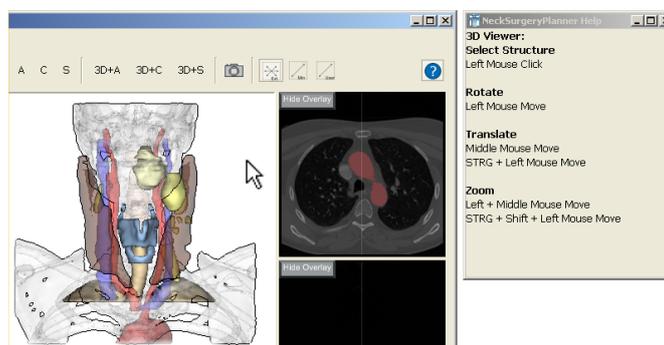


Abbildung 6.8: Kontextsensitive Hilfe. Je nachdem über welchen Teil des NSP die Maus positioniert wird, zeigt das Hilfefenster die möglichen Aktionen an, die im aktuellen Kontext verfügbar sind.

Kombinationen möglich und notwendig, um die einzelnen Aktionen ausführen zu können. Diese Aktionen sind in Tabelle 6.1 aufgeführt.

Trotz der Vereinfachung der Selektion im 3D-Fenster sind diese Kombinationen für jemanden, der nicht regelmäßig mit diesem Programm arbeitet, nicht überschaubar. Aus diesem Grund wurde eine kontextsensitive Hilfe eingeführt, welche nur sichtbar ist, wenn es vom Anwender explizit gewünscht ist. Wie in Abbildung 6.8 zu sehen, wird die Hilfe in einem separaten Fenster angezeigt. Ein Tooltip hat sich als nicht praktikabel erwiesen, da die Informationen dafür zu umfangreich sind. Außerdem würde der Tooltip jedes mal erscheinen, wenn die Maus für zwei Sekunden über dem Fenster ruht. Dies würde zu einer störenden und unnötigen Verdeckung des Fensterinhalts führen.

6.4.3 Grundsätzliche Umsetzung der 3D-Visualisierung

Volumendatensätze können prinzipiell über zwei Ansätze gerendert werden: direktes Volumen-Rendering (DVR) oder indirekt über extrahierte Isooberflächen. Wie bereits gezeigt, können für beide Ansätze illustrative Rendering-Techniken implementiert werden.

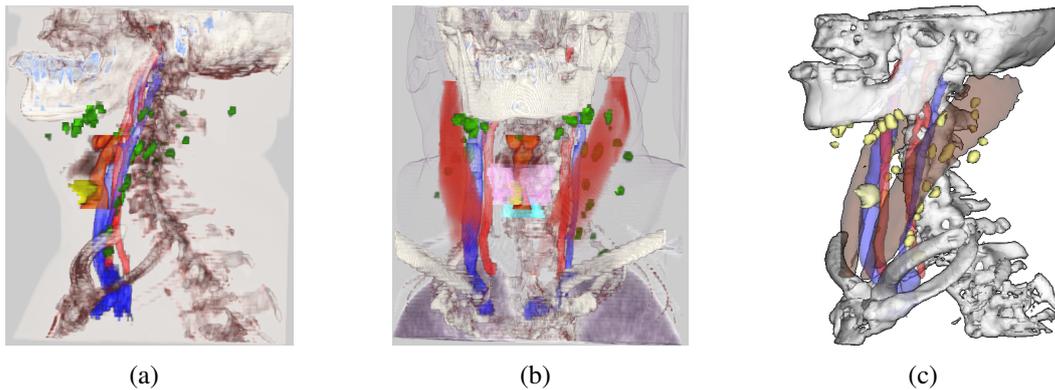


Abbildung 6.9: Darstellung des selben Halses mit einem Tumor am Kehlkopf. Lymphknoten und Muskeln haben fast identische Intensitätswerte. (a) Am Tumor (gelb) und an den Lymphknoten (grün) sind die Stufenartefakte im DVR klar erkennbar. (b) Um die Stufenartefakte zu reduzieren, wurden die Muskeln (braun) sehr transparent dargestellt, wodurch der Rand sehr verschwommen wirkt. (c) Durch geglättete Isooberflächen lassen sich Weichgewebe wesentlich besser darstellen. Das DVR in (a) und (b) wurde von Johanna Beyer (VRVis Wien, 2006) erstellt.

Beide Ansätze werden von der aktuellen Grafik-Hardware sehr gut unterstützt, haben aber sonst unterschiedliche Vor- und Nachteile.

Wahl des Rendering-Verfahrens

In fast allen Publikationen zum DVR auf medizinischen Daten werden ausschließlich Haut, Knochen, kontrastierte Gefäße und luftgefüllte Strukturen dargestellt. Dies lässt sich darauf zurückführen, dass der Intensitätswert dieser Strukturen in CT-Aufnahmen sehr stark von den umliegenden Strukturen abweicht, d.h., dass der Gradient am Rand dieser Strukturen besonders hoch ist. Dadurch lässt sich die jeweilige Struktur mittels einer gut gewählten Transferfunktion abgrenzen und somit auch isoliert darstellen.

Um unterschiedliche Strukturen mit sehr ähnlichen oder sich überschneidenden Intensitätswerten sichtbar machen zu können, müssen die Strukturen vorerst segmentiert werden. Anschließend können z.B. die Strukturen im DVR verschieden eingefärbt werden [LINK et al., 2006]. Um glatte Oberflächen auf den Strukturen zu erhalten, ist jedoch weiterhin ein aussagekräftiger Gradient an der Strukturgrenze erforderlich. Insbesondere bei Weichgewebe in CT-Aufnahmen ist ein solcher Gradient nicht vorhanden. Als einzige Information über die Objektgrenze bleibt die binäre Segmentierungsmaske bestehen, welche mittels DVR keine glatten Oberflächen erzeugen kann. In Abbildung 6.9 wird dies nochmal verdeutlicht. Aufbauend auf der Existenz von Isooberflächen ergeben sich daher einige Vorteile:

- Die Oberflächen können mithilfe von Remeshing-Verfahren weiterverarbeitet werden, so dass die Stufenartefakte beseitigt werden können.
- Die Oberflächen können weiter quantifiziert werden, d.h. es können Abstände oder Ausdehnungen bestimmt werden.

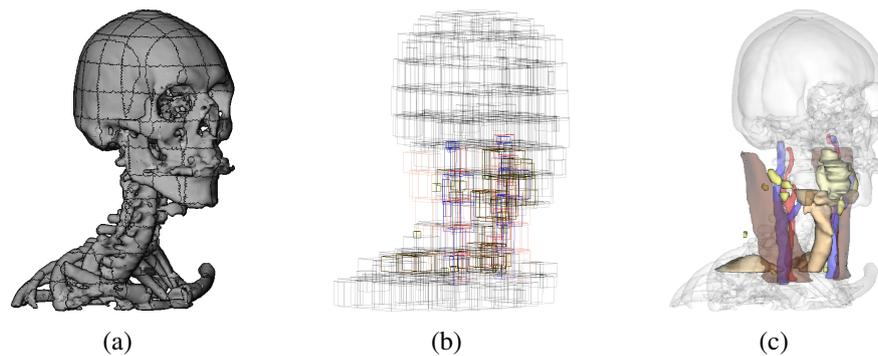


Abbildung 6.10: Reduktion von Rendering-Artefakten bei komplexen transparenten Szenen. (a) Zunächst wird die gesamte Geometrie in kleine Würfel unterteilt, hier am Schädelknochen demonstriert. (b) Dadurch werden die einzelnen Teile im Rendering-Modus Sorted Object Blend einzeln sortiert. (c) Als Ergebnis sind keine Artefakte durch gegenseitig überlagernde Bounding Boxes mehr sichtbar.

- Nicht benötigte Strukturen oder Regionen müssen nicht mittels sorgfältig gewählter Transferfunktionen eliminiert werden.
- Die Isooberflächen können wenn nötig mit DVR kombiniert dargestellt werden.

Aus diesem Grund werden in dieser Arbeit Isooberflächen verwendet. Nachteilig ist hierbei die Notwendigkeit, diese zunächst mit Marching Cubes oder einem anderen Verfahren aus den Volumendaten extrahieren zu müssen.

Korrektes und effizientes Rendering transparenter Geometrie

Von MEVISLAB wird SGI OPEN INVENTOR zur Darstellung der Visualisierungen verwendet. Der Vorteil dieser OPEN INVENTOR Version ist, dass sie frei und ohne Lizenzgebühren verfügbar ist. Nachteilig ist jedoch, dass sie Anfang der Neunziger Jahre entwickelt wurde, und die meisten Möglichkeiten neuer OPENGL-Implementierungen und Grafikkarten nicht nutzt.

Von SGI OPEN INVENTOR werden diverse Modi zur Darstellung transparenter Objekte unterstützt. Keine der Methoden ist jedoch hinreichend korrekt (vgl. Abschnitt 2.6). Das von EVERITT [2001] beschriebene Depth Peeling löst dieses Problem, sodass kaum noch wahrnehmbare Artefakte auftreten. Die Szene muss hierfür jedoch in mehreren Durchläufen gerendert werden, was zu einer spürbaren Verringerung der Frame-Raten bei älteren Grafikkarten führt.

Aus diesem Grund werden die Isooberflächen bei der Erstellung modifiziert, um eine bessere Darstellung zu erreichen, ohne die Frame-Rate zu senken. Alle Isooberflächen werden bei der Erstellung in kleine Würfel unterteilt. Wenn die Objekte nun mittels Sorted Object Blend gerendert werden, kann die Szene feiner aufgelöst werden, und die Artefakte verschwinden fast vollständig. Das Sortieren der Bounding Boxes beeinflusst die Frame-Rate nicht.

6.5 Angewendete Visualisierungstechniken

Nachdem in den vorhergegangenen Abschnitten die Voraussetzungen für den Einsatz der in dieser Arbeit entwickelten Visualisierungstechniken geschaffen wurden, wird nun die Anwendbarkeit der Visualisierungstechniken für die Planung von Neck Dissections diskutiert.

6.5.1 Allgemeine Visualisierungsparameter

Eine der Hauptanforderungen an den NSP ist, den Parametrisierungsaufwand möglichst gering zu halten. Daher wurde in Absprache mit den klinischen Partnern vom Universitätsklinikum Leipzig eine Farb- und Transparenztabelle festgelegt, anhand derer die Darstellung aller Strukturen parametrisiert wird (Tabelle 6.2 nach KRÜGER et al. [2005b]).

Struktur	Rot	Grün	Blau	Transp.
A. carotis	240	50	50	40%
V. jugularis	80	80	250	40%
Muskel	100	40	20	50%
Knochen	255	255	255	80%
Speicheldrüsen	180	150	110	50%
Pharynx	255	180	150	80%
Trachea	255	190	150	0%
Nerv	240	185	80	0%
Tumor	255	255	200	0%
Lymphknoten	255	255	150	0%
Lunge	255	80	180	0%

Tabelle 6.2: Farb- und Transparenztabelle für die standardisierte Visualisierung von Neck Dissections.

Des Weiteren wurde entschieden, dass für die 3D-Darstellung eine orthographische Projektion verwendet werden muss, um die Größenverhältnisse aller Strukturen besser einschätzen zu können (bei einer virtuellen Endoskopie wäre eine perspektivische Projektion erforderlich).

6.5.2 Non-Photorealistic Rendering-Techniken

In Kapitel 4 wurden Techniken vorgestellt, die die Wahrnehmung einzelner Objekte unterstützen. Im Folgenden wird nun auf die Anwendbarkeit dieser Techniken in diesem speziellen Anwendungsfall eingegangen.

Zur Hervorhebung der vom Nutzer selektierten Struktur werden Silhouetten verwendet, da sie die Struktur selbst nicht ändern und auch die umgebenden Strukturen in ihrer Darstellung nicht beeinflussen. Zur Hervorhebung wird eine grüne Silhouette verwendet, da diese Farbe sonst zur Visualisierung der anatomischen Strukturen nicht verwendet wird.

Die Knochen werden bei der Planung nur als Kontext benötigt, genau genommen nur das Schlüsselbein und der Unterkiefer. Damit diese Kontextstrukturen die wesentlichen Teile nicht verdecken, werden sie sehr transparent dargestellt, wodurch ihre Sichtbarkeit und Formwahrnehmung erschwert wird. Aus diesem Grund werden die Knochen mit zusätzlichen Silhouetten dargestellt, um eine optische Abgrenzung trotz der starken Transparenz zu ermöglichen.

Im Halsbereich liegen besonders viele Lymphknoten am *Musculus sternocleidomastoideus* und an den räumlich dazu eng anliegenden Blutgefäßen. Dabei ist es wichtig, die Oberfläche des Muskels gut erkennen zu können, gleichzeitig aber keinen der Lymphknoten zu übersehen. Daher wird zusätzlich zu Silhouetten das Opacity Mapping angewendet. Durch die zusätzliche Schraffierung werden auch die Muskelfasern verdeutlicht.

Die illustrative Schattierung lässt sich im momentan implementierten Zustand nur zur Schattierung (und nicht auf z.B. Farbsättigung oder Transparenz) anwenden und ist zusätzlich auf Szenen mit ausschließlich opaken Objekten begrenzt. Aus diesem Grund hat die illustrative Schattierung im NSP keine Anwendung gefunden. Dies trifft auch auf das Stippling-Verfahren zu.

6.5.3 Illustrative Rendering Techniken

Die illustrativen Rendering-Techniken sollen vor allem dafür eingesetzt werden, den Bezug zwischen den einzelnen anatomischen Strukturen gut herzustellen, und wichtige Strukturen deutlich hervorzuheben.

Zur Hervorhebung wichtiger Strukturen, in diesem Fall Tumoren und vergrößerte Lymphknoten, wurden in dieser Arbeit Cut Aways und Section Views vorgestellt. Zusätzlich kann auch das Stippling als Hervorhebungstechnik genutzt werden, weil es sich durch die andere Oberflächendarstellung stark von den normal gerenderten Strukturen abhebt. Der Cut Away und das Stippling wurden den klinischen Partnern neben einer einfachen Hervorhebung durch eine rote Einfärbung zur Auswahl gestellt (Abbildung 6.11). Die rote Einfärbung hat sich überraschenderweise in Diskussion mit den Ärzten als am geeignetsten herauskristallisiert. Durch die Einfärbung sind die Strukturen präattentiv wahrnehmbar, fügen sich aber auch sehr gut in die restliche Darstellung ein (vgl. Abschnitt 2.1). Zudem bleiben die angrenzenden Strukturen für die Darstellung erhalten (im Gegensatz zum Cut Away und Section View). Insbesondere der Section View kann keine konsequente Anwendung finden, da bei manchen Patienten viele benachbarte Lymphknoten zeitgleich hervorgehoben werden müssen. Dadurch werden durch das Clipping die umliegenden Strukturen zu sehr weggeschnitten.

Zur Verbesserung der schichtbasierten Darstellung kommen der LIFTCHART und die Sicherheitsabstände zum Einsatz. Im LIFTCHART werden alle auf einer Seite liegenden Lymphknoten (links oder rechts) in einer Spalte zusammengefasst. Rot hervorgehobene Lymphknoten werden auch im LIFTCHART rot eingefärbt. Bei der konkreten Umsetzung des LIFTCHARTs muss hierbei darauf geachtet werden, dass die Balken der hervorgehobenen Lymphknoten nicht von den anderen Balken überdeckt werden. Die Tumoren werden in einer eigenen Spalte aufgeführt. Auf die Darstellung von Landmarken wurde zugunsten eines schmaleren Layouts verzichtet, wobei die Information trotzdem ausreichend ist.

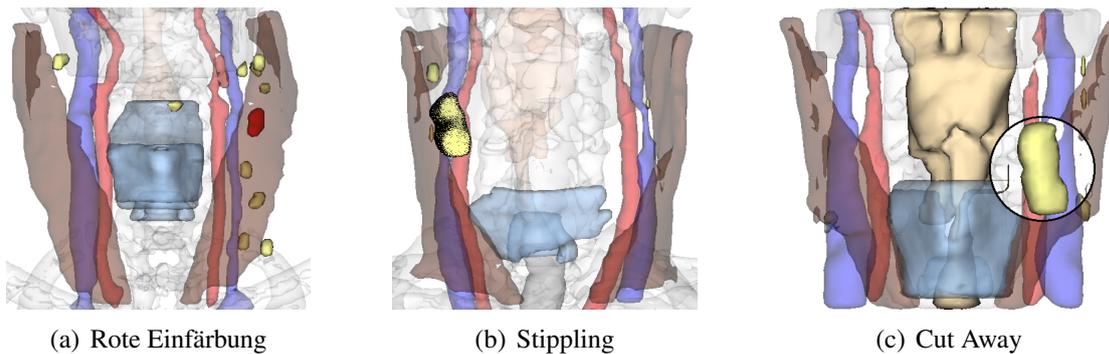


Abbildung 6.11: Gegenüberstellung dreier Möglichkeiten zur Hervorhebung pathologischer Lymphknoten. Die rote Einfärbung sticht auch bei Verdeckungen gut hervor. Das gleiche trifft auf das Stippling zu, jedoch empfanden die klinischen Partner diese Darstellung als unangenehm. Der Cut Away entfernt zu viel der umliegenden Geometrie.

Die Sicherheitsabstände werden in zwei Abstufungen, in 2mm und 5mm, angezeigt. Die Abstandskodierung in 2D wird mittels Isolinien angezeigt. Für die Beurteilung der Infiltration in 3D muss keine Analyse des Gefäßbaums durchgeführt werden (vgl. Abbildung 5.17), da allein die Größe der Infiltration über die Operabilität entscheidet. Aus diesem Grund wird nur die Größe der möglichen Infiltration in den beiden Abstufungen angezeigt.

Der maximale Durchmesser und die Ausdehnung werden nicht direkt durch Pfeile angezeigt, wie in PREIM et al. [2002b] vorgeschlagen. Die Pfeile würden immer von der Struktur selbst verdeckt werden. Zudem ist die genaue Ausrichtung der Ausdehnung für die Therapieentscheidung irrelevant. Nur das Seitenverhältnis ist wichtig, um auf pathologische Veränderungen hinzuweisen. Aus diesem Grund werden für die jeweils selektierte Struktur die Maßzahlen unten links in der 3D-Ansicht aufgeführt. Andere Maße, wie etwa der minimale Abstand zwischen zwei selektierten Strukturen, werden ebenfalls an dieser Stelle annotiert, wobei bei den Abstandsmaßen auch der Pfeil eingeblendet wird.

Um die allgemeine Größe einzelner Strukturen und die Skalierung der Ansicht besser einschätzen zu können, wird zusätzlich ein vertikales Lineal am Rand der 3D-Ansicht eingeblendet.

6.5.4 Spezielle Visualisierungstechniken zur Interventionsplanung

Da die Nervenbahnen nicht in allen Schichten detektiert werden können, kann der genaue Verlauf der Nerven nicht ermittelt und somit auch nicht dargestellt werden. Daher werden die Nerven nur in den Schichten, in denen sie detektiert wurden, mittels Kreisscheiben angedeutet. Diese werden, wie in Abbildung 6.12 zu sehen, durch einfache Linien miteinander verbunden. Dadurch kann der Verlauf erahnt werden. Die Ungenauigkeit, die diesen Daten zugrunde liegt, wird aber zusätzlich verdeutlicht.

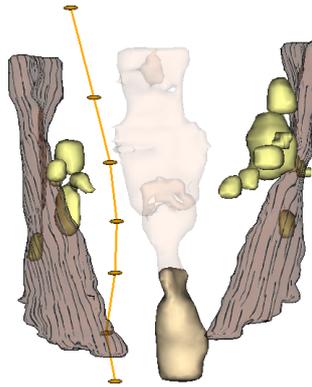


Abbildung 6.12: Darstellung des *Nervus facialis*. Die Nervenbahn kann nur in wenigen Schichten detektiert werden. Diese Detektionen werden durch Kreisscheiben angezeigt, welche durch einfache Linien verbunden werden.

6.6 Demonstration anhand eines Fallbeispiels

Um den Einsatz der Visualisierungstechniken besser zeigen zu können, wird der NSP im Folgenden anhand eines Fallbeispiels vorgestellt. Der vorgestellte Patient hat einen Tumor in der Mundhöhle, welcher den Unterkiefer bereits stark infiltriert hat. Vergrößerte Lymphknoten sind auf beiden Seiten mehrfach vorhanden.

6.6.1 Wizard zur semi-automatischen TNM-Klassifizierung

Wenn ein Fall zum ersten Mal in den NSP geladen wird, werden einmalig einige Berechnungen automatisch durchgeführt und für eine spätere Wiederverwendung gespeichert. Zu diesen Berechnungen gehören der maximale Durchmesser, das Volumen aller Tumoren und Lymphknoten, das Seitenverhältnis und die HU-Intensitätsvarianz der Lymphknoten. Zusätzlich wird auf Basis der Lymphknoten und Tumoren eine 3D-Distanztransformation berechnet, anhand derer später mögliche Infiltrationen effizient bestimmt werden können.

Anschließend wird ein Wizard gestartet, mit dessen Hilfe eine semi-automatische TNM-Klassifizierung durchgeführt wird. Dabei werden in drei Schritten die Informationen zur T-Klassifizierung abgefragt, die nicht zuverlässig automatisch berechnet werden können. Zunächst wird die Körperhälfte bestimmt, auf der der Tumor liegt. Da bei Tumoren auch dann eine Seite angegeben wird, wenn sie über die Mittellinie hinauswachsen, ist hier eine Entscheidung des Nutzers notwendig. Anschließend muss der Nutzer entscheiden, um was für eine Tumorentität es sich handelt (Abbildung 6.13). Im letzten Schritt muss eingeschätzt werden, ob und welche Strukturen vom Tumor infiltriert werden. Ausgehend von diesen Informationen kann die T-Klassifikation eindeutig bestimmt werden. Die N-Klassifikation wird anhand der erhobenen Daten automatisch berechnet. Die M-Klassifikation kann, wie in Abschnitt 6.1.3 bereits erwähnt, anhand von CT-Daten nicht ermittelt werden.

Zur leichteren Auswertung wird im Wizard eine fixierte frontale 3D-Ansicht und eine axiale Schichtansicht angeboten. In der 3D-Ansicht sind ausschließlich die knöchernen

Abbildung 6.13: Ein Schritt des TNM-Wizards. Nur die Daten, die nicht automatisch bestimmt werden können, werden der Reihe nach abgefragt. Diese Daten sind die Lage des Tumors, die Tumorentität und Infiltrationen in umliegende Strukturen.

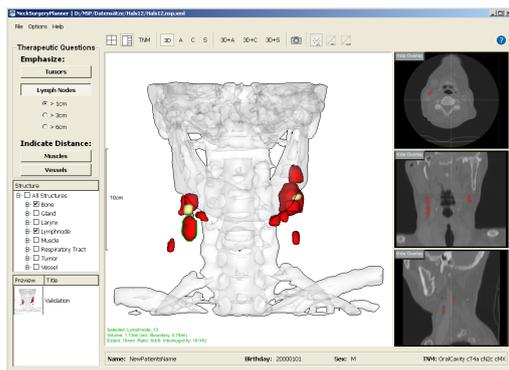
Strukturen und der Tumor abgebildet. Dadurch kann die Seite des Tumors leicht bestimmt werden. An den Schichtdaten kann abgelesen werden, um was für eine Tumorentität es sich handelt, und welche Strukturen infiltriert werden. Um das Ausmaß des Tumors leichter abschätzen zu können, wird im LIFTCHART nur der Tumor eingeblendet.

Nach der TNM-Klassifikation gelangt der Nutzer automatisch zur Planungsansicht (vgl. Abbildung 6.5). Die TNM-Auswertung kann vom Nutzer jederzeit aufgerufen werden. Dort werden in einem kurzen Protokoll die Berechnungsgrundlagen zur Verifizierung offengelegt. Der TNM-Code selbst wird dauerhaft unten rechts im NSP angezeigt. In diesem Fall liegt die TNM-Klassifizierung CT4A CN2C CMX vor. Eine selektive Neck Dissection kommt aufgrund der fortgeschrittenen Erkrankung nicht mehr in Frage. Offen ist jedoch, ob eine modifiziert-radikale oder klassisch-radikale Neck Dissection durchgeführt werden muss.

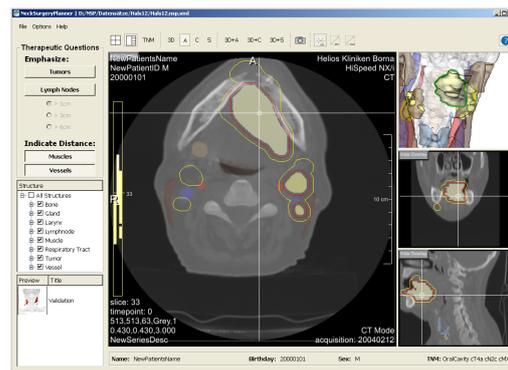
6.6.2 Wahl der Neck Dissection

Zunächst muss vom verantwortlichen Arzt überprüft werden, ob die automatisch bestimmte N-Klassifikation korrekt ist. Hierzu werden alle Strukturen bis auf Lymphknoten und Knochen ausgeblendet und die vergrößerten Lymphknoten hervorgehoben. Dadurch ist auf einen Blick ersichtlich, welche und wieviele Lymphknoten als pathologisch eingestuft worden sind. In Abbildung 6.14(a) wurde der größte Lymphknoten auf der rechten Seite des Patienten im 3D-Fenster selektiert. Die entsprechenden Schichten wurden automatisch vom NSP angezeigt. Die vorberechneten Maße des Lymphknotens werden am unteren Rand der 3D-Ansicht eingeblendet. Der maximale Durchmesser beträgt 18mm, so dass der Lymphknoten entfernt werden muss. In Abbildung 6.14(b) wird gezeigt, wie der Knochen vom Tumor durchbrochen wurde. Am Rand der axialen Schichtdarstellung wird im LIFTCHART die Lokalisierung von Tumor und Lymphknoten gezeigt.

6 Illustrative medizinische Visualisierung: Eine Fallstudie



(a) Überprüfung der Ergebnisse



(b) Infiltration des Knochens

Abbildung 6.14: (a) Durch die 3D-Visualisierung kann sich der untersuchende Arzt schnell einen Überblick über alle vergrößerten Lymphknoten verschaffen. (b) Die Infiltration des Knochens ist in der 2D-Ansicht deutlich zu erkennen.

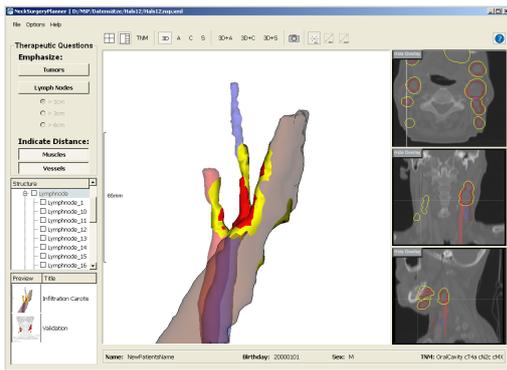
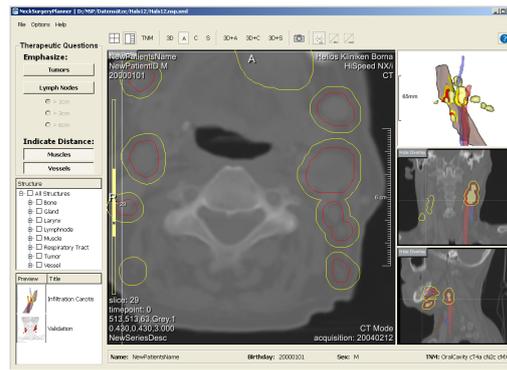
Der LIFTCHART wird nur im orthogonalen Layout angezeigt, oder wenn eine der Schichtansichten im großen Detailfenster angezeigt wird. Im Detaillayout (mit großer 3D-Ansicht) ist der verfügbare Platz für die Schichtbilder zu klein, um den LIFTCHART mit einblenden zu können. Trotz der Beschränkung auf Lymphknoten und Tumoren würde der LIFTCHART zu viele Daten des Schichtbilds verdecken.

Für die Wahl der Neck Dissection muss festgestellt werden, welche umliegenden Gefäße und Muskeln der erkrankten Lymphknoten infiltriert wurden. Die Erkenntnisse müssen zusätzlich für die Akten und das Tumor-Board dokumentiert werden. Die Vorschaubilder der Erkenntnisse und die korrespondierende Kurzbeschreibung sind unten links im NSP-Fenster zu sehen. Um eine freie Sicht auf die Infiltrationsflächen zu haben, müssen alle verdeckenden Strukturen ausgeblendet werden. Hierfür können einzelne Strukturen oder ganze Strukturgruppen in der Listenansicht ein- oder ausgeblendet werden.

In diesem konkreten Fall lassen die akquirierten CT-Daten darauf schließen, dass die *A. carotis* nicht vom angrenzenden Lymphknoten infiltriert wurde. Die Größe der kritischen Fläche zwischen dem Lymphknoten und dem angrenzenden Muskel ist jedoch bedenklich. Bei einer Infiltration der *A. carotis* wäre der Patient inoperabel gewesen. In diesem Fall wurde jedoch aufgrund der Planung im NSP entschieden, eine modifiziert-radikale Neck Dissection durchzuführen. Diese Entscheidung konnte aufgrund der kombinierten 2D- und 3D-Ansichten wesentlich schneller getroffen werden, als mit einer alleinigen Betrachtung der Schichtdaten.

6.6.3 Vorstellung beim Tumor-Board

Beim Tumor-Board stehen nur wenige Minuten zur Durchsprache der einzelnen Patienten zur Verfügung. Aus diesem Grund muss die Präsentation eines Falls möglichst schnell und gut verständlich durchgeführt werden. Hierbei helfen die festgehaltenen Erkenntnisse aus den vorherigen Arbeitsschritten.

(a) Infiltration der *A. carotis*

(b) Genaue Betrachtung in 2D

Abbildung 6.15: (a) Die rote Markierung auf der *A. carotis* weist darauf hin, dass das Gefäß von einem angrenzenden Lymphknoten infiltriert worden sein könnte. (b) Zur genauen Untersuchung wird die axiale 2D-Ansicht auf dem Detailfenster dargestellt und vergrößert. Zusätzlich werden die farblichen Überlagerungen der Segmentierungsmasken vorübergehend vom Arzt abgeschaltet.

Das größte Problem bei der Verwendung von 3D-Visualisierungen ist die eingeschränkte räumliche Wahrnehmung. Wenn nur Standbilder im Tumor-Board präsentiert werden könnten, so wären diese wenig hilfreich. Durch die Möglichkeit, alle Visualisierungsparameter der festgehaltenen Ergebnisse wiederherstellen zu können, die zu einer Entscheidung geführt haben, kann der Fall ausgehend von den festgehaltenen Ergebnissen interaktiv vorgestellt werden.

In einem Modellversuch wurde für die Vorstellung eines Patienten automatisch ein Video erzeugt, das die angefertigten Zustände aller festgehaltenen Ergebnisse als Key-Frame verwendet. Die Kamerapositionen sowie die eingeblendeten Strukturen werden zwischen den Zuständen interpoliert [MÜHLER et al., 2007]. Auf diese Art und Weise entstand ein ca. 82sek langes Video, welches alle wesentlichen Besonderheiten des Patienten vorgestellt hat. Es hat sich jedoch herausgestellt, dass ein Video kein geeignetes Medium für die Tumor-Board Besprechung ist. Auf der einen Seite wurde von den klinischen Partnern festgestellt, dass das Video wesentlich langsamer abgespielt werden müsste, um dem Inhalt gut folgen zu können. Auf der anderen Seite wurde das vorhandene Video bereits als zu lang für die Vorstellung beim Tumor-Board bewertet. Aus diesem Grund wird die interaktive Präsentation durch einen Chirurgen weiterhin bevorzugt.

6.7 Ergebnisse und klinische Evaluierung

Von den klinischen Partnern wurden anhand der in dieser Arbeit erstellten Visualisierungstechniken grundlegende Machbarkeitsstudien durchgeführt. Ziel war es zu überprüfen, ob 3D-Visualisierungen sinnvoll sind, bzw. einen tatsächlichen Vorteil gegenüber Schichtbildern bieten [HERTEL et al., 2006a, 2005a; STRAUSS et al., 2006a; KLEIN et al., 2006]. Außerdem wurde von FISCHER et al. [2008] evaluiert, ob der NSP die konkrete Planung beeinflusst.

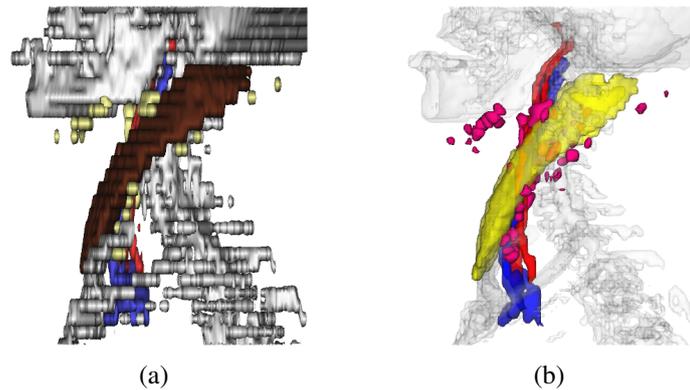


Abbildung 6.16: Zwei Beispielbilder aus der vergleichenden Studie: (a) Natürliche Farben, keine Transparenz für Knochen und Muskeln und ohne Glättung der Oberflächen. (b) Unnatürliche Farben mit hohem Kontrast zueinander, Transparenz für Knochen und Muskeln und aktivierte Glättung der Oberflächen.

6.7.1 Einfluss der Visualisierungsformen

Es wurde bisher nicht untersucht, ob eine dreidimensionale Darstellung aus chirurgischer Sicht einen Vorteil gegenüber der herkömmlichen Planung auf axialen Schichten bietet. Darüber hinaus gibt es keine konkreten Studien zu der Art der Visualisierung. KLEIN et al. [2006] evaluieren unterschiedliche Visualisierungsformen nach objektivierbaren Kriterien.

Fünf CT-Datensätze von Patienten mit einem PEC (Plain Epidermoid Carcinoma) des Oro-Hypopharynx wurden dreidimensional dargestellt. Der Tumor wurde dabei nicht angezeigt, um den Wiedererkennungswert bei den Chirurgen zu unterbinden. Die 3D-Darstellungen wurden mit unterschiedlichen Visualisierungsparametern (z.B. Transparenz, Farbe, Kantenglättung) aufgenommen. Abbildung 6.16 zeigt zwei Visualisierungen, die die verwendeten Parameter verdeutlichen. Zu den Parametern zählen:

- Mit oder ohne Glättung,
- Falschfarben oder natürliche Farbgebung und
- Verwendung von transparenten oder ausschließlich opaken Strukturen.

Die Evaluation erfolgte anschließend durch 15 Ärzte. Den Chirurgen wurden die 3D-Darstellungen der segmentierten Daten als Standbild von vorne, hinten, links und rechts gezeigt, oder als durchgehende Rotation um die senkrechte Achse. Die Chirurgen konnten die Bilder bzw. Videos über einen bestimmten Zeitraum hinweg studieren. Protokolliert wurden hinterher u.a. die Anzahl richtig erfasster vergrößerter Lymphknoten, die Einschätzung der Infiltration chirurgisch relevanter Strukturen und der subjektive Gesamteindruck.

Die Auswertung hat ergeben, dass die Bewertung der 3D-Modelle keinen signifikanten Vorteil gegenüber der schichtbasierten Darstellung zeigt. Bei den Visualisierungsparametern werden geglättete Modelle, natürliche Farbgebung und Transparenzen bevorzugt. Die Präsentation der Modelle als Standbild oder als sich drehendes Modell wird gleichermaßen akzeptiert.

Die Vorteile einer dreidimensionalen Abbildung von CT-Daten des Halses zur Operationsplanung konnte in dieser Studie nicht belegt werden. Dies ist aber vor allem darauf zurückzuführen, dass die Modelle in der Studie nicht interaktiv betrachtet werden konnten. Als diese Studie durchgeführt wurde, war der NSP noch im Aufbau, so dass eine interaktive Betrachtung noch nicht möglich war.

6.7.2 Evaluation des NSP in der Kopf- und Halschirurgie

Ziel der Studie von FISCHER et al. [2008] war es herauszufinden, ob durch die Verwendung des NSP ein Wechsel der operativen Strategie herbeigeführt wird, da durch die 3D-Visualisierungen ein besseres Verständnis der Anatomie des Patienten ermöglicht wird.

Die Evaluierung wurde über die Auswertung eines Fragebogens durchgeführt. Im Vorfeld wurden CT-Aufnahmen mit 1mm Schichtabstand von zehn Patienten aufgenommen. Nach der Durchführung der TNM-Klassifikation, inkl. einer Endoskopie, wurde die Entscheidungsbildung über den üblichen Weg der Sichtung der planaren Schichtbilder, des Endoskopiereports und der klinischen Befunde durchgeführt. Im Fragebogen wurde die Entscheidung über die Wahl der Neck Dissection sowie der angenommenen TNM-Klassifikation dokumentiert. In einem nächsten Schritt wurde den Chirurgen zur Planung der NSP zur Verfügung gestellt. Anschließend wurde im Fragebogen festgehalten, inwiefern geänderte Beurteilungen über vorliegende Risikostrukturen, ein Wechsel der operativen Strategie oder der erwarteten TNM-Klassifizierung vorliegen. Zusätzlich wurde über den so genannten Level-of-Trust (LOT) festgehalten, wie groß das Vertrauen des Chirurgen in den NSP ist [STRAUSS et al., 2006b].

In allen Fällen wurde die interaktive 3D-Visualisierung im Vergleich zur herkömmlichen Planung als hilfreich eingestuft. Über die Auswertung der 3D-Visualisierungen konnte auch die TNM-Klassifizierung zuverlässiger bestimmt werden. Positiv wurde bewertet, dass im NSP:

- die vorliegende Anatomie beliebig rotiert und vergrößert dargestellt,
- die Infiltration von pathologischem Gewebe in Risikostrukturen angedeutet und
- die vergrößerten Lymphknoten sowie deren räumliche Lage zu anliegenden Strukturen dargestellt werden kann.

Für minder erfahrene Chirurgen ist die 3D-Aufbereitung der Datensätze ebenfalls sehr hilfreich, womit der NSP auch als Trainingswerkzeug eingesetzt werden kann.

6.8 Zusammenfassung

Zu Beginn dieses Kapitels wurde der Hintergrund der Neck Dissection, insbesondere eine Einführung in die TNM-Klassifizierung und die möglichen Ausprägungen der Neck Dissections präsentiert.

Aus diesen Vorgaben wurden die notwendigen Voraussetzungen abgeleitet, die eine computergestützte Planung erfüllen muss. Das Design des daraufhin entworfenen Prototypen ist darauf gerichtet, möglichst viel Platz für die Visualisierung zur Verfügung zu stellen, 2D und 3D-Darstellungen zu integrieren und zu synchronisieren und direkt die typischen Fragen der OP-Planung zu unterstützen. Diese Aspekte sind wahrscheinlich übertragbar auf die Gestaltung anderer OP-Planungssysteme.

Vier Merkmale des NSP wurden von den klinischen Partnern als besonders hilfreich herausgestellt. Durch die Möglichkeit, die Erkenntnisse im NSP mit einem Screenshot zu speichern und diese zu einem späteren Zeitpunkt wieder herstellen zu können, wurde der Informationsaustausch extrem vereinfacht. Durch die synchronisierte 2D- und 3D-Darstellung und die Einblendung von Sicherheitsabständen können die vorliegenden anatomischen Verhältnisse leicht analysiert werden. Der LIFTCHART hilft bei der Selektion relevanter Schichten im CT-Datensatz.

Auch durch die Verbesserungen der schichtbasierten Darstellungen können die 3D-Visualisierungen nicht ersetzt werden. Gerade in der Interventionsplanung sind 3D-Visualisierungen besonders wichtig, um die räumlichen Verhältnisse zwischen den Strukturen korrekt einschätzen zu können. Um eine bestmögliche Korrespondenz zwischen diesen beiden Darstellungsformen sowie dem LIFTCHART zu erreichen, müssen die Darstellungsstile und Farbgebungen in allen Darstellungsformen wenn möglich identisch sein.

Nicht vorgestellt wurde in diesem Kapitel die konkrete Implementierung des NSP. Diese setzt auf das eigens im Zuge dieser Dissertation entwickelte MEDICAL EXPLORATION TOOLKIT (METK) auf [TIETJEN et al., 2008b; MÜHLER et al., 2008b]. Das METK¹ ist eine Erweiterung für die Rapid Prototyping-Umgebung MEVISLAB². Die Schraffurtechnik wurde letztendlich aus Software-technischen Gründen nicht in den Prototypen eingebunden, der an der Universitätsklinik installiert wurde.

¹<http://www.metk.net>

²<http://www.mevislab.de>

7 Zusammenfassung & Ausblick

Ziel dieser Arbeit war es, neue Visualisierungstechniken zu entwickeln, mithilfe derer komplexe Sachverhalte bei der Operationsplanung besser dargestellt werden können. Hierzu wurden Illustrationen in medizinischen Lehrbüchern und vorhandene Lösungen aus dem Bereich der Computergrafik untersucht. Zudem wurde analysiert, wie die visuelle Wahrnehmung besser unterstützt werden kann.

Als Ergebnis wurden Verfahren zur Visualisierung medizinischer Oberflächenmodelle mittels Stippling und Hatching entwickelt. Beide Verfahren können miteinander und mit normalem Oberflächen-Shading oder DVR kombiniert werden. Um die räumliche Wahrnehmung weiter zu verbessern, wurde ein illustratives Beleuchtungsmodell entworfen, das sich auf das Stippling und Hatching anwenden lässt.

In einem nächsten Schritt wurde untersucht, wie nicht nur die Darstellung einzelner Strukturen, sondern auch die Darstellung zusammenhängender Strukturen verbessert werden kann. Auch die direkte visuelle Unterstützung klinischer Fragestellungen stand im Vordergrund. Dem ersten Ziel dient der Section View sowie der Cut Away. Außerdem wurden diverse Techniken entwickelt, um Sicherheitsabstände und Größenverhältnisse besser einschätzen zu können. Dem zweiten Ziel dienen die entwickelten schichtbasierten Illustrationstechniken. Es wurden neue Ansätze zur verbesserten schichtbasierten Darstellung für die präoperative Planung und intraoperative Navigation vorgestellt. Dabei wurden die grundlegenden Probleme der schichtbasierten Visualisierungen, die mangelnde Übersicht über alle Schichten, die Lokalisierung von Zielstrukturen und die Anzeige von Sicherheitsabständen, deutlich verbessert. Für die intraoperative Visualisierung wurde das erweiterte Fadenzugkreuz und der Halo eingeführt. Die mangelnde Übersicht wurde durch den LIFTCHART behoben.

Im Fokus stand bei der Entwicklung auch die Verwendbarkeit der entwickelten Visualisierungstechniken im klinischen Umfeld, d.h. auch bei einer Kombination aller Techniken müssen gute Laufzeiten bei sehr komplexen anatomischen Modellen erreicht werden. Dies konnte bei allen Techniken umgesetzt werden. Eine Parametrisierung der Techniken durch den Endnutzer ist ebenfalls weitestmöglich vermieden worden.

Um die Anwendbarkeit der einzelnen Visualisierungstechniken erproben zu können, wurden sie in den NeckSurgeryPlanner integriert, welcher eigens hierfür implementiert wurde. Der Prototyp NeckSurgeryPlanner ist an der HNO-Klinik in Leipzig im klinischen Einsatz. Bisher wurden über 100 Datensätze mit dem NSP von den klinischen Partnern selbstständig aufbereitet. Die Erfahrungen und Anmerkungen, die dabei während der Planung mit dem NSP gesammelt wurden, wurden weitestgehend in den NSP integriert. Die Aufbereitung eines Falls wurde in der ZDF-Morgensendung *Volle Kanne-Service täglich* vorgestellt [ZDF, 2007]. In dem Beitrag wurde gezeigt, wie eine Zyste im Halsbereich mit dem NSP zur Patientenaufklärung und Operationsplanung visualisiert wurde. Es zeigte

sich sogar, dass der Chirurg auf Basis der neuen 3D-Visualisierungen eine schonendere Operationstechnik einsetzen konnte als ursprünglich vorgesehen.

Bei sehr transparenten Strukturen wurde die Abgrenzung der Ränder durch Silhouetten sehr positiv beurteilt. Die Hervorhebung pathologischer Strukturen durch die Warnfarbe Rot wurde bevorzugt. Der LIFTCHART konnte durch den klinischen Einsatz signifikant verbessert werden. So entstand die Idee der seitlich getrennten Zusammenfassung einer Strukturgruppe (z.B. Lymphknoten) im klinischen Einsatz. Für die Stippling-Technik konnte in diesem Zusammenhang kein sinnvoller Einsatz ermittelt werden. Da die illustrative Beleuchtung zurzeit nur auf opaken Modellen anwendbar ist, kam auch diese Technik leider nicht im NSP zum Einsatz.

7.1 Laufende Arbeiten

Im Laufe der Arbeit hat sich herauskristallisiert, dass die Darstellung einzelner Strukturen mit dedizierten Visualisierungstechniken allein nicht ausreichend ist, um komplexe räumliche Lagebeziehungen best- und schnellstmöglich auswerten zu können. Die Szenarien müssen nicht nur visualisiert, sondern auch vom Nutzer interaktiv exploriert werden. Die noch andauernden Arbeiten beschäftigen sich daher mehr mit dem Thema der Exploration. In der Arbeit von NEUGEBAUER [2007] wurden optimale Kamerapositionen automatisch bestimmt, um dem Benutzer die optimale Sicht auf eine gewünschte Struktur anzubieten. Die Szene selbst wird hierbei jedoch noch nicht angepasst. Dies ist das Thema der Arbeit von KELLERMANN [2009]. Hier werden in Abhängigkeit der Fokusstruktur(en) alle umliegenden Strukturen ausgeblendet, um die räumlichen Lagebeziehungen darstellen zu können. Schwierig ist es hierbei, den richtigen Grad zwischen der Ausblendung verdeckender Strukturen und Einblendung notwendiger Strukturen zu ermitteln.

Zudem hat sich herausgestellt, dass eine klinische Evaluierung der entwickelten Visualisierungstechniken allein nicht ausreichend ist, um objektive Aussagen über die Anwendbarkeit der Techniken machen zu können. Aus diesem Grund wurden zwei Diplomarbeiten zur objektiven Auswertung der visuellen Wahrnehmung in die Wege geleitet. In der Arbeit von HEROLD [2009] wurde erstmals der Versuch unternommen, interaktive 3D-Visualisierungen mit einem Eyetracking-Verfahren auszuwerten. Problematisch ist hierbei vor allem die Überlagerung mehrerer Objekte. In dieser Machbarkeitsstudie sollte herausgefunden werden, ob es möglich ist, das Fokusobjekt über die Betrachtung mehrerer Frames hinweg zu extrahieren. In der Arbeit von ADLER [2009] werden über Reaktionszeittests verschiedene Hervorhebungstechniken miteinander verglichen, um so Aussagen darüber treffen zu können, welche Technik am schnellsten wahrgenommen wird, und somit am stärksten auffällt bzw. hervorgehoben wird.

7.2 Kritische Anmerkungen & Ausblick

Bei dem entwickelten Stippling-Verfahren kann es vereinzelt zu sichtbaren Wiederholungsmustern auf ebenen Oberflächen kommen. Mithilfe der Wang-Tiles von COHEN et al.

[2003], bzw. einer Erweiterung auf Wang-Cubes sollten diese Muster entfernt werden können. Die momentan verwendete selbstähnliche Textur wurde einmalig von Hand erzeugt. Unter Verwendung von Wang-Tiles wäre dies ein sehr aufwändiger Vorgang, da die zu erstellenden Texturen weiterhin selbstähnlich und mit den anderen Varianten kombinierbar sein müssen. Das Penrose-Tiling von OSTROMOUKHOV et al. [2004] sollte es ermöglichen, diese selbstähnlichen Texturen automatisch zu erzeugen. In Kombination mit BRUCKNER & GRÖLLER [2007] wäre eine Modifikation des vorhandenen Verfahrens denkbar, um Stippling-Darstellungen im direkten Volumen-Rendering zu erstellen. Für den Texturzugriff der Style Transfer Functions müsste das Stippling hierfür auf eine Kreisscheibe abgebildet werden.

Beim Hatching wiesen die erzeugten Vektorfelder allgemein ein robustes Verhalten gegenüber den teilweise sehr rauen anatomischen Oberflächen auf. Nur an wenigen Stellen waren Singularitäten und Diskontinuitäten zu beobachten. Bezüglich der Parametrisierung waren diese kritischen Punkte im Vektorfeld die Ursache für sichtbare Texturverzerrungen. Eine Lösung dieses Problems besteht darin, die Größe der Dreiecke zu regularisieren. Erreicht werden kann dies beispielsweise durch ein Remeshing der betroffenen Dreiecke.

Mit der Arbeit von GASTEIGER [2007] wurde die Grundlage geschaffen, Strukturen mit verzerrungsfreien Texturen versehen zu können. Durch die Verwendung von realistischen Texturen, etwa aus intraoperativen Fotografien, könnte der Wiedererkennungswert der einzelnen Strukturen wesentlich verbessert werden.

In Abschnitt 3.1 wurden Verfahren vorgestellt, die Merkmalslinien anhand von Oberflächenkrümmung und Blickwinkel auf das Objekt generieren. Das kombinierte Vektorfeld aus krümmungs- und modellbasierter Richtungsinformation aus Abschnitt 4.4 könnte hier eine interessante Erweiterung zu den bestehenden Techniken liefern.

Die illustrative Schattierung ist zurzeit beschränkt auf die Anwendung mit ausschließlich opaken Oberflächen. Da pro Pixel am Bildschirm nur ein einziger Wert in der Schattierungskarte gespeichert wird, können nicht mehrere hintereinander liegende transparente Strukturen mit verschiedenen Schattierungswerten behandelt werden. Um diese Limitierung zu umgehen, wurden bereits erste Tests mit einer Abwandlung des Depth Peeling von EVERITT [2001] durchgeführt. Diese lieferten vielversprechende Ergebnisse. Bei dieser Modifizierung werden wie bei dem Depth Peeling die obersten Schichten (Layer) abgeschält. Anschließend wird für jeden dieser Layer eine Schattierungskarte berechnet, welche in einem nachfolgenden Schritt wieder zu einer Karte kombiniert werden.

Als Erweiterung der vorhandenen Schattierungsparameter sollten Ambient Occlusion und Color Bleeding nach RUIZ et al. [2008] und ROPINSKI et al. [2008] die Qualität der Schattierungskarte nochmal deutlich steigern. Eine Anwendung der Schattierungskarte auf die Farbsättigung bei farbigen Visualisierungen, oder auf den Transparenzgrad anstatt nur auf die Helligkeit wäre ebenfalls denkbar. Außerdem könnten weitere Gestaltungsprinzipien verwendet werden, wie beispielsweise Komposition, Balance, Harmonie und Einheit [FREEMAN, 2007]. Unklar ist jedoch, wie solche Einflüsse für interaktive 3D-Visualisierungen berechnet werden könnten.

Für den LIFTCHART sind diverse Erweiterungen denkbar. Die kritische Distanz zwischen zwei Strukturen könnte z.B. im LIFTCHART anstelle der Strukturen selbst als Farbkodierung eingeblendet werden. Die in dieser Arbeit verwendeten NPR-Visualisierungs-

stile Stippling, Hatching und Silhouetten könnten ebenfalls in den LIFTCHART mit aufgenommen werden. Die Übertragung dieser NPR-Techniken auf die Schichtbilder selbst wäre ebenfalls eine sinnvolle Erweiterung.

Im NeckSurgeryPlanner ist es zurzeit möglich, den Tumor und vergrößerte Lymphknoten gleichzeitig zu inspizieren und auf mögliche Infiltrationen in ihre Umgebung zu überprüfen. Nach ausführlichen Diskussionen mit den klinischen Partnern hat sich jedoch herausgestellt, dass zur Beurteilung der Operabilität Tumoren und Lymphknoten getrennt betrachtet werden, analog zur TNM-Klassifizierung. Von daher wäre es sinnvoll, die Komponente „Therapeutic Questions“ in zwei alternierende Komponenten zur T- und N-Klassifizierung mit den zugehörigen Details (Nähe zu Tumor/Lymphknoten) aufzulösen. Insbesondere 3D-Visualisierungen könnten so wesentlich aufgeräumter gestaltet werden. Von klinischer Seite aus wurde vorgeschlagen, andere klinische Befunde mit in den NSP einzubeziehen. Wenn der Tumor mittels Endoskop sichtbar ist oder per Tastbefund überprüft werden kann, sollte das Ergebnis dieser Untersuchungen in den Visualisierungen eingeblendet werden. Die Ergebnisse weichen auch zum Teil stark vom sichtbaren Befund in den CT-Daten ab. Eine Möglichkeit hierzu wäre, den Befund direkt in 3D einzuzeichnen [IGARASHI et al., 1999]. Des Weiteren wäre es hilfreich, Marker für entnommene Gewebeprobe zu setzen zu können.

Aus dem DFG-Forschungsprojekt heraus, welches auch diese Arbeit gefördert hat, wurde die Firma DORNHEIM MEDICAL IMAGES ausgegründet. Diese Firma hat u.a. die Ideen aus dieser Arbeit aufgegriffen und versucht gegenwärtig, diese zu einem Produkt weiterzuentwickeln.

Literaturverzeichnis

- [ADLER 2009] ADLER, Friederike: *Evaluierung von Hervorhebungstechniken in der medizinischen Visualisierung am Beispiel von Halsdatensätzen*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2009
- [AKENINE-MÖLLER & HAINES 2002] AKENINE-MÖLLER, Thomas ; HAINES, Eric: *Real-Time Rendering*. 2. Auflage. A. K. Peters Ltd., 2002
- [AKERS et al. 2003] AKERS, David ; LOSASSO, Frank ; KLINGNER, Jeff ; AGRAWALA, Maneesh ; RICK, John ; HANRAHAN, Pat: Conveying Shape and Features with Image-Based Relighting. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2003, S. 349–354
- [ALPER et al. 2001] ALPER, Cuneyt M. ; MYERS, Eugene N. ; EIBLING, David E.: *Decision Making in Ear, Nose, and Throat Disorders*. 1. Auflage. W.B. Saunders Company, 2001
- [ANDERSON et al. 1992] ANDERSON, Ed ; BAI, Zhiwen ; BISCHOF, Christian H. ; DEMMEL, James W. ; DONGARRA, Jack ; DU CROZ, Jeremy ; GREENBAUM, Anne ; HAMMARLING, Sven ; MCKENNEY, Alan ; OSTROUCHOV, Susan ; SORENSEN, Danny C.: *LAPACK's Users' Guide*. Society for Industrial and Applied Mathematics, 1992
- [ANDREWS 2006] ANDREWS, Bill: Introduction to Perceptual Principles in Medical Illustrations. In: *Illustrative Visualization for Medicine and Science*, ACM Press, 2006, S. 8–30. – Tutorial Notes
- [BADE 2008] BADE, Ragnar: *Interaktive und dynamische Visualisierung für die chirurgische Ausbildung und Interventionsplanung*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Dissertation, 2008
- [BADE et al. 2006] BADE, Ragnar ; HAASE, Jens ; PREIM, Bernhard: Comparison of Fundamental Mesh Smoothing Algorithms for Medical Surface Models. In: *Simulation und Visualisierung*, SCS Publishing House, 2006, S. 289–304
- [BADE et al. 2007] BADE, Ragnar ; KONRAD, Olaf ; PREIM, Bernhard: Reducing Artifacts in Surface Meshes Extracted from Binary Volumes. In: *Journal of WSCG* 15 (2007), Nr. 1–3, S. 67–74
- [BAER 2005] BAER, Alexandra: *Hardwaregestütztes Stippling von medizinischen Oberflächenmodellen*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2005

- [BAER et al. 2007] BAER, Alexandra ; TIETJEN, Christian ; BADE, Ragnar ; PREIM, Bernhard: Hardware-Accelerated Stippling of Surfaces Derived from Medical Volume Data. In: *IEEE/Eurographics Symposium on Visualization (EuroVis)*, Eurographics Association, 2007, S. 235–242
- [BAER et al. 2006] BAER, Alexandra ; TIETJEN, Christian ; SPINDLER, Martin ; PREIM, Bernhard: Hardwaregestütztes Stippling von medizinischen Oberflächenmodellen. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2006, S. 266–270
- [BAIR & HOUSE 2007] BAIR, Alethea ; HOUSE, Donald H.: Grid With a View: Optimal Texturing for Perception of Layered Surface Shape. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 13 (2007), Nr. 6, S. 1656–1663
- [BARTZ 2005] BARTZ, Dirk: Virtual Endoscopy in Research and Clinical Practice. In: *Computer Graphics Forum* 24 (2005), Nr. 1, S. 1–17
- [BAUDISCH & ROSENHOLTZ 2003] BAUDISCH, Patrick ; ROSENHOLTZ, Ruth: Halo: a Technique for Visualizing Off-Screen Locations. In: *SIGCHI conference on Human factors in computing systems* Bd. 5, ACM Press, 2003, S. 481–488
- [BAUMGART 1972] BAUMGART, Bruce G.: Winged Edge Polyhedron Representation / Stanford University. 1972 (CS-TR-72-320). – Forschungsbericht
- [BENICHOU & ELBER 1999] BENICHOU, Fabien ; ELBER, Gershon: Output Sensitive Extraction of Silhouettes from Polygonal Geometry. In: *Pacific Conference on Computer Graphics and Applications*, IEEE Computer Society Press, 1999, S. 60–69
- [BEYER et al. 2007] BEYER, Johanna ; HADWIGER, Markus ; WOLFSBERGER, Stefan ; BÜHLER, Katja: High-Quality Multimodal Volume Rendering for Preoperative Planning of Neurosurgical Interventions. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 13 (2007), Nr. 6, S. 1696–1703
- [BORGEFORS 1983] BORGEFORS, Gunilla: Chamfering: A Fast Method for Obtaining Approximations of the Euclidean Distance in N Dimensions. In: *Scandinavian Conference on Image Analysis (SCIA3)*, Springer Verlag, 1983, S. 250–255
- [BRAINLAB AG 2002] BRAINLAB AG: *IMRS/IMRT Brochure*. 2002
- [BRUCKNER & GRÖLLER 2007] BRUCKNER, Stefan ; GRÖLLER, Meister E.: Style Transfer Functions for Illustrative Volume Rendering. In: *Computer Graphics Forum* 26 (2007), Nr. 3, S. 715–724
- [BRUCKNER & GRÖLLER 2005] BRUCKNER, Stefan ; GRÖLLER, Meister E.: VolumeShop: An Interactive System for Direct Volume Illustration. In: *IEEE Visualization 2005*, IEEE Computer Society Press, 2005, S. 671–678

- [BUCHANAN & SOUSA 2000] BUCHANAN, J. ; SOUSA, M.: The Edge Buffer: A Data Structure for Easy Silhouette Rendering. In: *First international symposium on Non-photorealistic animation and rendering*, ACM Press, 2000, S. 39–42
- [BURGERT et al. 2007] BURGERT, Oliver ; ÖRN, Veronika ; VELICHKOVSKY, Boris M. ; GESSAT, Michael ; JOOS, Markus ; STRAUSS, Gero ; TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka: Evaluation of Perception Performance in Neck Dissection Planning using Eye Tracking and Attention Landscapes. In: *SPIE Conference on Medical Image Computing*, SPIE Press, 2007, S. 65150B
- [BURNS et al. 2007] BURNS, Michael ; HAIDACHER, Martin ; WEIN, Wolfgang ; VIOLA, Ivan ; GRÖLLER, Meister E.: Feature Emphasis and Contextual Cutaways for Multimodal Medical Visualization. In: *IEEE/Eurographics Symposium on Visualization (EuroVis)*, Eurographics Association, 2007, S. 275–282
- [BUSKING et al. 2008] BUSKING, Stef ; VILANOVA, Anna ; VAN WIJK, Jarke J.: Particle-Based Non-Photorealistic Volume Visualization. In: *The Visual Computer* 24 (2008), Nr. 5, S. 335–346
- [COHEN et al. 2003] COHEN, Michael F. ; SHADE, Jonathan ; HILLER, Stefan ; DEUSSEN, Oliver: Wang Tiles for Image and Texture Generation. In: *ACM Transactions on Graphics* 22 (2003), Nr. 3, S. 287–294
- [CORDES et al. 2006] CORDES, Jeanette ; DORNHEIM, Jana ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Preoperative Segmentation of Neck CT Datasets for the Planning of Neck Dissections. In: *SPIE Medical Imaging 2006: Image Processing* Bd. 6144, SPIE Press, 2006, S. 1447–1456
- [DECARLO et al. 2004] DECARLO, Doug ; FINKELSTEIN, Adam ; RUSINKIEWICZ, Szymon: Interactive Rendering of Suggestive Contours with Temporal Coherence. In: *Non-Photorealistic Animation and Rendering (NPAR)*, ACM Press, 2004, S. 15–24
- [DECARLO et al. 2003] DECARLO, Doug ; FINKELSTEIN, Adam ; RUSINKIEWICZ, Szymon ; SANTELLA, Anthony: Suggestive Contours for Conveying Shape. In: *30th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 2003, S. 848–855
- [DEUSSEN et al. 1999] DEUSSEN, Oliver ; HAMEL, Jörg ; RAAB, Andreas ; SCHLECHT-WEG, Stefan ; STROTHOTTE, Thomas: An Illustration Technique using Hardware-based Intersections and Skeletons. In: *Conference on Graphics Interface*, Morgan Kaufmann Publishers, 1999, S. 175–182
- [DEUSSEN et al. 2000] DEUSSEN, Oliver ; HILLER, Stefan ; OVERVELD, Cornelius ; STROTHOTTE, Thomas: Floating Points: A Method for Computing Stipple Drawings. In: *Computer Graphics Forum* 19 (2000), Nr. 3, S. 40–51

- [DIEPSTRATEN et al. 2003] DIEPSTRATEN, Joachim ; WEISKOPF, Daniel ; ERTL, Thomas: Interactive Cutaway Illustrations. In: *Computer Graphics Forum* 22 (2003), Nr. 3, S. 523–532
- [DONG & CLAPWORTHY 2005] DONG, Feng ; CLAPWORTHY, Gordon: Volumetric Texture Synthesis for Non-Photorealistic Volume Rendering of Medical Data. In: *The Visual Computer* 21 (2005), Nr. 7, S. 463–473
- [DONG et al. 2003] DONG, Feng ; CLAPWORTHY, Gordon ; LIN, Hai ; KROKOS, Meleagros A.: Nonphotorealistic Rendering of Medical Volume Data. In: *IEEE Computer Graphics & Applications* 23 (2003), Nr. 4, S. 44–52
- [DONG et al. 2001] DONG, Feng ; CLAPWORTHY, Gordon J. ; LIN, Hai ; KROKOS, Meleagros A.: Volume Rendering of Fine Details Within Medical Data. In: *IEEE Visualization*, 2001, S. 387–394
- [DOOLEY & COHEN 1990] DOOLEY, Debra ; COHEN, Michael F.: Automatic Illustration of 3D Geometric Models: Lines. In: *Interactive 3D Graphics*, ACM Press, 1990, S. 77–82
- [DORNHEIM et al. 2006] 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: *DAGM-Symposium*, 2006, S. 162–171
- [DORNHEIM et al. 2007] 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: *Academic Radiology* 14 (2007), Nr. 11, S. 1389–1399
- [DORNHEIM & DORNHEIM 2008] DORNHEIM, Lars ; DORNHEIM, Jana: Automatische Detektion von Lymphknoten in CT-Datensätzen des Halses. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2008, S. 308–312
- [EBERT & RHEINGANS 2000] EBERT, David ; RHEINGANS, Penny: Volume Illustration: Non-Photorealistic Rendering of Volume Models. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2000, S. 195–202
- [ECK et al. 1995] ECK, Matthias ; DEROSE, Tony ; DUCHAMP, Tom ; HOPPE, Hugues ; LOUNSBERRY, Michael ; STUETZLE, Werner: Multiresolution Analysis of Arbitrary Meshes. In: *Computer Graphics* 29 (1995), S. 173–182
- [ENGEL et al. 2006] ENGEL, Klaus D. ; HADWIGER, Markus ; KNISS, Joe M. ; CHRISTOF REZK-SALAMA, Daniel W.: *Real-Time Volume Graphics*. A. K. Peters Ltd., 2006
- [ENNS & RENSINK 1991] ENNS, James T. ; RENSINK, Ronald A.: Preattentive Recovery of Three-Dimensional Orientation from Line Drawings. In: *Psychological Review* 98 (1991), Nr. 3, S. 335–351

- [EVERITT 2001] EVERITT, Cass: Interactive Order-Independent Transparency / NVIDIA. NVIDIA, 2001. – Forschungsbericht. – URL http://developer.nvidia.com/object/Interactive_Order_Transparency.html. Link gefunden am 07.03.2009
- [FEINER & SELIGMANN 1992] FEINER, Steven ; SELIGMANN, Dorée D.: Cutaways and Ghosting: Satisfying Visibility Constraints in Dynamic 3D Illustrations. In: *The Visual Computer* 8 (1992), Nr. 5&6, S. 292–302
- [FISCHER et al. 2005] FISCHER, Jan ; BARTZ, Dirk ; STRASSER, Wolfgang: Illustrative Display of Hidden Iso-Surface Structures. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2005, S. 663–670
- [FISCHER et al. 2008] FISCHER, Milos ; MÜLLER, Stefan ; DIETZ, Andreas ; RICHTER, I. ; TIETJEN, Christian ; DORNHEIM, Jana ; PREIM, Bernhard ; STRAUSS, Gero: Clinical Evaluation of a Semiautomatic 3D-Visualization Software in Head and Neck Surgery. In: *Computer Aided Surgery around the Head – 5th International Symposium*, 2008
- [FLOATER & HORMANN 2004] FLOATER, Michael S. ; HORMANN, Kai: Surface Parameterization: a Tutorial and Survey. In: *Advances in Multiresolution for Geometric Modelling*, Springer Verlag, 2004, S. 157–186
- [FREEMAN 2007] FREEMAN, Michael: *Der fotografische Blick: Bildkomposition und Gestaltung*. 1. Auflage. Markt und Technik Verlag, 2007
- [FREUDENBERG et al. 2002] FREUDENBERG, Bert ; MASUCH, Maic ; STROTHOTTE, Thomas: Real-Time Halftoning: A Primitive for Non-Photorealistic Shading. In: *13th Eurographics Workshop on Rendering*, Eurographics, 2002, S. 227–231, 331
- [GASTEIGER 2007] GASTEIGER, Rocco: *Krümmungs- und modellbasierte Schraffierung auf patientenspezifischen, anatomischen Oberflächen*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2007
- [GASTEIGER et al. 2008] GASTEIGER, Rocco ; TIETJEN, Christian ; BAER, Alexandra ; PREIM, Bernhard: Curvature- and Model-Based Surface Hatching of Anatomical Structures Derived from Clinical Volume Datasets. In: *Smart Graphics*, Springer Verlag, 2008, S. 255–262
- [GERING et al. 1999] GERING, David T. ; NABAVI, Arya ; KIKINIS, Ron ; GRIMSON, W. Eric L. ; HATA, Nobuhiko ; EVERETT, Peter ; JOLESZ, Ferenc A. ; WELLS III, William M.: An Integrated Visualization System for Surgical Planning and Guidance using Image Fusion and Interventional Imaging. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, Springer Verlag, 1999, S. 809–819
- [GOLDFEATHER 2001] GOLDFEATHER, Jack: Understanding Errors in Approximating Principal Direction Vectors / University of Minnesota, Department of Computer Science and Engineering. 2001 (01–006). – Forschungsbericht

- [GOLDFEATHER & INTERRANTE 2004] GOLDFEATHER, Jack ; INTERRANTE, Victoria: A Novel Cubic-Order Algorithm for Approximating Principal Direction Vectors. In: *ACM Transaction on Graphics* 23 (2004), Nr. 1, S. 45–63
- [GOLDSTEIN 2002] GOLDSTEIN, E. B.: *Wahrnehmungspsychologie*. 2. Auflage. Spektrum, Akademischer Verlag, 2002
- [GOOCH et al. 1998] GOOCH, Amy ; GOOCH, Bruce ; SHIRLEY, Peter ; COHEN, Elaine: A Non-Photorealistic Lighting Model for Automatic Technical Illustration. In: *25th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press, 1998, S. 447–452
- [GOOCH & GOOCH 2001] GOOCH, Bruce ; GOOCH, Amy: *Non-Photorealistic Rendering*. A. K. Peters Ltd., 2001
- [GOOCH et al. 1999] GOOCH, Bruce ; SLOAN, Peter-Pike J. ; GOOCH, Amy ; SHIRLEY, Peter ; RIESENFELD, Richard F.: Interactive Technical Illustration. In: *Interactive 3D Graphics*, ACM Press, 1999, S. 31–38
- [GORLA et al. 2003] GORLA, Gabriele ; INTERRANTE, Victoria ; SAPIRO, Guillermo: Texture Synthesis for 3D Shape Representation. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 9 (2003), Nr. 4, S. 512–524
- [GRAY 1918] GRAY, Henry: *Anatomy of the Human Body*. Lea & Febiger, 1918
- [GU & YAU 2003] GU, Xianfeng ; YAU, Shing-Tung: Global Conformal Surface Parameterization. In: *Eurographics/ACM SIGGRAPH Symposium on Geometry Processing*, Eurographics Association, 2003, S. 127–137
- [GUHA et al. 2003] GUHA, Sudipto ; KRISHNAN, Shankar ; MUNAGALA, Kamesh ; VENKATASUBRAMANIAN, Suresh: Application of the Two-sided Depth Test to CSG Rendering. In: *Symposium on Interactive 3D Graphics*, ACM Press, 2003, S. 177–180
- [HAHN et al. 2001] HAHN, Horst K. ; PREIM, Bernhard ; SELLE, Dirk ; PEITGEN, Heinz-Otto: Visualization and Interaction Techniques for the Exploration of Vascular Structures. In: *IEEE Visualization*, 2001, S. 395–402
- [HALPER et al. 2003] HALPER, Nick ; ISENBERG, Tobias ; RITTER, Felix ; FREUDENBERG, Bert ; MERUVIA, Oscar ; SCHLECHTWEG, Stefan ; STROTHOTTE, Thomas: OpenNPAR: A System for Developing, Programming, and Designing Non-Photorealistic Animation and Rendering. In: *Pacific Graphics*, IEEE Computer Society Press, 2003, S. 424–428
- [HAMEL 2000] HAMEL, Jörg: *A New Lighting Model for Computer Generated Line Drawings*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Dissertation, 2000
- [HAR-PELED 2001] HAR-PELED, Sariel: A Practical Approach for Computing the Diameter of a Point-Set. In: *Symposium on Computational Geometry*, 2001, S. 177–186

- [HEROLD 2009] HEROLD, Stefan: *Bestimmung fokussierter Objekte in medizinischen, dreidimensionalen Visualisierungen mittels 2.5D-Eye-Tracking*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2009
- [HERTEL et al. 2005a] HERTEL, Ilka ; PREIM, Bernhard ; FEDROWITZ, Nils ; DIETZ, Andreas ; TIETJEN, Christian ; HINTZE, Jana ; CORDES, Jeanette ; TRANTAKIS, Christos ; STRAUSS, Gero: 3D-Visualisierung in der HNO-Chirurgie: Wird die zweiplanare Darstellung radiologischer Daten abgelöst? In: *HNO-Informationen* 84 (2005), Nr. 1, S. 231
- [HERTEL et al. 2005b] HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero ; HINTZE, Jana ; CORDES, Jeanette ; KRÜGER, Arno ; TIETJEN, Christian ; DIETZ, Andreas ; PREIM, Bernhard: Computer-Guided Visualization of the Skull Base – A New Approach in Preoperative Planning. In: *Skull Base – An Interdisciplinary Approach*, 2005, S. 81
- [HERTEL et al. 2006a] HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero ; SCHULZ, Thomas ; DORNHEIM, Jana ; CORDES, Jeanette ; KRÜGER, Arno ; TIETJEN, Christian ; BURGERT, Oliver ; DIETZ, Andreas ; PREIM, Bernhard: 3D Visualisation of CT-data for Surgical Planning in Trachea Resection: Proof of Concept. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier Science Publishers, 2006, S. 312–314
- [HERTEL et al. 2006b] HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero ; SCHULZ, Thomas ; DORNHEIM, Jana ; CORDES, Jeanette ; KRÜGER, Arno ; TIETJEN, Christian ; BURGERT, Oliver ; DIETZ, Andreas ; PREIM, Bernhard: Dreidimensionale Visualisierungen von Trachealstenosen zur chirurgischen Therapieplanung. In: *77. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf-und Hals-Chirurgie*, Rheinware Verlag, 2006, S. 41
- [HERTZMANN 1999] HERTZMANN, Aaron: Introduction to 3D Non-Photorealistic Rendering: Silhouettes and Outlines. In: *26th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*. ACM Press, 1999, Kap. Course Notes
- [HERTZMANN & ZORIN 2000] HERTZMANN, Aaron ; ZORIN, Denis: Illustrating Smooth Surfaces. In: *27th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 2000, S. 517–526
- [HÖHNE et al. 2001] HÖHNE, Karl H. ; PETERSIK, Andreas ; PFLESSER, Bernhard ; POMMERT, Andreas ; PRIESMEYER, Kay ; AL. et: *VOXEL-MAN 3D Navigator: Brain and Skull. Regional, Functional and Radiological Anatomy*. Springer Verlag, 2001. – CD-ROM
- [HÖHNE et al. 2003] HÖHNE, Karl H. ; PFLESSER, Bernhard ; POMMERT, Andreas ; PRIESMEYER, Kay ; RIEMER, Martin ; SCHIEMANN, Thomas ; SCHUBERT, Rainer ; TIEDE, Ulf ; FREDERKING, Hans ; GEHRMANN, Sebastian ; NOSTER, Stefan ; SCHUMACHER, Udo: *VOXEL-MAN 3D-Navigator: Inner Organs. Regional, Systemic and Radiological Anatomy*. Springer Verlag, 2003. – DVD-ROM

- [HODGES 1989] HODGES, Elaine R. S.: *The Guild Handbook of Scientific Illustration*. Van Nostrand Reinhold, 1989
- [HOPPE 1996] HOPPE, Hugues: Progressive Meshes. In: *23rd Annual Conference on Computer Graphics and Interactive techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press, 1996, S. 99–108
- [HORMANN et al. 1999] HORMANN, Kai ; GREINER, Günther ; CAMPAGNA, Swen: Hierarchical Parametrization of Triangulated Surfaces. In: *Vision, Modeling, and Visualization (VMV)*, Akademische Verlagsgesellschaft, 1999, S. 219–226
- [IGARASHI et al. 1999] IGARASHI, Takeo ; MATSUOKA, Satoshi ; TANAKA, Hidehiko: Teddy: A Sketching Interface for 3D Freeform Design. In: *26th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1999, S. 21
- [INTERRANTE et al. 1997] INTERRANTE, Victoria ; FUCHS, Henry ; PIZER, Stephen M.: Conveying the 3D Shape of Smoothly Curving Transparent Surfaces via Texture. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 3 (1997), Nr. 2, S. 98–117
- [INTERRANTE et al. 2002] INTERRANTE, Victoria ; KIM, Sunghee ; HAGH-SHENAS, Haleh: Conveying 3D Shape with Texture: Recent Advances and Experimental Results. In: *Human Vision and Electronic Imaging VII, SPIE 4662*, SPIE Press, 2002, S. 197–206
- [INTERRANTE 1997] INTERRANTE, Victoria L.: Illustrating Surface Shape in Volume Data via Principal Direction-Driven 3D Line Integral Convolution. In: *Computer Graphics* 31 (1997), Nr. Annual Conference Series, S. 109–116
- [INTERRANTE et al. 1995] INTERRANTE, Victoria L. ; FUCHS, Henry ; PIZER, Stephen M.: Enhancing Transparent Skin Surfaces with Ridge and Valley Lines. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 1995, S. 52–59
- [INTERRANTE & KIM 2001] INTERRANTE, Victoria L. ; KIM, Sunghee: Investigating the Effect of Texture Orientation on the Perception of 3D Shape. In: *Human Vision and Electronic Imaging VI* Bd. 4299, SPIE Press, 2001, S. 330–339
- [IRO et al. 2000] IRO, Heinrich ; UTTENWEILER, Viktor ; ZENK, Johannes: *Kopf-Hals-Sonographie – Eine Anleitung zur praxisbezogenen Ultraschalluntersuchung*. Springer Verlag, 2000
- [ISENBERG et al. 2003] ISENBERG, Tobias ; FREUDENBERG, Bert ; HALPER, Nick ; SCHLECHTWEG, Stefan ; STROTHOTTE, Thomas: A Developer’s Guide to Silhouette Algorithms for Polygonal Models. In: *IEEE Computer Graphics and Applications* 23 (2003), Nr. 4, S. 28–37
- [ISENBERG et al. 2002] ISENBERG, Tobias ; HALPER, Nick ; STROTHOTTE, Thomas: Stylizing Silhouettes at Interactive Rates: From Silhouette Edges to Silhouette Strokes. In: *Computer Graphics Forum* 21 (2002), Nr. 3, S. 249–258

- [JAINEK et al. 2008] JAINEK, Werner M. ; BORN, Silvia ; BARTZ, Dirk ; STRASSER, Wolfgang ; FISCHER, Jan: Illustrative Hybrid Visualization and Exploration of Anatomical and Functional Brain Data. In: *Computer Graphics Forum* 27 (2008), Nr. 3, S. 855–862
- [JANKE 2006] JANKE, Claudia: *Gestaltung einer präoperativen Software für den HNO-chirurgischen Bereich*, Hochschule Magdeburg-Stendal (FH), Fachbereich Industriedesign, Diplomarbeit, 2006
- [JANKE et al. 2006] JANKE, Claudia ; TIETJEN, Christian ; BAER, Alexandra ; ZWICK, Carola ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Design und Realisierung eines Softwareassistenten zur Planung von Halsoperationen. In: *Mensch & Computer 2006: Mensch und Computer im StrukturWandel*, 2006, S. 373–378
- [JUDD et al. 2007] JUDD, Tilke ; DURAND, Frédo ; ADELSON, Edward H.: Apparent Ridges for Line Drawing. In: *ACM Transactions on Graphics* 26 (2007), Nr. 3, S. 19
- [JULIANO & SANDMEL 2007] JULIANO, Jeff ; SANDMEL, Jeremy: *OpenGL Framebuffer Object Extension*. 2007. – URL http://www.opengl.org/registry/specs/EXT/framebuffer_object.txt. – Link gefunden am 07.03.2009
- [KANITSAR 2004] KANITSAR, Armin: *Curved Planar Reformation for Vessel Visualization*, Institute of Computer Graphics and Algorithms, Vienna University of Technology, Dissertation, 2004
- [KELLERMANN 2009] KELLERMANN, Kerstin: *Entwicklung eines semantischen Verfahrens zur automatischen Hervorhebung von Fokusstrukturen für die Exploration medizinischer Oberflächenmodelle*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2009
- [KETTNER 1999] KETTNER, Lutz: Using Generic Programming for Designing a Data Structure for Polyhedral Surfaces. In: *Computational Geometry: Theory and Applications* 13 (1999), Nr. 1, S. 65–90
- [KIM et al. 2004] KIM, Sunghee ; HAGH-SHENAS, Haleh ; INTERRANTE, Victoria: Conveying Shape with Texture: Experimental Investigations of Texture’s Effects on Shape Categorization Judgments. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 10 (2004), Nr. 4, S. 471–483
- [KIM et al. 2003a] KIM, Sunghee ; HAGH-SHENAS, Haleh ; INTERRANTE, Victoria L.: Conveying Shape with Texture: an experimental investigation of the impact of texture type on shape categorization judgments. In: *9th IEEE Symposium on Information Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2003, S. 163–170
- [KIM et al. 2003b] KIM, Sunghee ; HAGH-SHENAS, Haleh ; INTERRANTE, Victoria L.: Showing Shape with Texture: two directions seem better than one. In: *Human Vision and Electronic Imaging VIII* Bd. 5007, SPIE Press, 2003, S. 332–339

- [KINDLMANN 2004] KINDLMANN, Gordon: *Visualization and Analysis of Diffusion Tensor Fields*, University of Utah, Dissertation, 2004
- [KINDLMANN et al. 2003] KINDLMANN, Gordon L. ; WHITAKER, Ross T. ; TASHIZEN, Tolga ; MÖLLER, Torsten: Curvature-Based Transfer Functions for Direct Volume Rendering: Methods and Applications. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2003, S. 513–520
- [KIRSCH & DÖLLNER 2004] KIRSCH, Florian ; DÖLLNER, Jürgen: Rendering Techniques for Hardware-Accelerated Image-Based CSG. In: *Journal of WSCG 12 (2004)*, Nr. 2, S. 221–228
- [KIRSCH & DÖLLNER 2005] KIRSCH, Florian ; DÖLLNER, Jürgen: OpenCSG: A Library for Image-Based CSG Rendering. In: *USENIX Annual Technical Conference*, USENIX Association, 2005, S. 129–140
- [KLEIN et al. 2000] KLEIN, Allison W. ; LI, Wilmot W. ; KAZHDAN, Michael M. ; CORREA, Wagner T. ; FINKELSTEIN, Adam ; FUNKHOUSER, Thomas A.: Non-Photorealistic Virtual Environments. In: *27th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 2000, S. 527–534
- [KLEIN et al. 2006] KLEIN, Sophia ; STRAUSS, Gero ; HERTEL, Ilka ; BURGERT, Oliver ; TIETJEN, Christian ; DIETZ, Andreas ; PREIM, Bernhard: Der Einfluss der Visualisierung von dreidimensionalen radiologischen Befunden in der Halschirurgie. In: *77. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf-und Hals-Chirurgie*, Rheinware Verlag, 2006, S. 155
- [KOENDERINK 1984] KOENDERINK, J.J.: What does the occluding contour tell us about solid shape? In: *Perception* 13 (1984), Nr. 3, S. 321–330
- [KRÜGER et al. 2008] KRÜGER, Arno ; KUBISCH, Christoph ; PREIM, Bernhard ; STRAUSS, Gero: Sinus Endoscopy – Application of Advanced GPU Volume Rendering for Virtual Endoscopy. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 14 (2008), Nr. 6, S. 1491–1498
- [KRÜGER et al. 2005a] KRÜGER, Arno ; TIETJEN, Christian ; HINTZE, Jana ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Analysis and Exploration of 3D-Visualizations for Neck Dissection Planning. In: *Computer-Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, Elsevier Science Publishers, 2005, S. 497–503
- [KRÜGER et al. 2005b] 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)*, Eurographics Association, 2005, S. 295–302

- [LAKE et al. 2000] LAKE, Adam ; MARSHALL, Carl ; HARRIS, Mark ; BLACKSTEIN, Marc: Stylized Rendering Techniques For Scalable Real-Time 3D Animation. In: *First international symposium on Non-photorealistic animation and rendering*, ACM Press, 2000, S. 13–20
- [LAMADE et al. 2000] LAMADE, Wolfram ; GLOMBITZA, Gerald-P. ; FISCHER, Lars: The Impact of 3-Dimensional Reconstructions on Operation Planning in Liver Surgery. In: *Archives of Surgery* 135 (2000), Nr. 11, S. 1256–1261
- [LEE et al. 2006] LEE, Chang H. ; HAO, Xuejun ; VARSHNEY, Amitabh: Geometry-Dependent Lighting. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 12 (2006), Nr. 2, S. 197–207
- [LEHMANN 2008] LEHMANN, Dirk: *Segmentierung von Blutgefäßen des Halses in CT-Daten mittels stabiler Feder-Masse-Modelle*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2008
- [LI et al. 2007] LI, Wilmot ; RITTER, Lincoln ; AGRAWALA, Maneesh ; CURLESS, Brian ; SALESIN, David: Interactive Cutaway Illustrations of Complex 3D Models. In: *34th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 2007, S. 31
- [LIN et al. 2008] LIN, Juncong ; JIN, Xiaogang ; FAN, Zhengwen ; WANG, Charlie C. L.: Automatic PolyCube-Maps. In: *Geometric Modeling and Processing* Bd. 4975, Springer Verlag, 2008, S. 3–16
- [LINK et al. 2006] LINK, Florian ; KÖNIG, Matthias ; PEITGEN, Heinz-Otto: Multi-Resolution Volume Rendering with per Object Shading. In: *Vision, Modelling and Visualization*, 2006, S. 185–191
- [LIPPERT 2000] LIPPERT, Herbert: *Lehrbuch Anatomie*. 5., überarbeitete Auflage. Urban & Fischer Verlag, 2000
- [LOHMANN 1998] LOHMANN, Gabriele: *Volumetric Image Analysis*. Wiley and Teubner, 1998
- [LU & EBERT 2005] LU, Aidong ; EBERT, David S.: Example-based Volume Illustrations. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2005, S. 655–662
- [LU et al. 2002] LU, Aidong ; MORRIS, Christopher J. ; EBERT, David S. ; RHEINGANS, Penny ; HANSEN, Charles: Non-Photorealistic Volume Rendering Using Stippling Techniques. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2002, S. 211–218
- [LUFT et al. 2006] LUFT, Thomas ; COLDITZ, Carsten ; DEUSSEN, Oliver: Image Enhancement by Unsharp Masking the Depth Buffer. In: *ACM Transactions on Graphics* 25 (2006), Nr. 3, S. 1206–1213

- [MEYER et al. 2006] MEYER, Björn ; TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard: Schichtbasierte Illustration medizinischer Volumendaten zur intraoperativen Navigation. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2006, S. 335–339
- [MEYER 2005] MEYER, Björn: *Schichtbasierte Illustration von medizinischen Volumendaten*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2005
- [MÜHLER et al. 2008a] MÜHLER, Konrad ; CORDES, Jeanette ; TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard: Richtlinien für die Gestaltung chirurgischer Planungs- und Trainings-Software. In: *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*, CURAC, 2008, S. 241–242
- [MÜHLER et al. 2007] MÜHLER, Konrad ; NEUGEBAUER, Mathias ; TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard: Viewpoint Selection for Intervention Planning. In: *IE-EE/Eurographics Symposium on Visualization (EuroVis)*, Eurographics Association, 2007, S. 267–274
- [MÜHLER et al. 2008b] MÜHLER, Konrad ; TIETJEN, Christian ; RITTER, Felix ; PREIM, Bernhard: The Medical Exploration Toolkit - An efficient support for visual computing in surgical planning and training / Otto-von-Guericke Universität Magdeburg. 2008 (FIN-004-2008). – Forschungsbericht
- [MILLER 1994] MILLER, Gavin: Efficient Algorithms for Local and Global Accessibility Shading. In: *24th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1994, S. 319–326
- [NETTER 2002] NETTER, Frank H.: *Atlas of Human Anatomy*. 3. Auflage. ICON Learning Systems, 2002
- [NEUBAUER et al. 2004] NEUBAUER, André ; WOLFSBERGER, Stefan ; FORSTER, Marie-Therese ; MROZ, Lukas ; WEGENKITTL, Rainer ; BÜHLER, Katja: STEPS – An Application for Simulation of Transsphenoidal Endonasal Pituitary Surgery. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2004, S. 513–520
- [NEUGEBAUER 2007] NEUGEBAUER, Mathias: *Entwicklung eines Verfahrens zur parametrisierbaren Kamerapositionierung in medizinischen Visualisierungen*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2007
- [NEUGEBAUER et al. 2007] NEUGEBAUER, Mathias ; MÜHLER, Konrad ; TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard: Automatische Kamerapositionierung in komplexen medizinischen 3D-Visualisierungen. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2007 (Informatik aktuell), S. 318–322
- [OLSON & ZHANG 2006] OLSON, Matt ; ZHANG, Hao: Silhouette Extraction in Hough Space. In: *Computer Graphics Forum (Special Issue on Eurographics 2006)* 25 (2006), Nr. 3, S. 273–282

- [OSTROMOUKHOV et al. 2004] OSTROMOUKHOV, Victor ; DONOHUE, Charles ; JO-DOIN, Pierre-Marc: Fast Hierarchical Importance Sampling with Blue Noise Properties. In: *ACM Transactions on Graphics* 23 (2004), Nr. 3, S. 488–495
- [PASTOR et al. 2003] PASTOR, Oscar Ernesto M. ; FREUDENBERG, Bert ; STROTTHOTTE, Thomas: Real-Time Animated Stippling. In: *IEEE Computer Graphics and Applications* 23 (2003), Nr. 4, S. 62–68
- [PFISTERER 2008] PFISTERER, Roland: *Parametrisierbare illustrative Darstellung von medizinischen Oberflächenmodellen mit Schattierungskarten*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2008
- [PIEGL & TILLER 1995] PIEGL, Les ; TILLER, Wayne: Algorithm for Degree Reduction of B-Spline Curves. In: *Computer-Aided Design* 27 (1995), Nr. 2, S. 101–110
- [PLAISANT et al. 1996] PLAISANT, Catherine ; MILASH, Brett ; ROSE, Anne ; WIDOFF, Seth ; SHNEIDERMAN, Ben: LifeLines: Visualizing Personal Histories. In: *SIGCHI conference on Human factors in computing systems*, ACM Press, 1996, S. 221–227
- [PLAISANT et al. 1998] PLAISANT, Catherine ; MUSHLIN, Richard ; SNYDER, Aaron ; LI, Jia ; HELLER, Dan ; SHNEIDERMAN, Ben: LifeLines: Using Visualization to Enhance Navigation and Analysis of Patient Records / HCI Laboratory, University of Maryland. HCI Laboratory, University of Maryland, 1998 (CS-TR-3943). – Forschungsbericht
- [PRAUN et al. 2000] PRAUN, Emil ; FINKELSTEIN, Adam ; HOPPE, Hugues: Lapped Textures. In: *27th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 2000, S. 465–470
- [PRAUN et al. 2001] PRAUN, Emil ; HOPPE, Hugues ; WEBB, Matthew ; FINKELSTEIN, Adam: Real-Time Hatching. In: *28th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 2001, S. 579–584
- [PREIM & BARTZ 2007] PREIM, Bernhard ; BARTZ, Dirk: *Visualization in Medicine. Theory, Algorithms, and Applications*. Morgan Kaufmann Publishers, 2007
- [PREIM et al. 2002a] PREIM, Bernhard ; BOURQUAIN, Holger ; SELLE, Dirk ; PEITGEN, Heinz-Otto ; OLDHAFFER, Karl J.: Resection Proposals for Oncologic Liver Surgery based on Vascular Territories. In: *Computer Assisted Radiology and Surgery*, Elsevier Science Publishers, 2002, S. 353–358
- [PREIM et al. 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)* Bd. 1935, Springer Verlag, 2000, S. 608–617

- [PREIM & TIETJEN 2006] PREIM, Bernhard ; TIETJEN, Christian: Illustrative Rendering for Intervention Planning: Methods, Applications, Experiences. In: *Illustrative Visualization for Medicine and Science*, ACM Press, 2006, S. 108–123
- [PREIM et al. 2005] PREIM, Bernhard ; TIETJEN, Christian ; DÖRGE, Christina: NPR, Focussing and Emphasis in Medical Visualizations. In: *Simulation und Visualisierung 2005*, SCS European Publishing House, 2005, S. 139–152
- [PREIM et al. 2003] PREIM, Bernhard ; TIETJEN, Christian ; HINDENNACH, Milo ; PEITGEN, Heinz-Otto: Integration automatischer Abstandsberechnungen in die Interventionsplanung. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2003 (Informatik aktuell), S. 259–263
- [PREIM et al. 2002b] PREIM, Bernhard ; TIETJEN, Christian ; SPINDLER, Wolf ; PEITGEN, Heinz-Otto: Integration of Measurement Tools in Medical Visualizations. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2002, S. 21–28
- [PREPARATA & SHAMOS 1985] PREPARATA, Franco P. ; SHAMOS, Michael I.: *Computational Geometry: An Introduction*. Springer Verlag, 1985
- [QUINLAN 1994] QUINLAN, Sean: Efficient Distance Computation between Non-Convex Objects. In: *International Conference on Robotics and Automation*, 1994, S. 3324–3329
- [RASKAR & COHEN 1999] RASKAR, Ramesh ; COHEN, Michael: Image Precision Silhouette Edges. In: *ACM Symposium Interactive 3D Graphics*, ACM Press, 1999, S. 135–140
- [RAUTEK et al. 2008] RAUTEK, Peter ; BRUCKNER, Stefan ; GRÖLLER, Meister E.: Interaction-Dependent Semantics for Illustrative Volume Rendering. In: *Computer Graphics Forum 27* (2008), Nr. 3, S. 847–854
- [RAZDAN & BAE 2005] RAZDAN, Anshuman ; BAE, MyungSoo: Curvature Estimation Scheme for Triangle Meshes Using Biquadratic Bézier Patches. In: *Computer-Aided Design 37* (2005), Nr. 14, S. 1481–1491
- [REZK-SALAMA & KOLB 2006] REZK-SALAMA, Christof ; KOLB, Andreas: Opacity Peeling for Direct Volume Rendering. In: *Computer Graphics Forum 25* (2006), Nr. 3, S. 597–606
- [RIEDER et al. 2008] RIEDER, Christian ; RITTER, Felix ; RASPE, Matthias ; PEITGEN, Heinz-Otto: Interactive Visualization of Multimodal Volume Data for Neurosurgical Tumor Treatment. In: *Computer Graphics Forum 27* (2008), Nr. 3, S. 1055–1062
- [RITTER et al. 2006] RITTER, Felix ; HANSEN, Christian ; DICKEN, Volker ; KONRAD-VERSE, Olaf ; PREIM, Bernhard ; PEITGEN, Heinz-Otto: Real-Time Illustration of Vascular Structures for Surgery. In: *IEEE Transactions on Visualization 12* (2006), S. 877–884

- [RITTER et al. 2001] RITTER, Felix ; STROTHOTTE, Thomas ; DRESDEN, Oliver ; PREIM, Bernhard: Virtual 3D Puzzles: A New Method for Exploring Geometric Models in VR. In: *IEEE Computer Graphics and Applications* 21 (2001), Nr. 5, S. 11–13
- [ROBBINS et al. 1991] ROBBINS, K. T. ; MEDINA, Jesus E. ; WOLFE, Gregory T. ; LEVINE, Paul A. ; SESSIONS, Roy B. ; PRUET, Charles W.: Standardizing neck dissection terminology. Official report of the Academy's Committee for Head and Neck Surgery and Oncology. In: *Archives of Otolaryngology – Head & Neck Surgery* 117 (1991), Nr. 6, S. 601–605
- [ROGERS 1992] ROGERS, Andrew W.: *Textbook of Anatomy*. Churchill Livingstone, 1992
- [ROHEN et al. 2006] ROHEN, Johannes W. ; YOKOCHI, Chihiro ; LÜTJEN-DRECOLL, Elke: *Anatomie des Menschen*. 6. Auflage. Schattauer Verlagsgesellschaft, 2006. – 173 S
- [ROPINSKI et al. 2008] ROPINSKI, Timo ; MEYER-SPRADOW, Jennis ; DIEPENBROCK, Stefan ; MENSMANN, Jörg ; HINRICHS, Klaus H.: Interactive Volume Rendering with Dynamic Ambient Occlusion and Color Bleeding. In: *Computer Graphics Forum (Eurographics 2008)* 27 (2008), Nr. 2, S. 567–576
- [ROPINSKI et al. 2005] ROPINSKI, Timo ; STEINICKE, Frank ; HINRICHS, Klaus H.: Interactive Importance-Driven Visualization Techniques for Medical Volume Data. In: *Vision, Modeling, and Visualization (VMV)*, IOS Press, 2005, S. 273–280
- [RÖSSL & KOBBELT 2000] RÖSSL, Christian ; KOBBELT, Leif: Line-Art Rendering of 3D-Models. In: *Pacific Graphics* (2000), S. 87–96
- [RÖSSL et al. 2000] RÖSSL, Christian ; KOBBELT, Leif ; SEIDEL, Hans-Peter: Line Art Rendering of Triangulated Surfaces using Discrete Lines of Curvature. In: *8th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Interactive Digital Media (WSCG)*, University of West Bohemia, 2000, S. 168–175
- [RUIZ et al. 2008] RUIZ, Marc ; BOADA, Imma ; VIOLA, Ivan ; BRUCKNER, Stefan ; FEIXAS, Miquel ; SBERT, Mateu: Obscurance-based Volume Rendering Framework. In: *IEEE/EG International Symposium on Volume and Point-Based Graphics*, IEEE Computer Society Press, 2008, S. 113–120
- [RUSINKIEWICZ et al. 2006] RUSINKIEWICZ, Szymon ; BURNS, Michael ; DECARLO, Douglas: Exaggerated Shading for Depicting Shape and Detail. In: *ACM Transactions on Graphics* 25 (2006), Nr. 3, S. 1199–1205
- [RYAN & SCHWARTZ 1956] RYAN, T.A. ; SCHWARTZ, Carol B.: Speed of Perception as a Function of Mode of Representation. In: *American Journal of Psychology* 69 (1956), S. 60–69

- [SAITO & TAKAHASHI 1990] SAITO, Takafumi ; TAKAHASHI, Tokiichiro: Comprehensive Rendering of 3-D Shapes. In: *ACM SIGGRAPH Computer Graphics* 24 (1990), Nr. 4, S. 197–206
- [SALAH et al. 2005] SALAH, Zein ; BARTZ, Dirk ; STRASSER, Wolfgang: Illustrative Rendering of Segmented Anatomical Data. In: *Simulation und Visualisierung, SCS*, 2005, S. 175–184
- [SCHEIN & ELBER 2004] SCHEIN, Sagi ; ELBER, Gershon: Adaptive Extraction and Visualization of Silhouette Curves from Volumetric Datasets. In: *The Visual Computer* 20 (2004), Nr. 4, S. 243–252
- [SCHÖNE 1975] SCHÖNE, Wolfgang: *Differentialgeometrie*. 5. Auflage. BSB Teubner, 1975
- [SCHÜNKE et al. 2005] SCHÜNKE, Michael ; SCHULTE, Erik ; SCHUMACHER, Udo: *Prometheus: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Georg Thieme Verlag, 2005
- [SCHULZ 2005] SCHULZ, Christian: *Approximation von Krümmungsinformationen zur Umsetzung von Techniken zur illustrativen medizinischen Visualisierung*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2005
- [SECORD 2002] SECORD, Adrian: Weighted Voronoi Stippling. In: *Non-Photorealistic Animation and Rendering (NPAR)*, ACM Press, 2002, S. 37–43
- [SELLE et al. 2002] SELLE, Dirk ; PREIM, Bernhard ; SCHENK, Andrea ; PEITGEN, Heinz-Otto: Analysis of Vasculature for Liver Surgical Planning. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21 (2002), S. 1344–1357
- [SOBIN & WITTEKIND 2002] SOBIN, Leslie H. ; WITTEKIND, Christian: *TNM Classification of Malignant Tumours*. 6. Auflage. Wiley, 2002
- [SOBOTTA 2004] SOBOTTA, Johannes ; PUTZ, Reinhard (Hrsg.) ; PABST, Reinhard (Hrsg.): *Atlas der Anatomie des Menschen*. 21. Auflage. Urban & Fischer, 2004
- [SOUSA & PRUSINKIEWICZ 2003] SOUSA, Mario C. ; PRUSINKIEWICZ, Przemyslaw: A Few Good Lines: Suggestive Drawing of 3D Models. In: *Computer Graphics Forum* 22 (2003), S. 381–390
- [STRAUSS et al. 2006a] STRAUSS, Gero ; HERTEL, Ilka ; DORNHEIM, Jana ; CORDES, Jeanette ; BURGERT, Oliver ; SCHULZ, Thomas ; MEIXENSBERGER, Jürgen ; PREIM, Uta ; DIETZ, Andreas ; PREIM, Bernhard: Dreidimensionale Darstellung von CT-Datensätzen des Halses für die chirurgische Planung: Eine Machbarkeitsstudie. In: *Laryngo-Rhino-Otologie* 85 (2006), Nr. 10, S. 746–754
- [STRAUSS et al. 2005] STRAUSS, Gero ; KOULECHOV, Kiril ; RICHTER, Robert ; TRANTAKIS, Christos ; DIETZ, Andreas ; LÜTH, Tim: Navigated Control in Functional Endoscopic Sinus Surgery. In: *Int. Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 1 (2005), Nr. 3, S. 31–41

- [STRAUSS et al. 2006b] STRAUSS, Gero ; KOULECHOV, Kirill ; ROTTGER, Stefan ; BAHNER, Jenny ; TRANTAKIS, Christos ; HOFER, Mathias ; KORB, Werner ; BURGERT, Oliver ; MEIXENSBERGER, Jürgen ; MANZEY, Dietrich ; DIETZ, Andreas ; LÜTH, Tim: Evaluation of a Navigation System for ENT with Surgical Efficiency Criteria. In: *The Laryngoscope* 116 (2006), Nr. 4, S. 564–572
- [STROTHOTTE & SCHLECHTWEG 2002] STROTHOTTE, Thomas ; SCHLECHTWEG, Stefan: *Non-Photorealistic Computer Graphics: Modeling, Rendering, and Animation*. Morgan Kaufmann Publishers, 2002
- [SVAKHINE et al. 2005] SVAKHINE, Nikolai A. ; EBERT, David S. ; STREDNEY, Don: Illustration Motifs for Effective Medical Volume Illustration. In: *IEEE Computer Graphics and Applications* 25 (2005), Nr. 3, S. 31–39
- [SWEET & WARE 2004] SWEET, Graeme ; WARE, Colin: View Direction, Surface Orientation and Texture Orientation for Perception of Surface Shape. In: *Graphics Interface*, Canadian Human-Computer Communications Society, 2004, S. 97–106
- [TARINI et al. 2004] TARINI, Marco ; HORMANN, Kai ; CIGNONI, Paolo ; MONTANI, Claudio: PolyCube-Maps. In: *ACM Transactions on Graphics* 23 (2004), Nr. 3, S. 853–860
- [TAUBIN 1995] TAUBIN, Gabriel: Estimating the Tensor of Curvature of a Surface from a Polyhedral Approximation. In: *IEEE International Conference on Computer Vision*, IEEE Computer Society Press, 1995, S. 902–907
- [THIEL 2002] THIEL, Walter: *Photographischer Atlas der Praktischen Anatomie*. 2. Auflage. Springer Verlag, 2002
- [TIETJEN 2004] TIETJEN, Christian: *Evaluierung und Modifikation von Methoden zur Generierung von Liniengrafiken in der medizinischen Visualisierung*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2004
- [TIETJEN et al. 2005a] TIETJEN, Christian ; DORNHEIM, Jana ; KRÜGER, Arno ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Computer Assisted Surgery Planning for Neck Dissections. In: *Computer Aided Surgery around the Head – 3rd International Symposium* Bd. 17, VDI Verlag, 2005, S. 32–33
- [TIETJEN et al. 2008a] TIETJEN, Christian ; GASTEIGER, Rocco ; BAER, Alexandra ; PREIM, Bernhard: Curvature- and Model-Based Hatching of Patient-Specific Muscle Surfaces. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2008, S. 117–121
- [TIETJEN et al. 2005b] TIETJEN, Christian ; ISENBERG, Tobias ; PREIM, Bernhard: Combining Silhouettes, Surface, and Volume Rendering for Surgery Education and Planning. In: *IEEE/Eurographics Symposium on Visualization (EuroVis)*, Eurographics Association, 2005, S. 303–310

- [TIETJEN et al. 2009] TIETJEN, Christian ; KUBISCH, Christoph ; HILLER, Stefan ; PREIM, Bernhard: GPU-basierte Smart Visibility Techniken für die Planung von Tumor-Operationen. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2009, S. 272–276
- [TIETJEN et al. 2006a] TIETJEN, Christian ; MEYER, Björn ; SCHLECHTWEG, Stefan ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: Enhancing Slice-based Visualizations of Medical Volume Data. In: *IEEE/Eurographics Symposium on Visualization (EuroVis)*, Eurographics Association, 2006, S. 123–130
- [TIETJEN et al. 2008b] TIETJEN, Christian ; MÜHLER, Konrad ; RITTER, Felix ; KONRAD, Olaf ; HINDENNACH, Milo ; PREIM, Bernhard: METK – The Medical Exploration Toolkit. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2008, S. 407–411
- [TIETJEN et al. 2008c] TIETJEN, Christian ; PFISTERER, Roland ; BAER, Alexandra ; GASTEIGER, Rocco ; PREIM, Bernhard: Hardware-Accelerated Illustrative Medical Surface Visualization with Extended Shading Maps. In: *Smart Graphics*, Springer Verlag, 2008, S. 166–177
- [TIETJEN et al. 2006b] TIETJEN, Christian ; PREIM, Bernhard ; HERTEL, Ilka ; STRAUSS, Gero: A Software-Assistant for Pre-operative Planning and Visualization of Neck Dissections. In: *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*, CURAC, 2006, S. 176–177
- [TITTEL 1994] TITTEL, Kurt: *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. 12. Auflage. Gustav Fischer Verlag, 1994
- [TREISMAN & GELADE 1980] TREISMAN, Anne ; GELADE, Garry: A Feature-Integration Theory of Attention. In: *Cognitive Psychology* 12 (1980), Nr. 1, S. 97–136
- [VESALIUS 1543] VESALIUS, Andreas: *De Humani Corporis Fabrica*. National Library of Medicine, 1543
- [VIOLA & GRÖLLER 2005] VIOLA, Ivan ; GRÖLLER, Meister E.: Smart Visibility in Visualization. In: *EG Workshop on Computational Aesthetics in Graphics, Visualization and Imaging*, 2005, S. –
- [VIOLA et al. 2004] VIOLA, Ivan ; KANITSAR, Armin ; GRÖLLER, Meister E.: Importance-Driven Volume Rendering. In: *IEEE Visualization*, IEEE Computer Society Press, 2004, S. 139–145
- [WARE 2004] WARE, Colin: *Information Visualization: Perception for Design*. 2. Auflage. Morgan Kaufmann Publishers, 2004
- [WATT & WATT 1992] WATT, Alan ; WATT, Mark: *Advanced Animation and Rendering Techniques: Theory and Practice*. Addison-Wesley, 1992

- [WEBB et al. 2002] WEBB, Matthew ; PRAUN, Emil ; FINKELSTEIN, Adam ; HOPPE, Hugues: Fine Tone Control in Hardware Hatching. In: *Non-Photorealistic Animation and Rendering (NPAR)*, ACM Press, 2002, S. 53–58
- [WELZL 1991] WELZL, Emo: Smallest Enclosing Disks (Balls and Ellipsoids). In: *New Results and New Trends in Computer Science* Bd. 555, Springer Verlag, 1991, S. 359–370
- [WERNECKE 1994] WERNECKE, Josie: *The Inventor Mentor: Programming Object-Oriented 3D Graphics with Open Inventor, Release 2*. 1. Auflage. Addison-Wesley, 1994
- [WINKENBACH & SALESIN 1994] WINKENBACH, Georges ; SALESIN, David H.: Computer-Generated Pen-and-Ink Illustration. In: *21st Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques (SIGGRAPH)*, ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1994, S. 91–100
- [WOLFE 1994] WOLFE, Jeremy M.: Guided Search 2.0: A revised model of visual search. In: *Psychonomic Bulletin & Review* 1 (1994), Nr. 2, S. 202–238
- [XIE et al. 2007] XIE, Xuexiang ; HE, Ying ; TIAN, Feng ; SEAH, Hock-Soon ; GU, Xianfeng ; QIN, Hong: An Effective Illustrative Visualization Framework Based on Photic Extremum Lines (PELs). In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 13 (2007), Nr. 6, S. 1328–1335
- [YOUNG 2007] YOUNG, Christine: *Medical Illustration Source Book*. 20. Auflage. Serbin Communications, Inc., 2007
- [YUAN & CHEN 2004] YUAN, Xiaoru ; CHEN, Baoquan: Illustrating Surfaces in Volume. In: *VisSym'04, Joint IEEE/EG Symposium on Visualization*, Eurographics Association, 2004, S. 9–16, 337
- [YUAN et al. 2005] YUAN, Xiaoru ; NGUYEN, Minh X. ; ZHANG, Nan ; CHEN, Baoquan: Stippling and Silhouettes Rendering in Geometry-Image Space. In: *Eurographics Symposium on Rendering*, Eurographics Association, 2005, S. 193–200
- [ZANDER et al. 2004] ZANDER, Johannes ; ISENBERG, Tobias ; SCHLECHTWEG, Stefan ; STROTHOTTE, Thomas: High Quality Hatching. In: *Computer Graphics Forum* 23 (2004), Nr. 3, S. 421–430
- [ZDF 2007] ZDF: *Computergestützte Halschirurgie*. Fernsehbeitrag in Volle Kanne – Service täglich. Juli 2007
- [ZHOU et al. 2002] ZHOU, Jianlong ; HINZ, Manfred ; TÖNNIES, Klaus D.: Hybrid Focal Region-Based Volume Rendering of Medical Data. In: *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Springer Verlag, 2002, S. 113–116

Literaturverzeichnis

- [ZHU et al. 1997] ZHU, Ciyou ; BYRD, Richard H. ; LU, Peihuang ; NOCEDAL, Jorge: Algorithm 778: L-BFGS-B: Fortran subroutines for large-scale bound-constrained optimization. In: *ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS)* 23 (1997), Nr. 4, S. 550–560