

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg



Fakultät für Informatik
Institut für Simulation und Graphik

Diplomarbeit

Verwendung von Textur in der
Gefäßvisualisierung

Christian Hansen

Verwendung von Textur in der Gefäßvisualisierung

Diplomarbeit

an der

Fakultät für Informatik

der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von: Christian Hansen
geboren am: 11. Februar 1980
in: Frankfurt am Main
Matrikelnummer: 159834

1.Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Bernhard Preim
2.Gutachter: Dr.-Ing. Felix Ritter

Bearbeitungszeitraum 19. Oktober 2005 - 13. April 2006

Danksagung

Die vorliegende Diplomarbeit ist am Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung (MeVis) an der Universität Bremen entstanden. Für die freundliche Aufnahme und die große dort erfahrene Hilfsbereitschaft möchte ich mich herzlich bedanken, insbesondere bei meinen Betreuern Dr. Felix Ritter und Dr. Volker Dicken, die mich in hervorragender Weise fachlich betreuten und mit ihren guten Ideen und Ratschlägen zum Gelingen dieser Diplomarbeit beigetragen haben.

Besonderen Dank schulde ich auch Herrn Prof. Dr. Bernhard Preim, der den Kontakt zu MeVis herstellte und mich stets mit wichtigen fachlichen Ratschlägen und motivierenden Worten unterstützte.

Milo Hindenbach, Olaf Konrad-Verse und Wolf Spindler unterstützten mich bei Fragen zu MeVisLab und OpenInventor. Daniel Bloemers, Felix Förster, Rocco Gasteiger, Michael K.W. Hentze, Alexander Köhn, Lennart Nacke und Daniel Stucht trugen durch Korrekturlesen zur Qualität meiner Arbeit bei. Ihnen allen fühle ich mich zu Dank verpflichtet, da sie mir ihre Zeit und ihr Wissen zur Verfügung gestellt haben.

Sehr große Dankbarkeit gilt auch meinen Eltern, die mich während meines gesamten Studiums unterstützten. Ohne sie könnte ich diese Zeilen nicht schreiben.

Hinweise zum Lesen der Diplomarbeit

Im Anhang der Arbeit befindet sich ein Glossar, in dem fachspezifischen Begriffe erläutert werden. Beim ersten Auftreten eines im Glossar befindlichen Begriffes wird dieser im Text *kursiv* hervorgehoben.

Ist ein Ausdruck hingegen **fett** geschrieben, so ist er besonders wichtig für das Verständnis der nachfolgenden Abschnitte und Kapitel. Ferner dient diese Hervorhebung der Gegenüberstellung oder der Betonung von Begriffen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Klinischer Hintergrund	1
1.2	Motivation	2
1.3	Gliederung der Arbeit	4
2	Grundlagen und verwandte Arbeiten	5
2.1	Visualisierung unter Verwendung von Textur	5
2.1.1	Grundlegende Begriffe	5
2.1.2	Verwandte Arbeiten aus der Computergrafik	9
2.1.3	Texturen in medizinischen Illustrationen	14
2.2	Grundlagen der visuellen Wahrnehmung	19
2.2.1	Modelle zur Texturbereichstrennung	19
2.2.2	Wahrnehmung räumlicher Tiefe	22
2.3	Gefäßvisualisierung	25
2.3.1	Direktes Volumenrendering	25
2.3.2	Indirektes Volumenrendering	25
2.3.3	Modellbasierte Gefäßvisualisierung	26
3	Analyse und Entwurf	29
3.1	Generierung von Texturkoordinaten	29
3.1.1	Anforderungsanalyse	29
3.1.2	Algorithmisches Konzept	30
3.2	Szenarien für die texturunterstützte Gefäßvisualisierung	36
3.2.1	Anforderungsanalyse	36
3.2.2	Abstandsvisualisierung in Gefäßdarstellungen	38
3.2.3	Orientierung der Gefäßoberfläche relativ zum Betrachter	45
3.2.4	Visualisierung der Zusammengehörigkeit von Gefäßästen	50
3.2.5	Visualisierung des Verzweigungsgrades von Gefäßästen	51

4 Realisierung	55
4.1 Entwicklungswerkzeuge	55
4.1.1 OpenGL Shading Language	55
4.1.2 Entwicklungsumgebung MeVisLab	56
4.2 Generierung von Texturkoordinaten	58
4.3 Visualisierungsszenarien	62
5 Evaluierung	69
5.1 Vergleichskriterien	69
5.2 Hypothesen	70
5.3 Erstellung eines Fragebogens	72
5.3.1 Vorüberlegungen	72
5.3.2 Aufbau des Fragebogens	73
5.4 Auswertung	76
5.4.1 Statistische Tests	76
5.4.2 Beschreibung der untersuchten Population	77
5.4.3 Ergebnisse	77
5.5 Schlussfolgerungen	81
6 Ergebnisse	83
7 Zusammenfassung und Ausblick	91
Glossar	95
Literaturverzeichnis	99

1 Einleitung

Die vorliegende Diplomarbeit beschäftigt sich mit der Entwicklung eines Konzeptes zur Visualisierung von anatomischen Gefäßbäumen unter Verwendung von Textur. Dabei wird unter Textur (lat. *textura* = Gewebe) die Oberflächenstruktur von Objekten verstanden.

Im Rahmen dieser Arbeit steht der Einsatz von Textur für die *Multiparameterdarstellung* und die *intraoperative* Projektion von Gefäßbäumen im Zentrum der Betrachtung. Das entwickelte Konzept wurde als Teil der Entwicklungsumgebung MeVisLab implementiert und anhand klinisch relevanter Szenarien einer Evaluierung unterzogen.

1.1 Klinischer Hintergrund

Bei chirurgischen Eingriffen in der Medizin ist es wichtig, dass der ausführende Arzt die patientenindividuelle Anatomie, insbesondere die Lagebeziehungen wichtiger Gefäße eines betroffenen Organs, gut kennt, um ungewollte Verletzungen während der Operation zu vermeiden und die damit verbundenen Risiken zu minimieren. Für die Operationsplanung bedienen sich Chirurgen deshalb der Schnittbilder entsprechender Körperpartien, die mittels moderner bildgebender Verfahren wie *Computertomografie* und *Magnetresonanztomografie* gewonnen werden.

Der Erfolg einer Operation, wie beispielsweise der Resektion eines Tumors in der Leber, hängt davon ab, ob ein ausreichendes Restvolumen des betroffenen Organs erhalten werden kann. Dafür muss eine ausreichende Versorgung bestimmter Organregionen durch das zu Grunde liegende innere Gefäßsystem gewährleistet werden. Da der Verlauf der Gefäße innerhalb eines Organs in vielen Fällen sehr komplex ist, kann die räumliche Anordnung einzelner Gefäßäste bei Betrachtung der entsprechenden Schnittbilder nur ungenau mental rekonstruiert werden. Unter Verwendung spezieller Methoden der Computergrafik ist es möglich, eine 3D-Darstellung eines Organs aus den Schnittbildern des Patienten zu generieren. Durch das Vorliegen der Schnittbilder und der 3D-Darstellung eines Organs wird es dem Chirurgen ermöglicht, vor der Operation das optimale Vorgehen zu planen und die mit dem Eingriff verbundenen Risiken zu bewerten. Abb. 1.1 zeigt ein Beispiel für eine 3D-Darstellung der Leber, in der die Leberanatomie eines Patienten mit den zugehörigen Gefäßstrukturen visualisiert wird.

Die 3D-Darstellung eines Organs und dessen Gefäßstrukturen kann neben der Operationsplanung auch intraoperativ, also während eines Eingriffs, genutzt werden. Damit sollen dem Chirurgen während einer Operation Informationen über die räumliche Lage von chirurgischen Instrumenten in Relation zu wichtigen anatomischen Strukturen vermittelt werden [Preim und Peitgen, 2004].



Abb. 1.1: Medizinisch-technische Röntgenassistentin bei der Dokumentation eines Leberdatensatzes mit der Software MeVis LiverViewer.

1.2 Motivation

In den vergangenen Jahren wurden zahlreiche Verfahren zur Visualisierung von anatomischen Gefäßstrukturen entwickelt. Die bisher entwickelten Verfahren verwenden vorwiegend **Farbe**, um Gefäßparameter zu visualisieren. In einigen Anwendungsfällen ist der Einsatz von Farbe in einer Visualisierung jedoch nur eingeschränkt oder gar nicht möglich. Nicht nur aufgrund möglicher Farbfehlsichtigkeit des Betrachters, sondern auch wegen vielfältiger Probleme bei der Farbproduktion an Ausgabegeräten birgt eine Abbildung von Daten immer das Risiko einer Fehlinterpretation [Schumann und Müller, 2000, S. 168f].

Im Gegensatz dazu kommen Visualisierungen auf der Basis von **Textur** ohne den Einsatz von Farbe aus und vermeiden daher oben genannte Probleme. Darüber hinaus belegen zahlreichen Studien, dass texturierte Objektoberflächen die Formwahrnehmung von Objekten begünstigen [Kim et al., 2004].

Im Bereich der bildhaften Darstellung von anatomischen Gefäßstrukturen existieren jedoch noch keine Ansätze zur texturbasierten Visualisierung. Daher wird in der vorliegenden Arbeit die Verwendung von Textur als Visualisierungsparameter für Gefäßdarstellungen untersucht. Hierzu werden die folgenden klinischen Anwendungsmöglichkeiten betrachtet:

- Multiparameterdarstellungen von Gefäßsystemen
- Intraoperative Projektion von Gefäßdarstellungen

Die Anwendungsmöglichkeiten sollen im Folgenden erläutert und motiviert werden.

Multiparameterdarstellungen von Gefäßsystemen

Für die Operationsplanung sind für den Chirurgen eine große Anzahl von Daten von Interesse - beispielsweise der Abstand eines Gefäßes zu einem Tumor, der Verzweigungsgrad

eines Gefäßastes oder die Zusammengehörigkeit von Gefäßsystemen.

Ist nur **einer** dieser Parameter relevant, wird in der Regel eine farbliche Codierung des Gefäßbaumes gewählt. Probleme treten jedoch dann auf, wenn es wichtig ist, **mehrere** Parameter gleichzeitig in einem Bild darzustellen. Bei einer ausschließlich farblichen Codierung der Parameter enthält die Visualisierung oft zu viele Farben und kann nicht mehr effektiv interpretiert werden.

Hieraus motiviert sich die Entwicklung eines Visualisierungsverfahrens für Gefäßsysteme, welches neben einer farblichen Codierung zusätzlich geeignete Parameter über Textur darstellt.

Intraoperative Projektion von Gefäßdarstellungen

Eine intraoperative Projektion einer Gefäßdarstellung soll es ermöglichen, dem Chirurgen während des Eingriffs zusätzliche visuelle Informationen über die Lage von Gefäßen in einem Organ bereitzustellen. Bisher entwickelte Prototypen zur intraoperativen Projektion besitzen die Fähigkeit, **einfache Linienzüge** auf Knochengewebe zu projizieren und konzentrieren sich hauptsächlich auf die intraoperative *Registrierung* des zu projizierenden Geometriemodells mit dem Patienten [Glossop und Wang, 2003; Kahrs et al., 2005].

Für die Projektion eines Gefäßbaumes auf eine Organoberfläche (vgl. Abb. 1.2) ergeben sich höhere Anforderungen an die Visualisierung, da hier eine **komplexe, dreidimensionale Gefäßstruktur** als zu projizierendes Objekt vorliegt. Durch diesen Sachverhalt ergeben sich in der Praxis folgende Probleme:

1. Hinsichtlich der Annahme, dass die Augenposition eines Chirurgen während einer Operation annähernd gleich bleibt, ist die Wahrnehmung **bewegungsinduzierter Tiefenhinweise** wie *Bewegungsparallaxe* nur sehr eingeschränkt möglich¹.
2. Aufgrund unterschiedlicher Absorptionseigenschaften der Organoberfläche können **Farbwerte** und **Helligkeitsabstufungen** (Schattierungen) unter Umständen nicht korrekt wahrgenommen werden. Schattierungen begünstigen aber die Formwahrnehmung und erlauben Rückschlüsse auf Krümmung und die räumliche Orientierung eines Gefäßes.

Für einen Chirurgen ist die Wahrnehmung von räumlicher Orientierung und Tiefe eines Gefäßbaumes von hohem Interesse, da hierdurch der Verlauf einzelner Gefäße bewertet und die Abstände übereinander liegender Gefäßäste abgeschätzt werden können.

Aus dieser Problemstellung leitet sich die zweite Motivation der vorliegenden Arbeit ab: Die Entwicklung eines Visualisierungsverfahrens, welches unter Verwendung von Texturen eine farbreduzierte Darstellung eines Gefäßbaumes erstellt. Dabei sollen räumliche Orientierungs- und Tiefeninformationen der Gefäßäste mittels Textur codiert werden.

¹Die Wahrnehmung bewegungsinduzierter Tiefenhinweise ist überhaupt nur dann möglich, wenn die Kopfposition des Chirurgen kontinuierlich ermittelt und mit den Kameraeinstellungen der Gefäßvisualisierung abgeglichen wird. Andernfalls können gar keine bewegungsinduzierten Tiefenhinweise aus dem projizierten Bild ermittelt werden, da dann ein statisches Bild vorliegt.



Abb. 1.2: Erste Versuche, eine Gefäßdarstellung mit einem Lichtprojektor auf die Leberoberfläche eines Patienten zu projizieren. Die Durchführung erfolgte am Robert-Bosch-Krankenhaus Stuttgart im Rahmen eines Kooperationsprojektes zwischen MeVis und der Universität Karlsruhe.

1.3 Gliederung der Arbeit

Die vorliegende Arbeit ist wie folgt gegliedert:

- **Kapitel 2** beginnt mit der Analyse von **Grundlagen und verwandten Arbeiten** aus der Computergrafik. Weiterhin werden texturunterstützte Handzeichnungen aus Anatomieatlanten untersucht sowie relevante wahrnehmungspsychologische Grundlagen zur Textur- und Tiefenwahrnehmung behandelt. Ferner wird ein Verfahren für die modellbasierte Visualisierung von Gefäßbäumen vorgestellt, auf dem diese Arbeit aufbaut.
- **Kapitel 3** führt eine Anforderungsanalyse durch und präsentiert einen **Entwurf** für die texturunterstützte Visualisierung von Gefäßbäumen.
- **Kapitel 4** beschreibt die **Realisierung** des entworfenen Konzeptes. Hierbei werden Programmierwerkzeuge und Datenstrukturen sowie wichtige Implementierungsschritte dargelegt.
- **Kapitel 5** beschäftigt sich mit der **Evaluierung** der entwickelten Visualisierungsmethoden. Die Ergebnisse der Evaluierung geben Auskunft über den klinischen Nutzen.
- **Kapitel 6** präsentiert die **Ergebnisse** dieser Arbeit. Hierbei werden die entwickelten Visualisierungsmethoden in Form einzelner Beispielszenen gegenübergestellt.
- **Kapitel 7** fasst die Ergebnisse der Arbeit zusammen und bildet einen **Ausblick**. Der Autor beschreibt darin noch offene Fragestellungen und regt damit zu einer weiterführenden Betrachtung an.

2 Grundlagen und verwandte Arbeiten

In diesem Kapitel werden Grundlagen und verwandte Arbeiten behandelt, auf denen die im nachfolgenden Kapitel entwickelten Konzepte basieren. Nach der Erläuterung **grundlegender Begriffe** der texturunterstützten Visualisierung werden im ersten Abschnitt dieses Kapitels **verwandte Forschungsarbeiten** aus dem Gebiet der Computergrafik analysiert. Dabei liegt der Fokus auf Arbeiten der texturunterstützten Visualisierung, insbesondere aus dem Bereich des nicht-fotorealistischen Renderings (NPR) und der Multiparameterdarstellung.

Im Anschluss daran werden **Zeichentechniken** ausgewählter medizinischer Handzeichnungen im Hinblick auf die Verwendung von Textur untersucht, da in medizinischen Illustrationen der Einsatz von Textur seit langem von großer Bedeutung ist.

Des Weiteren ist ein Abschnitt dieses Kapitels der Erörterung wichtiger **Grundlagen der visuellen Wahrnehmung** gewidmet. Die Wahrnehmung von Texturen mit Hilfe des menschlichen Sehapparates stellt einen komplexen Vorgang dar, der seit Jahrzehnten Gegenstand der Forschung innerhalb der Wahrnehmungspsychologie ist. Der Abschnitt erläutert zum einen grundlegende Erkenntnisse der visuellen Texturwahrnehmung. Zum anderen werden wichtige Aspekte der räumlichen Wahrnehmung aufgeführt, die relevant für die Konzeptentwicklung der projizierten Gefäßdarstellung in Kapitel 3 sind.

Abschließend werden **Visualisierungsverfahren für Gefäßsysteme** betrachtet. Dabei liegt die modellbasierte Gefäßvisualisierung, auf der die vorliegende Arbeit aufbaut, im Zentrum der Betrachtung. Ferner werden alternative Gefäßvisualisierungsverfahren beleuchtet und gegenüber dem verwendeten Verfahren bewertet.

2.1 Visualisierung unter Verwendung von Textur

2.1.1 Grundlegende Begriffe

Textur

Der Begriff Textur wird in vielen Bereichen der Wissenschaft verwendet, allerdings in verschiedenem Kontext. So versteht ein Chemiker unter Textur das mikroskopische Erscheinungsbild von Flüssigkristallen, während in der Geologie darunter die räumliche Anordnung von Elementen eines Gesteins verstanden wird. Im Allgemeinen bezeichnet Textur die Beschaffenheit, die Struktur oder die Zusammensetzung von Objekten [Wikipedia, 2006].

Im Bereich der Wahrnehmungspsychologie wird unter dem Begriff Textur all das zusammengefasst, was vom Menschen visuell spontan als strukturiertes, jedoch noch einheitliches Gebiet wahrgenommen wird, wie zum Beispiel homogene Oberflächenstrukturen,

geometrische, eventuell periodische Muster und Mikrostrukturen [Schumann und Müller, 2000, S. 102].

In dieser Arbeit wird, wie einführend schon erwähnt, unter Textur die **Oberflächenstruktur von Objekten** verstanden. Oberflächenstruktur kann sowohl visuell als auch taktil wahrgenommen werden kann. Die vorliegende Arbeit bezieht sich jedoch ausschließlich auf visuelle Darstellungen.

In der Computergrafik wird Textur als ein **n-dimensionales Bild** definiert. Um das n-dimensionale Bild auf die Oberfläche eines Objektes aufzubringen, findet eine Abbildung statt, die als Texture Mapping bezeichnet wird.

Texture Mapping

Texture Mapping wurde erstmals im Jahre 1974 von Edwin Catmull vorgestellt und seitdem ständig weiterentwickelt. Catmull verwendete parametrisierte 3D-Oberflächen, wobei jedem Punkt auf der 3D-Oberfläche ein 2D-Punkt in einem Parameterraum zugeordnet wurde. Verfahren zum Texture Mapping laufen auch heute noch nach diesem Grundprinzip ab.

Generell wird unter Texture Mapping die Abbildung einer n-dimensionalen Textur auf eine Fläche im dreidimensionalen Raum verstanden [Heckbert, 1986]. Das Texture Mapping für zweidimensionale Texturen verläuft nach dem in Abb. 2.1 dargestellten Prinzip. Für ein Pixel (x,y) im **Bildraum** wird zuerst die Oberflächenposition (x,y,z) im **Objektraum** ermittelt. Dann werden für (x,y,z) mittels einer Projektorfunktion **Texturkoordinaten** (u,v) im **Texturraum** berechnet. Da u und v in der Regel im Bereich $[0, 1]$ liegen, rechnet eine Korrespondenzfunktion die ermittelten Werte in Pixelpositionen (s,t) der Textur um. Weiterhin behandelt die Korrespondenzfunktion Fälle, in denen die Werte von u und v außerhalb des Bereiches $[0, 1]$ liegen.

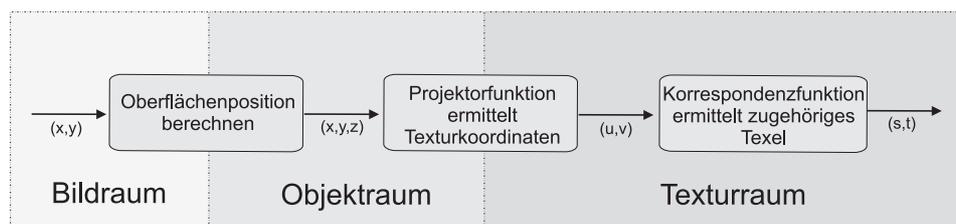


Abb. 2.1: Texture Mapping im Bildraum, Objektraum und Texturraum unter Verwendung von Projektor- und Korrespondenzfunktionen.

Sind einem Oberflächenpunkt im Objektraum demnach Texturkoordinaten zugeordnet, so kann das korrespondierende Texturelement, auch als **Texel** bezeichnet, in der Textur ermittelt werden. Für einfache geometrische Objekte wie Kugeln, Kegel, Zylinder können problemlos Projektorfunktionen durch Anwendung mathematischer Formeln ermittelt werden. Für komplexe Objekte wie z.B. einen Gefäßbaum ist das Finden einer geeigneten Projektorfunktion jedoch nicht trivial, insbesondere dann nicht, wenn Texturverzerrungen möglichst vermieden werden sollen.

Two-Part Texture Mapping

Für Objekte mit komplexer Geometrie wird in der Computergrafik häufig das Two-Part Texture Mapping verwendet, welches von Bier und Sloan [1986] eingeführt wurde. Dabei wird das Objekt - im Folgenden als **Zielobjekt** bezeichnet - von einem einfach parametrisierbaren **Zwischenobjekt** (z.B. Quader, Kugel, Zylinder) umhüllt. Das Two-Part Texture Mapping läuft in zwei Schritten ab:

1. Im ersten Schritt wird die Textur auf die Oberfläche des Zwischenobjekts abgebildet:

$$S : T(u, v) \rightarrow T'(x_i, y_i, z_i) \quad (2.1)$$

Diese Abbildung wird als **S-Mapping** bezeichnet.

2. Anschließend erfolgt die Abbildung von dem Zwischenobjekt auf das Zielobjekt:

$$O : T'(x_i, y_i, z_i) \rightarrow O(x_o, y_o, z_o) \quad (2.2)$$

Diese Abbildung wird als **O-Mapping** bezeichnet.

Beim Rendering wird für die Ermittlung der Projektorfunktion jedoch die umgekehrte Vorgehensweise benötigt. Zuerst wird also der Objektpunkt auf einen Punkt auf der Zwischenfläche abgebildet (O-Mapping) und danach erfolgt die Abbildung des Punktes auf der Zwischenfläche in den Texturraum (S-Mapping):

$$P : O \circ S = S(O(x_o, y_o, z_o)) \quad (2.3)$$

Häufig verwendete Formen des Two-Part Texture Mapping sind **Cube Mapping**, **Cylinder Mapping** und **Sphere Mapping**, bei denen entweder ein Würfel, ein Zylinder oder eine Kugel als Zwischenobjekt Verwendung findet. Je ähnlicher sich dabei Zwischenobjekt und Zielobjekt sind, desto weniger wird die Textur bei der Abbildung verzerrt.

Texturdimension

Eine Textur kann, wie schon erwähnt wurde, als ein-, zwei- oder dreidimensionale Textur vorliegen:

- **1D-Texturen** werden in der Computergrafik häufig als Lookup-Tabellen verwendet, z.B. für die Abschwächung von Lichtquellen oder die Abstufungen für nicht-photorealistic Effekte in einem Cartoon Shading [Lake et al., 2000].
- **2D-Texturen** repräsentieren zweidimensionale Bilddaten wie beispielsweise Fotografien oder Zeichnungen und sind die am häufigsten verwendete Texturart.
- **3D-Texturen** können als Schichten von 2D-Texturen aufgefasst werden und finden ihre Verwendung u.a. im Bereich der Visualisierung von medizinischen Volumendaten. Des Weiteren ist die Repräsentation prozedural generierter Volumendaten, wie z.B. Wolken, Holz oder Marmor, mit Hilfe von 3D-Texturen möglich.

Diskrete und prozedurale Texturen

In der Computergrafik wird zwischen diskreten Texturen und prozeduralen Texturen unterschieden. Bei **diskreten Texturen** ist für jedes Texel ein diskreter Wert in einer Tabelle abgespeichert. Der abgespeicherte Wert kann jederzeit ausgelesen werden. Bei **prozeduralen Texturen** berechnet sich der Wert des Texels hingegen durch Auswertung einer mathematischen Funktion.

Diskrete und prozedurale Texturen unterscheiden sich in vielen Eigenschaften. Welche der beiden Texturarten angemessen ist, muss für den jeweiligen Anwendungsfall entschieden werden. In Tabelle 2.1 werden die beiden Texturarten hinsichtlich Speicherplatzbedarf, Parametrisierbarkeit, Texturauflösung, Auswertung und Antialiasing bewertet.

	Diskrete Texturen	Prozedurale Texturen
Wenig Speicherplatzbedarf	–	++
Gute Parametrisierbarkeit	–	++
Gute Texturauflösung	+	++
Effiziente Auswertung	+	–
Unkompliziertes Antialiasing	+	–

Tabelle 2.1: Diskrete versus prozedurale Texturen.

Während der **Speicherplatzbedarf** bei prozeduralen Texturen vorteilhaft bei wenigen Kilobyte liegt, bewegt er sich bei diskreten Texturen oftmals im Megabytebereich. Besonders bei 3D-Texturen macht sich dieser Unterschied bemerkbar. Ein weiterer Vorteil von prozeduralen Texturen ist die **Parametrisierbarkeit**. So kann durch die Variation der Eingabeparameter einer prozeduralen Textur eine ganze Klasse von verwandten Texturen generiert werden, während diskrete Texturen auf ein statisches Texturbild beschränkt sind [Ebert et al., 2003, S. 14].

Prozedurale Texturen haben keine feste **Auflösung**, so dass sie unabhängig von ihrer Skalierung immer detailliert dargestellt werden [Ebert et al., 2003, S. 14]. Bei diskreten Texturen hingegen liegen, wie der Name schon sagt, diskrete Werte vor, so dass ab einem bestimmten Detailgrad die Diskretisierungsstufen wahrgenommen werden können. Zur Vermeidung dieses Effekts kann ein lineares Interpolationsverfahren¹ angewandt werden, welches jedoch zu einer Unschärfe des Texturbildes führt.

Ein Vorteil diskreter Texturen ist, dass die **Auswertung** eines Texels im Gegensatz zu prozeduralen Texturen relativ schnell erfolgt. Während bei prozeduralen Texturen für jedes Texel eine mathematische Funktion ausgewertet werden muss, kann der Texelwert einer diskreten Textur durch direktes Auslesen eines Tabellenwertes ermittelt werden. Des Weiteren sind **Aliasingartefakte** bei diskreten Texturen mit den heute zur Verfügung stehenden Antialiasingverfahren relativ einfach zu handhaben. Bei prozeduralen Texturen stellt die Behebung von Alisasingartefakten oft eine komplizierte Angelegenheit dar [Ebert et al., 2003, S. 15].

¹Beispielsweise kann in OpenGL der Funktion `GL_TEXTURE_MAG_FILTER` das Argument `GL_LINEAR` übergeben werden, um die lineare Interpolation zu verwenden.

2.1.2 Verwandte Arbeiten aus der Computergrafik

In diesem Unterabschnitt werden bisherige Arbeiten und Lösungsansätze aus dem Bereich der Computergrafik vorgestellt, auf denen die in Kapitel 3 entwickelten Konzepte basieren. Ein besonderes Augenmerk wird auf Arbeiten aus der **NPR-Computergrafik** sowie aus der **Multiparametervisualisierung** mittels Textur gelegt. Aus dem Bereich der NPR-Computergrafik werden zunächst Verfahren zur Visualisierung von Schraffur und Stippling vorgestellt. Zum Themenkomplex Multiparametervisualisierung werden anschließend verwandte Arbeiten zur texturunterstützten Visualisierung in Kombination mit Farbe aufgeführt und diskutiert.

Anfänge der texturunterstützten Visualisierung

Erste Ansätze zur Visualisierung mittels Schraffur wurden von Salisbury et al. [1994] veröffentlicht. Die darin vorgestellten Verfahren erlauben die Texturierung auf Bildebene unter Verwendung unterschiedlicher Texturen. Dabei malt der Benutzer mit einem „Pinsel“ auf der Bildebene; die Region, die der Pinsel bedeckt, wird mit einer zuvor ausgewählten Textur versehen. Unter Anwendung dieser Technik können Bilder wie in Abb. 2.2a erstellt werden.

Weitere Pionierarbeit auf dem Gebiet der Visualisierung mittels Schraffur wurde von Winkenbach und Salesin [1994] mit der Ausarbeitung eines Konzeptes zur Erstellung von 'Prioritized Stroke Textures' geleistet. Insbesondere die darin vorgestellten Verfahren zur *Schattierung* mittels Schraffur bieten faszinierende Erweiterungsmöglichkeiten, von denen einige in diesem Unterabschnitt noch vorgestellt werden. Die Darstellung in Abb. 2.2b wurde mit den entwickelten Techniken generiert. Bemerkenswert ist vor allem die unterschiedliche Schattierung der Ziegel und deren Umrisse, sowie die Visualisierung von *Schatten* mittels einer Kreuzschraffur (Cross-Hatching). In seiner Dissertation stellt Winkenbach [1996] darüber hinaus Techniken vor, mit denen computergenerierte Stippling-Darstellung erstellt werden können.

Die bisher vorgestellten Verfahren wurden nur für die Generierung von statischen Ausgabebildern konzipiert. Interaktive 3D-Visualisierungen waren aufgrund der damals vorhandenen Hardware nicht realisierbar.

Generierung von interaktiven, texturunterstützten 3D-Darstellungen

Von Lake et al. [2000] wurde erstmals ein interaktiver Ansatz zur texturunterstützten Visualisierung unter Verwendung von Schraffur vorgestellt. Das Besondere an dem Verfahren ist, dass hier **Beleuchtungsinformationen** und die **Objekt-ID** verwendet werden, um Objekte verschieden zu texturieren. Weiterhin findet eine **Überblendung von Texturen** statt, um eine Schattierung zu simulieren. Die Textur wird dabei von der Bildebene auf das Objekt projiziert, was zur Folge hat, dass sie bei Bewegung von Objekt oder Kamera auf dem Objekt wandert (Shower-Door-Effekt). Jedes Polygon wird dabei **mit einer Textur** versehen. Mit welcher Textur ein Polygon texturiert wird, entscheidet sich anhand der Beleuchtungsinformationen der zu einem Polygon gehörigen Eckpunkte. Wenn nötig, wird ein Polygon unterteilt und dessen Segmente separat texturiert.

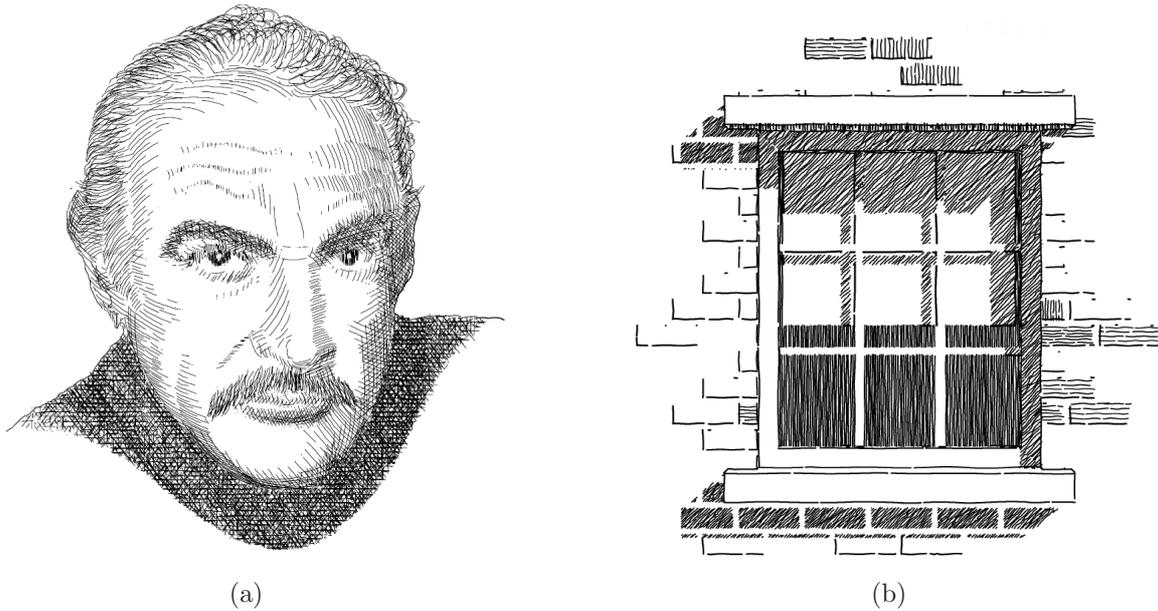


Abb. 2.2: Prioritized Stroke Textures. Quelle: [Salisbury et al., 1994; Winkenbach, 1996].

Während der vorherige Ansatz die Texturierung per Polygon erlaubt, wird von Praun et al. [2001] ein Verfahren vorgestellt, welches für jeden Eckpunkt eines Polygons eine Textur ermittelt und diese über das Polygon interpoliert. Die Arbeit basiert auf der Einführung so genannter Tonal Art Maps (**TAMs**). Neben der Möglichkeit, verschiedene Skalierungen einer Textur im Texturspeicher der Grafikkarte abzuspeichern (**MIP-Mapping**), können Texturattribute wie z.B. Orientierung und Dichte in einem Vorverarbeitungsschritt generiert und ebenfalls im Texturspeicher abgelegt werden.

Die Darstellung in Abb. 2.3 zeigt eine TAM mit vier Stufen für das MIP-Mapping und sechs Abstufungen für die Dichte der Schraffurlinien. Mit den heutzutage verfügbaren Grafikkarten ist eine Interpolation zwischen zwei Texeln unterschiedlicher Texturen in Echtzeit möglich, so dass Texturen stufenlos überblendet werden können.

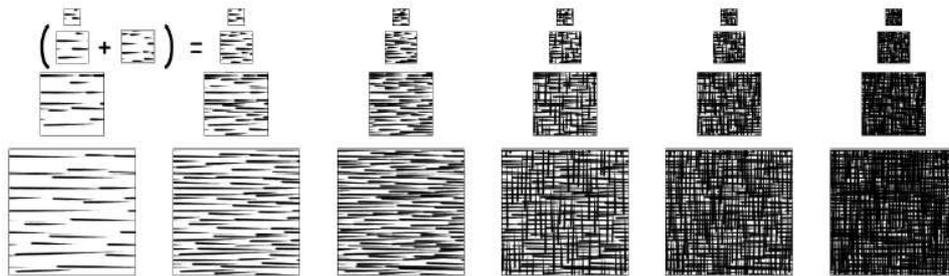


Abb. 2.3: Beispiel für eine Tonal Art Map. Horizontal wird die Dichte der Schraffurlinien abgestuft. Vertikal sind die einzelnen Mipmap-Stufen dargestellt. Quelle [Praun et al., 2001].

Während Praun et al. [2001] die Schattierung von Oberflächen über die **Dichte von Schraffurlinien** visualisieren, wird von Freudenberg [2003] eine prozedurale Textur vorgestellt, welche die **Linienbreite** in Abhängigkeit von Beleuchtungsinformationen

variiert, um den Eindruck einer Schattierung zu erzeugen (siehe Abb. 2.4). Dabei wird für jedes Texel der Textur die binäre Entscheidung getroffen, ob es schwarz oder weiß eingefärbt wird.



Abb. 2.4: Prozedurale Linientextur mit beleuchtungsabhängiger Liniendicke [Freudenberg, 2003].

Texturunterstützte Visualisierung mittels Punktierung (Stippling)

In diesem Unterabschnitt wurde bisher auf Texturierungsverfahren eingegangen, die auf der Basis von Schraffurlinien arbeiten. Neben Schraffur-Texturen eignen sich vor allem Stippling-Texturen hervorragend zur Generierung von illustrativen Darstellungen. In den Arbeiten von Winkenbach und Salesin [1994] wurden erstmals Techniken für das texturbasierte **Stippling auf Bildebene** vorgestellt. Pastor et al. [2003] stellen ein Verfahren vor, welches unter Verwendung von Progressive Meshes [Hoppe, 1996] eine **Punkthierarchie** auf Polygonnetzen generiert und damit eine **framekohärente Darstellung** erzeugt. Von Baer et al. [2006] wird ein hardwarebasiertes Stipplingverfahren beschrieben, welches mit Hilfe von TAMs eine Stippling-Darstellung generiert und dabei **Framekohärenz und Skalierbarkeit in Echtzeit** gewährleistet. In Abb. 2.5 wird die Oberfläche einer Leber mittels Stippling-Texturen visualisiert, wobei die Texturen (TAMs) in Abhängigkeit von der Beleuchtungsintensität überblendet werden.

Visualisierung von Bäumen

Interessante Verfahren zur Visualisierung von Bäumen wurden von Deussen und Strothotte [2000] vorgestellt. Sie entwickelten verschiedene Zeichenstile sowie skalierbare Abstraktionsstufen für die Darstellung der Baumstrukturen. In der Darstellung der Astverzweigung in Abb. 2.6 wird veranschaulicht, wie mit **Silhouettenlinien** und einer **Kreuzschraffur** eine abstrakte Darstellung mit gutem räumlichem Tiefeneindruck erzeugt werden kann. Um die Stellen zu detektieren, die mit einer Kreuzschraffur versehen werden sollen, wird ein konventionelles Beleuchtungsmodell auf das Geometriemodell angewandt und die Beleuchtungsintensität für jeden Oberflächenpunkt berechnet.

Die Verfahren von Deussen und Strothotte [2000] wurden insbesondere für Architektur- und Landschaftsvisualisierungen entwickelt und konzentrieren sich ausschließlich auf

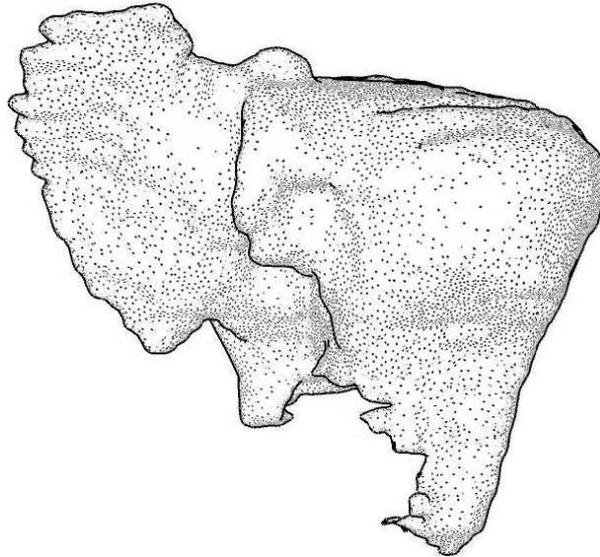


Abb. 2.5: Hardwaregestütztes Stippling einer Leberoberfläche. Quelle: [Baer, 2005].

ästhetische Aspekte der Baumvisualisierung. In der vorliegenden Arbeit werden hingegen Darstellungsmethoden für anatomische Gefäßbäume konzipiert, wobei die Visualisierung **klinisch relevanter Daten** wie beispielsweise Zusammengehörigkeit von Gefäßsystemen, Verzweigungstiefe von Gefäßästen oder Distanzen innerhalb eines Gefäßbaumes im Vordergrund steht.

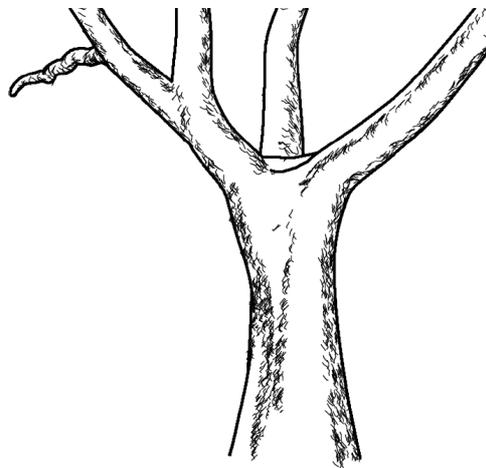


Abb. 2.6: Visualisierung einer Astverzweigung mittels Silhouetten und Kreuzschraffuren. Quelle: [Deussen und Strothotte, 2000].

Texturunterstützte Verfahren für die Multiparameterdarstellung

Shenas und Interrante [2005] stellen Techniken zur Visualisierung multivariater Daten vor, die unter gleichzeitiger Verwendung von Textur und Farbe mehr als drei unterschiedliche Datenwerte an einem Punkt visualisieren können. Dabei wird durch Anwendung einer Segmentierung auf **gewebeartigen 2D-Texturen** eine Einteilung in unterschiedliche Farbbereiche erreicht. Die unterschiedlich eingefärbten Texturbereiche werden in

Abhängigkeit des zu visualisierenden Datenwertes miteinander kombiniert, wie die Darstellung in Abb. 2.7 zeigt. Die Verfahren von Shenan und Interrante [2005] wurden für die Visualisierung von geographischen Daten, insbesondere für 2D-Karten, entwickelt. Sie lassen sich auf beliebige andere Oberflächen wie z.B. eine Gefäßoberfläche übertragen. Allerdings ergibt sich dabei das Problem, dass die detailreichen Strukturen innerhalb der Textur nur bei angemessener Skalierung effizient wahrgenommen werden. Weiterhin wäre abzuwägen, für welche klinischen Anwendungsfälle der kognitive Aufwand bei der Interpretation solcher farbcodierten Gewebestrukturen vertretbar wäre.

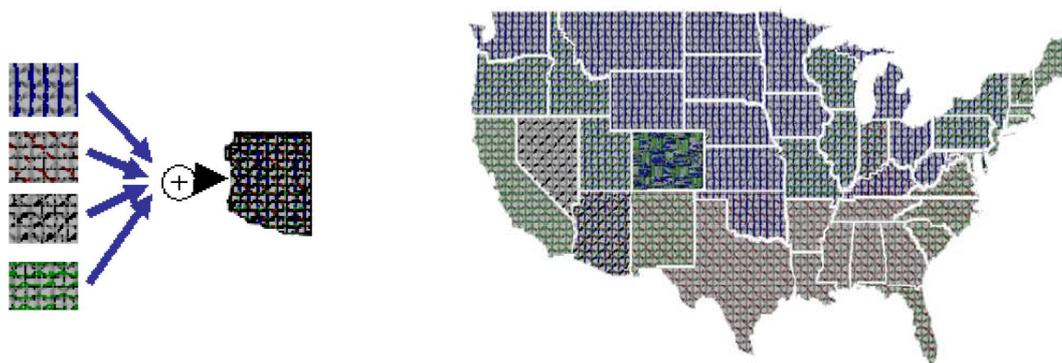


Abb. 2.7: Visualisierung von Multiparameterdaten unter Verwendung von Textur und Farbe. Quelle: [Shenas und Interrante, 2005].

Von Stoll et al. [2005] wird ein Verfahren aus dem Bereich der Strömungsvisualisierung vorgestellt, in dem Texturen verwendet werden, um die Strömungsrichtung zu visualisieren (vgl. Abb. 2.8). Als geometrische Objekte liegen Stromröhren (stream tubes) vor. Das Verfahren hat Gemeinsamkeiten mit dem in dieser Arbeit entwickelten Konzept: Neben einer farblichen Codierung wird hier ein zusätzliches Attribut unter Verwendung von Textur visualisiert. Ferner ähnelt sich die Geometrie der Strömröhren und der Gefäßstrukturen aufgrund ihres röhrenförmigen Aufbaus. Allerdings orientieren sich Stromröhren an einer Stromrichtung, während anatomische Gefäßbäume in der Regel eine hoch verzweigte und ineinander verflochtene Struktur darstellen. Weiterhin unterscheiden sich die zu visualisierenden Attribute aufgrund der unterschiedlichen Anwendungsfälle.

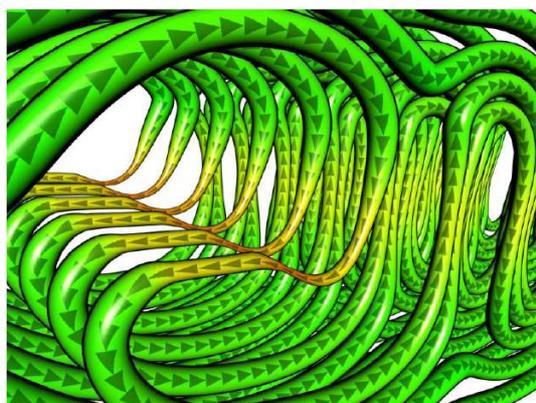


Abb. 2.8: Visualisierung der Strömungsrichtung mittels Textur. Quelle: [Stoll et al., 2005].

In diesem Unterabschnitt wurden verwandte Arbeiten aus dem Bereich der NPR-Computergrafik und der Multiparametervisualisierung aufgeführt und diskutiert. Der nachfolgende Abschnitt beschäftigt sich mit der Analyse von nicht-computergenerierten Grafiken aus Anatomieatlanten. Dabei werden ausgewählte Handzeichnungen im Hinblick auf die Verwendung von Textur untersucht.

2.1.3 Texturen in medizinischen Illustrationen

Anatomieatlanten werden von Studenten der Medizin genutzt, um Wissen über den Aufbau und die Funktion des menschlichen Körpers zu erlangen. Häufig werden Handzeichnungen verwendet, um komplexe Zusammenhänge dem Betrachter verständlich zu machen. Im Gegensatz zu Fotografien begrenzen gute Handzeichnungen die Information auf das Nötigste - wichtige Information wird hervorgehoben, unwichtige Information nicht dargestellt.

Von großer Bedeutung für die Visualisierung medizinischer Sachverhalte war das im Jahre 1543 erschienene Buch *De humani corporis fabrica*² von Andreas Vesalius. Um das Buch zu vervielfältigen, wurden die darin enthaltenen Zeichnungen mit Holzschnitt erstellt. Dabei verwendete man Textur in Form von Punktierung (**Stippling**) und Schraffur (**Hatching**), um die Zeichnungen in die Druckplatten zu gravieren. Beide Zeichentechniken sind bis heute als Stilmittel erhalten geblieben und werden in vielen medizinischen Illustrationen verwendet.

Anhand der im Folgenden aufgeführten Beispiele sollen die Möglichkeiten der texturunterstützten Visualisierung in medizinischen Illustrationen erläutert werden. Bei der Auswahl der Beispiele wurde ein Fokus auf texturierte Darstellungen von Gefäßsystemen gelegt.

Die Darstellung der Luftröhre, Lungenvene und Lungenarterie in Abb. 2.9 erreicht durch die Verwendung von drei unterschiedlichen Texturen eine gute **visuelle Unterscheidbarkeit** der einzelnen Gefäßsysteme. Die Texturen unterscheiden sich vor allem in ihrer Frequenz und Helligkeit. Die Ausrichtung der Schraffurlinien wird hier eingesetzt, um die runde Form der Gefäße zu verdeutlichen. Weiterhin ist auffallend, dass nur die Segmente der Gefäße eingezeichnet wurden, die für die Klärung des medizinischen Sachverhaltes nötig sind. Die Darstellung weist somit einen **hohen Abstraktionsgrad** auf, so dass die übermittelte Bildinformation sehr schnell wahrgenommen werden kann.

In der Illustration in Abb. 2.10 wird die Großhirnrinde mit ihren zahlreichen Windungen (Gyri) und Spalten (Sulci) dargestellt. Dabei wird der Eindruck einer Wölbung in Richtung des Betrachters mittels Schraffurlinien erzeugt. Ohne die Schraffurlinien wäre keine Information über die Objektform vorhanden. In der Computergrafik kann an dieser Stelle die Forminformationen auch durch Anwendung eines klassischen Schattierungsverfahren wie der *Phong-Schattierung* dargestellt werden, indem für jeden Oberflächenpunkt des Modells die Lichtreflexion berechnet wird. Von Kim et al. [2004] wurde allerdings mit der Durchführung zahlreicher Studien belegt, dass die klassischen Schattierungsverfahren für die Visualisierung von Formeigenschaften nicht optimal sind. Versuchsprobanden

²Übersetzung: *Über den Bau des menschlichen Körpers*

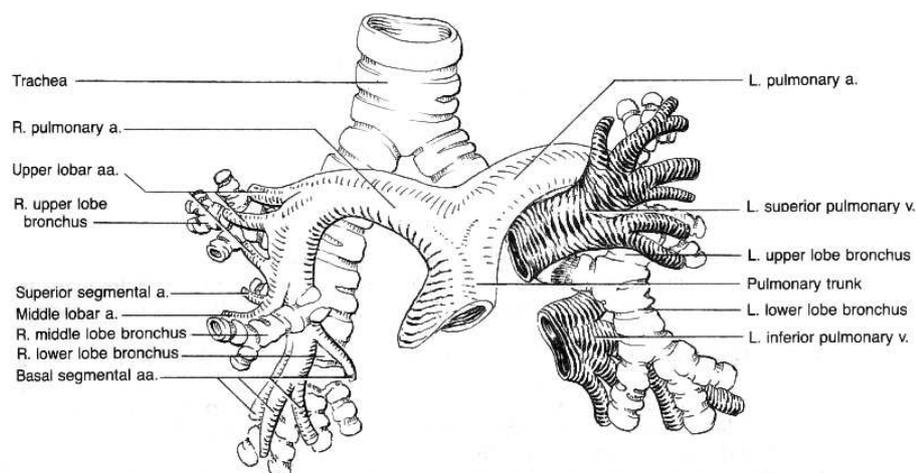


Abb. 2.9: Gemeinsame Darstellung von Segmenten der Luftröhre, Lungenvene und Lungenerterie. Quelle: [April, 1997].

konnten die Form von Objekten am Besten wahrnehmen, wenn zusätzlich zu einer klassischen Schattierung eine Schraffur auf das Objekt aufgebracht wurde.

Ein Vorteil der Schattierung mittels Schraffurlinien gegenüber den klassischen Schattierungsmethoden ist, dass mit wenigen Linienzügen eine Tiefeninformation codiert werden kann. Damit wird die Information, die der Betrachter wahrnehmen muss, auf das wesentliche reduziert und die Darstellung kann sehr effektiv durch das visuelle Wahrnehmungssystem verarbeitet werden.

In Abb. 2.11 wird das intraoperative Vorgehen bei einer Gefäßoperation illustriert. Auch hier wird Schraffur eingesetzt, um die runde Form der Gefäße zu vermitteln. Interessant an dieser Illustration ist, wie die Überschneidung der zwei Gefäßäste visualisiert wird. Durch die **unterschiedliche Orientierung der Schraffur** des weiter hinten liegenden Gefäßastes können beide Gefäßäste gut differenziert werden. Außerdem wird die visuelle Unterscheidbarkeit dadurch begünstigt, dass der obere Gefäßast einen **schraffierten Schatten** auf den weiter hinten liegenden Gefäßast wirft. Ferner projizieren die Operationsinstrumente sowie die beiden Gefäßäste einen schraffierten Schatten auf die detailärmer gezeichneten Organe im Bildhintergrund. Durch Anwendung dieser Technik wird neben, der Hervorhebung bestimmter Objekte, die Wahrnehmung räumlicher Tiefe begünstigt.

Die Darstellung des Bronchialbaumes in Abb. 2.12 ist ein weiteres Beispiel dafür, wie räumliche Tiefe mit Hilfe von Textur codiert werden kann. Während Gefäße, die weit vom Betrachter entfernt liegen, mit einer sehr dichten Schraffur versehen sind, weisen Gefäße mit geringerem Abstand eine geringe Dichte an Schraffurlinien auf. Um weiterhin die Verzweigungsebenen eines Gefäßes visuell unterscheidbar zu machen, variiert die Art der Schraffurlinien mit jeder Verzweigungsebene des Gefäßbaumes.

Beim Zeichnen der Luftröhre in Abb. 2.13 wurden **texturierte Streifen** verwendet, die entlang der Mittelachsen des Gefäßes angeordnet sind. Sie dienen, ähnlich wie die Schraffurlinien in den vorhergehenden Illustrationen, dazu, den Eindruck der rundlichen Form eines Gefäßes zu übermitteln. Außerdem werden in den Streifen weitere Informa-



Abb. 2.10: Großhirnrinde mit ihren zahlreichen Windungen und Spalten. Quelle: [Schumpelick et al., 2003].

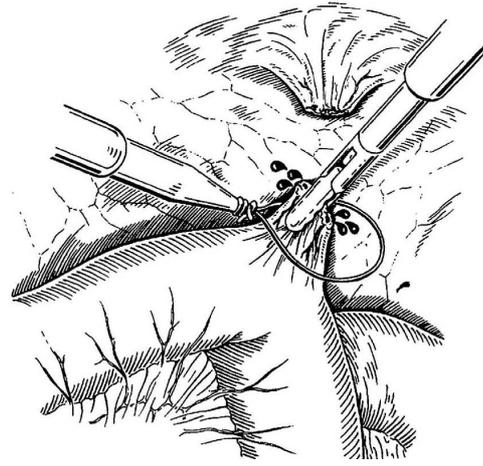


Abb. 2.11: Darstellung des Vorgehens während einer Gefäßoperation. Quelle: [Heller, 1993].

tionen wie Form und Oberflächenorientierung über Stippling codiert. Das verwendete Stippling ist von der Beleuchtung abhängig und erleichtert dem Betrachter die Formerkennung. In der Zeichnung ist weiterhin gut zu erkennen, wie der Verzweigungsgrad des Gefäßbaumes, ähnlich wie in Abb. 2.13, durch die Verwendung unterschiedlicher Texturen unterstrichen wird. Die Luftröhre verzweigt sich hierbei zuerst in die Hauptbronchien und wenig später in die Lappenbronchien.

Texturierte Streifen wie in Abb. 2.13 werden häufig in Illustrationen von Gefäßen verwendet. Die gezeichneten Streifen visualisieren oftmals den anatomischen Aufbau des Gefäßes. In den meisten Fällen handelt es sich dabei um Muskelgewebe, welches sich ringförmig um das Gefäß windet.

Neben dem Einsatz von Textur in Form von Schraffur und Stippling werden in medizinischen Illustrationen gelegentlich auch Formen und Symbole als Textur verwendet, wie Abb. 2.14a beispielhaft zeigt. Hier werden die unterschiedlichen Regionen der beiden Lungenlappen mittels Textur visuell voneinander abgetrennt. Bemerkenswert ist dabei, dass korrespondierende Lungenlappen sehr schnell zugeordnet werden können, da die verwendeten Texturen visuell stark differieren. Aus didaktischer Sicht eignen sich die verwendeten Symbole darüber hinaus hervorragend als Gedächtnisstütze für das Erlernen oder Behalten der zu Grunde liegenden medizinischen Fakten.

Eine ebenfalls gute Veranschaulichung eines medizinischen Sachverhalts wird in Abb. 2.14b illustriert. Hier werden Texturen eingesetzt, um die verschiedenen Regionen des Magens getrennt aufzuzeigen. Um die Texturen visuell besser differenzieren zu können, unterscheiden sie sich vor allem in Orientierung und Helligkeit.

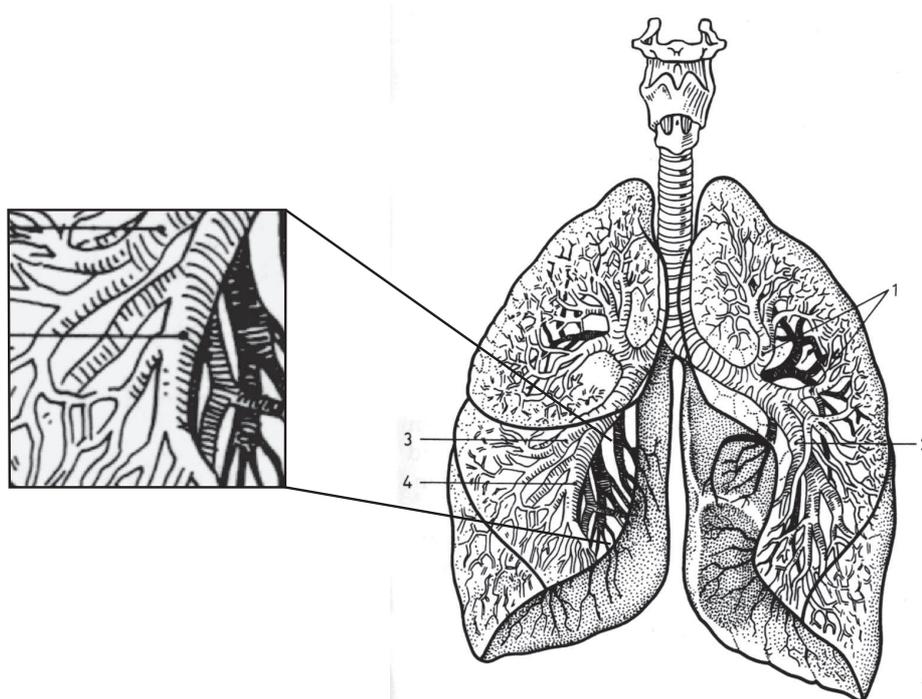


Abb. 2.12: Linker und rechter Lungenflügel mit zugehörigem Bronchialbaum. Links in der Detailansicht ist zu erkennen, wie die Schraffurdichte der einzelnen Gefäße mit der Entfernung zunimmt. Quelle: [Tittel, 1994].

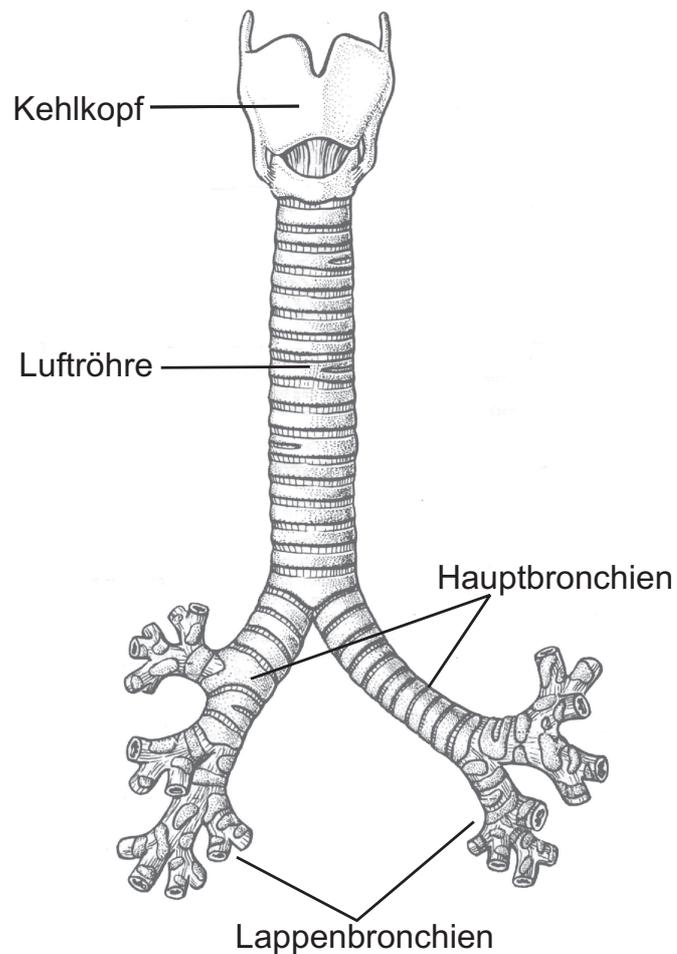


Abb. 2.13: Darstellung von Kehlkopf, Luftröhre, Haupt- und Lappenbronchien. Die Beschriftung der Zeichnung wurde im Vergleich zur ursprünglichen Darstellung zu Gunsten der Übersichtlichkeit verändert. Quelle: [Bertolini, 1992].

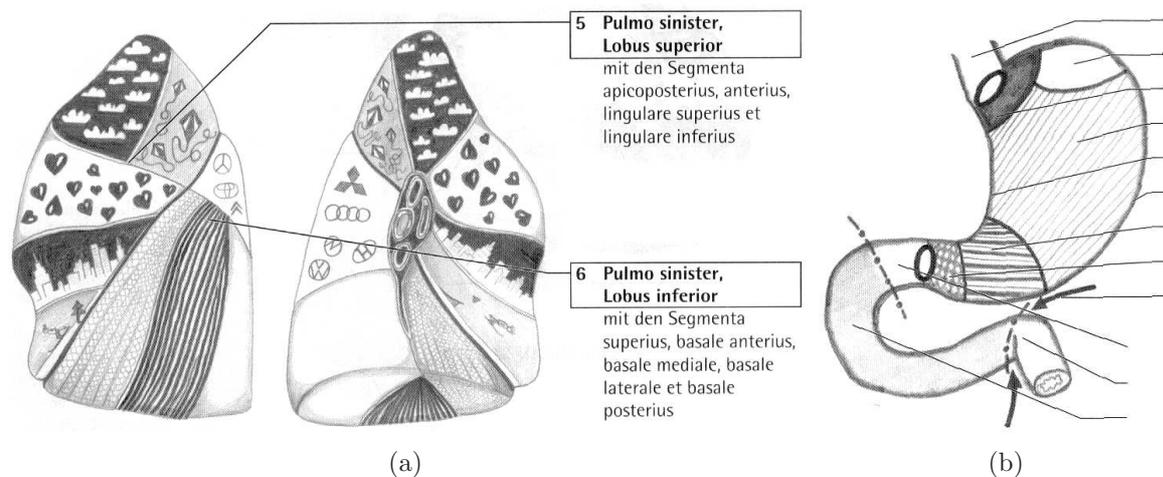


Abb. 2.14: Regionen der Lunge (links) und des Magens (rechts). Quelle: [Sander und Schwarz, 1998].

2.2 Grundlagen der visuellen Wahrnehmung

Für die Erstellung expressiver Visualisierungen sind Kenntnisse der visuellen Wahrnehmung erforderlich. In diesem Abschnitt werden Grundlagen der visuellen Wahrnehmungspsychologie vorgestellt, die wichtig für das Verständnis der in dieser Arbeit entwickelten Konzepte sind. Zuerst wird auf die **Texturbereichstrennung** beim Menschen eingegangen, die dafür verantwortlich ist, dass er Texturen visuell unterscheiden kann. Hier werden drei grundlegende Modelle zur Texturbereichstrennung aufgeführt und genauer betrachtet.

Im zweiten Unterabschnitt werden Aspekte der Wahrnehmung von räumlicher Tiefe, insbesondere die von **Texturgradienten**, untersucht.

2.2.1 Modelle zur Texturbereichstrennung

Die visuelle Texturbereichstrennung beim Menschen ist ein Mechanismus, der schon seit den 1970'er Jahren Gegenstand der wahrnehmungspsychologischen Forschung ist. Grundsätzlich wird von der These ausgegangen, dass die Texturbereichstrennung bei den meisten Menschen nach gleichen Grundsätzen funktioniert und unabhängig von zusätzlichem Wissen ist. Allerdings ist die Frage offen, wie die Stärke der Unterscheidbarkeit von Texturen empfindungsgemäß bestimmt werden kann.

Differenzen in der Merkmalsintensität

Die ersten Theorien zur Texturbereichstrennung lieferte der Wahrnehmungspsychologe Jakob Beck im Jahre 1972. Er stellte fest, dass die verantwortlichen Faktoren für die Unterscheidung von Texturen nicht die gleichen sind, mit denen wir Ähnlichkeit einzelner Elemente wahrnehmen. Nach Beck werden Texturen, die aus vielen gleichartigen Elementen zusammengesetzt sind (Abb. 2.15a), sehr viel stärker durch unterschiedliche Orientierung separiert als durch unterschiedliche Form, während einzelne Elemente (Abb. 2.15b) besser durch ihre Form, als durch ihre Orientierung voneinander unterschieden werden können.

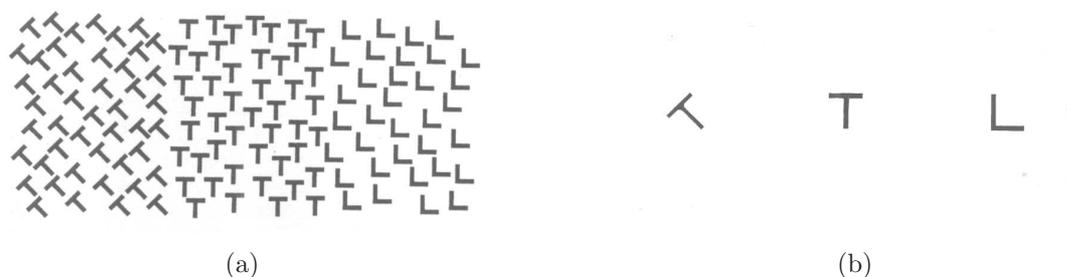


Abb. 2.15: Unterscheidung von Texturen und Ähnlichkeit von Elementen: Während die senkrechten *T*'s besser von den schrägen *T*'s separiert werden können als von den *L*'s (a), kann das *T* von dem *L* besser separiert werden als von dem schrägen *T* (b).Quelle: [Palmer, 1999].

Aus einer Vielzahl von Versuchen kam Beck weiterhin zu dem Ergebnis, dass die Texturbereichstrennung auf **Differenzen in der Merkmalsintensität** einzelner Attribute wie Linienorientierung, Farbe, Helligkeit, Größe und Bewegung zurückzuführen ist [Palmer, 1999].

Elementarmerkmale und die Textontheorie

Weitere interessante Erkenntnisse für die Texturbereichstrennung wurden 1981 von Bela Julesz veröffentlicht [Julesz, 1981]. Er macht eine klare Trennung zwischen Texturen, die **präattentiv** unterschieden werden können und Texturen, bei denen ein **bewusster Prüfungsvorgang** während der Texturbereichstrennung stattfindet [Palmer, 1999]. Julesz belegte in diesem Zusammenhang, dass die Wahrnehmung von Texturen in zwei Stufen abläuft:

1. Auf der ersten Stufe, der Stufe der **präattentiven Verarbeitung**, wird das Reizmuster in **Elementarmerkmale** zerlegt. Diese erste Stufe ist sehr bedeutend für das Erstellen effektiver Visualisierungen, da die Verarbeitung parallel, sehr schnell und unbewusst abläuft.
2. Auf der zweiten Stufe, der Stufe der **attentiven Verarbeitung** werden diese Elementarmerkmale zu einem Ganzen zusammengefasst. Hier liegt eine serielle, aufmerksamkeitsgerichtete Verarbeitung vor, welche, abhängig vom Komplexitätsgrad der Problemstellung, eine relativ lange Zeit in Anspruch nimmt.

Aufbauend auf den Erkenntnissen von Beck, führte Julesz lokale Texturelemente, so genannte **Textons**, als Elementarmerkmale ein und bewies mit der Durchführung zahlreicher Versuchsreihen, dass die präattentive Unterscheidung verschiedener Texturen auf Textons zurückzuführen ist. Bei der Betrachtung der Abbildungen 2.16a und 2.16b findet eine Texturbereichstrennung durch Textone statt. Die unterschiedlichen Bereiche werden sogar wahrgenommen, wenn die Muster nur 160 Millisekunden gezeigt werden [Julesz, 1981]. Neben der Orientierung (vgl. Abb. 2.16a) und den Linienkreuzungen (vgl. Abb. 2.16b) zählte Julesz auch Linienenden, sowie 'Kleckse' (blobs), kleine Punkte oder größere Kreise zu den Textons [Goldstein, 2002, S. 185].

Orientierung, Ortsfrequenz und Kontrast

Von Ware und Knight [1992] wurden, aufbauend auf der Textontheorie von Julesz, **Orientierung**, **Ortsfrequenz** ($1/Größe$) und **Kontrast** als dominante Texturattribute vorgeschlagen. In Abb. 2.17 wird veranschaulicht, wie durch die Variation dieser Texturattribute eine visuelle Texturbereichstrennung erreicht wird. Das Wort TEXTURE ist allein durch die Verwendung unterschiedlicher Texturattribute für Buchstaben und Hintergrund sichtbar. Die Beleuchtung wurde hier konstant gehalten. Texturbereichstrennung wird am stärksten wahrgenommen, wenn sich möglichst viele Texturattribute unterscheiden [Ware und Knight, 1992].

Nach Ware [2000] können texturierte Bereiche dann gut unterschieden werden, wenn sich die Ortsfrequenzen der Texturen mindestens um einen Faktor 3 unterscheiden. Orientierungen sollten mindestens um einen Winkel von 30 Grad verschieden sein. Je höher die

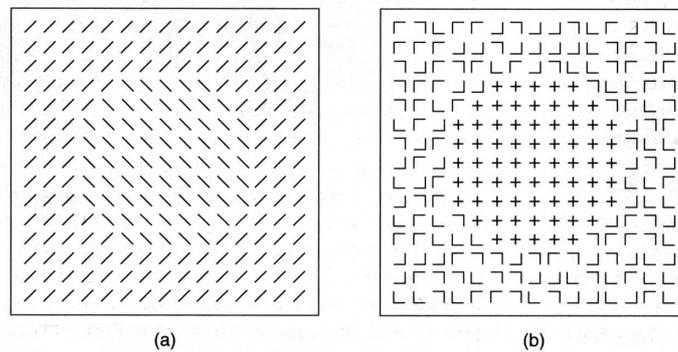


Abb. 2.16: Texturbereichtrennung durch Textonunterschiede. (a) Unterschied in der Orientierung. (b) Unterschied in den Linienkreuzungen. Quelle: [Goldstein, 2002, S. 185].

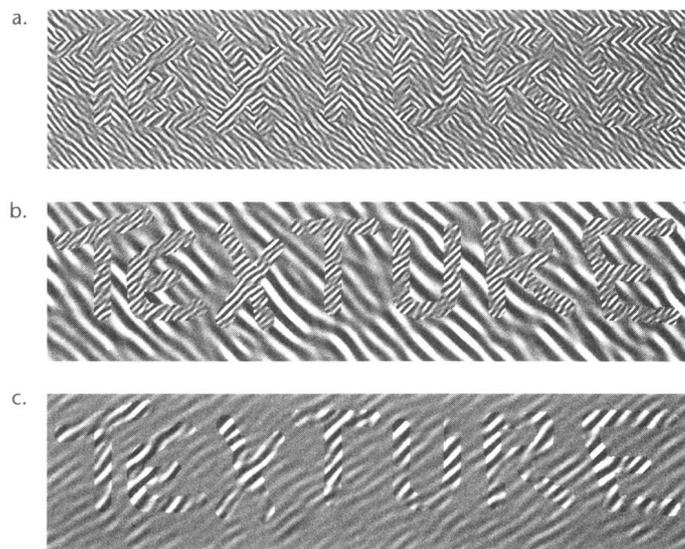


Abb. 2.17: Variation von Texturattributen: In (a) wird die Texturbereichtrennung durch Variation in der Orientierung, in (b) durch Variation in der Orientierung und der Ortsfrequenz erreicht. In (c) ist hingegen nur der Kontrast zwischen den Texturen unterschiedlich. Quelle: [Ware, 2000].

Frequenz- und Orientierungsunterschiede von Texturen sind, umso besser können diese visuell unterschieden werden.

Texturbereichstrennung von natürlichen Texturen

Bei genauer Betrachtung von Texturen in unserer Umwelt (z.B. Holz, Stein, Haut) wird klar, dass die bisher betrachteten Modelle zur Texturbereichstrennung nur einen Bruchteil der wahrgenommenen Texturattribute mit einbeziehen. Allerdings können sehr viele davon anhand der vorgestellten Texturattribute erklärt werden. Tamura et al. [1978] fanden auf Grundlage zahlreicher Messreihen mit natürlichen Texturen heraus, dass vor allem Texturattribute wie:

- Größe (Coarseness)
- Kontrast (Contrast)
- Bündelung (Directionality)
- Linienartigkeit (Line-Likeness)
- Regelmäßigkeit (Regularity)
- Rauigkeit (Roughness)

als globale Texturattribute für die Texturbereichstrennung von Bedeutung sind.

In diesem Abschnitt wurden grundlegende wahrnehmungspsychologische Modelle zur Texturbereichstrennung eingeführt. Die Forschungen in der visuellen Texturbereichstrennung sind sehr umfangreich und stehen mit anderen wahrnehmungspsychologischen Forschungsgebieten in engem Zusammenhang. Für eine umfangreiche Einführung in die Texturbereichstrennung und weitere Informationen zu verwandten Gebieten der Wahrnehmungspsychologie sei auf [Palmer, 1999] und [Goldstein, 2002] verwiesen.

2.2.2 Wahrnehmung räumlicher Tiefe

Das in das Auge einfallende Licht erzeugt auf der Netzhaut nur eine zweidimensionale Abbildung der Umwelt. Damit sich der Mensch in der dreidimensionalen Welt orientieren kann, muss er aus dieser flachen Struktur eine dreidimensionale Repräsentation aufbauen [Anderson, 1988]. Dafür verwendet das visuelle System verschiedene Tiefenkriterien, die nach [Goldstein, 2002, S. 216ff] in folgende Gruppen eingeteilt werden können:

- Unter **monokularen Tiefenkriterien** werden Quellen für diejenigen Informationen räumlicher Tiefe verstanden, die auch mit einem Auge wahrgenommen werden können. Sie sind ein wichtiger Faktor für das räumliche Sehen, da sie viele Hinweise darüber geben, wie die wahrgenommenen Objekte relativ zueinander im Raum angeordnet sind. Monokulare Tiefenkriterien können aus statischen Bildern und Illustrationen erfasst werden.

- **Physiologische Tiefenkriterien** (okulomotorische Tiefenkriterien) gehen aus der Motorik des Auges hervor. Sie beruhen auf unserer Fähigkeit, einerseits die Position unserer Augen und andererseits die Spannung unserer Augenmuskeln wahrnehmen zu können.
- **Bewegungsinduzierte Tiefenkriterien** gehen aus Bewegungen von Objekten oder Bewegungen des Betrachters hervor. Sie sind folglich nur dann zugänglich, wenn sich Objekte im Verhältnis zu anderen Objekten bewegen.
- **Binokulare Tiefenkriterien** beruhen auf der Tatsache, dass der Mensch zwei räumlich voneinander getrennte Augen besitzt. Durch den Vergleich der beiden unterschiedlichen Bilder, die auf den Netzhäuten auftreffen, kann unser Gehirn errechnen, wie weit verschiedene Gegenstände entfernt liegen. Aus statischen Bildern kann durch binokulare Tiefenkriterien keine Tiefeninformation gewonnen werden - hier kann lediglich abgeschätzt werden, wie weit das Bild vom Betrachter entfernt ist.

Bei der Projektion von Gefäßbäumen auf ein Organ sind monokulare Tiefenkriterien von besonderer Bedeutung, da davon ausgegangen wird, dass ein statisches Projektionsbild zu Grunde liegt. Einige wichtige monokulare Tiefenkriterien sollen daher im Folgenden kurz betrachtet werden:

- **Teilweise Verdeckungen von Objekten** helfen dem Betrachter bei der räumlichen Anordnung der sichtbaren Elemente. Verdeckungen geben jedoch keine Auskunft über die Entfernung eines Objektes.
- Die **Größe von Objekten** dient ebenfalls als relatives Maß für die Entfernung zum Betrachter. Wenn keine weiteren Tiefenhinweise gegeben sind, erscheinen größere Objekte näher als kleine.
- **Schattierung** ist ein sehr wirksames Darstellungsmittel, um die Form von Objekten hervorzuheben und um Rückschlüsse auf Krümmungen, Erhebungen und Vertiefungen zu gewinnen [Ritter, 2005].
- **Lineare Perspektive** ist ein weiterer Tiefenhinweis, der präzise Entfernungsinformationen liefert. Wenn ein Bild linearspezifisch gezeichnet ist, konvergieren die Linien, die in der wirklichen Szene parallel laufen [Goldstein, 2002, S. 222]. Diese perspektivische Konvergenz tritt auch bei Betrachtung von Objekten in unserer Umwelt auf. Nach Ritter [2005] erlaubt das Verhältnis zwischen Objektgröße und Entfernung eine Abschätzung der Distanz zum Objekt, sofern der Betrachter die Größe des Objektes kennt.
- Ein auf der linearen Perspektive beruhendes Tiefenkriterium ist der **Texturgradient**. Anhand der Änderung einer Textur in Abhängigkeit von der Entfernung zum Betrachter kann ein Anhaltspunkt für die räumliche Lage eines Objektes gefunden werden. Da die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Konzepte auf der Verwendung von Texturgradienten basieren, wird im nächsten Unterabschnitt anhand von Beispielen hierauf genauer eingegangen.

Wahrnehmung räumlicher Tiefe durch Texturgradienten

Wenn wir uns die Oberflächenstruktur des Bodens in Abb. 2.18a anschauen, stellen wir fest, dass die Steine mit zunehmender Entfernung immer dichter gepackt erscheinen. Hier liegt ein **Texturgradient** vor, der uns Information über die räumliche Tiefe liefert. Ferner bedecken die Grundflächen der Zylinder die gleiche Anzahl an Einheiten des Texturgradienten, so dass der Betrachter in der Regel annimmt, dass die Grundflächen der Zylinder gleich groß sind [Goldstein, 2002, S. 253].

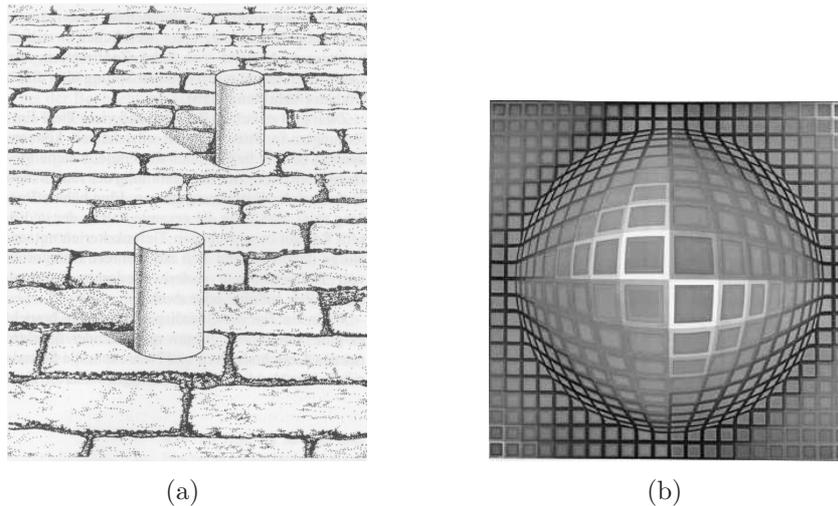


Abb. 2.18: Texturgradient erzeugt den Eindruck räumlicher Tiefe. Quelle: [Goldstein, 2002, S. 253].

Texturgradienten liefern wichtige Information über die Form von Oberflächen. Die starke Veränderung der Textur in dem Gemälde in Abb. 2.18b ist ein weiteres Beispiel für einen Texturgradienten. So wird durch das Vorhandensein des Texturgradienten die Information übermittelt, dass sich das Objekt in Richtung des Betrachters krümmt. An den Rändern des Gemäldes ist der Texturgradient hingegen konstant, was auf eine glatte Fläche schließen lässt. Auch in Abb. 2.19a ermöglicht der Texturgradient eine deutlich bessere Formerkennung im Vergleich zur rein schattierten Darstellung in Abb. 2.19b.

Zusammenfassung

Um räumliche Tiefe wahrzunehmen, müssen auf der Netzhaut diejenigen Reizinformationen identifiziert werden, die mit der räumlichen Tiefe einer visuellen Szene zusammenhängen [Goldstein, 2002, S. 215]. Für das visuelle System ist deshalb das Vorhandensein von Tiefenhinweisen wichtig. Für statische Bilder sind monokulare Tiefenhinweise (Teilweise Verdeckungen, Größe, Schattierung, lineare Perspektive, Texturgradient) von besonderer Bedeutung, da hierbei ohne Bewegung der Szene oder des Betrachters eine Tiefeninformation wahrgenommen werden kann. Physiologische Tiefenkriterien basieren auf der Bewegung der Augenmuskeln, während die Wahrnehmung bewegungsinduzierter Tiefenkriterien nur dann möglich ist, wenn sich Objekte im Verhältnis zu anderen Objekten bewegen. Binokulare Tiefenkriterien beruhen hingegen auf der Tatsache, dass der Mensch zwei unterschiedlich positionierte Augen besitzt.

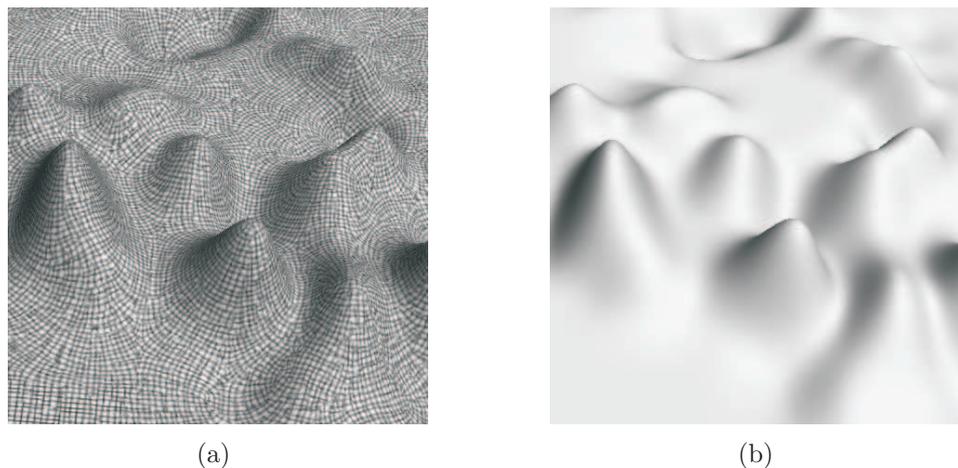


Abb. 2.19: Oberfläche mit 2-direktionaler Linientextur (a) und ohne Textur (b). Quelle: [Kim et al., 2003].

2.3 Gefäßvisualisierung

Die in dieser Arbeit verwendeten Algorithmen zur Gefäßvisualisierung basieren auf Volumendaten, die mit bildgebenden Verfahren wie Computertomografie oder Magnetresonanztomografie gewonnen werden. Für die Visualisierung von Gefäßsystemen sind nach Hahn et al. [2001] folgende drei Ansätze zu unterscheiden:

2.3.1 Direktes Volumenrendering

Beim direkten Volumenrendering erfolgt eine kontinuierliche Darstellung der Datenwerte, wobei alle Datenwerte beim Rendering berücksichtigt werden. Es ist möglich, den Datenwürfel semitransparent auszugeben, so dass auch innere, sonst verborgene Strukturen sichtbar werden.

Eine häufig zur Gefäßvisualisierung verwendete Variante des direkten Volumenrenderings ist die **Maximum Intensity Projection**. Dabei wird der **maximale Intensitätswert** der geschnittenen Voxel auf die Bildebene abbildet. Die Tiefeninformation geht bei der Maximum Intensity Projection jedoch verloren. Einen besseren Tiefeneindruck kann die **Closest Vessel Projection** [Zuiderveld et al., 1994] vermitteln. Bei diesem Verfahren wird für jeden Bildpunkt das **erste lokale Maximum** des zugehörigen Abtaststrahls oberhalb eines Schwellwertes dargestellt.

2.3.2 Indirektes Volumenrendering

Das indirekte Volumenrendering verfolgt das Ziel, Oberflächendaten aus Volumendaten zu extrahieren. Die extrahierten Flächen werden als **Isooberflächen** bezeichnet. Die Wahl der Isooberflächen hängt von einem **Schwellwert** ab, welcher vom Benutzer gesetzt wird. Gängige Verfahren zum indirekten Volumenrendering sind Marching Cube [Lorenson und Cline, 1987] und Marching Tetrahedron [Bloomenthal, 1994]. Um

eine gute Approximation der Gefäßoberfläche zu erreichen, ist es in den meisten Fällen notwendig, eine Vorsegmentierung der Volumendaten durchzuführen [Hahn et al., 2001].

2.3.3 Modellbasierte Gefäßvisualisierung

Die Motivation für die modellbasierte Gefäßvisualisierung entstand aus dem Wunsch, komplexe Gefäßsysteme unter Verwendung spezieller Interaktionstechniken zu analysieren. Zu diesen Interaktionstechniken zählt beispielsweise die manuelle Selektion von Teilbäumen oder, bei mehreren Gefäßsystemen, die Selektion von kompletten Gefäßbäumen [Hahn et al., 2000]. Hierfür ist es notwendig, **topologische Information** über den zu Grunde liegenden Gefäßbaum in das geometrische Modell zu integrieren.

Die modellbasierte Gefäßvisualisierung, auf der die vorliegende Arbeit aufbaut, basiert auf den bei MeVis durchgeführten Arbeiten zur Graphenanalyse, Gefäßsegmentierung und -skelettierung [Selle, 1999; Hahn et al., 2000, 2001; Selle et al., 2002]. Ausgehend von Bildanalyseergebnissen wird dabei ein Gefäßbaum durch **Skelettvoxel** und **Durchmesserinformation** beschrieben. Die in Abb. 2.20 dargestellte Gefäßvisualisierungspipeline stellt die dazu nötigen Vorverarbeitungsschritte sowie die Interaktionsmöglichkeiten dar.

Im ersten Schritt der Gefäßvisualisierungspipeline wird ein Gefäßsegmentierungsverfahren (Region Growing) auf die vorliegenden Volumendaten angewandt. Anschließend folgt eine Skelettierung des Gefäßbaums mit gleichzeitiger Radiusbestimmung der **Skelettvoxel**. Die Querschnittbeschreibung eines Gefäßastes erfolgt dabei durch kreisrunde Scheiben, wobei für jedes Skelettvoxel ein minimaler und ein maximaler Radius ermittelt wird. Der **minimale Radius** stellt den Inkreisradius eines Astquerschnittes um einen Skelettvoxel dar, während der **maximale Radius** den Umkreisradius repräsentiert. Im letzten Vorverarbeitungsschritt, der im Folgenden etwas genauer betrachtet werden soll, wird die skelettierte Repräsentation des Gefäßbaumes in einen Graphen transformiert und eine Graphenanalyse durchgeführt.

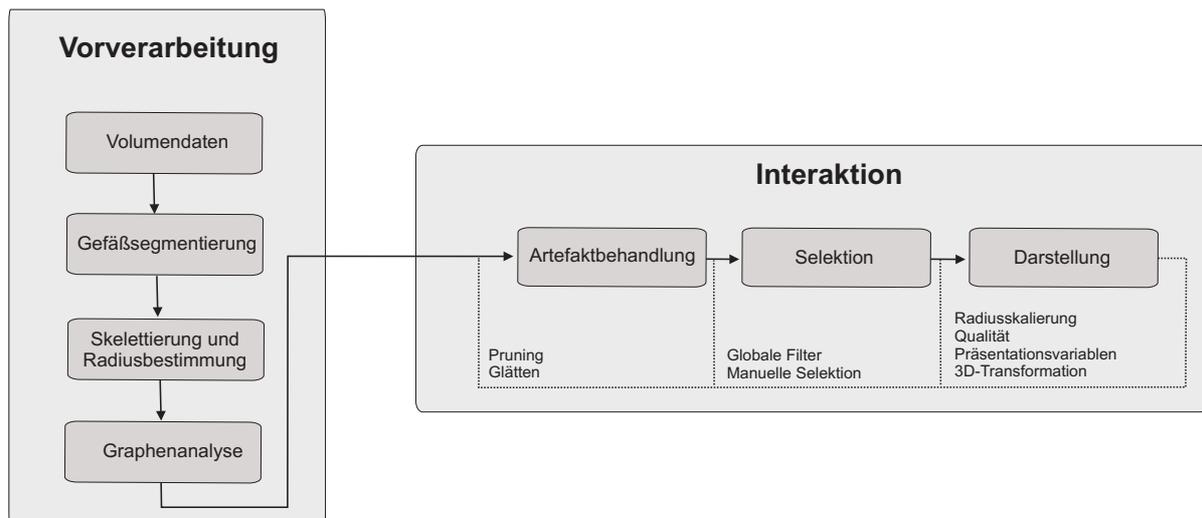


Abb. 2.20: Vorverarbeitungs- und Interaktionsphase in der Gefäßvisualisierungspipeline nach [Hahn et al., 2000]. Während die ersten vier Schritte zur Vorverarbeitung zählen, beziehen sich die Interaktionstechniken auf die letzten drei Schritte.

Transformation der Volumendaten in einen Graphen

Die Skelettvoxel, im Folgenden als S_M bezeichnet, bilden das Skelett des Gefäßbaumes. Für die Erstellung des Modells wird die Bildpunktmenge S_M in einen Graphen $G=(P,K)$ transformiert (vgl. Abb. 2.21). Graphen sind geeignet, um Verzweigungseigenschaften von Gefäßstrukturen zu beschreiben. Der Graph stellt die Verzweigungspunkte der **Mittelachsen** als **Verzweigungsknoten** und die Verbindungen zwischen den Verzweigungspunkten als **Kanten** dar (vgl. Abb. 2.21). Ein Knoten, der keine Nachfolgerkante aufweist, ist ein Blatt und wird in dieser Arbeit als **Endknoten** bezeichnet. Knoten, die keine Vorgängerkante besitzen, werden hingegen als **Wurzelknoten** bezeichnet.

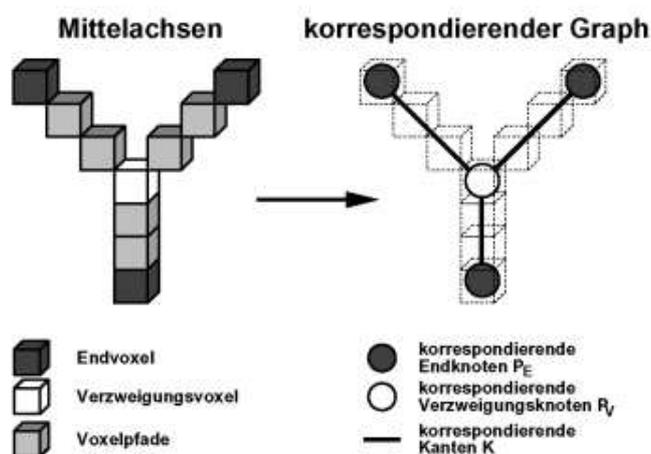


Abb. 2.21: Transformation der Skelettvoxel in einen Graphen. Quelle: [Selle, 1999].

Visualisierung des Graphen

Die Visualisierung des Graphen nach der Methode von [Hahn et al., 2001] basiert auf der Verkettung von Oberflächenprimitiven. Die **Kanten** des Graphen werden durch verkettete **Kegelstümpfe** repräsentiert, wobei ein Kegelstumpf immer zwei Skelettvoxel miteinander verbindet. Anhand der vorliegenden Radiusinformationen und der Position der Skelettvoxel werden die Kegelstümpfe entsprechend transformiert. Die Übergänge zwischen zwei Kanten (**Verbindungsknoten**) werden ebenfalls durch Kegelstümpfe dargestellt, wobei jede Nachfolgerkante mit der Vorgängerkante durch einen Kegelstumpf verbunden wird. Zum Schließen der Gefäßenden (**End- und Wurzelknoten**) werden hingegen Halbkugeln verwendet.

In diesem Abschnitt wurde ein Einblick in die modellbasierte Gefäßvisualisierung nach [Hahn et al., 2001] gegeben. Die im nachfolgenden Kapitel entwickelten Konzepte zur texturunterstützten Darstellung von Gefäßsystemen bauen auf dieser Gefäßvisualisierungsmethode auf. Für detaillierte Information sei auf die referenzierte Literatur verwiesen. Ein Überblick weiterer modellbasierter Gefäßvisualisierungsmethoden wird in [Oeltze, 2004, S. 5-20] vorgenommen.

3 Analyse und Entwurf

Aufbauend auf den Überlegungen des vorherigen Kapitels wird in diesem Kapitel ein Konzept zur Visualisierung von Gefäßdarstellungen unter Verwendung von Textur vorgestellt.

Damit Texturen auf polygonale Modelle abgebildet werden können, muss jedem Eckpunkt (Vertex) des Modells eine Texturkoordinate zugeordnet sein. Aus diesem Grunde wird im ersten Abschnitt dieses Kapitels ein algorithmisches Konzept zur **Generierung von Texturkoordinaten** in modellbasierten Gefäßbäumen entwickelt.

Der zweite Abschnitt beschäftigt sich mit dem Entwurf von **Szenarien für die texturunterstützte Gefäßvisualisierung**. Im Hinblick auf die intraoperative Gefäßvisualisierung und die Multiparameterdarstellung werden dabei klinisch relevante Visualisierungsszenarien skizziert und algorithmisch konzipiert.

3.1 Generierung von Texturkoordinaten

3.1.1 Anforderungsanalyse

Wie in Kapitel 2 einführend behandelt, sind Texturkoordinaten für das Texture Mapping notwendig, um eine Abbildungsfunktion vom Objektraum in den Texturraum zu definieren. Texturkoordinaten werden dabei mit Hilfe von **Projektorfunktionen** bestimmt.

Für einfache geometrische Objekte wie Kugel, Kegel oder Zylinder ist das Finden einer Projektorfunktion relativ leicht, weil sich diese Objekte mit Hilfe geometrischer Formeln parametrisieren lassen. Für komplexe Objekte ist hingegen ein **Two-Part Texture Mapping** angebracht (vgl. Abschnitt 2.1.1), sofern das Zielobjekt annähernd die gleiche Geometrie wie das Zwischenobjekt aufweist. Da dies bei einem Gefäßbaum nicht der Fall ist¹, werden bei Anwendung des klassischen Two-Part Texture Mapping keine zufriedenstellenden Ergebnisse erzielt. Die Textur wird dabei stark verzerrt und unabhängig von der Orientierung der Gefäßäste auf den Gefäßbaum abgebildet.

Insbesondere dann, wenn *quantitative* Daten² in einer Textur codiert werden sollen, ist ein Verzerren der Textur ungünstig, da hierdurch unter Umständen die visuelle Erscheinung und der Informationsgehalt der Textur verändert werden. **Texturverzerrungen** sind aber in vielen Fällen nicht vermeidbar, beispielsweise dann, wenn die Größe der Textur nicht mit der Größe des Objektes bzw. des Objektbereiches übereinstimmt, auf dessen Oberfläche sie abgebildet wird.

¹Ein anatomischer Gefäßbaum ist in der Regel ein hoch verzweigtes und ineinander verflochtenes Objekt. Daher existiert kein Zwischenobjekt, welches annähernd die gleiche Geometrie aufweist.

²Quantitative Daten wären beispielsweise Distanzinformationen innerhalb eines Gefäßbaumes oder die Verzweigungstiefe eines Gefäßastes.

Neben den Texturverzerrungen stellt die **Vermeidung von Diskontinuitäten in Form sichtbarer Nähte** zwischen Texturen eine weitere Herausforderung bei der Generierung von Texturkoordinaten dar. Wenn z.B. eine 2D-Textur um einen Zylinder „gewickelt“ wird, entsteht immer eine Nahtstelle entlang der Mittelachse. Ob diese Nahtstelle sichtbar ist, hängt davon ab, ob die an der Nahtstelle aneinander liegenden Texturen an ihren Randbereichen zusammenpassen (vgl. Abb. 3.1). Um Diskontinuitäten zu vermeiden, muss gegebenenfalls eine entsprechende Skalierung der Texturkoordinaten (\rightarrow Texturverzerrung) vorgenommen werden, damit die Texturen an den Nahtstellen kontinuierlich ineinander übergehen. Das Problem der Diskontinuitäten steht demnach in Relation mit dem Problem der Texturverzerrung.



Abb. 3.1: Eine 2D-Textur (a) wird auf ein Gefäßsegment abgebildet. In (b) ist keine sichtbare Nahtstelle erkennbar, da die Ränder der Texturen kontinuierlich ineinander übergehen. In (c) wurden die Texturkoordinaten leicht skaliert, was zur Folge hat, dass die Texturen an der Nahtstelle nicht zusammenpassen und eine sichtbare Naht entsteht.

Zur Lösung der beschriebenen Probleme ist das Finden einer geeigneten Projektorfunktion erforderlich. Diese sollte auf dem in Kapitel 2 vorgestellten modellbasierten Ansatz der Gefäßvisualisierung basieren und eine Minimierung von Texturverzerrungen und Diskontinuitäten anstreben.

3.1.2 Algorithmisches Konzept

Die grundlegende Idee für die Generierung der Texturkoordinaten des Gefäßbaumes sieht wie folgt aus: Ausgehend von dem als Graphen vorliegenden Gefäßbaum wird für jedes Element des Graphen (Kanten, Verzweigungs-, Wurzel- und Endknoten) ein **separates Texture Mapping** durchgeführt. Die Geometrie der Kanten und Verzweigungsknoten wird durch so genannte **Röhrensegmente** repräsentiert, während die geometrische Repräsentation der Wurzel- und Endknoten durch **Halbkugelsegmente** erfolgt.

Für Röhrensegmente bietet sich das Two-Part Texture Mapping mit einem Zylinder als Zwischenobjekt, nachfolgend als **Cylinder Mapping** bezeichnet, an. Halbkugeln hingegen können mit Hilfe geometrischer Formeln leicht parametrisiert werden. Die Texturkoordinaten für Halbkugelsegmente können daher **direkt zugeordnet** werden.

Um Diskontinuitäten an den Verzweigungsstellen zu minimieren, wird der Graph bei der Generierung der Texturkoordinaten ausgehend von dessen Wurzelknoten **rekursiv traversiert**. Für den Fall, dass ein Röhrensegment eine starke Krümmung aufweist,

wird es solange in Teilsegmente unterteilt, bis es einen bestimmten Krümmungswert nicht überschreitet. Das Konzept, welches für die modellbasierte Gefäßbaumgeometrie entwickelt wurde, wird im Folgenden ausführlich betrachtet.

Cylinder Mapping für Röhrensegmente

Das Cylinder Mapping für Röhrensegmente läuft nach dem in Abb. 3.2 dargestellten Schema ab. Zuerst wird für jeden Eckpunkt (x, y, z) ein Punkt auf einer Zylinderoberfläche ermittelt (**O-Mapping**). Anschließend wird von der Zylinderoberfläche eine Abbildung in den Texturraum definiert (**S-Mapping**).

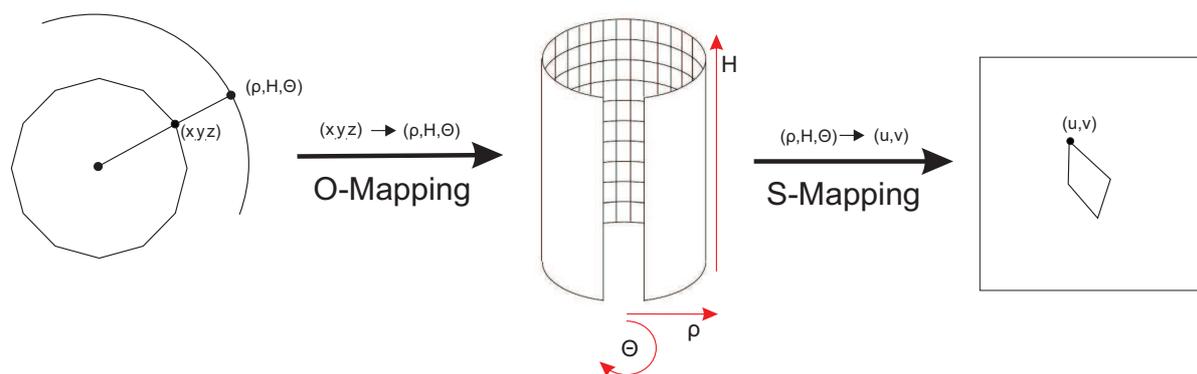


Abb. 3.2: Cylinder Mapping für Röhrensegmente.

Jeder Punkt der Zylinderoberfläche kann durch Angabe des Zylinderradius ρ , eines Winkels Θ im Bogenmaß und eines Höhenwertes H beschrieben werden (vgl. Abb. 3.2). Die Aufgabe des O-Mapping ist es nun, für jeden Eckpunkt eines Röhrensegmentes die zylindrischen Koordinaten (ρ, H, Θ) zu ermitteln.

Der **Radius** ρ des Zylinders sollte im richtigen Längenverhältnis zur Höhe H stehen, da sich ansonsten die Seitenverhältnisse der Textur bei der Projektion ändern. Daher wird vorgeschlagen, den durchschnittlichen Radius ρ_{avg} eines Segmentes aus dem arithmetischen Mittel der vorliegenden Skelettvoxelradien³ zu ermitteln und diesen Wert für den Zylinderradius ρ zu wählen.

Die **Höhe** H eines Eckpunktes auf der Zylinderoberfläche kann durch die **Pfadlänge** des zum Eckpunkt gehörigen Skelettvoxel approximiert werden. Dadurch werden Diskontinuitäten an den Skelettringen⁴ vermieden, da alle Eckpunkte eines Skelettrings die gleiche H-Koordinate zugeordnet bekommen. Jedoch werden auf diese Weise geringe Texturverzerrungen in Kauf genommen, da die Skelettringe in der Regel nicht parallel zueinander liegen. Die Darstellung in Abb. 3.3 veranschaulicht das zu Grunde liegende Prinzip.

³Die Gefäßbaumanalyse liefert minimale und maximale Radien. Der durchschnittliche Radius berechnet sich entweder aus dem arithmetischen Mittel der maximalen oder minimalen Radien einer Kante, in Abhängigkeit davon welches Radienmaß bei der Visualisierung verwendet wird.

⁴Die Querschnittbeschreibung eines Gefäßastes erfolgt bei der Gefäßbaumanalyse nach Hahn et al. [2001] durch kreisrunde Scheiben. Die Eckpunkte des Modells werden an diesen Scheiben ringförmig ausgerichtet, so dass im Folgenden der Begriff Skelettring für die zu einem Skelettvoxel gehörigen Eckpunkte verwendet wird.

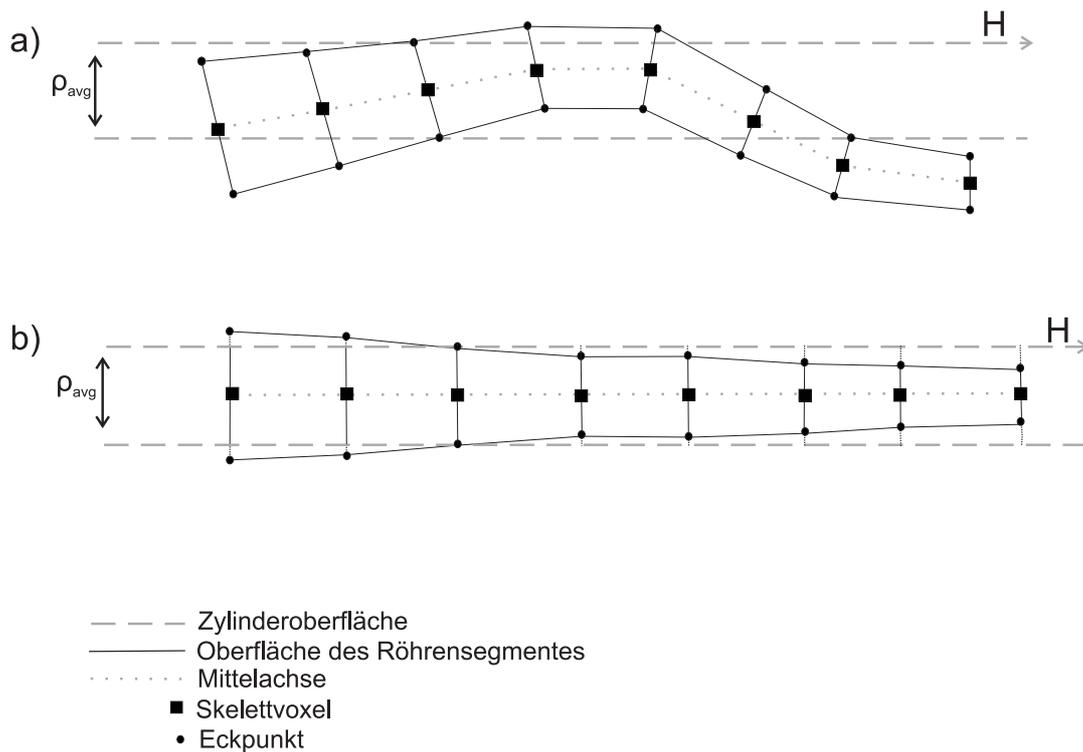


Abb. 3.3: O-Mapping in H -Dimension. Um die Ermittlung des H -Wertes der Eckpunkte eines Röhrensegmentes (a) zu veranschaulichen, werden alle Eckpunkte so transformiert, dass ihr H -Wert mit der Pfadlänge der Skelettvoxel übereinstimmt (b). Die Skelettringe liegen damit parallel zueinander. Der H -Wert eines Eckpunktes kann dann durch senkrechte Projektion auf die Zylinderoberfläche ermittelt werden. Abschließend muss die Transformation wieder rückgängig gemacht werden, um das ursprüngliche Röhrensegment zu erhalten.

Der **Winkel** Θ kann relativ einfach berechnet werden, da die Eckpunkte eines Skelettrings äquidistant und kreisförmig angeordnet sind (vgl. Abb. 3.4) und die Anzahl der Eckpunkte für alle Skelettvoxel konstant ist. Dadurch kann eine gleichmäßige Verteilung der Texturkoordinaten in Θ -Richtung gewährleistet werden. Texturverzerrungen, wie sie in der H -Dimension vorgenommen werden, um Diskontinuitäten zwischen Skelettringen zu vermeiden, sind hier nicht notwendig.

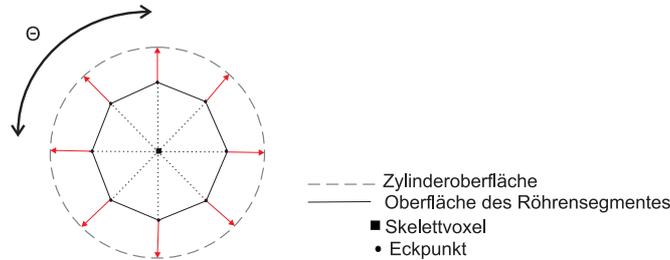


Abb. 3.4: O-Mapping in Θ -Dimension.

Für das **S-Mapping** werden die ermittelten Zylinderkoordinaten (ρ, H, Θ) mittels folgender Abbildungsfunktion in den Texturraum transformiert.

$$S : (\rho, H, \Theta) \rightarrow (u, v) = (c \cdot H, \rho \cdot d \cdot \Theta) \quad (3.1)$$

Während ρ dabei für den Radius des Zylinders steht, kann mit den Variablen c und d eine Skalierung der Texturkoordinaten (u, v) vorgenommen werden. Unter Variation der Parameter c und d können verschiedene Modi für die Texturabbildung entwickelt werden, die in diesem Abschnitt noch behandelt werden.

Ein Problem bei der Abbildung einer Textur auf einen Zylinder ist das Auftreten einer Nahtstelle entlang der Mittelachse. Durch eine ungünstige Wahl des Skalierungsparameters d kann diese Naht sichtbar werden, weil die Textur unter Umständen nicht komplett auf die Zylinderoberfläche abgebildet werden kann. Auf Lösungsmöglichkeiten dieses Problems wird ebenfalls in diesem Abschnitt noch eingegangen.

Zuweisung von Texturkoordinaten für Halbkugelsegmente

Endknoten und Wurzelknoten werden durch Halbkugelsegmente repräsentiert. Sie schließen die offene Seite eines Blattes (Endknoten), bzw. die offene Seite der Wurzelkante (Wurzelknoten). Die Parametrisierung der Halbkugeloberfläche erfolgt mit Hilfe von Latitude φ , Longitude λ und dem Kugelradius ρ . Der Radius ρ bestimmt sich bei Endknoten aus dem durchschnittlichen Radius ρ_{avg} der Vorgängerkante, bei Wurzelknoten aus dem durchschnittlichen Radius der Nachfolgerkante. Für Halbkugelsegmente entfällt die Projektion auf ein Zwischenobjekt, so dass ein S-Mapping ausreicht. Seien c und d Skalierungsfaktoren, so kann das S-Mapping durch folgende Abbildungsfunktion beschrieben werden:

$$S : (\rho, \varphi, \lambda) \rightarrow (u, v) = \left(c \cdot \frac{\pi/2 - \varphi}{\pi/4}, \rho \cdot d \cdot \frac{\lambda}{\pi/2} \right) \quad (3.2)$$

Die Textur wird dabei zum Pol hin gestaucht. Bei Verwendung einer rechteckigen 2D-Textur ist diese Verzerrung der Textur nicht vermeidbar [Floater und Hormann, 2005]. Allerdings kann die 2D-Textur abhängig von der Geometrie der Halbkugel vor der Durchführung des Texture Mapping entsprechend invers verzerrt werden, um die Texturverzerrungen unwirksam zu machen [Praun und Hoppe, 2003].

Rekursives Traversieren des Gefäßbaumes

Um das Auftreten von Diskontinuitäten in Form sichtbarer Nähte an den Verbindungsstellen zweier Segmente zu minimieren, ist es wichtig, auf die letzte Texturkoordinate des Vorgängersegmentes zugreifen zu können. Dabei ist nur die u -Koordinate von Interesse, da sie die Verteilung der Texturkoordinaten entlang der Mittelachse des Segmentes beschreibt.

Um bei der Generierung der Texturkoordinaten jederzeit Zugriff auf die letzte u -Koordinate des Vorgängersegmentes zu gewährleisten, ist eine rekursive Traversierung des Gefäßbaumes vorteilhaft. Da die Wurzel das einzige Element des Graphen ohne Vorgänger ist, wird sie als erstes mit Texturkoordinaten versehen und ihre letzte u -Koordinate als Elementattribut abgespeichert. Alle Elemente, die direkte Nachfolger der Wurzel sind, haben nun Zugriff darauf und setzen ihre erste u -Koordinate entsprechend der letzten u -Koordinate der Wurzel. Weiterhin speichern sie ihre letzte u -Koordinate als Elementattribut in der Datenstruktur ab, so dass alle direkten Nachfolger dieser Elemente Zugriff darauf haben.

Skalierungsmodi

Für das Texture Mapping auf einem Gefäßbaum ergeben sich unter Verwendung der Skalierungsparameter c und d verschiedene Möglichkeiten, die Texturkoordinaten zu transformieren. Während mit dem Parameter c die Texturkoordinaten in Richtung der Mittelachse skaliert werden können, ermöglicht der Parameter d die Skalierung orthogonal zur Mittelachse des Gefäßastes. Bei Röhrensegmenten entspricht dies einer Skalierung in H - und Θ -Dimension, bei Halbkugelsegmenten einer Skalierung entlang der Latitude φ und Longitude λ .

Gilt $c = d$, so wird die Textur uniform skaliert, während bei $c \neq d$ die Textur in eine Richtung mehr gestaucht oder gestreckt wird als in die andere. Möchte man das Seitenverhältnis der Textur beim Texture Mapping beibehalten, was in der Regel der Fall ist, so bedeutet eine Veränderung des Parameters c immer eine entsprechende Veränderung des Parameters d und umgekehrt.

Betrachten wir zunächst den Parameter d genauer. Gilt $d \in N$, so wird die Textur d -mal um den Zylinder gewickelt. Gilt hingegen $d \notin N$, so kann die Textur im Bereich der Nahtstelle nicht komplett abgebildet werden. Für das Texture Mapping auf einen Gefäßbaum ergeben sich durch die Variation der Parameter c und d drei wichtige Skalierungsmodi:

1. $c \wedge d$ für alle Segmente **konstant** und $d \in N$.
2. $c \wedge d$ entsprechen dem **durchschnittlichen Radius** ρ_{avg} eines Segmentes, wobei $\rho_{avg} \in R$.

3. $c \wedge d$ entsprechen dem **gerundeten, durchschnittlichen Radius** ρ_{avg} eines Segmentes, wobei $\rho_{avg} \in N$.

Modus 1: Durch Angabe einer natürlichen Zahl kann festgelegt werden, wie oft die Textur um einen Gefäßast gewickelt wird. Daraus resultiert, dass ein Texturbild bei Gefäßästen mit großem Radius eine große Fläche, bei Gefäßästen mit geringem Radius eine relativ kleine Fläche abdeckt.

Modus 2: Beim Texture Mapping kann durch Einsetzen des durchschnittlichen Radius für die Parameter c und d eine Texturskalierung erreicht werden, die vom Radius des Gefäßastes abhängig ist. Auf diese Weise nimmt das Texturbild auf allen Gefäßästen annähernd die gleiche Größe ein. Zu bedenken ist allerdings, dass der durchschnittliche Radius eines Segmentes in der Regel keinen ganzzahligen Wert aufweist. Hierdurch kann gegebenenfalls eine sichtbare Nahtstelle entlang der Mittelachse des Gefäßastes entstehen.

Modus 3 ist nur eine leichte Abwandlung des Modus 2, welcher die sichtbaren Nähte entlang der Mittelachse auf Kosten der Skalierungsgenauigkeit vermeidet. Dazu wird der durchschnittliche Radius ρ_{avg} eines Segmentes auf den nächstliegenden ganzzahligen Wert gerundet. Dadurch verschwindet zwar die sichtbare Nahtstelle entlang der Mittelachse, jedoch findet auch eine Skalierung der Texturkoordinaten statt. Demzufolge wird bei einem Röhrensegment mit dem durchschnittlichen Radius 3.4 die Textur dreimal um das Röhrensegment herum gewickelt, während dies bei einem Röhrensegment mit dem durchschnittlichen Radius von 3.6 viermal passiert⁵. In diesem Fall würde sich die Texturskalierung beider Röhrensegmente gravierend unterscheiden, obwohl nur ein geringer Unterschied im durchschnittlichen Radius vorliegt.

Weiterhin ergibt sich bei den Skalierungsmodi 2 und 3 das Problem, dass keine nahtlosen Übergänge zwischen Segmenten möglich sind, falls die durchschnittlichen Radien zweier hintereinander liegender Segmente nicht übereinstimmen. Es muss in jedem Fall ein Kompromiss eingegangen werden: Entweder hinsichtlich der sichtbaren Nähte oder der Genauigkeit der Texturskalierung.

Schlussfolgerung

Für die Visualisierung muss demnach entschieden werden, welcher Skalierungsmodus am günstigsten ist. Sollen beispielsweise *ordinale* oder quantitative Daten mittels Textur visualisiert werden, würde man einen Modus wählen, der die Textur in Abhängigkeit vom Radius des Gefäßbaumes skaliert (Modus 2 oder 3), um annähernd gleichgroße Texturen zu erhalten. Bei Verwendung von Schraffur- und Stippling-Texturen sind die auftretenden Diskontinuitäten an den Nahtstellen in vielen Fällen kaum sichtbar, da die Texturen eine unregelmäßige Struktur aufweisen, wodurch die Nahtstellen visuell in den Hintergrund treten.

⁵Hierbei sei erwähnt, dass es alternativ zu der beschriebenen Rundungsoperation auch andere Verfahren gibt, eine Dezimalzahl in eine natürliche Zahl zu transformieren, beispielsweise durch Vernachlässigung der Nachkommastellen. Jedoch führt jedes dieser Verfahren zu Ungenauigkeiten in der Skalierung.

Bei der Visualisierung von *Glyphen* mittels Textur ist es hingegen wichtig, mögliche Diskontinuitäten an den Nahtstellen zu vermeiden, da ein Glyph nicht nur teilweise, sondern möglichst komplett abgebildet werden sollte. In diesem Fall wäre der Skalierungsmodus 1 vorzuziehen, da hier die Anzahl der Diskontinuitäten minimiert wird.

3.2 Szenarien für die texturunterstützte Gefäßvisualisierung

3.2.1 Anforderungsanalyse

In diesem Abschnitt werden klinisch relevante Szenarien für die texturunterstützte Gefäßvisualisierung entworfen. Die Anforderungen an die Visualisierung hängen davon ab, ob das Visualisierungsszenario für die Multiparameterdarstellung oder für die intraoperative Projektion bestimmt ist. Deshalb werden zunächst beide Anwendungsgebiete separat bezüglich ihrer Anforderungen analysiert.

Multiparameterdarstellungen für Gefäßsysteme

In Multiparameterdarstellungen soll - neben einer farblichen Codierung - Textur als zusätzlicher Parameter für die Visualisierung *nominaler* und quantitativer Daten verwendet werden. Dabei ergeben sich folgende Anforderungen an die Texturen:

- Für die Visualisierung quantitativer Daten muss eine **auf- oder absteigende Ordnung** in den Texturen erkennbar sein.
- Bei nominalen Daten sollten die verwendeten Texturen eine gute **visuelle Unterscheidbarkeit** aufweisen.
- Es darf **keine Verfälschung des Informationsgehaltes** der Texturen durch eine überlagerte farbliche Codierung oder durch Texturverzerrungen erfolgen.

Bei den Multiparameterdarstellungen wird in erster Linie davon ausgegangen, dass diese am Monitor betrachtet werden, so dass viele Möglichkeiten bestehen, Tiefen- und Formhinweise in die Darstellung zu integrieren.

Intraoperative Projektion von Gefäßdarstellungen

Durch eine intraoperative Projektion einer Gefäßdarstellung auf eine Organoberfläche ergeben sich, aufgrund der Tatsache, dass hierbei eine dreidimensionale Struktur (der Gefäßbaum) auf eine gekrümmte Organoberfläche projiziert wird, eine Reihe an Problemen. Neben einer Verzerrungstransformation, die aufgrund der gekrümmten Projektionsoberfläche vorgenommen werden muss, treten weiterhin zwei grundlegende Darstellungsprobleme auf:

1. Helligkeitsabstufungen werden unter Umständen nicht korrekt wiedergegeben, da die Projektionsfläche unterschiedlichste Absorptions- und Reflexionseigenschaften aufweist.

2. Bewegungsinduzierte Tiefenkriterien erweisen sich als sehr förderlich bei der Wahrnehmung räumlicher Tiefe [Goldstein, 2002, S. 222f]. Ein ständiges Wackeln des Kopfes während einer Operation wäre für einen Chirurgen jedoch nicht zumutbar, so dass die räumliche Tiefe der Darstellung nur sehr eingeschränkt durch Bewegung wahrgenommen werden kann⁶.

Um **Problem 1** zu lösen, wird vorgeschlagen, in der intraoperativen Gefäßdarstellung auf Helligkeitsabstufungen zu verzichten. Die Wahrnehmung von Form und Tiefe durch Helligkeitsabstufungen (Schattierungen), welche ein wichtiges monokulares Tiefenkriterium darstellen (vgl. Abschnitt 2.2.2), ist dadurch ausgeschlossen. Auftretende Fehlinterpretationen der Helligkeitswerte sind in Folge dessen nicht mehr möglich.

Aus **Problem 2** stellt sich weiterhin die Herausforderung, räumliche Tiefe in statischen Gefäßdarstellungen so zu visualisieren, dass sie effektiv wahrgenommen werden kann.

Im Rahmen dieser Arbeit soll versucht werden, die oben diskutierten Probleme durch eine texturunterstützte Visualisierung zu lösen. Die dabei verwendeten Texturen müssen den folgenden Anforderungen gerecht werden:

- Texturen dürfen keine Helligkeitsabstufungen beinhalten.
- Texturen zur Visualisierung von räumlicher Tiefe müssen eine intuitive Ordnung aufweisen und gut differenziert werden können.
- Bei Vorliegen einer farblichen Codierung⁷ muss - analog zu den Anforderungen in den Multiparameterdarstellungen - ausgeschlossen werden, dass der Informationsgehalt der Textur durch eine überlagerte farbliche Codierung modifiziert oder beeinflusst wird.

Darüber hinaus sollten in der Visualisierung **nur relevante Informationen** dargestellt werden, um die räumlichen Zusammenhänge in kürzester Zeit verständlich zu machen. Die Gefäßdarstellung sollte daher möglichst abstrakt sein.

Klinisch relevante Attribute von Gefäßbäumen

In den nachfolgenden Unterabschnitten werden Konzepte zur texturunterstützten Visualisierung von Gefäßbäumen vorgestellt, welche im Hinblick auf den prä- und intraoperativen Einsatz in der Chirurgie entwickelt wurden. Der initiale Schritt der Konzeptentwicklung beinhaltete die Suche nach Gefäßbaumattributen, welche für die texturunterstützte Visualisierung geeignet erscheinen und von klinischer Relevanz sind. Folgende Attribute wurden hierfür einer Analyse unterzogen:

⁶Die Wahrnehmung bewegungsinduzierter Tiefenhinweise ist überhaupt nur dann möglich, wenn die Kopfposition des Chirurgen kontinuierlich ermittelt und mit den Kameraeinstellungen der Gefäßvisualisierung abgeglichen wird (vgl. hierzu die Arbeit von Riechmann [2006]). Andernfalls können gar keine bewegungsinduzierten Tiefenhinweise aus dem projizierten Bild ermittelt werden, da ein statisches Bild vorliegt.

⁷Unter einer farblichen Codierung werden hierbei keine Farbabstufungen im Sinne einer Schattierung verstanden. Vielmehr ist hiermit die zusätzliche Visualisierung eines Gefäßbaumattributes (z.B. die Zugehörigkeit zu einem Gefäßsystem) mittels Farbe gemeint.

- Abstandsinformationen in Gefäßbäumen
- Räumliche Orientierung von Gefäßästen
- Zusammengehörigkeit von Gefäßästen
- Verzweigungsgrad von Gefäßästen

Im Folgenden sollen die aufgeführten Attribute genauer erläutert und mit Hilfe von Visualisierungsszenarien skizziert werden. Da die Attribute für beide Anwendungsgebiete (Multiparameterdarstellung, intraoperative Projektion) bedeutend sind, werden die Szenarien nicht auf ein Anwendungsgebiet bezogen. Stattdessen findet die Betrachtung im Hinblick auf das jeweilige Gefäßbaumattribut statt.

3.2.2 Abstandsvisualisierung in Gefäßdarstellungen

Die präzise Wahrnehmung von Abständen innerhalb eines Gefäßbaumes ist für einen Chirurgen in vielerlei Hinsicht wichtig, beispielsweise um Risiken eines Eingriffs zu bewerten oder chirurgische Instrumente zu navigieren. Dabei interessiert z.B. der Abstand der Gefäßoberfläche zu einem Tumor, die Entfernung der Gefäßäste zum Betrachter oder die Abstände zwischen übereinander liegenden Gefäßästen.

Strategien zur Visualisierung von Abständen mittels Textur hängen grundlegend davon ab, ob das Abstandsmaß diskret oder kontinuierlich visualisiert werden soll. Bei einer **diskreten Abstandsvisualisierung** können Attribute einer oder mehrerer Texturen pro Diskretisierungsschritt so gewählt werden, dass die Unterscheidbarkeit maximiert wird. Bei einer **kontinuierlichen Abstandsvisualisierung** werden hingegen geeignete Texturattribute einer Textur unter Anwendung einer stetigen Abstandsfunktion verändert.

Abstand der Gefäßoberfläche zu einem Tumor

In der Chirurgie ist es von Interesse, Informationen über den Abstand eines Gefäßastes zu einem Tumor zu erhalten. Das Abstandsmaß kann in der Operationsplanung zur Risikoanalyse verwendet werden, oder während einer Operation zur Navigation chirurgischer Instrumente. In der Regel wird bei der Resektion eines Tumors sämtliche organische Substanz, welche sich im Radius von $\approx 1\text{cm}$ um den Tumor befindet, entfernt.

Bestehende Techniken zur Visualisierung des Tumorabstandes in Gefäßbäumen verwenden eine diskrete, farbcodierte Abstandsvisualisierung. Dabei klassifizieren die Farben den Gefäßbaum in verschiedene Gefährdungsbereiche. Für die Visualisierung des Tumorabstandes unter Verwendung von Textur werden im Folgenden diskrete und kontinuierliche Abstandsdarstellungen konzipiert.

In Abb. 3.5a und 3.5b wird skizziert, wie der Abstand unter Verwendung von zwei Texturen visualisiert werden kann (diskrete Abstandsvisualisierung). Bei Anwendung dieser Technik sollten Texturen verwendet werden, die visuell gut differenziert werden können, um eine Texturbereichtrennung auf präattentiver Ebene zu gewährleisten. Dabei ist es zum einen möglich **Textonattribute**, wie z.B. die Größe oder Frequenz, in diskreten Schritten an den vorliegenden Abstand anzupassen wie die Skizze in Abb. 3.5b zeigt.

Hierdurch wird gewährleistet, dass eine Ordnungsrelation in den Texturen erkennbar ist. Zum anderen wäre es denkbar, **unterschiedliche Textons** wie in Abb. 3.5a einzusetzen. Damit wäre zwar keine Ordnungsrelation mehr aus den Textons ableitbar - die visuelle Unterscheidbarkeit wird jedoch durch die Verwendung unterschiedlicher Textons maximiert. Ein zu Grunde liegender Algorithmus müsste für jeden Eckpunkt eines Polygons den minimalen Abstand zur Tumoroberfläche bestimmen und unter Anwendung einer diskreten Funktion dem Eckpunkt eine Textur-ID zuordnen.

Die Skizze in Abb. 3.5c stellt eine kontinuierliche Abstandsvisualisierung mittels einer Kreistextur dar. Der Flächeninhalt der Kreise verringert sich bei Anwendung dieser Technik mit zunehmender Distanz, beispielsweise in Abhängigkeit einer Potenzfunktion⁸. Hierfür ist es von besonderer Wichtigkeit, dass erkennbare Unterschiede in den Kreisen wahrgenommen werden, so dass diese als Abstandmaß interpretiert werden. Ein alternativer Ansatz wäre es, die Dichte der Kreise in Abhängigkeit vom Tumorabstand zu variieren und den Flächeninhalt der Kreise konstant zu halten.

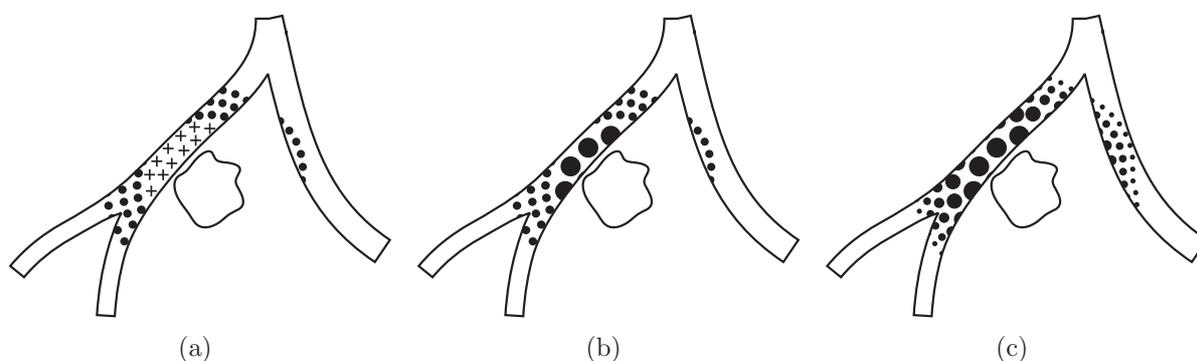


Abb. 3.5: Diskrete (a + b) und kontinuierliche (c) Abstandsvisualisierung der Gefäßoberfläche zu der Oberfläche eines Tumors unter Verwendung von Textur. Während in (a) unterschiedliche Textons eingesetzt werden, wird in (b) eine Texturbe-reichtrennung durch Textonunterschiede erreicht.

Algorithmisch kann die beschriebene kontinuierliche Abstandsvisualisierung mit einer prozeduralen Kreistextur umgesetzt werden, welche in Abhängigkeit eines Abstandswertes die Dichte bzw. den Radius der in der Textur enthaltenen Kreise entsprechend skaliert. Im Unterschied dazu wäre eine kontinuierliche Abstandsvisualisierung auch mit Tonal Art Maps (vgl. Abschnitt 2.1.2) realisierbar, wobei z.B. Schraffur-Texturen in Abhängigkeit des Abstandmaßes linear überblendet werden könnten, um somit über die Dichte der Schraffurlinien eine Abstandsinformation zu codieren.

Abstand der Gefäßäste zum Betrachter

Wenn die Wahrnehmung bewegungsinduzierter Tiefenhinweise nicht möglich ist, ist es für den Betrachter schwierig abzuschätzen, wie weit ein Gefäßast von ihm entfernt liegt. Hierfür müssen monokulare Tiefenkriterien wie Verdeckungen, Größe, Schattierung, lineare Perspektive und der Texturgradient genutzt werden, um Informationen über die

⁸Hierfür eignet sich insbesondere die Stevensche Potenzfunktion, welche eine Beziehung zwischen der menschlichen Empfindungsstärke und der Reizstärke (Flächeninhalt eines Kreises) definiert.

räumliche Tiefe zu vermitteln. Wie bereits in Abschnitt 2.2 festgestellt wurde, stellt insbesondere der Texturgradient eine hervorragende Möglichkeit dar, Form- und Tiefeninformation zu kommunizieren.

Wird ein Gefäßbaum mit einer uniformen Textur versehen, so entsteht bei Vorliegen einer perspektivischen Projektion ein Texturgradient. Im Falle zweier dicht übereinander liegender Gefäßäste kann die perspektivische Verzerrung der Textur jedoch nicht genutzt werden, um festzustellen, wie dicht die beiden Gefäße hintereinander liegen. Der Unterschied in der Verzerrung, ist in diesem Fall zu gering, um vom menschlichen Auge wahrgenommen zu werden.

Die Grundidee ist es nun, den Texturgradienten mit Hilfe einer prozeduralen Linientextur übertrieben darzustellen, so dass Tiefenunterschiede auch bei geringem Abstand der Gefäßäste wahrgenommen werden können. Im Folgenden sollen zwei Ansätze skizziert werden, die unter Verwendung einer prozeduralen Textur die Tiefeninformation in der Textur codieren.

Die erste Darstellungsmethode basiert auf der **Variation der Linienfrequenz** einer Textur in Abhängigkeit von der Entfernung zum Betrachter. In Abb. 3.6 wird diese Technik anhand einer Skizze dargestellt. Die Linienfrequenz kann entweder mit zunehmendem Abstand erhöht oder vermindert werden (vgl. Illustration des Bronchialbaumes in Abb. 2.12 auf Seite 17). Um eine gute Unterscheidbarkeit zwischen den einzelnen Linienfrequenzen zu gewährleisten, ist es günstig, einen Skalierungsparameter für die Abstandsfunktion vorzusehen. Weiterhin könnte die Linienfrequenz exponentiell vom Abstandsmaß abhängig gemacht werden.

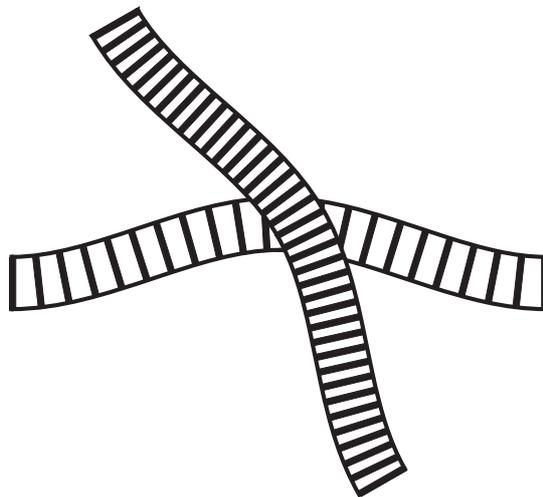


Abb. 3.6: Linienfrequenz in Abhängigkeit vom Abstand zum Betrachter.

Eine weitere Möglichkeit, Entfernungsinformation in einer Linientextur zu codieren, ist die **Variation der Linienbreite** einer Textur. In Abb. 3.7 werden zwei unterschiedliche Verfahren skizziert, mit denen die Linienbreite in Abhängigkeit von der Entfernung zum Betrachter variiert wird. Dabei ist der Abstand zwischen den Linien in Abb. 3.7a konstant, während der Abstand in Abb. 3.7b von der Linienbreite der benachbarten Linien abhängt. Im ersten Fall wird durch den konstanten Abstand ein Zusammenfallen der

Linien ausgeschlossen. Allerdings findet keine so starke Helligkeitscodierung in der Textur statt, welche im zweiten Fall implizit vorhanden ist. Durch eine Visualisierung der Abstandsänderung zum Betrachters lassen sich auch Aussagen über die Oberflächenorientierung eines Gefäßes relativ zum Betrachter machen, wie die Skizze in Abb. 3.8 verdeutlichen soll.

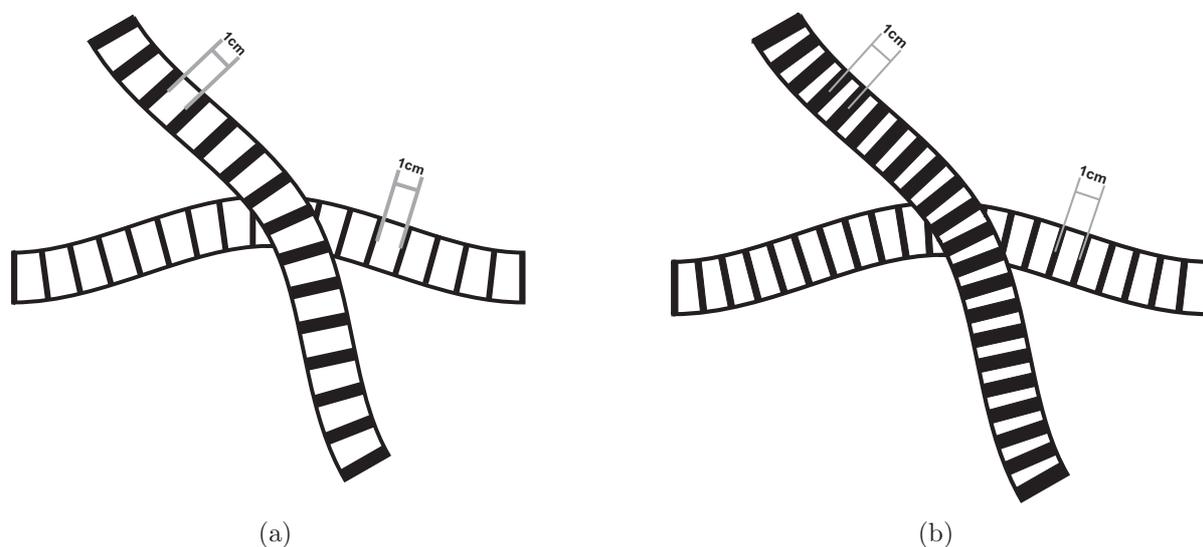


Abb. 3.7: Linienbreite in Abhängigkeit von der Entfernung zum Betrachter. In (a) ist der Abstand zwischen den Linienrändern konstant, während er in (b) von der Linienbreite benachbarter Linien abhängt.

Die Textur kann auf Basis der prozeduralen Linientextur von Freudenberg [2003] (vgl. Abschnitt 2.1.2) erstellt werden. In Abb. 3.9 wird das dabei verwendete Halbtonverfahren schematisiert, welches mit Hilfe einer Dreiecksfunktion und der Beleuchtungsintensität eine Variation der **Linienbreite** erreicht. Anstatt der Beleuchtungsintensität muss dann eine Abstandsfunktion verwendet werden. Um eine Variation der **Linienfrequenz** zu erreichen, könnte die Frequenz der Dreiecksfunktion in Abhängigkeit einer Abstandsfunktion modifiziert werden.

Die **Ermittlung des Abstandes** zum Betrachter findet für jeden Eckpunkt des polygonalen Modells statt. Dabei ist es ungünstig, den euklidischen Abstand zwischen der Position eines Eckpunktes und der Kameraposition als Abstandmaß zu wählen, da sich dieser durch Bewegung der Kamera in Richtung des Objektes stark verändert. Dies hätte zur Folge, dass sich auch die Texturattribute verändern. Weiterhin ist zu beachten, dass die Kameraposition in der Regel durch einen 3D-Punkt beschrieben wird. Um einen korrekten Abstandswert zu erhalten, sollte jedoch der Abstand zu einer Ebene (parallel zur Bildebene) berechnet werden.

Um die beschriebene Problematik aufzulösen, wird vorgeschlagen, eine Ebene, deren Normale durch den Richtungsvektor der Kamera festgelegt wird, mit einem **konstanten Abstand** zum Mittelpunkt des *Bounding Sphere* eines Gefäßbaumes zu definieren. Der konstante Abstand kann z.B. durch die maximale Ausdehnung des *Bounding Sphere* beschrieben werden.

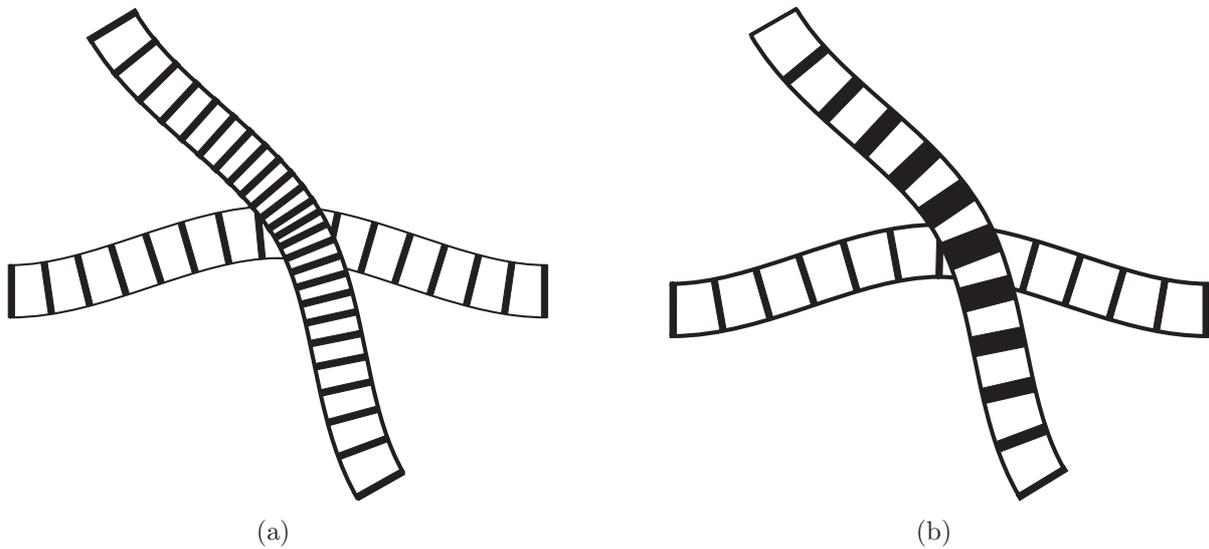


Abb. 3.8: Visualisierung der Änderung des Abstandes in Richtung des Betrachters durch die Variation der Frequenz (a) und Breite (b) der Linien. Der weiter unten liegende Gefäßast weist keine Abstandsänderung zum Betrachter auf, während der obere den Abstand zum Betrachter ständig verändert, wodurch sich die Oberflächenorientierung des Gefäßastes ableiten lässt.

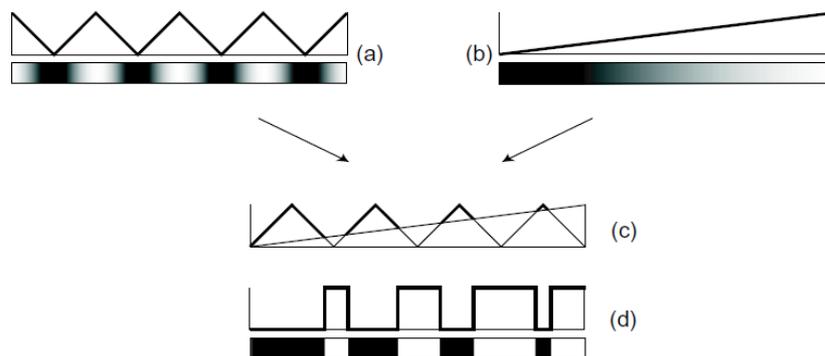


Abb. 3.9: Der Funktionswert einer Dreiecksfunktion (a) wird mit einer Eingabefunktion (b) verglichen. Wenn der Funktionswert der Dreiecksfunktion größer als die Eingabefunktion ist (c), dann wird ein schwarzes Texel generiert, andernfalls ein weißes (d). Quelle: [Freudenberg, 2003].

Abstände zwischen übereinander liegenden Gefäßästen

Ein anatomischer Gefäßbaum ist ein dreidimensionales Objekt, dessen Gefäßäste in unterschiedlichen Abständen zum Betrachter angeordnet sind. Dabei kommt es zu **teilweisen Verdeckungen** der Gefäßäste, einem wichtigen monokularen Tiefenhinweis, der es dem Betrachter ermöglicht, räumliche Tiefe wahrzunehmen (vgl. Abschnitt 2.2.2). Wenn keine weiteren Tiefenhinweise wie Bewegung oder Schattierung in der Szene enthalten sind, geben die teilweisen Verdeckungen Auskunft über die räumliche Tiefenanordnung der Gefäßäste. Es wird jedoch nicht ersichtlich, welcher Abstand zwischen zwei übereinander liegenden Gefäßästen vorliegt. Eine **präzise Wahrnehmung von Tiefeninformation** an den Überschneidungspunkten ist jedoch von Interesse, um beispielsweise die Navigation chirurgischer Instrumente durchzuführen und präoperativ zu planen.

Das im vorherigen Unterabschnitt vorgestellte Verfahren zur Visualisierung von Abständen relativ zum Betrachter ermöglicht zwar die Beurteilung der Abstände an den Überschneidungspunkten, jedoch wird dabei der gesamte Gefäßbaum mit einer Textur versehen. Um den Informationsgehalt auf das nötigste zu reduzieren, wäre es für diesen Fall günstiger, den Gefäßbaum nur an den Überschneidungsstellen mit einer abstandscodierten Textur zu versehen. Dafür könnte der Abstand mit einem schraffierten Schatten, ähnlich wie in Abb. 3.10, visualisiert werden.



Abb. 3.10: Detaillierter Ausschnitt eines schraffierten Schattens aus der Gefäßdarstellung in Abb. 2.11. Quelle: [Heller, 1993].

Über die **Größe des Schattens**, der von einem vorne liegenden Gefäßast auf einen weiter hinten liegenden Gefäßast projiziert wird, kann eine Aussage über den Abstand beider Gefäßäste gemacht werden. Wie in Abb. 3.11 skizziert, liegt bei geringem Abstand ein kleiner Schatten vor, während die Schattengröße mit steigendem Abstand zunimmt. Die Unterschiede in Größe und Länge können vom menschlichen Sehapparat auf präattentiver Ebene verarbeitet werden und sind zudem sehr präzise [Schumann und Müller, 2000, S. 127f].

Das beschriebene Phänomen ist in unserer Umwelt zu beobachten: Bei konstanten Lichtverhältnissen ist die Größe eines Schattens von der Entfernung zwischen dem schattenwerfenden Objekt und dem Projektionsobjekt abhängig. Weiterhin kann festgestellt werden, dass sich neben der Schattengröße auch dessen Helligkeit verändert - je kleiner der Schatten, desto dunkler wird er wahrgenommen. Daher liegt es nah, neben der Schattengröße auch die **Helligkeit des Schattens** durch Variation geeigneter Texturattribute darzustellen.

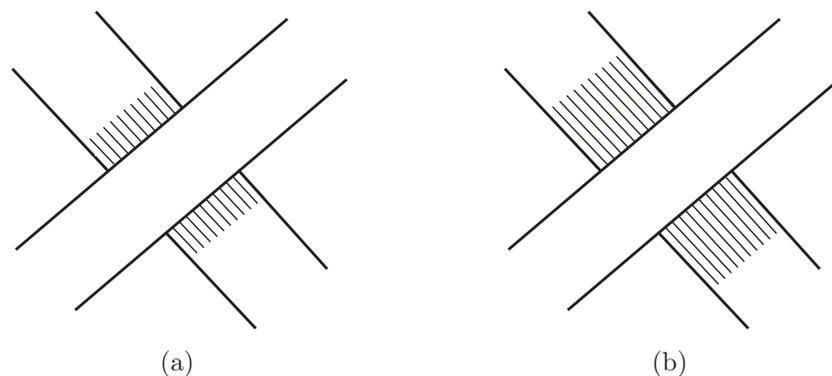


Abb. 3.11: Visualisierung des Abstandes durch Variation der Schattengröße. In (a) liegt ein geringerer Abstand zwischen den Gefäßästen als in (b) vor.

In Abb. 3.12 wird skizziert, wie zusätzlich zur Schattengröße eine Abstandscodierung über die Anpassung der **Linienbreite** umgesetzt werden kann. Dadurch erscheint ein großer Schatten heller als ein kleiner. Eine andere Möglichkeit, die Helligkeit eines schraffierten Schattens zu variieren, bietet die Variation der **Linienfrequenz**. Auch eine direkte **Abstufung des Intensitätswertes** der Schraffurlinie wäre denkbar, falls dies nicht, wie bei der intraoperativen Projektion, anforderungsbedingt ausgeschlossen wird.

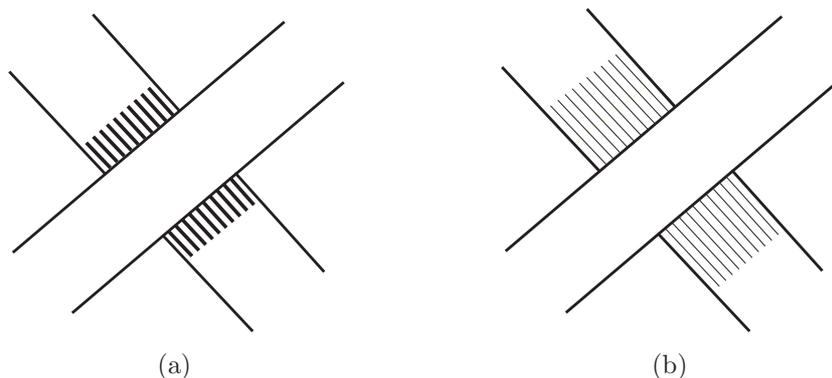


Abb. 3.12: Visualisierung des Abstandes durch Variation der Schattengröße und der Linienbreite. In (a) liegt ein geringerer Abstand zwischen den Gefäßästen als in (b) vor.

Zur Durchführung des Texture Mapping ist es zunächst von Interesse, die **Regionen zu detektieren**, die mit einem schraffierten Schatten versehen werden sollen. Grundsätzlich bietet sich zur Erzeugung von Schatten die Verwendung eines Beleuchtungsmodells an. Allerdings werden dabei neben den Schatten an den Gefäßüberkreuzungen sämtliche anderen Oberflächenschattierungen erzeugt, so dass eine Klassifizierung durchgeführt werden müsste.

Ein bildraumbasierter Ansatz zur Detektion der Schattenregionen, welcher auf der Differenzbildung im *Z-Buffer* basiert, wird in Abb. 3.13 skizziert. Dabei wird durch Verschiebung der Eckpunkte entlang der Normalen um einen Faktor δ eine Skalierung des Gefäßradius erreicht. Anschließend wird eine Differenzbildung der *Z-Buffer*-Bilder durch-

geführt. Durch Separierung von den Hintergrundpixeln und Anwendung eines Schwellwertverfahrens können die Schatten an den Gefäßüberkreuzungen detektiert werden. Das Ergebnisbild kann in einem nachfolgenden Renderingschritt als zweidimensionale Maske zur Lokalisation der Schattenregionen verwendet werden. Da durch die Differenzbildung im Z-Buffer der Abstand zwischen den Gefäßen ermittelt wird, kann dieser in der Maske über den Grauwert eines Pixels codiert werden.

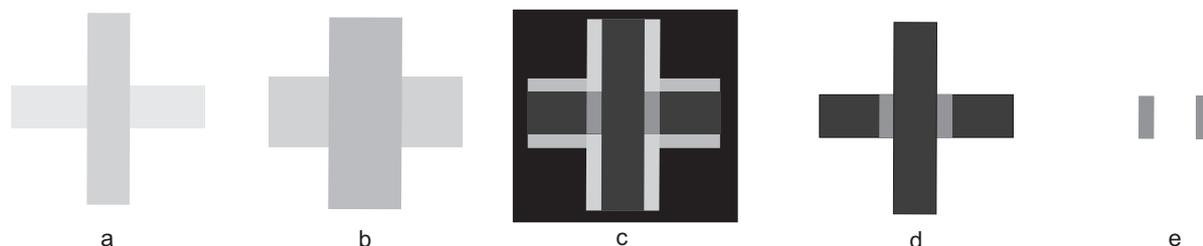


Abb. 3.13: Lokalisation der Schatten an Gefäßüberkreuzungen. Im ersten Schritt wird ein Differenzbild (c) aus dem Z-Buffer-Bildern des Ausgangsobjektes (a) und dem vergrößerten Objekt (b) berechnet. Danach werden alle Pixel in (c), welche Hintergrundpixel in (a) sind, verworfen (d). Durch Anwendung eines Schwellwertes σ auf (d) können die Schattenregionen an den Überschneidungstellen lokalisiert werden. Dabei gilt $\sigma = |\delta|$, wobei sich die Normierung von δ auf die vorliegenden Tiefenwerte im Kameraraum bezieht. Das Ergebnisbild in (e) kann als Maske zur Lokalisation des Schattens verwendet werden.

Über den Skalierungsfaktor δ kann die Schattenlänge variiert werden. Hierzu muss zunächst eine Anzahl von Schattenmasken mit unterschiedlichem Skalierungsfaktor δ erzeugt und abgespeichert werden. Der maximalen Skalierungsfaktor stellt die maximal darstellbare Schattenlänge dar und wird als δ_{max} bezeichnet. Um den Abstand aller in Frage kommenden Schattenpixel zu ermitteln, muss zunächst ein Z-Buffer-Differenzbild zwischen dem unskalierten Z-Buffer-Bild und dem Z-Buffer-Bild mit maximaler Schattenlänge δ_{max} erstellt werden. Wie die Darstellung in Abb. 3.14 zeigt, kann nach Durchführung dieser Operation pixelweise mittels einer Lookup-Tabelle eine Schattenmaske zugeordnet werden und somit die Schattenlänge an den interobjektiven Abstand angepasst werden. Neben einer linearen Abhängigkeit der Schattenlänge vom zugrunde liegenden Abstand wäre mit dieser Technik auch eine exponentielle Abhängigkeit denkbar, um eine Differenzierung der unterschiedlichen Schattenlängen zu begünstigen.

Wie schon erwähnt, werden in den Pixeln der Schattenmaske die Differenzen der korrespondierenden Z-Buffer-Pixel in Form eines Grauwertes abzuspeichern. Während der Durchführung des Texture Mapping ist es auf diese Weise möglich, auf diesen Grauwert zuzugreifen und die Texturattribute der Linientextur an den vorliegenden Abstandswert anzugleichen. Neben Schraffuren würden sich im Übrigen auch Stippling-Texturen eignen, um Schatten an den Überschneidungspunkten von Gefäßästen zu visualisieren.

3.2.3 Orientierung der Gefäßoberfläche relativ zum Betrachter

Zur Beurteilung räumlicher Tiefenverhältnisse von Gefäßen kann neben einer Visualisierung, welche explizit den Abstand zum Betrachter codiert (vgl. vorheriger Abschnitt),

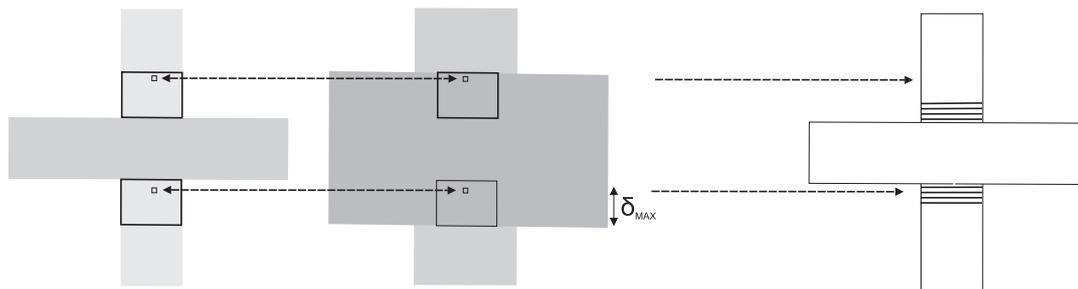


Abb. 3.14: Anpassung der Schattengröße an den interobjektiven Abstand durch pixelweise Ermittlung der Differenz zwischen dem unskalierten Z-Buffer-Bild und dem Z-Buffer-Bild mit maximaler Skalierung δ_{max} . Unter Verwendung einer Lookup-Tabelle wird anhand der vorliegenden Differenz eine Schattenmaske zugeordnet.

auch die Orientierung der Objektoberfläche eines Gefäßes genutzt werden, um einen räumlichen Tiefeneindruck zu erzeugen. Auf diesem Prinzip beruhen Beleuchtungsmodelle, wie beispielsweise das Phong'sche Beleuchtungsmodell, welche die Orientierung der Objektoberfläche relativ zur Lichtquelle ermitteln (diffuser Reflexionskoeffizient) und damit eine Schattierung der Oberfläche ermöglichen.

Kim et al. [2004] stellten in ihren Studien zur Texturwahrnehmung fest, dass klassische Schattierungsverfahren für das Erkennen von Form und Orientierung eines Objektes nicht optimal sind. Probanden erzielten die besten Ergebnisse, wenn zusätzlich zu einer klassischen Schattierung eine geeignete Textur auf die Objektoberfläche aufgebracht wurde. Die Textur sollte dabei an einer oder an beiden Hauptkrümmungsrichtungen der Oberfläche ausgerichtet sein und eine Orientierung⁹ aufweisen. Der Einsatz von Textur wäre demnach in klassisch schattierten Darstellungen sinnvoll (z.B. in einer **Multiparametervisualisierung**), wenn die Wahrnehmung der Orientierung der Gefäßoberfläche relativ zum Betrachter begünstigt werden soll.

In Situationen, in denen eine Darstellung nicht beliebig gedreht werden kann, beispielsweise bei der **intraoperativen Projektion** einer Gefäßdarstellung, ist die Bewertung der räumlichen Orientierung eines Gefäßastes relativ zum Betrachter von hohem Interesse. Klassische Schattierungsverfahren, welche auf der Verwendung von Helligkeitsabstufungen basieren, werden für intraoperative Projektionen anforderungsbedingt ausgeschlossen. Ist die Oberfläche eines Gefäßes orthogonal zur Sichtrichtung des Betrachters orientiert, so kann der Betrachter daraus die Silhouette des Gefäßes erfassen - allerdings wird allein durch die Silhouette nicht ersichtlich, wie der Rest der sichtbaren Gefäßoberfläche zum Betrachter orientiert ist. Zwar liefern teilweise Verdeckungen von Gefäßästen wichtige Informationen über die räumliche Anordnung, jedoch sind diese allein nicht ausreichend, um Aussagen darüber zu machen, wie stark sich die Orientierung eines Gefäßastes relativ zum Betrachter ändert.

⁹Hiermit ist das Texturattribut Orientierung gemeint, welches in Abschnitt 2.2.1 erläutert wurde.

Explizite Abstandcodierung zum Betrachter

Das im vorherigen Abschnitt vorgestellte Konzept zur Visualisierung des Abstandes zum Betrachter impliziert die Möglichkeit, die räumliche Orientierung relativ zur Sicht-richtung des Betrachters mittels Variation von Breite und Frequenz einer Linientextur zu visualisieren. Über die **Änderung der Liniendicke bzw. -frequenz** entlang eines Gefäßastes kann die Oberflächenorientierung eines Gefäßes abgeleitet werden (vgl. Abb. 3.8 auf Seite 42). Bei Anwendung dieser Technik ist es allerdings notwendig, den kompletten Gefäßbaum zu texturieren.

Objektraumbasierter Ansatz zur Visualisierung der Oberflächenorientierung

Ein anderer Ansatz wäre es, das Winkelverhältnis zwischen dem **Richtungsvektor der Kamera und der Oberflächennormale** eines Eckpunktes zu ermitteln. Auf diese Weise können Stellen detektiert werden, an denen die Gefäßoberfläche relativ zur Sicht-richtung einen großen Winkel aufweist. In [Möller und Haines, 2002, S. 293ff] werden basierend auf dieser Technik Verfahren vorgestellt, welche die Variation der Dicke von Silhouettenlinien ermöglichen. Je größer dabei der Winkel zwischen Oberflächennormale und Sicht-richtung ist, desto dunkler wird die Oberfläche des Objektes dargestellt.

Interessanterweise kommen Sweet und Ware [2004] in ihren Studien zur Texturwahrnehmung zu dem Schluss, dass Texturen, welche entlang der Hauptkrümmungsrichtung(en) einer Oberfläche ausgerichtet sind, am besten zur Wahrnehmung der relativen Oberflächenorientierung zum Betrachter beitragen, wenn die Oberfläche **nahezu orthogonal zur Sicht-richtung des Betrachters orientiert** ist. Liegt hingegen ein kleiner Winkel zwischen Sicht-richtung und texturierter Oberfläche vor, so kann die Oberflächenorientierung nur sehr schwach erfasst werden. Nach Sweet und Ware [2004] trifft dies vor allem bei statischen Darstellungen zu. Die Idee für eine intraoperative Gefäßdarstellung wäre es nun, Oberflächenbereiche, die orthogonal zur Sicht-richtung des Betrachters orientiert sind, mit einer Silhouette zu versehen; Oberflächenbereiche, deren Normale nahezu orthogonal zur Sicht-richtung orientiert ist, hingegen mit einer geeigneten Textur.

Zur Visualisierung der Oberflächenorientierung relativ zum Betrachter wird eine **Schraffur-Textur** vorgeschlagen, welche in radialer Richtung um die Gefäßäste verläuft. Dies begünstigt das Erkennen der röhrenförmigen Gefäßoberfläche. Die Textur kann als diskrete oder prozedurale Funktion vorliegen. Eine prozedurale Textur bietet allerdings den Vorteil der Parametrisierbarkeit, z.B. von Linienbreite oder -frequenz in Abhängigkeit von der Stärke der Oberflächenorientierung. Außerdem wäre mit einer prozeduralen Textur der Abstraktionsgrad einstellbar.

Die Skizze in Abb. 3.15 zeigt, wie die Oberflächenorientierung zweier Gefäßäste unter Verwendung von Silhouetten und einer Schraffur-Textur visualisiert werden kann. Hierbei werden Oberflächenbereiche mit großem Winkel zur Sichte-bene (\rightarrow schnelle Veränderung der Entfernung relativ zum Betrachter) mit einer Schraffur-Textur versehen, während auf Bereichen mit kleinerem Winkel keine Texturierung stattfindet. Das Verfahren bietet die Möglichkeit, Oberflächen in Abhängigkeit eines gesetzten Schwellwertes zu texturieren. Damit wird eine weitere Möglichkeit geboten den Abstraktionsgrad der Darstellung zu variieren.

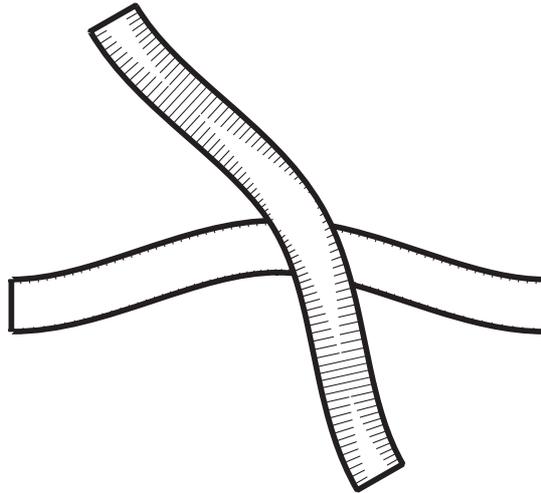


Abb. 3.15: Visualisierung der Oberflächenorientierung in Richtung des Betrachters unter Verwendung einer Linientextur. Ob eine Textur auf die Objektoberfläche aufgebracht wird, entscheidet sich anhand des Skalarproduktes zwischen Oberflächennormale und dem Richtungsvektor der Kamera.

Hybrider Ansatz zur Visualisierung der Oberflächenorientierung

Ein weiterer Ansatz, welcher Schraffurlinien in Abhängigkeit der Oberflächenorientierung relativ zum Betrachter erzeugt, soll im Folgenden vorgestellt werden. Hierfür werden zwei Renderingdurchläufe benötigt, welche folgendermaßen skizziert werden können:

1. Rendering des Objektes und Speichern des Z-Buffer-Bildes im Texturspeicher.
2. Translation der Eckpunkte des Objektes entlang ihrer Normalen um einen konstanten Faktor. Anschließende Differenzbildung des aktuellen Z-Buffer-Bildes mit dem Z-Buffer-Bild aus Schritt 1.

Anhand der ermittelten Differenz der Z-Buffer-Bilder kann die Oberflächenorientierung relativ zur Sichtlinie des Betrachters an einem Bildpunkt abgelesen werden. Ist eine Normale parallel zur Sichtlinie orientiert, so ist die Z-Buffer-Differenz maximal, während sie bei orthogonaler Orientierung der Normalen minimal ist¹⁰. Bis zu diesem Punkt bietet dieser Ansatz noch keine Neuerungen gegenüber der zuvor vorgestellten Technik. Es werden auch noch keine Schraffurlinien generiert, wie eingangs angekündigt wurde. Um die Idee zur Generierung von Schraffurlinien zu veranschaulichen, soll das Verfahren an dem in Abb. 3.16a dargestellten Zylinder erläutert werden.

Zunächst werden, wie eingangs skizziert, in einem **ersten Renderingdurchlauf** die Werte des Z-Buffer ausgelesen. Wie das Z-Buffer-Bild in Abb. 3.16b zeigt, sind dabei nur sehr geringe Änderungen in den Grauwerten erkennbar. Die zentrale Idee besteht nun darin, eine **Diskretisierung des Z-Buffer-Bildes** durchzuführen, um somit distanzabhängige Diskretisierungsstufen sichtbar zu machen. In Abb. 3.16c werden einzelne Diskretisierungsstufen des Z-Buffer-Bildes aus Abb. 3.16b kontrastverstärkt dargestellt.

¹⁰Dieses Verhältnis ist genau umgekehrt, falls in der verwendeten Graphikbibliothek die Clipping Planes (Near Clipping Plane und Far Clipping Plane) von der Bounding Box der Szene abhängig sind, da

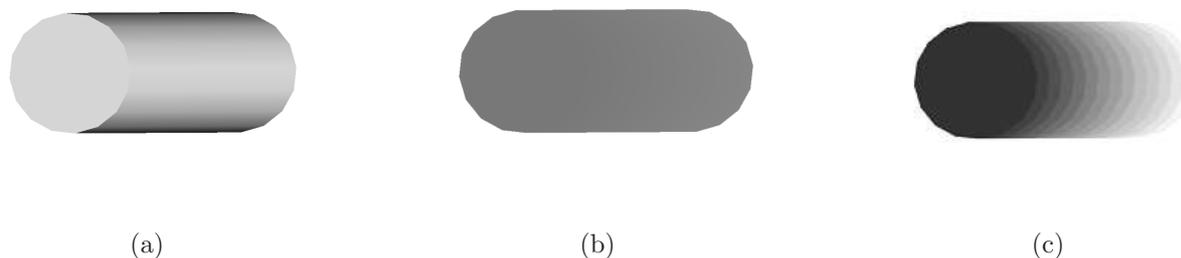


Abb. 3.16: Anwendung einer Diskretisierungsfunktion auf den Z-Buffer. In (a) ist ein einfacher Zylinder dargestellt und das korrespondierende Z-Buffer-Bild in (b). Bei Durchführung einer Diskretisierung auf dem Z-Buffer-Bild entstehen distanzabhängige Stufen, die in (c) kontrastverstärkt dargestellt werden.

Die Diskretisierungsfunktion allein erzeugt jedoch noch keine Schraffurlinien. Außerdem kann mit ihr nicht festgestellt werden, an welchen Stellen der Objektoberfläche eine Schraffur aufgebracht werden soll. Daher werden in einem **zweiten Rendering-durchlauf**, wie weiter oben beschrieben, die Eckpunkte des Modells um einen kleinen, konstanten Faktor **in Richtung der Normale verschoben** und die Differenz der Z-Buffer-Bilder ermittelt. Auf diese Weise entstehen Schraffurlinien, deren Breite abhängig von dem vorliegenden Translationsfaktor ist. Bemerkenswert ist hierbei, dass die Schraffurlinien nur an den Stellen gesetzt werden, an denen die Oberflächennormale einen großen Winkel zur Sichtrichtung des Betrachters aufweist. Ab wann ein Winkel als „großer Winkel“ bezeichnet wird, kann durch einen Schwellwert festgelegt werden, wodurch eine Abstrahierung ermöglicht wird. Die Bilder in Abb. 3.17 veranschaulichen, wie die Schraffurlinien bei unterschiedlicher Orientierung eines Zylinders gesetzt werden.

Eine Parametrisierung der Breite und Frequenz der Schraffurlinien ist über die Diskretisierungsfunktion und die Modifikation des Translationsfaktors möglich. Aus ästhetischen Gründen ist es in einigen Fällen auch erwünscht, die Schraffurlinien zufällig und unregelmäßig erscheinen zu lassen. Hierfür bietet es sich an, die erzeugten Schraffurlinien in Kombination mit einer prozeduralen Linientextur zu generieren, welche mit Hilfe von Texturkoordinaten auf das Objekt aufgebracht wird. Auf diese Weise können Schraffurlinien in Abhängigkeit der prozeduralen Linientextur ausgedünnt werden.

Zusammenfassung

In diesem Unterabschnitt wurden drei unterschiedliche Techniken vorgestellt, welche die Visualisierung der räumlichen Orientierung relativ zum Betrachter ermöglichen:

1. Explizite Abstandcodierung zum Betrachter
2. Objektraumbasierter Ansatz (Verwendung der Oberflächennormale und Sichtrichtung)

im Z-Buffer die Tiefenwerte mittels dieser Clipping Planes berechnet werden. Die Bounding Box vergrößert sich jedoch bei Translation der Eckpunkte in Richtung ihrer Normale.

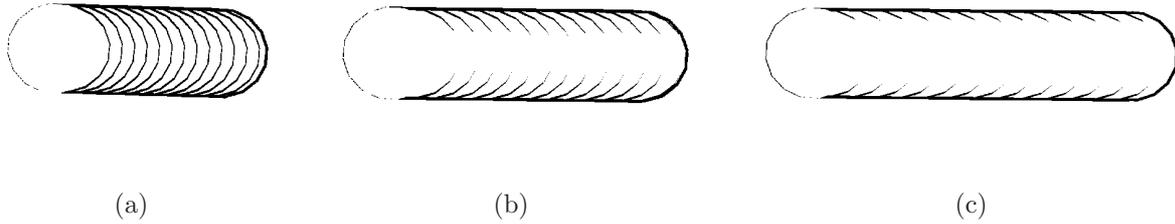


Abb. 3.17: Kontrastverstärkte Z-Buffer-Differenzbilder eines Zylinders. Durch Rotation des Zylinders verändert sich die relative Orientierung zum Betrachter. Während in (a) die gesamte Zylinderoberfläche aufgrund des Winkels zwischen Zylinderoberflächen und Sichtlinie schraffiert dargestellt wird, wurde der Zylinder in (b) und (c) jeweils ein Stück rotiert, was eine Änderung der Oberflächenorientierung relativ zum Betrachter zur Folge hat. Dabei ist zu erkennen, dass die Schraffurlinien nur noch an Stellen gesetzt werden, an denen der Winkel zwischen Sichtlinie und Oberflächennormale einen gesetzten Schwellwert nicht unterschreitet.

3. Hybrider Ansatz (Verwendung der Objektgeometrie und des Z-Buffers)

Im Gegensatz zu einer komplett texturierten Darstellung - wie bei einer expliziten Abstandcodierung zum Betrachter (1) - kann mit Verfahren, welche das Winkelverhältnis zwischen Sichtrichtung und Oberflächennormale zur Texturierung verwenden (2 + 3), eine Skalierung des Abstraktionsgrades vorgenommen werden. Allerdings bieten diese beiden Verfahren nicht die Möglichkeit, Abstände quantitativ zu bestimmen, sondern beruhen auf der Hervorhebung bestimmter Oberflächenbereiche und liefern damit „nur“ qualitative Tiefenhinweise.

Während der vorgestellte objektraumbasierte Ansatz (2) das Vorhandensein von Texturkoordinaten voraussetzt, um eine Schraffur-Textur auf das Objekt abzubilden, kommt das hybride Verfahren (3) auch ohne Texturkoordinaten aus und generiert die Schraffurlinien mit Hilfe von Z-Buffer-Operationen und einer Eckpunkttranslation. Darüber hinaus ist durch eine Kombination der Verfahren (2) und (3) eine Schraffurgenerierung möglich, welche die Schraffurlinien unregelmäßig anordnet.

3.2.4 Visualisierung der Zusammengehörigkeit von Gefäßästen

Gefäßäste werden als zusammengehörig bezeichnet, wenn Sie gleiche anatomische oder funktionale Eigenschaften aufweisen. Betrachten wir beispielsweise das Gefäßsystem der Leber, so stellen wir fest, dass dieses Organ von vier **unterschiedlichen Gefäßbäumen** durchzogen wird. Weiterhin können Unterbäume eines Gefäßbaumes, welche bestimmte Segmente eines Organs versorgen, funktional eigenständige Einheiten darstellen [Selle, 1999]. Um prä- und intraoperative Entscheidungen zu erleichtern, ist daher eine **visuelle Differenzierung** unterschiedlicher Gefäßsysteme, bzw. Gefäßunterbäume von klinischem Interesse.

Konventionelle Techniken zur Visualisierung von zusammengehörigen Gefäßästen basie-

ren auf der Verwendung von Farbe [Hahn et al., 2001]. Grundsätzlich kann Farbe bei geeigneter Farbwahl sehr wirkungsvoll eingesetzt werden. In den folgenden Fällen ist eine farbliche Codierung von zusammengehörigen Gefäßästen jedoch ungünstig:

- In einer Multiparameterdarstellung, in der schon ein anderer Parameter den Farbkanal verwendet.
- Wenn eine farblose oder farbreduzierte Darstellung gefordert wird, wie beispielsweise bei der intraoperativen Projektion einer Gefäßdarstellung.

Texturen eignen sich, ebenso wie Farbe, hervorragend zur Visualisierung nominaler Daten¹¹, da sie ebenfalls eine Unterscheidung auf präattentiver Wahrnehmungsebene ermöglichen. In diesem Zusammenhang wird auch von Texturbereichstrennung gesprochen (vgl. Abschnitt 2.2.1). Ein texturbasierter Ansatz zur Visualisierung von zusammengehörigen Gefäßästen sollte demzufolge - ähnlich wie in Handzeichnung der Lungensegmente in Abbildung 2.14a aus Kapitel 2 - versuchen, die Zusammengehörigkeit von Gefäßästen möglichst schnell visuell erfahrbar zu machen.

Um die Texturwahrnehmungsfähigkeit des Betrachters auszunutzen und die kognitiven Belastungen möglichst gering zu halten, sollte bei der Auswahl der Texturen darauf geachtet werden, dass diese präattentiv unterscheidbar sind. Abb. 3.18 zeigt, wie durch Verwendung dreier Textons (*O* und *+* und *|*) eine Texturbereichstrennung auf präattentiver Ebene erreicht werden kann. Dabei eignen sich *O* und *+* besonders gut für die Texturbereichstrennung auf Gefäßbäumen, da sie sich - unabhängig von ihrer Rotation - differenzieren lassen. Textons, die keine rotationsinvarianten Merkmale aufweisen, wären diesbezüglich nicht geeignet, da sie beim Texture Mapping in Abhängigkeit der Orientierung der Gefäßäste auf deren Oberfläche abgebildet werden¹².

Einem Algorithmus zur Texturierung von zusammengehörigen Gefäßästen müssen Informationen darüber vorliegen, welche Gefäße als zusammengehörig zu betrachten sind. Diese Information ist in Form eines skalaren Wertes in der Datenstruktur des verwendeten Gefäßbaumes gespeichert und kann basierend auf der in Kapitel 2 beschriebenen Gefäßvisualisierungspipeline von Hahn et al. [2001] ermittelt werden. Durch Einsatz einer Lookup-Tabelle kann eine Relation zwischen einer Textur-ID und einer Gruppe zusammengehöriger Gefäßäste definiert werden. Bei Vorhandensein einer geeigneten Auswahl an Texturen kann ein Anwender durch Modifikation der Lookup-Tabelle jeder Gruppe zusammengehöriger Gefäßäste somit eine Textur zuweisen.

3.2.5 Visualisierung des Verzweigungsgrades von Gefäßästen

Der Verzweigungsgrad eines Gefäßastes gibt Auskunft darüber, wie relevant dieser für die Versorgung des zu Grunde liegenden Organsystems ist. Dies gilt insbesondere dann, wenn Gefäßbäume symmetrische Eigenschaften aufweisen, wie beispielsweise in der Lunge. Der Verzweigungsgrad eines Gefäßastes kann im Kontext mit anderen Gefäßparametern - wie

¹¹In diesem Falle die Zusammengehörigkeit von Gefäßästen

¹²Eine Ausnahme bildet bildbasierte Verfahren zum Texture Mapping wie das Projektive Texture Mapping [Debevec et al., 1998], bei dem die Textur in Abhängigkeit der Kameraposition auf das Objekt abgebildet wird.

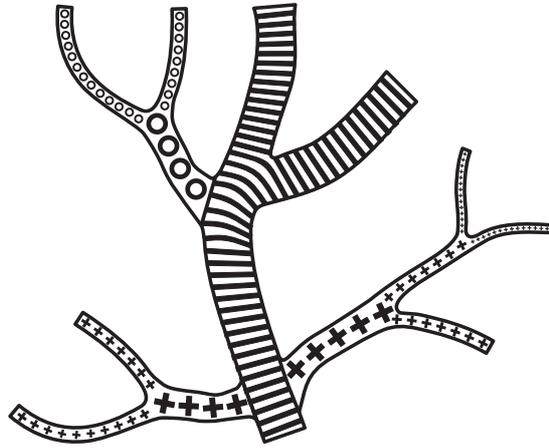
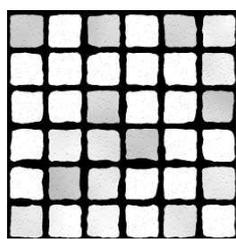
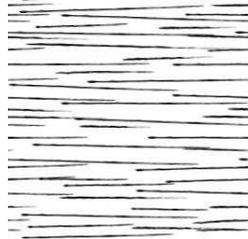


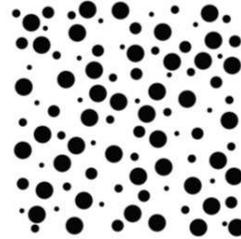
Abb. 3.18: Visualisierung der Zusammenhörigkeit von Gefäßästen unter Ausnutzung der Texturbereichstrennung.



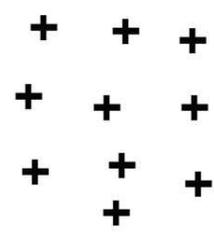
(a)



(b)



(c)



(d)

Abb. 3.19: Präattentiv unterscheidbare Texturen, die sich zur Visualisierung von zusammengehörigen Gefäßästen eignen.

beispielsweise dem Abstand eines Gefäßes zu einem Tumor - wichtige Informationen liefern. Insbesondere dann, wenn nur ein **Detailausschnitt** eines Gefäßsystems dargestellt wird, begünstigt die Visualisierung des Verzweigungsgrades prä- und intraoperative Entscheidungen.

Ähnlich wie bei der Visualisierung zusammengehöriger Gefäßäste, können auch Verzweigungshierarchien effektiv mittels einer farblichen Codierung dargestellt werden [Hahn et al., 2001]. In Multiparameterdarstellungen und intraoperativen Darstellungen von Gefäßsystemen ist es jedoch in einigen Fällen¹³ geeigneter, die Verzweigungsebene eines Gefäßastes über Texturen zu codieren. Da es sich um quantitative Daten handelt, ist es von Vorteil, wenn die Texturen eine auf- oder absteigende Ordnung aufweisen. Andernfalls müsste dem Benutzer zusätzlich eine Legende eingeblendet werden, welche eine Zuordnung zwischen den verwendeten Texturen und der Verzweigungsebene erlaubt.

Eine Idee für die Visualisierung des Verzweigungsgrades mittels Textur ist die Verwendung von **geordneten, texturierten Glyphen** (vgl. Abb. 3.20). Glyphen können dabei in Form einer Textur auf das Objekt abgebildet werden. Sie bieten - unabhängig von einer bereits vorhandenen farblichen Codierung - die Möglichkeit, mehrere Attribute gleichzeitig zu codieren. So könnte über die Form eines Glyphs (in Abb. 3.20 ein Kreis), die Zugehörigkeit zu einem Gefäßsystem visualisiert werden und über dessen Texturierung die Verzweigungsebene des Gefäßastes. Um eine Positionierung der Glyphen auf dem Gefäßbaum nicht zu regelmäßig wirken zu lassen, bietet sich eine Texturierungstechnik wie das Texture Bombing [Fernando, 2004, S. 323ff] an, bei der Texturen in Abhängigkeit einer Zufallsvariablen auf dem Objekt positioniert werden.

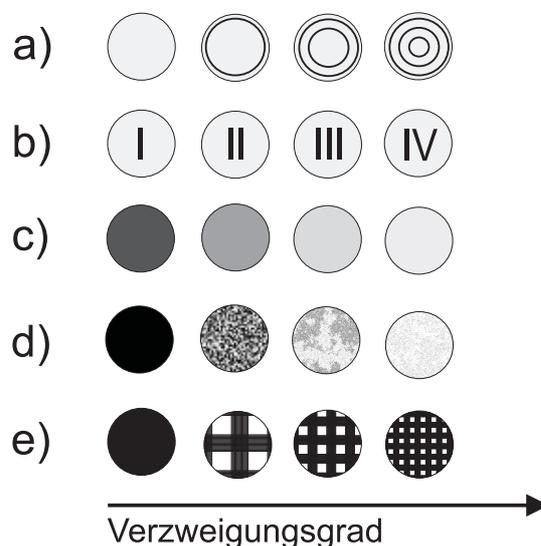


Abb. 3.20: Glyphenskalen zur Visualisierung des Verzweigungsgrades eines Gefäßbaumes. Die Kreisglyphen stellen den Verzweigungsgrad über Ringe (a), römische Zahlen (b), Grauwerte (c) oder unterschiedliche Frequenzen einer Textur dar (d + e).

Ein anderer Ansatz zur Visualisierung des Verzweigungsgrades wäre es, jeden Gefäßast

¹³Analog zu den genannten Fällen im vorherigen Abschnitt

komplett mit einer geeigneten Textur zu versehen. Dafür muss analog zu der Visualisierung mittels Glyphen gewährleistet werden, dass in den verwendeten Texturen eine auf- oder absteigende Ordnung erkennbar ist. Dies kann durch Variation von Texturattributen erreicht werden, z.B. über die Variation der Frequenz. Neben diskreten Übergängen, die bei Verwendung unterschiedlicher Texturen an den Verzweigungspunkten entstehen, wären auch kontinuierliche Überblendungen an den Verzweigungsstellen möglich. Diese könnten durch eine Interpolation erzeugt werden, wie die Darstellung in Abb. 3.21 zeigt.



Abb. 3.21: Morphable Interpolation von vier diskreten Texturen. Quelle: [Matusik et al., 2005].

4 Realisierung

Die im vorherigen Kapitel vorgestellten Konzepte wurden im Rahmen dieser Arbeit prototypisch implementiert. Dieses Kapitel dient der Beschreibung wichtiger Aspekte der Realisierung. Dazu werden zunächst die verwendeten **Entwicklungswerkzeuge** vorgestellt. Im Anschluss daran werden einzelne Entwicklungsschritte bei der **Texturkoordinatengenerierung** und den texturunterstützten **Visualisierungsverfahren** aufgezeigt, sowie die zu Grunde liegenden Algorithmen und Datenstrukturen betrachtet.

4.1 Entwicklungswerkzeuge

4.1.1 OpenGL Shading Language

OpenGL (Open Graphics Library) ist eine plattformunabhängige Schnittstelle zur Graphikhardware. Mit den Erweiterungen der OpenGL-Version 1.5 ist die **GLSL (OpenGL Shading Language)** hinzugekommen, eine prozedurale Hochsprache, welche eine grundlegende Neuerung der Spezifikation von OpenGL darstellt. Unter Verwendung der GLSL ist es möglich, nicht nur auf vordefinierte Funktionen der Grafikkarte zuzugreifen, sondern kleine Programme, so genannte **Shader**, direkt auf der GPU (**Graphic Processing Unit**) einer Grafikkarte auszuführen. Die Syntax der GLSL ist stark an die Programmiersprache C angelehnt.

Da derzeitige Grafikkarten zwei unterschiedlich programmierbare Einheiten bereitstellen (vgl. Abb. 4.1), existieren folgende zwei Arten von Shadern:

- Vertex Shader
- Fragment Shader¹

Vertex Shader werden auf dem Vertex-Prozessor der Grafikkarte ausgeführt, wobei die Ausführung pro Eckpunkt (Vertex) erfolgt. Dabei ist die Übergabe der Eckpunktposition an den Vertex Shader obligatorisch. Optional können Geometriedaten wie Normale, Farbe oder Texturkoordinaten aus einer Applikation übergeben werden. Neuere Grafikkarten, welche die *Shader Model 3.0* Spezifikation unterstützen, ermöglichen zusätzlich den lesenden Zugriff auf Texturen im Vertex Shader. Vertex Shader können weiterhin folgende Operationen ausführen:

- Transformation von Koordinaten
- Transformation und Normalisierung von Normalen

¹Die Begriffe Fragment Shader und Pixel Shader werden in der Computergrafik synonym verwendet.

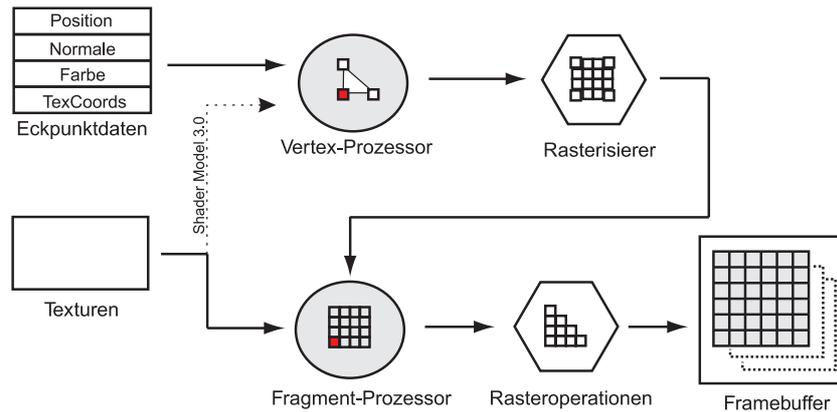


Abb. 4.1: Die Rendering Pipeline. Vertex- und Fragment-Prozessor sind programmierbare Einheiten der Pipeline. Auf modernen Grafikkarten arbeiten bis zu 8 Vertex- und 48 Fragment-Prozessoren parallel. Quelle: [Köhn, 2006]

- Generierung und Transformation von Texturkoordinaten
- Farb- und Beleuchtungsberechnungen

Fragment Shader arbeiten auf dem Fragment-Prozessor der Grafikkarte und erhalten ihre Eingabedaten vom Rasterisierer in Form eines Eingabeströms von *Fragments*. Die Verarbeitung erfolgt pro Fragment, wobei auf die vom Rasterisierer interpolierten Eckpunktdaten zugegriffen werden kann. Weiterhin kann ein Texturzugriff im Fragment Shader erfolgen. Primäre Aufgabe des Fragment Shaders ist die Zuweisung eines Farbwertes für das jeweilige Fragment. Durch die zuvor durchgeführte Rasterisierung ist dabei, im Gegensatz zum Vertex Shader, keine Veränderung der Position möglich.

Shader-Programme können nicht auf die Attribute benachbarte Elemente, wie umliegende Eckpunkte oder Fragmente, zugreifen. Ferner ist zu beachten, dass bei der Aktivierung eines Shader-Programms auf dem Speicher der Grafikkarte automatisch der nicht programmierbare Teil der Grafikkarte (Fixed Function Pipeline) deaktiviert wird. Daher müssen bei Verwendung von Shadern alle benötigten Funktionalitäten in den Shader-Programmen umgesetzt werden.

Neben der GLSL existieren noch Cg (**C** for **graphics**) von NVidia und HLSL (**H**igh **L**evel **S**hader **L**anguage) von Microsoft als weitere Hochsprachen zur Shader-Programmierung. Die Sprachen ähneln sich stark in Syntax und Funktionsumfang. In dieser Arbeit wurde die GLSL verwendet, da eine Entwicklungsumgebung zur Shader-Programmierung mittels GLSL in MeVisLab verfügbar ist.

In diesem Abschnitt wurde ein kurzer Einblick in die GLSL und die Architektur von programmierbaren GPUs gegeben. Dabei wurde auf den Operationsumfang und die allgemeinen Merkmale von Shadern eingegangen. Für eine detaillierte Einführung in die GLSL sei auf das Buch von Rost [2006] verwiesen.

4.1.2 Entwicklungsumgebung MeVisLab

MeVisLab ist eine Entwicklungsumgebung für die Bildverarbeitung und Visualisierung medizinischer Datensätze, die am Centrum für Medizinische Diagnosesysteme und Vi-

sualisierung (MeVis) an der Universität Bremen entwickelt wird. Die Grundlage der Entwicklung von Anwendungen in MeVisLab bildet ein Konzept der grafischen Programmierung. Die Grundbausteine sind dabei **Module**, die in einer grafischen Entwicklungsoberfläche zu **Netzwerken** verknüpft werden können. Module sind Einheiten, die verschiedene Funktionalitäten für die Verarbeitung, Visualisierung oder Interaktion mit medizinischen Datensätzen bereitstellen. Durch Verknüpfungen der Module über deren Schnittstellen wird der Austausch von Daten zwischen Modulen ermöglicht. Die Entwicklung neuer Module erfolgt in der Programmiersprache C++.

Neben einer großen Anzahl von Modulen zur Bildverarbeitung bietet MeVisLab die Möglichkeit, Datensätze mit **Open Inventor**-Modulen zu visualisieren. Im Folgenden wird daher ein kurzer Überblick über die Grafikbibliothek Open Inventor gegeben.

Open Inventor

Open Inventor-Module übernehmen in MeVisLab-Netzwerken die Funktionen der Visualisierung und Interaktion mit dem Benutzer. Open Inventor ist eine objektorientierte Grafikbibliothek, die auf den Grafikroutinen von OpenGL basiert. Dabei werden OpenGL-Funktionen zu komplexen Klassen verknüpft und in einem hierarchischen System zusammengefasst. Aufgrund des objektorientierten Ansatzes ist dieses System leicht zu erweitern.

Open Inventor bietet die Möglichkeit, der Strukturierung einer Szene mittels eines Szenengraphen. Dabei lassen sich Szeneneigenschaften wie Beleuchtung, Materialien und Grafikprimitive durch so genannte **Knoten** beschreiben und in gerichteten, azyklischen Szenengraphen anordnen. Während des Renderings wird der Szenengraph nach dem Schema einer Tiefensuche durchlaufen. Die Traversierung erfolgt also von oben nach unten und von links nach rechts.

Knoten des Szenengraphen werden auch **Szenenobjekte** genannt und sind durch das Präfix „So“ charakterisiert. Die Attribute von Szenenobjekten werden in so genannten **Feldern** (Fields) gespeichert.

Verwendung der GLSL in MeVisLab

MeVisLab erlaubt es, in der GLSL erstellte Shader-Programme in Form von Open Inventor-Modulen in ein MeVisLab-Netzwerk einzubinden. Basis dafür sind die Open Inventor-Module `SoShaderProgram`, `SoVertexShader` und `SoFragmentShader`. Das Modul `SoShaderProgram` erhält von `SoVertexShader` und `SoFragmentShader` die dort implementierten Modifikationen, die dann pro Vertex oder Fragment auf dem verwendeten Datensatz ausgeführt werden. In Abb. 4.2 wird ein MeVisLab-Beispielnetzwerk dargestellt.

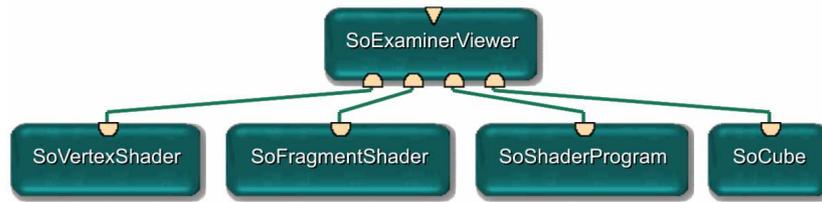


Abb. 4.2: Shader-Programmierung in MeVisLab unter Verwendung der Open Inventor-Module `SoShaderProgram`, `SoVertexShader` und `SoFragmentShader`. Die Shader werden in diesem Beispielnetzwerk auf einen Würfel \rightarrow `SoCube` angewendet.

4.2 Generierung von Texturkoordinaten

Erweiterung des Moduls `SoVascularSystem`

Das Open Inventor-Modul `SoVascularSystem` ist die optimierte und erweiterte Version des Vorgängermoduls `SoVesselVis`. Es stellt Visualisierungs- und Interaktionmethoden für die im Rahmen einer Gefäßbaumanalyse gewonnenen Daten bereit. Die zur Visualisierung benötigten Oberflächenprimitive werden mit dem `SoVascularSystem` erzeugt und verwaltet, weshalb es geeignet erschien, dieses Modul um Methoden zur Texturkoordinatengenerierung zu erweitern (siehe Benutzeroberfläche in Abb. 4.3). Gegenüber der Implementierung eines neuen Moduls, bietet dies den Vorteil, dass bei der Wahl eines texturunterstützten Visualisierungsverfahrens kein zusätzliches Modul zur Texturkoordinatengenerierung in ein bestehendes Netzwerk eingebunden werden muss.

Aus Sicht der Implementierung war die direkte Einbindung der entwickelten Algorithmen in das `SoVascularSystem` günstig, da das Modul bereits über vordefinierte Felder verfügte, um Texturkoordinaten zusammen mit anderen Eckpunkteigenschaften zu verwalten. Die Eigenschaften werden dabei mit einem `SoVertexProperty`-Knoten festgelegt, welcher die effiziente Verwaltung von Koordinaten, Normalen, Texturkoordinaten sowie Farb- und Transparenzwerten ermöglicht. Über das bereitgestellte Feld `texCoord` können Texturkoordinaten eines Eckpunktes gespeichert werden.

Verwaltung der Texturkoordinaten

In vielen Fällen reicht es aus, jedem Eckpunkt eines geometrischen Modells **genau eine Texturcoordinate** zuzuweisen. Wenn eine Textur auf einem Objekt mehrfach gekachelt wird, ergeben sich bei geometrischen Körpern, wie einem Zylinder oder einer Halbkugel, Probleme an den Nahtstellen. Die Darstellung in 4.4 veranschaulicht dieses Problem.

Die Lösung ist die Erzeugung einer **indizierten Liste von Texturkoordinaten**, wodurch jedem Vertex eines Polygons seine Texturkoordinaten mittels einer Indexliste zugewiesen werden können. Um dies zu bewerkstelligen, muss dem `SoVertexProperty`-Feld `SoTextureCoordinateBinding` das Argument `PER.VERTEX.INDEXED` übergeben werden. Außerdem muss eine Indexliste angelegt werden, welche den Eckpunkten eines Polygons die entsprechenden Texturkoordinaten zuweist und die zweifache Zuweisung von Tex-

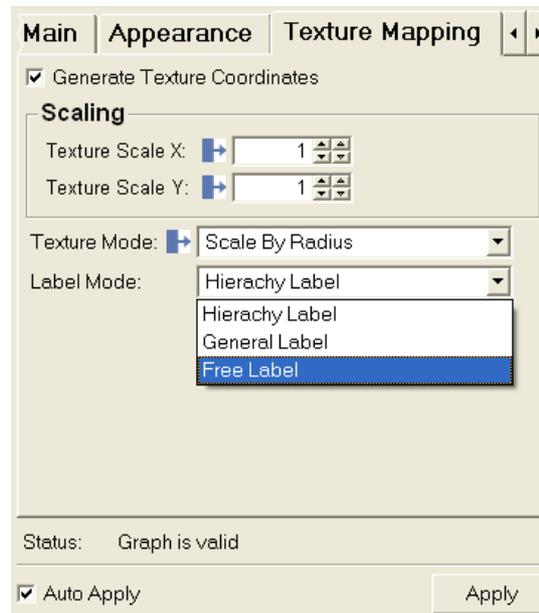


Abb. 4.3: Generierung von Texturkoordinaten im Modul `SoVascularSystem`. Neben der Skalierung der Texturkoordinaten in x- und y-Richtung und dem Skalierungsmodus kann der Benutzer auswählen, in Abhängigkeit von welchem Label die Texturen gesetzt werden sollen. Die Label werden für jedes Skelettvoxel abgespeichert und enthalten einen skalaren Wert wie z.B. die Hierarchieebene des Gefäßastes oder die in Form einer Kennziffer codierte Zugehörigkeit zu einem Unterbaum.

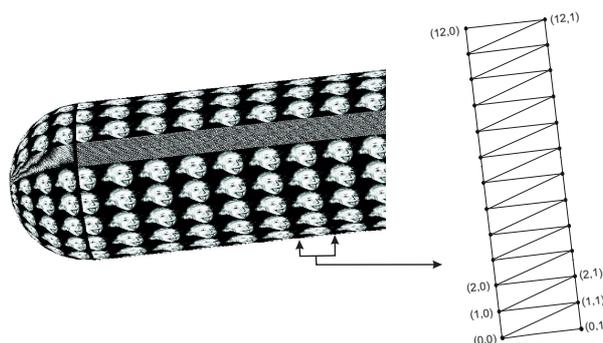


Abb. 4.4: Generierung von Texturkoordinaten. Wird nur eine Texturcoordinate pro Eckpunkt vergeben, so werden die Texturen im Bereich der Nahtstellen nicht korrekt interpoliert. In diesem Beispiel wird die Textur 12-mal an der Nahtstelle wiederholt, da zwischen den Texturkoordinaten $(0,0) \leftrightarrow (12,0)$, $(0,1) \leftrightarrow (12,1)$, $(0,0) \leftrightarrow (12,1)$ und $(0,1) \leftrightarrow (12,0)$ interpoliert wird.

turkoordinaten an den Nahtstellen realisiert. Abb. 4.5a zeigt, wie die Bereiche an den Nahtstellen bei Verwendung einer indizierten Texturkoordinatenliste dargestellt werden.

Rekursives Traversieren des Modells

Die Generierung der Oberflächenprimitive unter Verwendung der Knoten `SoIndexedFaceSet` und `SoVertexProperty`-Knotens lief im `SoVascularSystem` ursprünglich nach folgenden Schema ab: Zuerst wurden die Geometrien aller Kanten eines Gefäßbaumes generiert und anschließend die Geometrien der Knoten. Um Diskontinuitäten zwischen zwei Graphenelementen zu minimieren, ist es jedoch günstig, auf die Texturcoordinate des Vorgängerelementes zugreifen zu können, um somit einen nahtlosen Übergang zu ermöglichen (vgl. Abschnitt 3.1.2). Dies ist mit der beschriebenen Vorgehensweise allerdings nicht möglich und verursacht Diskontinuitäten zwischen zwei Graphenelementen (vgl. Abb. 4.5a).

Zur Lösung des Problems wurde eine rekursive Funktion implementiert, welche das Gefäßsystem ausgehend von dessen Wurzeln durchläuft und dabei die Geometrien der Oberflächenprimitive inklusive der Texturkoordinaten erzeugt. Sofern der Benutzer die Texturkoordinatengenerierung im Panel des Moduls (vgl. Abb. 4.3) aktiviert hat, findet eine Traversierung des Gefäßbaumes nach diesem Prinzip statt. Die Darstellung in Abb. 4.5b veranschaulicht, wie durch dieses Vorgehen visuelle Diskontinuitäten zwischen den Texturen auf Graphenelementen vermieden werden.

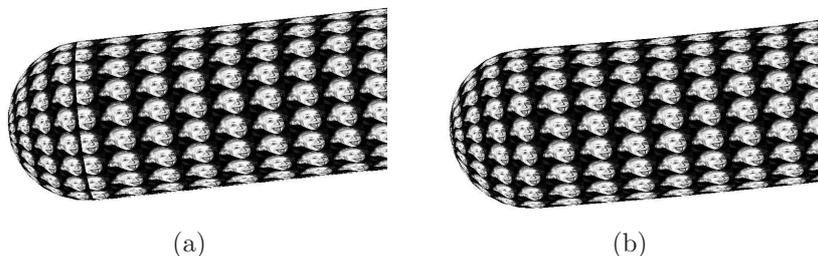


Abb. 4.5: Generierung von Texturkoordinaten (a) ohne und (b) mit Berücksichtigung der letzten Texturcoordinate des Vorgängerelementes.

Nur partiell zu lösen waren allerdings die Diskontinuitäten an Verzweigungsknoten. Zwar konnte auch an diesen Stellen die letzte Texturcoordinate des Vorgängerelementes ermittelt werden, dabei wurden aber nicht in allen Fällen zufrieden stellende Ergebnisse erzielt. Der Grund hierfür liegt darin, dass die verwendeten Oberflächenprimitive an einigen Verzweigungsstellen nicht nahtlos ineinander übergeben, sondern sich teilweise überlappen. Dadurch ist es mit der entwickelten Technik nicht möglich, einen nahtlosen Übergang an allen Verzweigungspunkten zu gewährleisten. Zur Vermeidung dieses Problems müsste ein Gefäßvisualisierungsverfahren verwendet werden, welches Diskontinuitäten an Verzweigungspunkten vermeidet (vgl. Oeltze und Preim [2004]).

Erhaltung des Seitenverhältnisses der Textur

Da die Radien der Gefäßäste in der Regel nicht konstant sind, sondern im Verlauf eines Gefäßes ständigen Größenveränderungen unterworfen sind, unterliegt die Textur einer

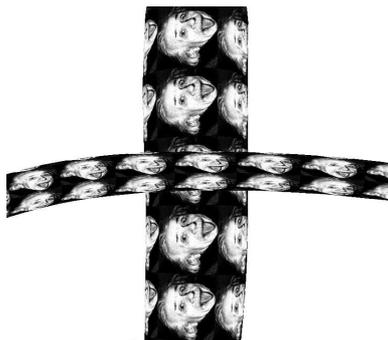


Abb. 4.6: Cylinder Mapping ohne Beibehaltung des Seitenverhältnisses der Textur. Die Textur wird 4-mal um den Gefäßast gewickelt und für ρ ein konstanter Wert gesetzt, so dass bei einer Veränderung des Radius die Anpassung des Seitenverhältnisses unberücksichtigt bleibt.

Verzerrung in Abhängigkeit vom jeweiligen Radius, wie die Darstellung in Abb. 4.6 zeigt. Um diese Verzerrung zu minimieren, wurde beim Cylinder Mapping für den Radius ρ des Zylinders der durchschnittliche Radius ρ_{avg} gewählt und für die Höhe H die Pfadlänge des zum Eckpunkt gehörigen Skelettvoxels (vgl. Abschnitt 3.1.2). Abb. 4.7a zeigt, wie durch Anwendung der entwickelten Technik das Seitenverhältnis der Textur erhalten bleibt.

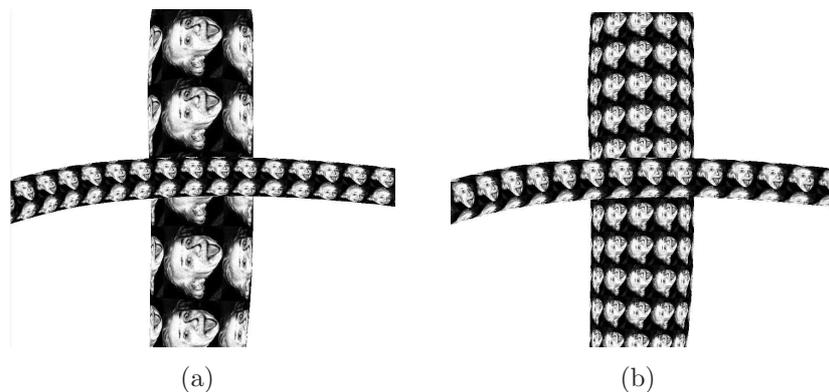


Abb. 4.7: Umsetzung der Skalierungsmodi. Während in (a) ein Skalierungsmodus gewählt wird, der die Textur n -mal um das Gefäß wickelt (Modus 1), werden in (b) die Texturkoordinaten anhand des durchschnittlichen Radius eines Gefäßastes skaliert (Modus 2).

Skalierungsmodi für das Texture Mapping

Abschnitt 3.1.2 diskutierte verschiedene Skalierungsmodi für das Texture Mapping auf Gefäßbäumen. Dabei wurden drei grundlegende Modi unterschieden, wobei der dritte Modus sich nur durch eine Rundungsoperation gegenüber dem zweiten unterschied. Im Folgenden werden die ersten beiden Modi genauer betrachtet.

Um die Größe des Texturbildes in Abhängigkeit vom Gefäßradius zu verändern, so dass auf Gefäßbereichen mit großem Radius die Textur eine große Fläche, auf Gefäßbereichen

mit geringem Radius hingegen eine kleine Fläche einnimmt, sollte der im vorherigen Kapitel entwickelte Modus (1) gewählt werden. Dabei wird die Skalierung der Texturkoordinaten in Abhängigkeit von einer natürlichen Zahl n vorgenommen. In Abb. 4.7 wurde dabei $n = 4$ gewählt, wodurch die Textur 4-mal um den Gefäßast gewickelt wird.

In vielen Fällen ist es jedoch notwendig, die Texturkoordinaten so zu skalieren, dass eine Textur auf der gesamten Gefäßoberfläche annähernd die gleiche Größe einnimmt wie es in Modus (2) vorgesehen ist. Dies kann erreicht werden, indem bei der Skalierung der Texturkoordinaten der durchschnittliche Radius ρ_{avg} berücksichtigt wird, wie Abb. 4.7b zeigt. Dabei wird das Texturbild in beiden Dimensionen um den gleichen Wert ρ_{avg} skaliert.

4.3 Visualisierungsszenarien

In diesem Abschnitt sollen wichtige Aspekte bei der Erstellung der Visualisierungsszenarien aufgegriffen werden. Dabei werden verschiedene Visualisierungstechniken, die in dieser Arbeit entwickelt wurden, exemplarisch an einem Fall beschrieben und Details bezüglich der Implementierung erläutert.

Generierung von Silhouetten und Merkmalslinien

MeVisLab bietet die Möglichkeit, die Silhouette eines Objektes mittels des Knotens `SoSilhouette` zu visualisieren (vgl. hierzu den zu Grunde liegenden Algorithmus von Gooch et al. [1999]). Wie Abb. 4.8 zeigt, werden dabei jedoch keine Merkmalslinien erzeugt, so dass an Gefäßüberkreuzungen die Orientierung des Gefäßes orthogonal zur Sichtrichtung nicht interpretiert werden kann.

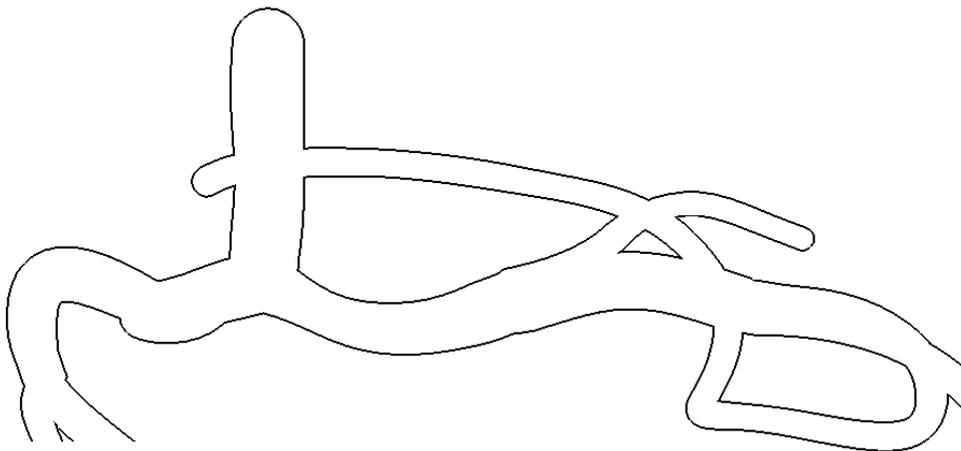


Abb. 4.8: Silhouettengenerierung mit dem Open Inventor-Modul `SoSilhouette`.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Verfahren zur Generierung von Silhouetten- und Merkmalslinien implementiert, das implizit in den in Kapitel 3 entwickelten Konzepten enthalten ist. Es beruht auf einer Eckpunkttranslation und anschließender Differenzbildung im Z-Buffer. Dabei wird in einem **ersten Renderingschritt** das Z-Buffer-Bild des Gefäßbaumes mittels eines Fragment Shaders ermittelt.

In einem **zweiten Renderingschritt** werden unter Verwendung eines Vertex Shaders die Eckpunkte des Gefäßbaumes um den Wert δ in Richtung ihrer Normalen verschoben. δ entspricht dabei der Breite der zu generierenden Linien. Im Fragment Shader werden die Ergebnisse des ersten Renderingschrittes mittels des Moduls `SoFrameBufferSampler`² eingelesen und die Differenz der Z-Buffer-Bilder gebildet. Mittels einer binären Klassifikation werden Fragmente, an denen die ermittelte Differenz einen Schwellwert überschreitet, weiß gezeichnet, andernfalls schwarz (vgl. Abb. 4.9).

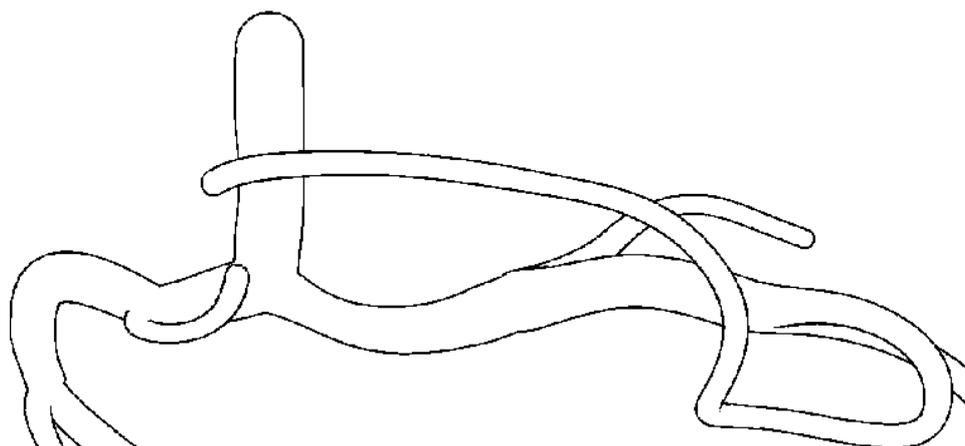


Abb. 4.9: Generierung von Silhouetten und Merkmalslinien, beruhend auf einer Eckpunkttranslation und anschließender Differenzbildung im Z-Buffer.

Visualisierung der Oberflächenorientierung in Richtung des Betrachters

Das berechnete Z-Buffer-Differenzbild kann zur Detektion von Oberflächenpunkten genutzt werden, die einen großen Winkel zur Sichtlinie des Betrachters aufweisen. Die Oberflächenpunkte nehmen kleine Werte im Z-Buffer-Differenzbild an, da sich ihr z-Wert bei Verschiebung entlang der Normalen nur gering verändert. Mittels eines Schwellwertes können Stellen selektiert werden, die einen großen Winkel zur Sichtlinie des Betrachters aufweisen. In Abb. 4.10 werden diese Stellen mit einer prozeduralen Linientextur (vgl. Abschnitt 2.1.2) versehen, welche in Abhängigkeit von den Texturkoordinaten generiert wird.

Unabhängig vom Vorliegen von Texturkoordinaten kann eine Generierung von Schraffurlinien unter Verwendung des Z-Buffers stattfinden. Dabei wird vor der Differenzbildung der Z-Buffer-Bilder eine Diskretisierung der Bilder mittels einer *Modulo*-Operation durchgeführt. Analog zum vorherigen Verfahren werden Stellen mit großem Winkel zur Sichtlinie des Betrachters detektiert und anschließend mit der ermittelten Schraffur versehen. Abb. 4.11 zeigt die mittels dieser Technik entstehenden Schraffurlinien.

Durch Überlagerung mit einer prozeduralen mit Linientextur, die in Abhängigkeit der vorliegenden Texturkoordinaten generiert wird, ist es ferner möglich, einzelne Schraffurlinien auszudünnen (siehe Abb. 4.12).

²Das Modul `SoFrameBufferSampler` erlaubt das Rendern in eine Textur (render to texture) und das anschließende Einlesen in ein Shader-Programm.

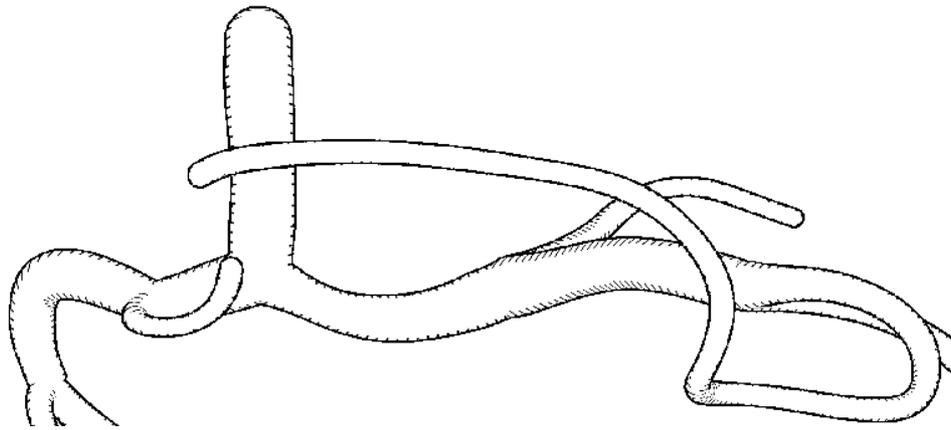


Abb. 4.10: Generierung von Schraffurlinien mittels einer prozeduralen Linientextur in Abhängigkeit von den Texturkoordinaten.

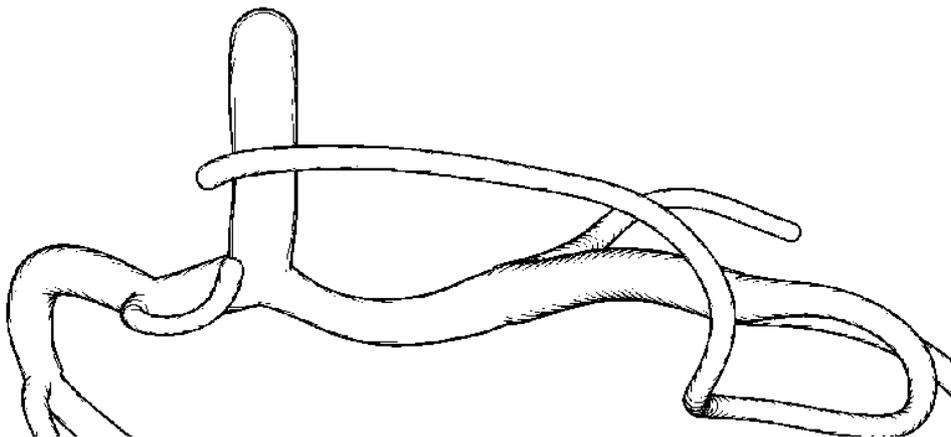


Abb. 4.11: Generierung von Schraffurlinien unter Verwendung des Z-Buffers. Die Schraffurlinien werden hierbei in Abhängigkeit der angewandten Diskretisierungsfunktion auf dem Z-Buffer gesetzt.

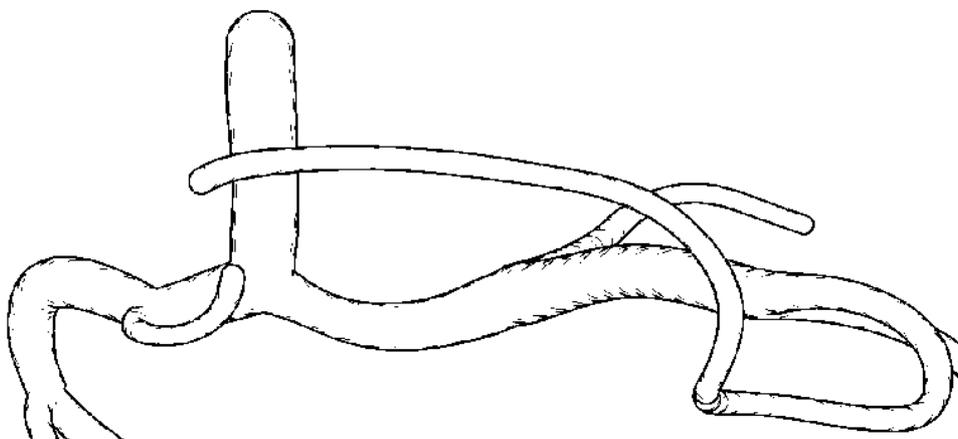


Abb. 4.12: Ausdünnung von Schraffurlinien durch Kombination beider Verfahren.

Visualisierung von abstandscodierenden Schatten an Überkreuzungspunkten

Aufbauend auf den vorherigen Ausführungen soll nun dargelegt werden, wie abstandscodierende Schatten an Überkreuzungspunkten generiert werden können. Die abstandscodierenden Schatten haben die Besonderheit, dass sie die interobjektive Distanz an den Überkreuzungspunkten durch Variation der Schattenlänge und Schraffurliniendicke visualisieren (vgl. Abschnitt 3.2.2).

Zunächst soll gezeigt werden, wie **Schattenmasken** - welche die Schattenregionen festlegen - generiert werden und die **Breite der Schraffurlinien** an den vorliegenden Abstand zwischen den Gefäßästen angepasst wird. Grundlage hierfür ist ein Z-Buffer-Differenzbild, wie es im vorherigen Unterabschnitt erzeugt wurde, allerdings mit einer Eckpunkttranslation, deren Betrag δ der Länge des Schattens entspricht. Durch Selektion aller Pixel im vergrößerten Z-Buffer-Bild, die keine Hintergrundpixel im ursprünglichen Z-Buffer-Bild sind (Abb. 4.13) und anschließender Schwellwertbildung um den Wert $\sigma = |\delta|$ (vgl. Abschnitt 3.2.2), kann eine Schattenmaske erstellt werden. In den Intensitätswerten der Schattenmaske ist der normalisierte Abstand gespeichert, so dass eine Anpassung der Schraffurbreite hierüber durchgeführt werden kann (Abb. 4.14).

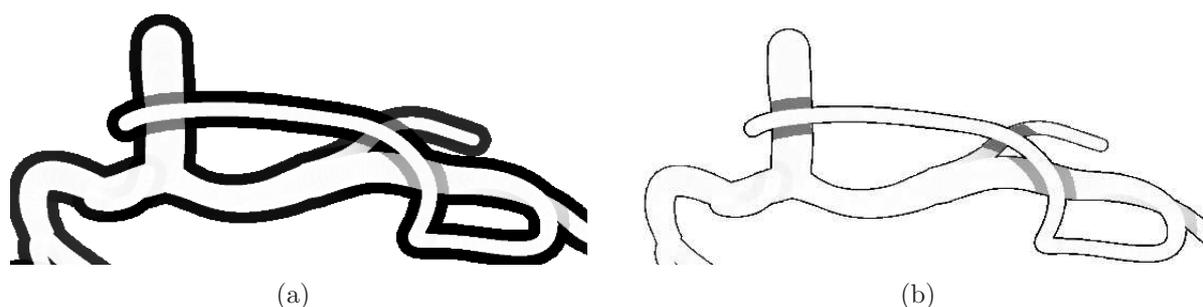


Abb. 4.13: Detektion von Schattenregionen durch Differenz der Z-Buffer-Werte (a) und Verwerfung der Hintergrundpixels (b). Zur besseren Veranschaulichung wird in (b) die Silhouette dargestellt und beide Darstellungen sind invertiert.

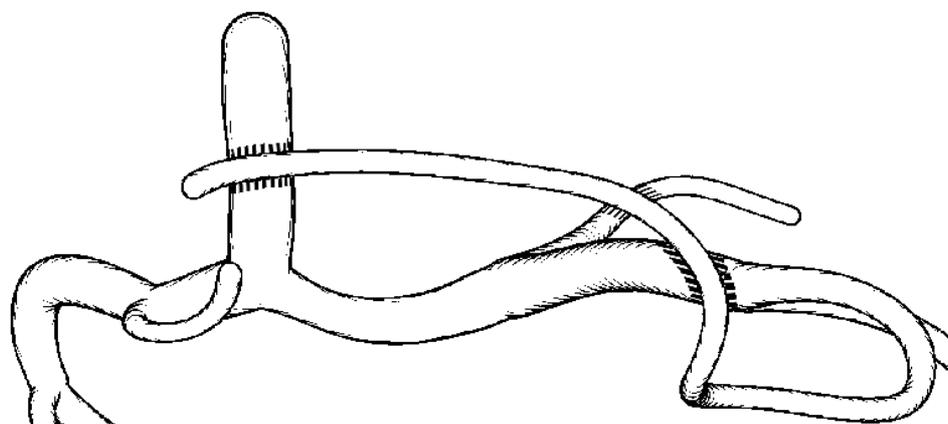


Abb. 4.14: Visualisierung von Schatten mit distanzabhängiger Linienbreite.

Die **Anpassung der Schattenlänge** erfolgt über einen Stapel von n Schattenmasken, die durch Variation des Translationsparameters δ in n vorherigen Renderingdurchläufen generiert werden. Die Schattenmaske S_{max} mit dem maximalen Translationsparameter δ_{max} wird zur Klassifikation von möglichen Schattenfragmenten verwendet. Mittels einer Lookup-Tabelle im Fragment Shader wird für jedes Fragment anhand des vorliegenden Differenzwertes von S_{max} die entsprechende Schattenmaske ausgewählt (vgl. Abb. 4.15).

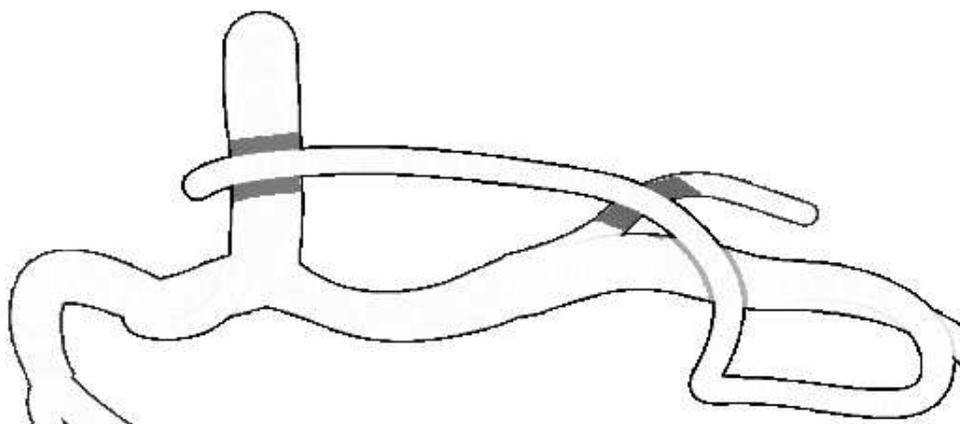


Abb. 4.15: Detektion von Schattenregionen und Variation der Schattenlänge. Durch den ermittelten Abstandswert in S_{max} wird mittels einer Lookup-Tabelle entschieden, welche der Schattenmasken für das Fragment gewählt wird. In der obigen Abbildung werden die Schattenregionen nach Anwendung der Lookup-Tabelle dargestellt. Zur besseren Veranschaulichung wurde die Darstellung invertiert und mit Silhouette gerendert.

Bei Anwendung dieser Technik findet eine diskrete Schattenlängencodierung statt, da bei der Eckpunkttranslation im Vertex Shader nicht bekannt ist, wie groß die Distanz zu einem evtl. schattenwerfenden Gefäßast ist. Diese Information liegt erst im Fragment Shader vor, wobei der Fragment Shader keine Möglichkeit hat, eine Eckpunkttranslation durchzuführen. In dieser Frage besteht daher noch Erweiterungs- und Optimierungsbedarf, um eine kontinuierliche Schattenlängencodierung zu erreichen.

Die prozedurale Linientextur, die zur Generierung der abstandscodierten Schatten notwendig ist, wird in Abhängigkeit der vorliegenden Texturkoordinaten abgebildet. Dabei kommt sie mit einer Texturkoordinate aus. Da für jeden Vertex eine zweidimensionale Texturkoordinate vorliegt, ist es möglich, eine der beiden Texturkoordinaten auszuwählen oder zwischen ihnen zu interpolieren. In den Abb. 4.16 und 4.17 wird dargestellt, wie sich eine Ausrichtung der Schraffurlinien entlang der Mittelachse gegenüber einer Ausrichtung entlang der Hauptkrümmungsrichtung visuell unterscheidet.

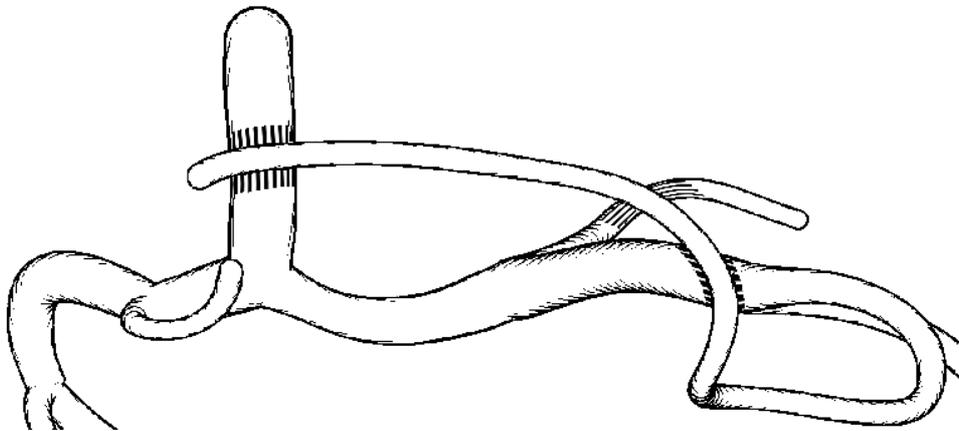


Abb. 4.16: Visualisierung von Schatten mit distanzabhängiger Linienbreite und Schattenlänge. Die Schraffurlinien der Schatten sind hierbei entlang der Mittelachse ausgerichtet.

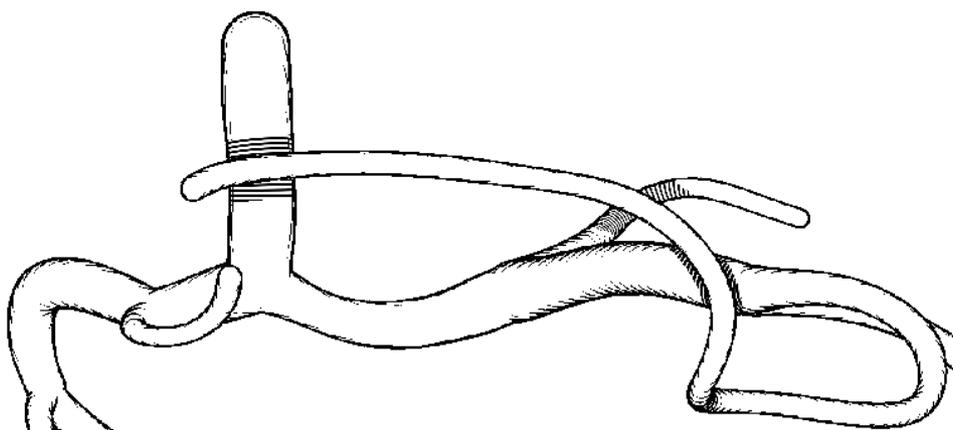


Abb. 4.17: Die Schraffurlinien der Schatten sind im Unterschied zur Darstellung in Abb. 4.16 entlang der Hauptkrümmungsrichtung ausgerichtet.

5 Evaluierung

Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden Verfahren zur texturunterstützten Visualisierung von Gefäßbäumen konzipiert und realisiert. Um die entwickelten Verfahren bezüglich der gestellten Anforderungen in Kapitel 3 zu bewerten, liegt es nahe, diese mit bereits existierenden Verfahren zur modellbasierten Gefäßvisualisierung zu vergleichen und daraus entsprechende Schlussfolgerungen bzgl. des klinischen Nutzens abzuleiten. Um einen Vergleich zu ermöglichen, wurde ein **Fragebogen** erstellt. Der Fragebogen wurde elektronisch verteilt und bot die Möglichkeit, verschiedene Gefäßdarstellungen gegenüber zu stellen und eine Beurteilung durch Benutzereingaben zu erfassen.

Aufgrund des begrenzten Bearbeitungszeitraums dieser Diplomarbeit konnten nicht alle entwickelten Verfahren einer Evaluierung unterzogen werden. Ein Fokus wurde auf drei Visualisierungsverfahren für die **intraoperative Projektion** gelegt, da diese Verfahren speziell für die Wahrnehmung von Tiefeninformation in statischen Bilder konzipiert wurden und sich daher besonders gut mittels eines Fragebogens vergleichen lassen.

Die entwickelten Verfahren für die intraoperative Projektion verwenden - entsprechend den gestellten Anforderungen - keine Helligkeitsabstufungen. Daher wäre für die Evaluierung der entwickelten Verfahren ein Vergleich mit einer Gefäßdarstellung von Interesse, welche die räumliche Tiefeninformation mit Hilfe eines klassischen Schattierungsverfahrens, beispielsweise mittels einer *Gouraud-Schattierung*, generiert.

In diesem Kapitel werden zunächst geeignete **Vergleichskriterien** für eine Evaluierung festgelegt mit deren Hilfe fünf **Hypothesen** aufgestellt werden. Da die Evaluierung mittels eines Fragebogens erfolgt, wird im Anschluss daran die Vorgehensweise bei der **Erstellung des Fragebogens** beschrieben wird. Abschließend werden die Ergebnisse der statistischen **Auswertung** aufgeführt und eine **Schlussfolgerung** gezogen.

5.1 Vergleichskriterien

Um geeignete Vergleichskriterien zu finden, muss überlegt werden, welche Eigenschaften der Visualisierung von klinischer Relevanz sind. Für den intraoperativen Einsatz ist vor allem wichtig, dass die dargestellten Informationen schnell und fehlerfrei interpretiert werden können. Hieraus ergeben sich folgende zwei Fragestellungen:

1. Wie hoch ist die **Zuverlässigkeit** der texturunterstützten Verfahren beim Einschätzen der räumlichen Verhältnisse im Gegensatz zu einer Gouraud-schattierten Darstellung?
2. In welcher **Verarbeitungszeit** können räumliche Informationen, verglichen mit einer Gouraud-Schattierung, vom Betrachter erfasst und interpretiert werden?

Um die oben aufgeführten Fragen zu beantworten, werden im folgenden Abschnitt geeignete Hypothesen aufgestellt, welche dann im Rahmen der Evaluierung geprüft werden.

5.2 Hypothesen

Im Hinblick auf eine Gouraud-Schattierung, die auf Helligkeitsabstufungen basiert, wurden bezüglich der Vergleichskriterien Zuverlässigkeit und Verarbeitungszeit folgende Hypothesen aufgestellt (vgl. hierzu die Übersicht in Abb. 5.1):

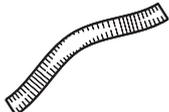
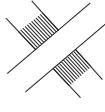
Verfahren	Hypothetische Zuverlässigkeit	Hypothetische Verarbeitungszeit
 Abstandscodierende Oberfläche	+	+
 Schaffurlinien in Abhängigkeit v.d. Oberflächenorientierung	0	0
 Abstandscodierende Schatten	+	+

Abb. 5.1: Hypothesen für die drei zu untersuchenden Verfahren im Vergleich zu einer Gouraud-Schattierung bezüglich der Vergleichskriterien Zuverlässigkeit und Verarbeitungszeit. (0 *gleich*, + *besser*).

Hypothese 1: Eine **abstandscodierende Oberfläche** ermöglicht dem Betrachter eine schnellere und zuverlässigere Einschätzung des Abstandes zur Gefäßoberfläche, als eine Gouraud-schattierte Darstellung.

Die Hypothese stützt sich darauf, dass bei einer abstandscodierenden Oberfläche das Abstandsmaß direkt aus der Textur abgelesen werden kann. Findet hingegen eine Gouraud-Schattierung Verwendung, kann der Betrachter die Abstände nur durch eine Analyse der Helligkeitsabstufungen sowie der teilweisen Verdeckungen von Gefäßästen abschätzen was eine gewisse Zeitspanne in Anspruch nimmt. Deshalb sollte ein Vorteil in Zuverlässigkeit und Verarbeitungszeit für abstandscodierende Oberflächen insbesondere dann deutlich werden, wenn teilweise Verdeckungen von Gefäßästen nur unzureichend in der Gouraud-schattierten Darstellung erkennbar sind.

Hypothese 2: Das entwickelte Verfahren zur Generierung von **Schraffurlinien in Abhängigkeit von der Oberflächenorientierung** relativ zum Betrachter erlaubt, verglichen mit einer Gouraud-Schattierung, eine mindestens gleichermaßen zuverlässige und schnelle Erfassung der räumlichen Tiefe von Gefäßästen.

Wie die medizinischen Illustrationen in Abschnitt 2.1.3 beispielhaft zeigten, bieten Schraffurlinien eine hervorragende Möglichkeit, räumliche Tiefeninformation in Gefäßdarstellungen zu kommunizieren. Das in dieser Arbeit entwickelte Schraffierungsverfahren generiert die Schraffurlinien in Abhängigkeit von der Oberflächenorientierung relativ zum Betrachter. Ein Vorteil gegenüber einer Gouraud-Schattierung liegt dabei in der Einfachheit und Klarheit der Darstellung, da nur signifikante Abstandsänderungen hervorgehoben werden. Damit wird dem Betrachter ein Teil der Interpretationsarbeit abgenommen.

Die ausgestellte Hypothese stützt sich vor allem auf Erkenntnisse von Sweet und Ware [2004], die in ihrer Studie zur Texturwahrnehmung feststellten, dass Texturen, welche entlang der Hauptkrümmungsrichtung(en) einer Oberfläche ausgerichtet sind, am besten zur Wahrnehmung der Oberflächenorientierung relativ zum Betrachter beitragen, wenn die Oberfläche nahezu orthogonal zu dessen Blickrichtung orientiert ist. Die Studie bietet jedoch keinen Vergleich mit einem klassischen Schattierungsverfahren und bezieht nur einfache geometrische Objekte in die Untersuchung mit ein.

Um einen Vergleich mit einer Gouraud-Schattierung zu ermöglichen, müssen die Helligkeitsabstufen in der Gouraud-schattierten Darstellung ebenfalls in Abhängigkeit von der Oberflächenorientierung relativ zum Betrachter generiert werden. Dies kann durch die Positionierung einer gerichteten Lichtquelle in Kameraposition gewährleistet werden.

Hypothese 3: Abstandcodierende Schatten ermöglichen dem Betrachter - im Vergleich zu einer Gouraud-schattierten Darstellung - eine schnellere und zuverlässigere Einschätzung des Abstandes zwischen Gefäßüberkreuzungen.

Ähnlich wie bei den abstandcodierenden Oberflächen findet hier eine explizite Codierung der Distanz statt, indem die **Schattenlänge** und die **Schraffurlinienbreite des Schattens** an den vorliegenden interobjektiven Abstand angepasst wird. Längenunterschiede können sehr präzise vom visuellen System des Betrachters differenziert werden, so dass hier gegenüber einer Gouraud-schattierten Darstellung ein klarer Vorteil in Zuverlässigkeit und Verarbeitungszeit erwartet wird.

Inwieweit die Information bei einer expliziten Abstandscodierung intuitiv interpretiert wird, konnte vor Beginn der Evaluierung nicht geklärt werden. Es wird davon ausgegangen, dass ein Betrachter, der mit der Darstellungsmethode vertraut ist, eine schnelle Interpretation vornehmen kann. Ob die explizite Abstandscodierung jedoch intuitiv ist, soll nun durch die Studie herausgefunden werden.

Weiterhin gilt es, die entwickelten Visualisierungsverfahren untereinander zu vergleichen und zu bewerten. Die Verfahren ermöglichen die Variation von Texturattributen wie z.B. Orientierung, Frequenz oder Linienbreite.

In einigen Fällen - insbesondere bei den abstandcodierenden Schatten - ist unklar, welche Kombination von Merkmalen vom Betrachter präferiert wird. Die Evaluierung soll darüber Aufschlüsse geben. Der Autor geht von folgenden Hypothesen aus:

Hypothese 4: Bei der Visualisierung von Abständen zwischen Gefäßästen bevorzugen Probanden eine gleichzeitige Codierung der **Länge** und **Schraffurlinienbreite** eines abstandcodierenden Schattens.

Hypothese 5: Probanden bevorzugen einen abstandcodierenden Schatten, dessen Schraffurlinien entlang der **Hauptkrümmungsrichtung** ausgerichtet sind, gegenüber einem abstandcodierenden Schatten, dessen Schraffurlinien entlang der **Mittelachse** des Gefäßes ausgerichtet sind.

5.3 Erstellung eines Fragebogens

5.3.1 Vorüberlegungen

Nachdem geeignete Hypothesen aufgestellt wurden, musste überlegt werden, in welcher Form und mit welchen Mitteln die Hypothesen geprüft werden können. Es wurde beschlossen, einen Fragebogen zu entwickeln. Für die Erstellung des Fragebogens mussten Vorüberlegungen durchgeführt werden, die in diesem Unterabschnitt beschrieben werden. Dabei wird zunächst die **Datenerfassung und Zeitmessung** mittels des Fragebogens diskutiert. Danach wird festgelegt, welche **benutzerspezifischen Daten** erfasst werden sollen und inwieweit diese für eine spätere Auswertung von Relevanz sind. Abschließend wird die Durchführung eines **initialen Tests** beschrieben, welcher vor der eigentlichen Evaluierung durchgeführt wurde, um zu prüfen ob die Aufgabenstellungen von Probanden korrekt verstanden werden.

Datenerfassung und Zeitmessung

Zu Beginn wurde in Erwägung gezogen, einen Fragebogen im PDF-Format zu erstellen und diesen in elektronischer und ausgedruckter Form bereitzustellen. PDF-Dokumente sind mit den heutzutage verfügbaren Editoren zwar sehr komfortabel zu erstellen, sie bieten aber nicht die Möglichkeit, die Eingabedaten des Formulars in einer zentralen Datenbank zu erfassen. Weiterhin ist es nicht möglich, während des Ausfüllens eines PDF-Dokumentes eine automatische Messung der Bearbeitungszeit einzelner Aufgaben durchzuführen.

Aufgrund der vorliegenden Anforderungen wurde sich für die Erstellung einer dynamischen Webseite mittels der Scriptsprache PHP entschieden. PHP zeichnet sich durch die Datenbankunterstützung und Internet-Protokolleinbindung aus und verfügt weiterhin über zahlreiche Funktionsbibliotheken, welche u.a. die Durchführung von Zeitmessungen erlauben.

Festlegung der benötigten benutzerspezifischen Daten

Für die statistische Auswertung sind verschiedene benutzerspezifische Daten wie Alter, Geschlecht, berufliches Tätigkeitsfeld und Erfahrungsgrad auf dem Gebiet der Gefäßbaumvisualisierung von Interesse. Insbesondere die Angabe des Tätigkeitsfeldes erlaubt es im Rahmen der Auswertung, präzise Aussagen darüber zu machen, inwiefern die aufgestellten Hypothesen von Personen, die im Bereich der Medizin tätig sind, bestätigt werden. Für diesen Personenkreis wird eine separate Auswertung der Testergebnisse durchgeführt, da die zu testenden Verfahren für klinische Zwecke entwickelt wurden.

Durchführung eines initialen Tests

Bevor die eigentliche Evaluierung gestartet wurde, musste genauer untersucht werden, inwieweit die gestellten Fragen verstanden und eindeutig interpretiert werden konnten. Dafür wurde der Fragebogen zehn Probanden gezeigt, welche keine nähere Information über das Thema dieser Diplomarbeit hatten. Die Probanden wurden aufgefordert, „laut zu denken“ und ihre Probleme mit der Bearbeitung des Fragebogens zu schildern. Auf diese Weise konnten vorweg einige wichtige Erkenntnisse gewonnen werden.

Zum einen wurde festgestellt, dass es keinem der Probanden möglich war, die Aufgaben zur abstandcodierten Oberfläche ohne einen Hinweis korrekt zu lösen. Die Probanden erschienen eher verunsichert und irritiert durch die zuvor gezeigten, Gouraud-schattierten Darstellungen. Sie versuchten, anhand der Variation der Linienbreite (und der daraus resultierenden Helligkeitsvariation der Gefäßäste) eine Schattierung abzulesen, anstatt die Linienbreite als explizites Abstandmaß zu akzeptieren. Diskutierte man nach Beendigung der Aufgaben die existierenden Probleme, so stellte sich heraus, dass die Probanden mit dem Hinweis, sich das Bild noch einmal anzuschauen und auf die Linienbreite zu achten, spontan zu den intendierten Ergebnissen fanden. Daher wurde entschieden, den Probanden in der Aufgabenstellung jedes Mal den Hinweis zu geben, bei der Bestimmung des Abstandes die Linienbreite zu beachten.

Anders verhielten sich die Probanden des initialen Tests beim Erkennen der Abstände zwischen den Gefäßüberkreuzungen. 8 der 10 Probanden erkannten die Abstände bei den texturierten Darstellungen korrekt, indem sie die Schatten an den Überkreuzungspunkten als Hilfsmittel benutzten. Dabei wurde den Probanden kein Hinweis gegeben, die Schatten als Abstandsmaß zu verwenden. 2 der 10 Probanden konnten die Abstände zwischen den Gefäßästen in der texturierten Darstellung nicht erkennen. Erst nach anschließender Diskussion und Erläuterung der Darstellungstechnik, konnten die Abstände von den 2 Probanden korrekt erfasst werden. Aus diesem Grund wurde entschieden, im Rahmen der Evaluierung zu testen, inwieweit ein Hinweis bezüglich der Schatten die Ergebnisse beeinflusst.

5.3.2 Aufbau des Fragebogens

Auf der ersten Seite des Fragebogens wurde der Proband informiert, dass der Fragebogen der „Evaluierung von Verfahren zur Visualisierung von anatomischen Gefäßstrukturen“ dient. Ferner wurde darauf aufmerksam gemacht, dass die Zeit während der Bearbeitung

des Fragebogens gemessen wird. Der Proband wurde darauf hingewiesen, sicherzustellen, in den nächsten 10 Minuten nicht gestört zu werden. Weiterhin wurden auf der Startseite alle benötigten Benutzerdaten erfasst. Durch Angabe einer Emailadresse, die mittels einer PHP-Funktion auf ihre Gültigkeit überprüft wurde, konnte eine Zuordnung der Testergebnisse gewährleistet werden. Der Proband konnte erst zur ersten Aufgabenstellung gelangen, wenn er alle benötigten benutzerspezifischen Daten eingegeben hatte.

Der Fragebogen beinhaltete insgesamt 21 Aufgaben, die sich wie folgt aufschlüsseln:

- **4 Aufgaben zu Hypothese 1** (abstandcodierende Oberflächen)
- **4 Aufgaben zu Hypothese 2** (Oberflächenorientierung)
- **4 Aufgaben zu Hypothese 3** (abstandcodierende Schatten)
- **3 Aufgaben zu Hypothese 4** (Präferenz in Länge und Schraffurlinienbreite eines abstandcodierenden Schattens)
- **2 Aufgaben zu Hypothese 5** (Präferenz in Schraffurrichtung eines abstandcodierenden Schattens)
- **4 Trainingsaufgaben** (Jeweils zwei für Hypothese 1 und 3)

Betrachten wir zunächst die **Hypothesen 1 bis 3**, weil die zugehörigen Aufgabenstellungen ähnlich sind. Zu jeder der Hypothesen wurden je zwei Szenarien mit unterschiedlichen Gefäßbäumen ausgewählt. Jedes Szenario enthielt jeweils eine texturierte Darstellung und eine Darstellung mit einem klassischen Schattierungsverfahren. Als Vertreter der klassischen Schattierungsverfahren wurde die Gouraud-Schattierung gewählt. Die Kameraeinstellungen blieben konstant. Bei den Gouraud-schattierten Darstellungen wurde eine gerichtete Lichtquelle gesetzt, welche das Objekt aus Richtung der Kamera beleuchtete. Für die Aufgaben zu Hypothese 1 und 2 wurde der Proband aufgefordert, die mit einer roten Ziffer markierten Stellen in der Gefäßdarstellung nach ihrer Entfernung zum Betrachter zu sortieren. In den vier Aufgaben zu Hypothese 3 sollte der Proband die Abstände zwischen Gefäßüberkreuzungen in eine absteigende Reihenfolge bringen.

Die paarweisen Bilder wurden im Fragebogen so angeordnet, dass zwei **Bildpaare nicht unmittelbar hintereinander** folgten, sondern immer mindestens zwei andere Aufgaben dazwischen lagen, um einen Lerneffekt zu vermeiden. Zusätzlich wurde in jedem Paar eine der Darstellungen um 90 Grad **rotiert** und die Ziffern in unterschiedlicher Reihenfolge angeordnet. In Abb. 5.2 wird der Aufbau des Fragebogens schematisiert. Die bidirektionalen Pfeile kennzeichnen zusammengehörige Aufgaben des Fragebogens.

Die Hypothesen 1 bis 3 werden in Abb. 5.2 durch die hellgrau unterlegten Kästen hervorgehoben. Der dunkelgrau unterlegte Kasten stellt die **Trainingsaufgaben** dar, die dem Betrachter die Möglichkeit geben sollten, sich mit der jeweiligen Darstellungsmethode vertraut zu machen. Wie in den Vorüberlegungen zu diesem Fragebogen festgestellt wurde, ist es von Interesse, herauszufinden, inwiefern die Erkennung der Abstände zwischen den Gefäßüberkreuzungen intuitiv ist und ob ein Hinweis die Ergebnisse der Aufgaben beeinflusst. Daher wurde in der Trainingsaufgabe Nr. 12 der einen Hälfte der Probanden der **Hinweis** gegeben, man solle beim Abschätzen der Abstände auf die Schatten

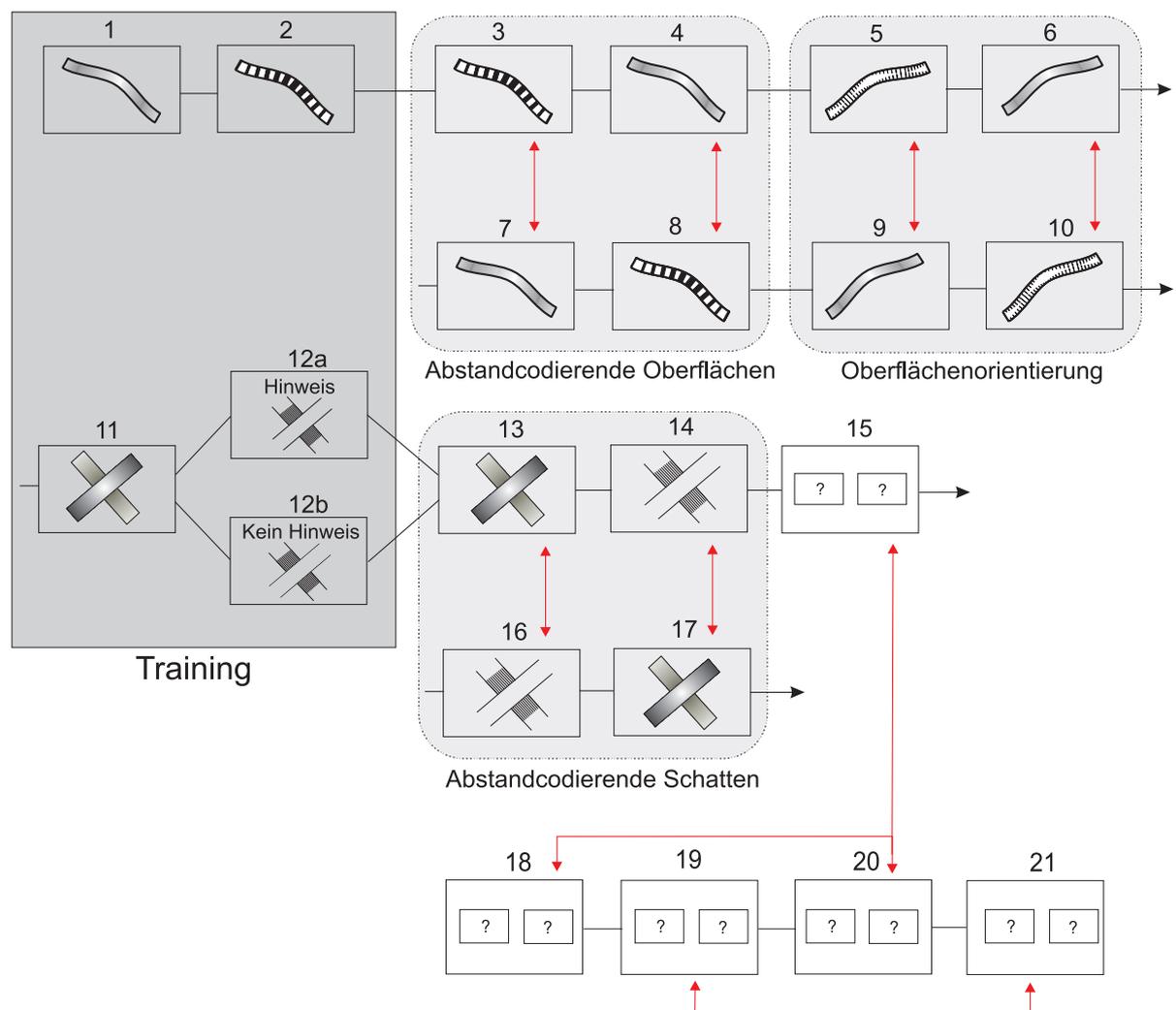


Abb. 5.2: Aufbau des Fragebogens. Jedes nummerierte, rechteckige Kästchen stellt eine Aufgabenstellung dar. Zusammengehörige Aufgabenpaare sind durch bidirektionale Pfeile miteinander verbunden. Die Aufgabenstellung Nr. 12 ist unterteilt in 12a (→ Hinweis) und 12b (→ kein Hinweis).

an den Überkreuzungspunkten achten. Die andere Hälfte der Probanden bekamen keinen Hinweis. Ob eine Hilfestellung in Form eines Hinweises gegeben wurde, entschied sich anhand der Benutzer-ID, die dem Probanden bei der Anmeldung auf der Startseite zugeordnet wurde. Nur Probanden mit gerader ID erhielten einen Hinweis.

Für das Prüfen der **Hypothesen 4 und 5** wurden jeweils zwei Darstellungen gegenübergestellt, welche aus der gleichen Kameraperspektive aufgenommen wurden, sich jedoch in den verwendeten Texturattributen unterschieden. Der Proband wurde aufgefordert, diejenige Darstellung auszuwählen, die er geeigneter für die Visualisierung von Abständen zwischen Gefäßästen empfand. Um die Gültigkeit der Aussagen zu prüfen, wurde jede Hypothese doppelt überprüft. Unabhängig von den aufgestellten Hypothesen wurde in Aufgabe Nr. 15 zusätzlich überprüft, für welches der beiden Schattenattribute (Schraffurlinienbreite oder Schattenlänge) sich ein Proband entscheiden würde, wenn ihm zwei Gefäßdarstellungen präsentiert werden, in der jeweils nur eines der Attribute codiert ist.

5.4 Auswertung

In diesem Abschnitt soll die Auswertung der Studie beschrieben werden. Zu Beginn werden die verwendeten **statistischen Tests** erläutert. Danach erfolgt eine kurze **Beschreibung der untersuchten Population** und im Anschluss werden die **Ergebnisse** der Tests präsentiert.

5.4.1 Statistische Tests

Statistische Tests dienen dem Überprüfen einer statistischen Hypothese und ihrer Signifikanz. Man kann mit ihnen überprüfen, ob konkrete Verhältnisse in Stichprobendaten (z.B. Mittelwertsunterschiede) auf Zufall rückführbar sind oder nicht. Falls Stichprobendaten nicht normalverteilt vorliegen, sind nichtparametrische Verfahren zur Überprüfung von Hypothesen angemessen [Siegel, 1997]. Das Vorliegen normalverteilter Stichprobendaten wurde bei den in dieser Studie erfassten Daten mit dem **Shapiro-Wilks-Test** zurückgewiesen, so dass ein nichtparametrischer Test für die zu Grunde liegenden Daten gewählt wurde.

Die in Abschnitt 5.2 aufgestellten Hypothesen 1 - 3 wurden mit dem **Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test für abhängige Paare** mit einem Signifikanzniveau von 0.05 getestet. Dieser nichtparametrische Test bietet die Möglichkeit, zwischen zwei abhängigen Paaren (also zwei zusammengehörigen Aufgabenstellungen) mit ordinalem Messniveau die Größe und Richtung der Unterschiede in Betracht zu ziehen [Siegel, 1997]. Die Messwerte bezüglich der Zuverlässigkeit (Rangfolge der Ziffern) wurde wie folgt gewichtet: Wenn alle drei Werte vom Probanden in die richtige Reihenfolge gebracht wurden, so wurde mit 1.0 bewertet, bei zwei Werten in richtiger Reihenfolge mit 0.5, in allen übrigen Fällen mit 0.0.

Die Hypothesen 4 und 5 wurden ebenfalls mit dem Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test für abhängige Paare getestet. Da die Meßwerte der einzelnen Aufgaben nicht direkt miteinander verglichen werden können, wurde eine Vergleichspopulation ohne Präferenz gebildet. Mit Hilfe der Vergleichspopulation konnte eine statistische Aussage zur Präferenz der

getesteten Population getroffen werden. Bevor die Ergebnisse der Tests für die jeweiligen Hypothesen aufgeführt werden, soll zunächst die untersuchte Population beschrieben werden.

5.4.2 Beschreibung der untersuchten Population

Unter den insgesamt 160 Teilnehmern der Studie, waren 83 Männer (51.8%) und 77 Frauen (48.2%). Das Alter lag zwischen 17 und 56 Jahren ($\mu = 27.15$, $\sigma = 6.22$). Unter den Teilnehmern befanden sich 37 Probanden (64.8% weiblich, 35.2% männlich), welche Medizin als ihr Tätigkeitsfeld angegeben hatten. In dieser Personengruppe lag das Alter zwischen 20 und 48 Jahren ($\mu = 25.72$, $\sigma = 6.05$).

5.4.3 Ergebnisse

In diesem Unterabschnitt werden die Ergebnisse der statistischen Tests für die gesamte Population erläutert und in tabellarischer Form aufgelistet. In den Tabellen werden für jeden paarweisen Test die Mittelwerte μ und zugehörigen Standardabweichungen σ angegeben, sowie die Testmetriken (Teststatistik V , Signifikanz p) aufgeführt. Während das Akronym **tex** die statistischen Variablen für die **textur**unterstützten Verfahren kennzeichnet, wird **ks** zur Kennzeichnung der Ergebniswerte verwendet, die zu den **klassischen** Schattierungsverfahren gehören. Zunächst soll die Auswertung für die gesamte Population stattfinden. Im Anschluss wird die Population der Mediziner separat betrachtet.

Abstandcodierende Oberflächen (Hypothese 1)

Die folgenden Aussagen beziehen sich auf die Werte in den ersten beiden Zeilen von Tabelle 5.1 und 5.2. Die statistischen Tests ergaben einen starken Mittelwertunterschied in der **Zuverlässigkeit** zugunsten der abstandcodierenden Oberflächen. Die Unterschiede wurden als höchst signifikant (Signifikanzniveau <0.001) eingestuft.

Die Tests bezüglich der **Verarbeitungszeit** stellten eindeutige Unterschiede zugunsten der abstandcodierenden Oberflächendarstellung fest. Zwar wurde im ersten Test ein leichter Zeitvorteil (durchschnittlich 1,6 Sekunden) für die schattierten Darstellungen gemessen, die Unterschiede waren jedoch nicht signifikant, so dass die Hypothese zurückgewiesen wurde. Der zweite Test ergab einen Zeitunterschied von durchschnittlich 7,5 Sekunden zugunsten der texturierten Darstellung und wurde als höchst signifikant eingestuft. Um eine statistische Aussage treffen zu können, wurde ein weiterer Test auf den gesamten Meßdaten zu Hypothese 1 durchgeführt. Der Gesamttest ergab eine hohe Signifikanz zugunsten der abstandcodierenden Oberflächendarstellung. Die Hypothese konnte somit bestätigt werden.

Visualisierung der Oberflächenorientierung mittels Schraffur (Hypothese 2)

Die Hypothese lautet, dass weder in Zuverlässigkeit noch in Verarbeitungszeit ein Unterschied zwischen einer schraffierten Darstellung und einer Gouraud-schattierten Darstellung besteht (vgl. Abb. 5.1). Die Auswertung der Ergebnisse ist in den mittleren beiden

Zeilen von Tabelle 5.1 und 5.2 aufgeführt. Es wurden keine signifikanten Unterschiede in den Messwerten festgestellt, so dass die Hypothese bestätigt werden kann.

Abstandcodierende Schatten (Hypothese 3)

Weiterhin ergaben die Tests, dass die Einschätzung interobjektiver Abstände mit den entwickelten Methoden zuverlässiger und schneller erfolgen kann (siehe untere Zeilen von Tabelle 5.1 und 5.2). Dabei konnte die Zeitmessung für Test 2 aufgrund eines Bildfehlers¹, welcher erst nach Ablauf des Tests festgestellt wurde, nicht ausgewertet werden. Ein Vorteil in Verarbeitungszeit und Zuverlässigkeit der abstandcodierenden Schatten wurde in allen durchgeführten Tests mit hoher Signifikanz bestätigt.

Ferner wurde getestet, ob der Hinweis in Aufgabe 12 einen Einfluss auf die Ergebnisse in den Aufgaben 14 und 16 hatte. Probanden, die einen Hinweis erhielten konnten die Fragen durchschnittlich schneller beantworten, es wurden jedoch keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Zuverlässigkeit festgestellt. Tabelle 5.3 listet die Ergebnisse bezüglich Frage 16 auf. Zu erkennen ist ein leichter Vorteil im Mittelwert bezüglich Zuverlässigkeit μ_{hint} , der aber, wie zu sehen ist, als nicht signifikant zurückgewiesen wurde.

		μ_{tex}	σ_{tex}	μ_{ks}	σ_{ks}	p	V
Hypothese 1	1. Test	0.916	0.211	0.663	0.383	< 0.001	6596
	2. Test	0.922	0.221	0.394	0.39	< 0.001	7221
Hypothese 2	1. Test	0.744	0.317	0.822	0.304	0.573	644.5
	2. Test	0.65	0.455	0.652	0.442	0.9983	651
Hypothese 3	1. Test	0.84	0.338	0.306	0.286	< 0.001	1298
	2. Test	0.741	0.415	0.436	0.403	< 0.001	4041

Tabelle 5.1: Statistische Auswertung für Hypothesen 1 - 3 bezüglich **Zuverlässigkeit** der Verfahren (Gesamtpopulation).

		μ_{tex}	σ_{tex}	μ_{ks}	σ_{ks}	p	V
Hypothese 1	1. Test	22.44	11.58	20.88	10.46	0.987	6596
	2. Test	16.64	7.88	23.08	13.11	< 0.001	1692
Hypothese 2	1. Test	18.95	7.37	15.92	7.31	1	8713.5
	2. Test	17.36	10.65	21.79	53.93	0.959	4475.5
Hypothese 3	1. Test	20.48	9.76	23.95	14.66	< 0.001	4040.5

Tabelle 5.2: Statistische Auswertung für Hypothesen 1 - 3 bezüglich **Verarbeitungszeit** (Gesamtpopulation). Für Hypothese 3 fand keine Zeitmessung für den zweiten Test statt.

¹Es wurde nach der Durchführung des Tests festgestellt, dass die Abstandseinschätzung in der Gouraudschattierten Darstellung an einem Überkreuzungspunkt nicht angemessen erfolgen konnte, da ein Teil des Bildes nicht dargestellt wurde. Deshalb fand die Auswertung für die Zuverlässigkeit nur für die zwei übrigen Überkreuzungspunkte statt. Die Zeitmessung für diese zwei Überkreuzungspunkte konnte allerdings nicht rekonstruiert werden, da nur die Bearbeitungszeit für die gesamte Aufgabe gemessen wurde.

	μ_{nohint}	σ_{nohint}	μ_{hint}	σ_{hint}	p	V
Zuverlässigkeit	0.7885	0.3738	0.8902	0.29	0.378	3622,5
Verarbeitungszeit	23.31	11,51	17.78	6,79	0.0036	2153

Tabelle 5.3: Einfluss des Hinweises in Frage 16. Population wurde unterteilt in Probanden mit Hinweis (hint) und ohne Hinweis (nohint).

Subjektive Präferenz bei abstandcodierenden Schatten (Hypothesen 4 und 5)

Für die Hypothesen 4 und 5 wurde die subjektive Präferenz bei der Wahrnehmung abstandcodierender Schatten verglichen. Dabei wurde nicht getestet, mit welcher Kombination von Merkmalen eine bessere Abstandsabschätzung erfolgen kann, sondern welche Darstellung dem Betrachter geeigneter für die Visualisierung von abstandcodierenden Schatten erscheint. Die Ergebnisse der Auswertung sind in Tabelle 5.4 aufgeführt. Dabei wurden folgende Merkmale ausgewertet:

- **Schattenlänge und Schraffurlinienbreite:** Den Probanden wurden zwei Schatten-Darstellungen gezeigt, bei denen in der einen Darstellung eine Abstandscodierung über die Länge des Schattens, in der anderen eine Codierung über die Schraffurlinienbreite visualisiert wurde (Test a). Es war eine starke Präferenz mit hoher Signifikanz zugunsten der Codierung mittels Schraffurlinienbreite festzustellen (vgl. erste Zeile von Tabelle 5.4). Die durchgeführten subjektiven Tests zum Prüfen der Präferenz für eine doppelte Codierung von Schattenlänge und Schraffurlinienbreite (Test b und c) wurden nur in einem Test (Test c) bestätigt. Während die Probanden in Test b die Auswahl zwischen doppelter Codierung und Helligkeitscodierung (Variation der Schraffurlinienbreite) hatten, konnten sie in Test c zwischen doppelter Codierung und Schattenlängencodierung wählen. Test b wurde im Gegensatz zu Test c als nicht signifikant zurückgewiesen, woraus sich schließen lässt, dass eine Helligkeitscodierung des Schattens als wichtiger eingestuft wird.
- **Schraffurrichtung:** Bei der Schraffurrichtung bevorzugten Probanden Schraffurlinien, die entlang der Hauptkrümmungsrichtung des Gefäßes ausgerichtet waren, gegenüber einer Schraffur entlang der Mittelachse des Gefäßes (Signifikanz <0.001). Die aufgestellte Hypothese wurde somit bestätigt.

		μ	σ	p	V
Hypothese 5	Test a	0.731	0.444	< 0.001	9418.5
	Test b	0.566	0.497	0.0524	5049
	Test c	0.776	0.418	< 0.001	9027
Hypothese 6	Test a	0.743	0.438	< 0.001	2983
	Test b	0.658	0.476	< 0.001	7650

Tabelle 5.4: Statistische Auswertung für Hypothesen 4 und 5.

Ergebnisse in Abhängigkeit von Tätigkeitsfeld und Geschlecht

Der getesteten Population gehörten 37 Mediziner und Medizinstudenten an. Um zu überprüfen ob ein Unterschied zwischen dieser Personengruppe gegenüber den übrigen Pro-

banden bestand, wurde eine separate Auswertung durchgeführt. Die Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede zur übrigen Population - alle aufgestellten Hypothesen konnten bestätigt werden. In den Tabellen 5.5 und 5.6 werden die Ergebnisse bezüglich der Zuverlässigkeit der Verfahren für die Population der Mediziner aufgeführt.

Weiterhin wurde untersucht, ob das angegebene Geschlecht einen Einfluss auf die Ergebnisse hatte. Auch hier wurden die Unterschiede als nicht signifikant eingestuft.

		μ_{tex}	σ_{tex}	μ_{ks}	σ_{ks}	p	V
Hypothese 1	1. Test	0.892	0.239	0.635	0.385	< 0.001	186
	2. Test	0.905	0.231	0.419	0.382	< 0.001	369.5
Hypothese 2	1. Test	0.716	0.301	0.798	0.322	0.9011	159
	2. Test	0.649	0.469	0.595	0.469	0.9494	30
Hypothese 3	1. Test	0.824	0.338	0.311	0.297	< 0.001	549
	2. Test	0.838	0.374	0.568	0.502	< 0.001	90

Tabelle 5.5: Statistische Auswertung für Hypothesen 1 - 3 bezüglich **Verarbeitungszeit** (Population der Mediziner und Medizinstudenten).

		μ	σ	p	V
Hypothese 5	Test a	0.838	0.373	< 0.001	NN
	Test b	0.649	0.483	< 0.001	247
	Test c	0.919	0.267	< 0.001	646
Hypothese 6	Test a	0.811	0.397	< 0.001	133
	Test b	0.676	0.475	< 0.001	646

Tabelle 5.6: Statistische Auswertung für Hypothesen 4 und 5 für die Population der Mediziner und Medizinstudenten.

Kommentare von Probanden

Auf der letzten Seite des Fragebogen hatten die Probanden die Möglichkeit, einen Kommentar abzugeben. Im Folgenden ein Auszug einiger Kommentare:

„Das Erfassen von Abständen auf unbewegten 2D-Bildern fällt mit den Schraffuren leichter. Ein bewegliches Bild ermöglicht ein leichteres Erfassen von Abständen. Dabei (beim Bewegen) könnte die Wirkung von Schraffuren entweder zusätzlich unterstützen, oder aber ablenken.“

„Die Aufgaben mit den Abständen fand ich SEHR schwierig. Die Schraffierungen habe ich als Schatten interpretiert - je größer und heller der Schatten, desto größer der Abstand. Wo keine Schatten zu sehen waren, war ich so gut wie aufgeschmissen und musste raten.“

„Bei vielen Aufgaben (Farbe, Grauwert-Rendering) ist die Antwort 100% geraten; sollten zufällig richtige Reihenfolgen dabei sein, lässt das nicht auf die intuitiv erfassbare Aussage schließen.“

„Nachdem ich jetzt nur noch Striche vor Augen sehe, muss ich sagen, dass es zum Teil nicht einfach ist, Unterschiede erkennen zu können. Vor allem beim Abstandsteil sieht das ganze weitestgehend gleich aus.“

„Gute Idee zur Evaluierung, eine Darstellung, die durch Linien und Schraffuren Infos abstrahiert scheint echt besser zu sein!“

5.5 Schlussfolgerungen

Alle in Abschnitt 5.2 aufgestellten Hypothesen konnten bestätigt werden. Damit wurde gezeigt, dass die abstandcodierenden Oberflächen und Schatten sich signifikant besser zur Kommunikation von Abstandinformationen eignen, als eine Gouraud-schattierte Oberfläche. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass bei Verwendung des entwickelten Verfahrens zur Generierung von Schraffurlinien keine signifikant schlechteren Ergebnisse bei der Wahrnehmung räumlicher Tiefeninformation erreicht werden. Die Erkenntnisse der Studie sind wichtig für die Entwicklung weiterführender Konzepte auf dem Gebiet der texturunterstützten Visualisierung von räumlicher Tiefeninformation.

Ebenso bedeutsam erscheinen dem Autor die Erkenntnisse, die mit der Durchführung der initialen Tests gewonnen wurden. Der initiale Test - bei dem die Aufgaben unter Aufsicht eines Versuchsleiters durchgeführt und protokolliert wurden - brachte aufschlussreiche Erkenntnisse bezüglich des Wahrnehmungsverhaltens von Probanden im Umgang mit den entwickelten Visualisierungsverfahren (vgl. Abschnitt 5.3.1).

Dabei wurde festgestellt, dass die Wahrnehmung von Tiefeninformationen durch **abstandcodierende Oberflächen** (Hypothese 1) keineswegs intuitiv ist, wie anfänglich vom Autor angenommen. Während der Konzeptentwicklung und Implementierung der Verfahren wurde durch die regelmäßige Befragung von Arbeitskollegen eine Bewertung eingeholt. Diese Bewertung war jedoch für das Testen der Intuitivität ungünstig, da die Personen Vorwissen besaßen.

Die Erkenntnisse, die im initialen Test bezüglich der abstandcodierenden Oberflächen gewonnen wurden, sind ausschlaggebend für eine Optimierung und Weiterentwicklung der Methode. Es ist zu prüfen, weshalb der dargestellte Texturgradient auf der Gefäßoberfläche gegenüber einem in unserer Umwelt wahrgenommenen Texturgradienten nicht intuitiv wahrgenommen wird. Weiterhin ist abzuwägen, inwieweit das intuitive Erkennen für den klinischen Einsatz von Relevanz ist.

Die „laut gesprochenen Gedanken“ der Probanden bei den Aufgaben zu Hypothese 2 ließen vermuten, dass es in einigen Fällen schwer auszumachen ist, ob ein Gefäßast sich in Richtung des Betrachters oder von ihm weg biegt. Dieses Problem trat sowohl in der schraffierten als auch in der Gouraud-schattierten Darstellung auf. Zum Ermöglichen einer Unterscheidung wäre für eine Gouraud-schattierte Darstellung die Positionierung einer zusätzlichen Lichtquelle notwendig. Um einen fairen Vergleich mit einer schraffierten Darstellung zu gewährleisten, müsste der entwickelte Schraffurlinienalgorithmus um die Funktionalität erweitert werden o.g. Fälle zu unterscheiden. Dafür könnte beispielsweise untersucht werden, inwiefern eine zusätzliche Form- und Richtungsvariation der Schraffurlinien geeignet wäre um diese Zweideutigkeit aufzulösen.

Die Erkenntnisse, die während des initialen Test bezüglich der **abstandcodierenden Schatten** gewonnen wurden, waren - wie schon in Abschnitt 5.3.1 erwähnt wurde - zwiespältig. Während 8 der 10 Personen die Schatten sehr schnell als Abstandsmaß interpretierten, ließen sich 2 der 10 Probanden auch nach anschließender Diskussion nicht eindeutig überzeugen. Zwar liefert die Evaluierung das Ergebnis, dass ein Hinweis keinen Einfluss auf die Zuverlässigkeit hat, jedoch geht der Autor davon aus, dass diesbezüglich noch weitere Tests notwendig sind. Insbesondere wäre genauer zu überprüfen, mit welcher Kombination von Schattenmerkmalen (Länge, Schraffurliniendichte) und mit welcher Parametrisierung der Attribute eine Darstellung intuitiv ist (und mit welchen Kombinationen nicht). Diesbezüglich wurden nur subjektive Präferenzen gemessen, die keinen Aufschluss über die Effektivität der Methoden geben. So könnten Probanden eine Darstellung zwar als „besser“ beurteilt haben, es ist dadurch jedoch nicht bewiesen, dass sie Abstände in der Darstellung auch objektiv besser erfassen können.

Die obige Diskussion verdeutlicht, dass mit der Durchführung der Evaluierung zahlreiche Erkenntnisse gewonnen wurden, jedoch auch neue Fragestellungen hinzugekommen sind. Zur Sicherung der gewonnen Erkenntnisse und zur Beantwortung der neu aufgetretenen Fragen sind daher weitere Studien auf diesem Gebiet nötig.

6 Ergebnisse

Im Folgenden werden die entwickelten Visualisierungsszenarien anhand einzelner Beispielszenen beschrieben. Die Szenarien werden in derselben Reihenfolge aufgeführt, wie sie im Kapitel 3 konzipiert wurden. Zu Beginn werden demnach Beispielszenen zur Abstandsvisualisierung in Gefäßdarstellungen präsentiert:

- Abstand der Gefäßoberfläche zu einem Tumor
- Abstand der Gefäßäste zum Betrachter (abstandcodierende Oberflächen)
- Abstände zwischen übereinander liegenden Gefäßästen (abstandcodierende Schatten)

Anschließend folgen Beispielszenen zur Visualisierung der Oberflächenorientierung relativ zum Betrachter sowie zur Zusammengehörigkeit von Gefäßästen.

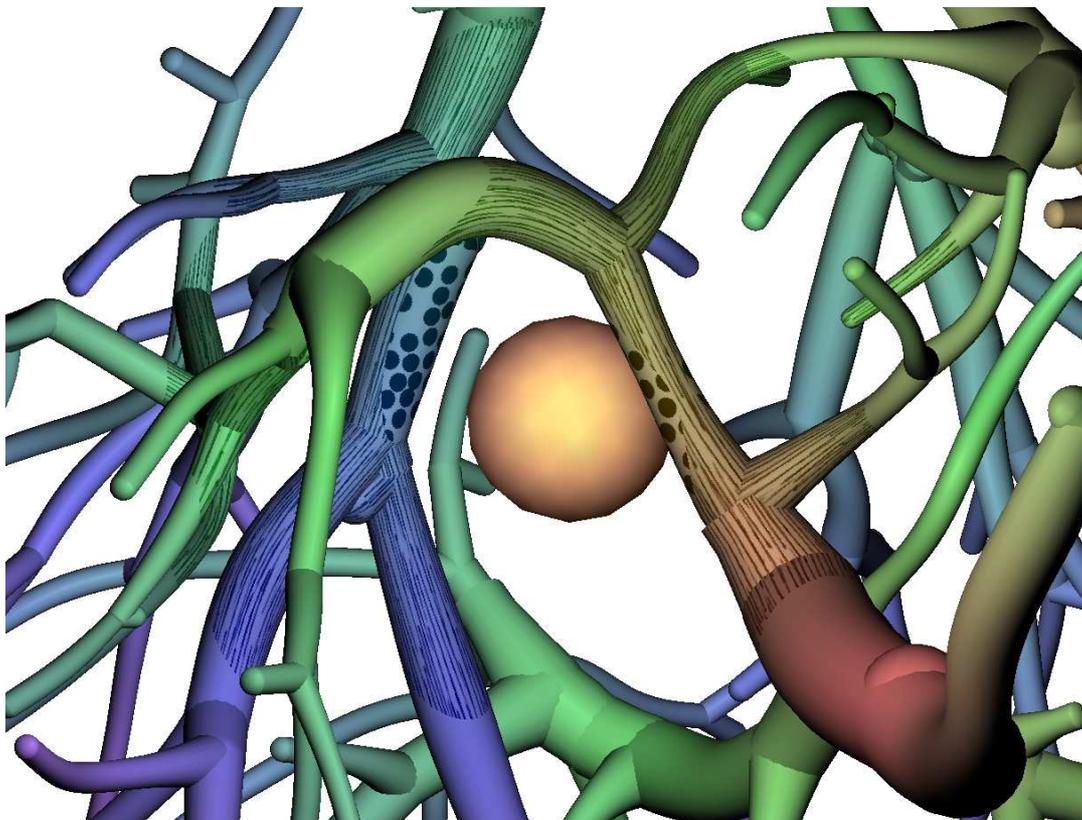


Abb. 6.1: Darstellung des Abstandes zu einem Tumor durch zwei diskrete Texturen. Über den Farbkanal wird die Pfadlänge zur Wurzel des Gefäßes codiert.

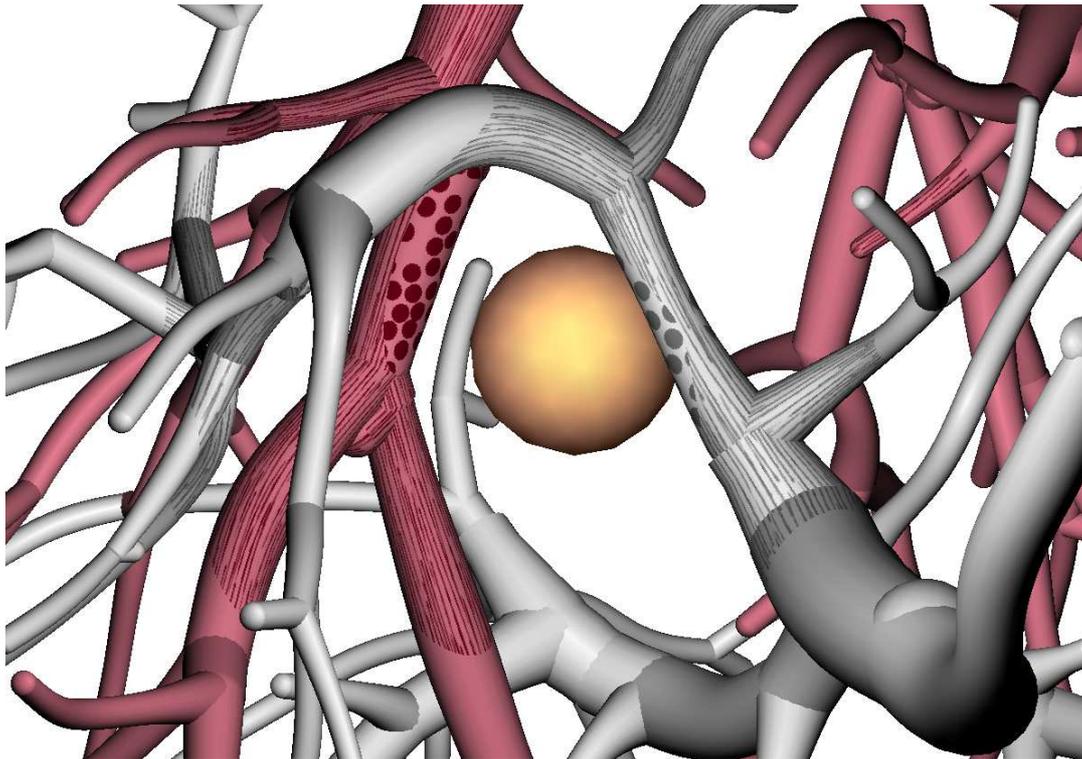


Abb. 6.2: Darstellung des Abstandes zu einem Tumor durch zwei diskrete Texturen. Über den Farbkanal wird die Zugehörigkeit zu einem Gefäßsystem visualisiert.

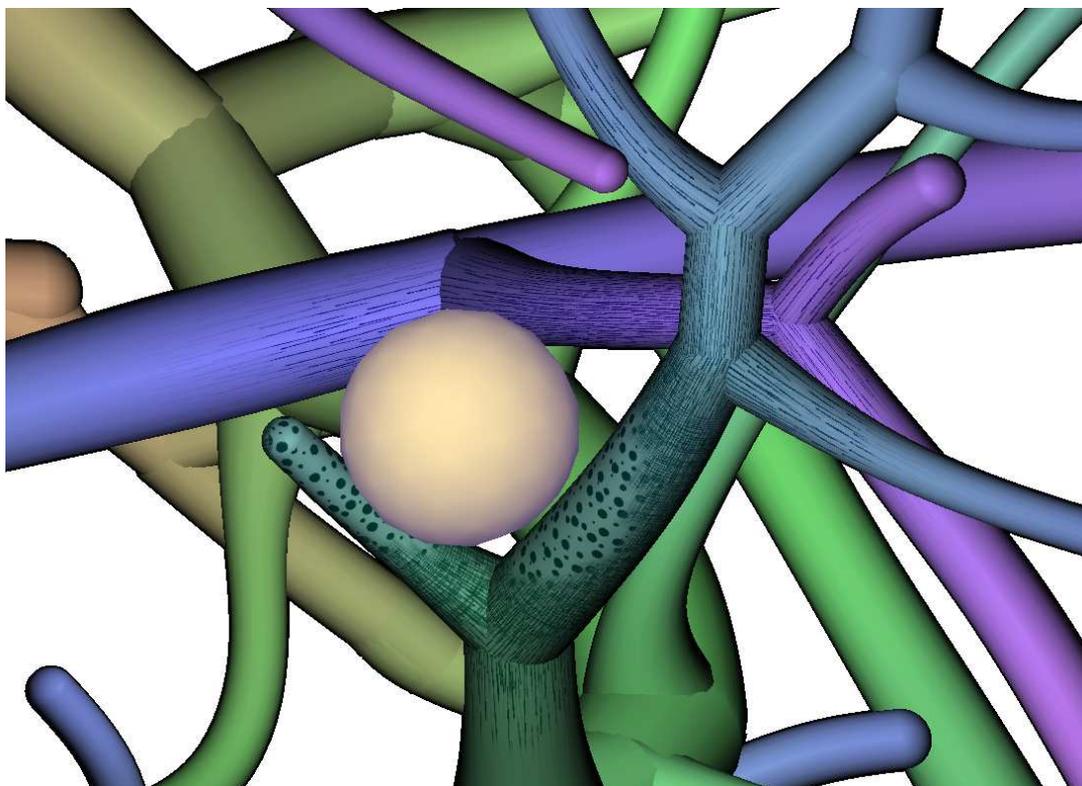


Abb. 6.3: Darstellung des Abstandes zu einem Tumor mit Hilfe von TAMs. Hierbei werden drei Texturen (Kreistextur, Kreuzschraffur, Längsschraffur) in Abhängigkeit vom Abstand überblendet. Über den Farbkanal wird die Pfadlänge zur Wurzel des Gefäßes visualisiert.

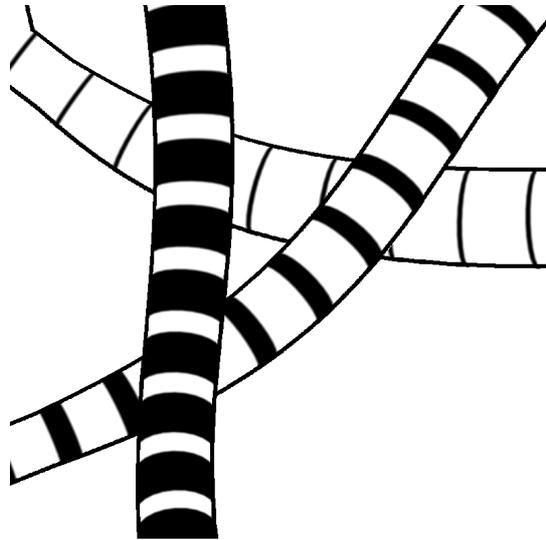


Abb. 6.4: Detailansicht einer abstandscodierenden Oberfläche. Der Abstand zum Betrachter ist über die Breite der Linien codiert.

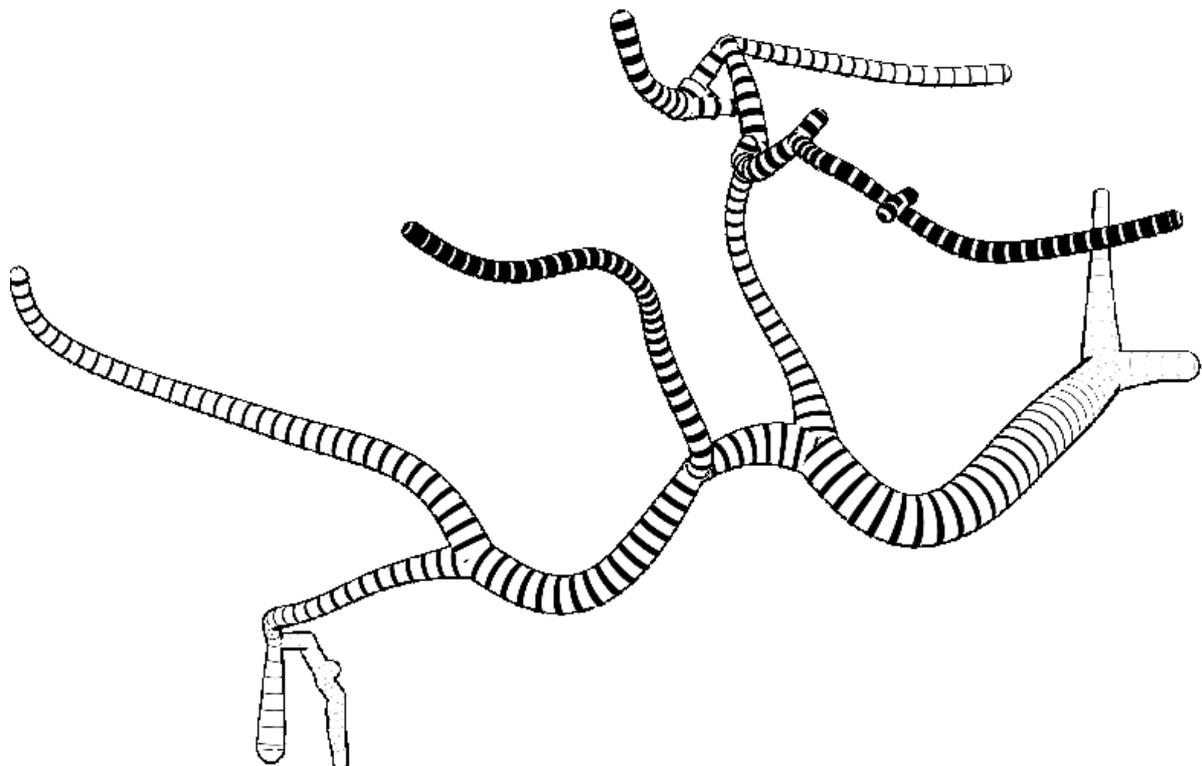


Abb. 6.5: Abstandscodierende Oberfläche eines Lebergefäßbaumes. Der Abstand zum Betrachter wird durch die Variation der Linienbreite einer prozeduralen Linientextur visualisiert.

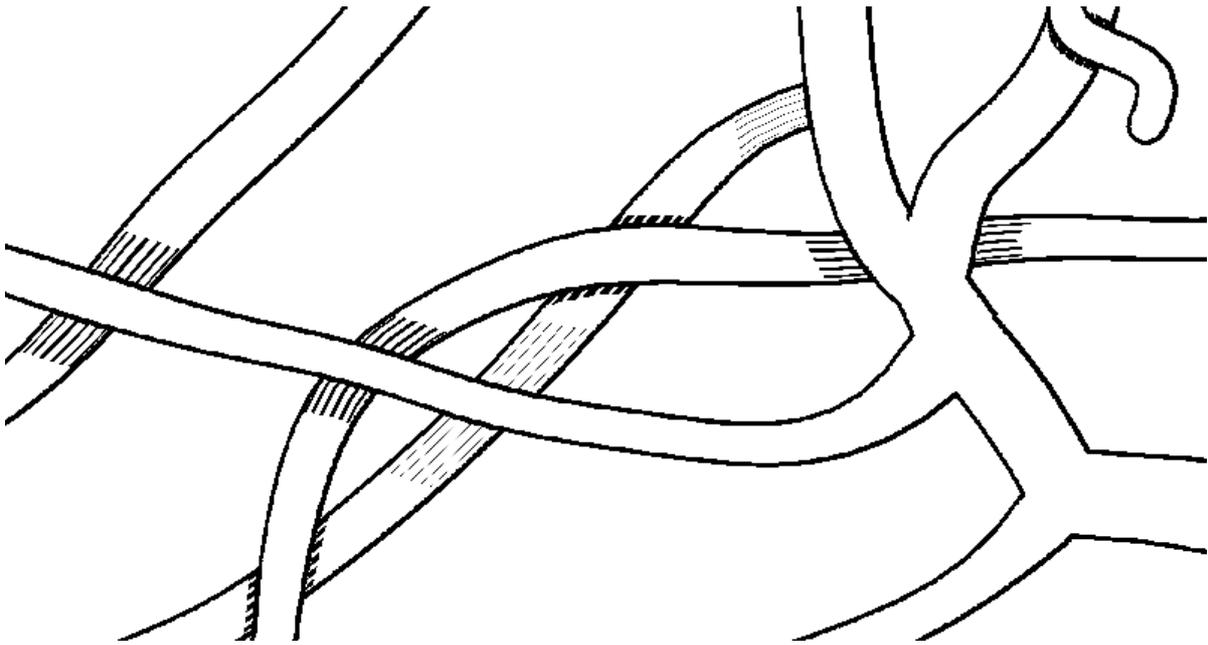


Abb. 6.6: Visualisierung von abstandscodierenden Schatten an Überschneidungspunkten von Gefäßästen. In dieser Darstellung werden die Schattenlänge und die Breite der Schraffurlinien in Abhängigkeit vom Abstand der übereinander liegenden Gefäßäste variiert. Die Ausrichtung der Schraffurlinien erfolgt entlang der Mittelachse des Gefäßes.

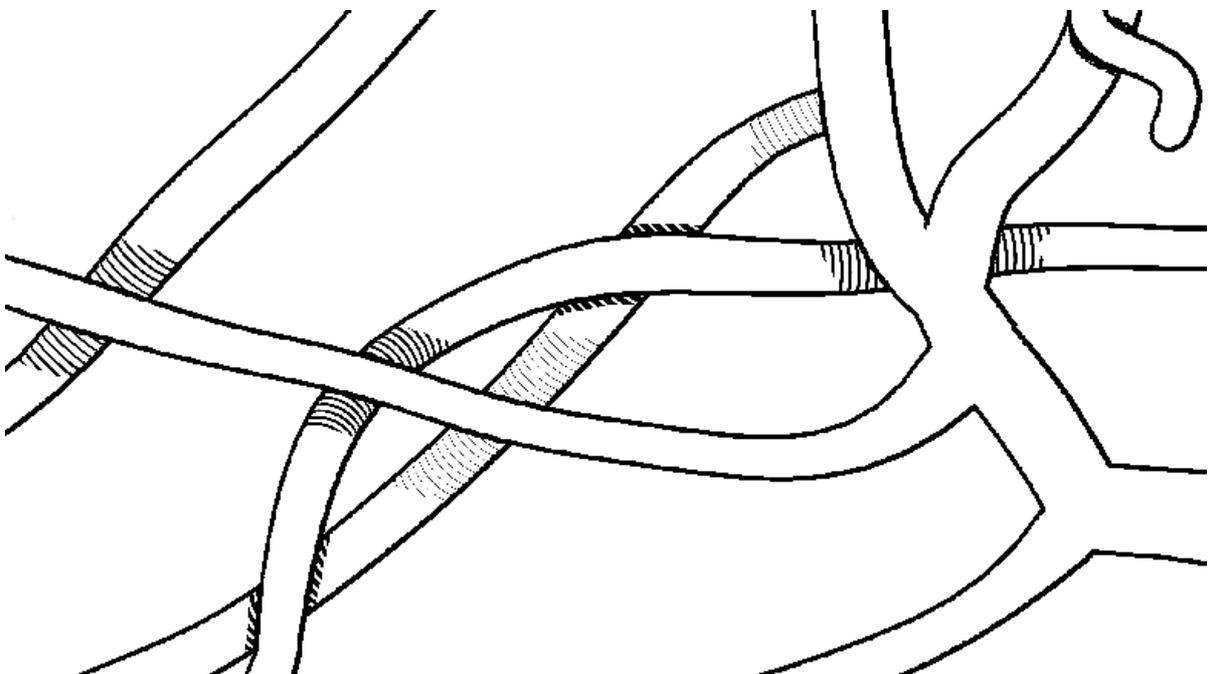


Abb. 6.7: Visualisierung von abstandscodierenden Schatten an Überschneidungspunkten von Gefäßästen. Wie in Abb.6.6 erfolgt die Visualisierung von Schattenlänge und Schraffurlinienbreite in Abhängigkeit vom Abstand der übereinander liegenden Gefäßäste. Allerdings verlaufen die Schraffurlinien in dieser Darstellung orthogonal zur Mittelachse des Gefäßes.

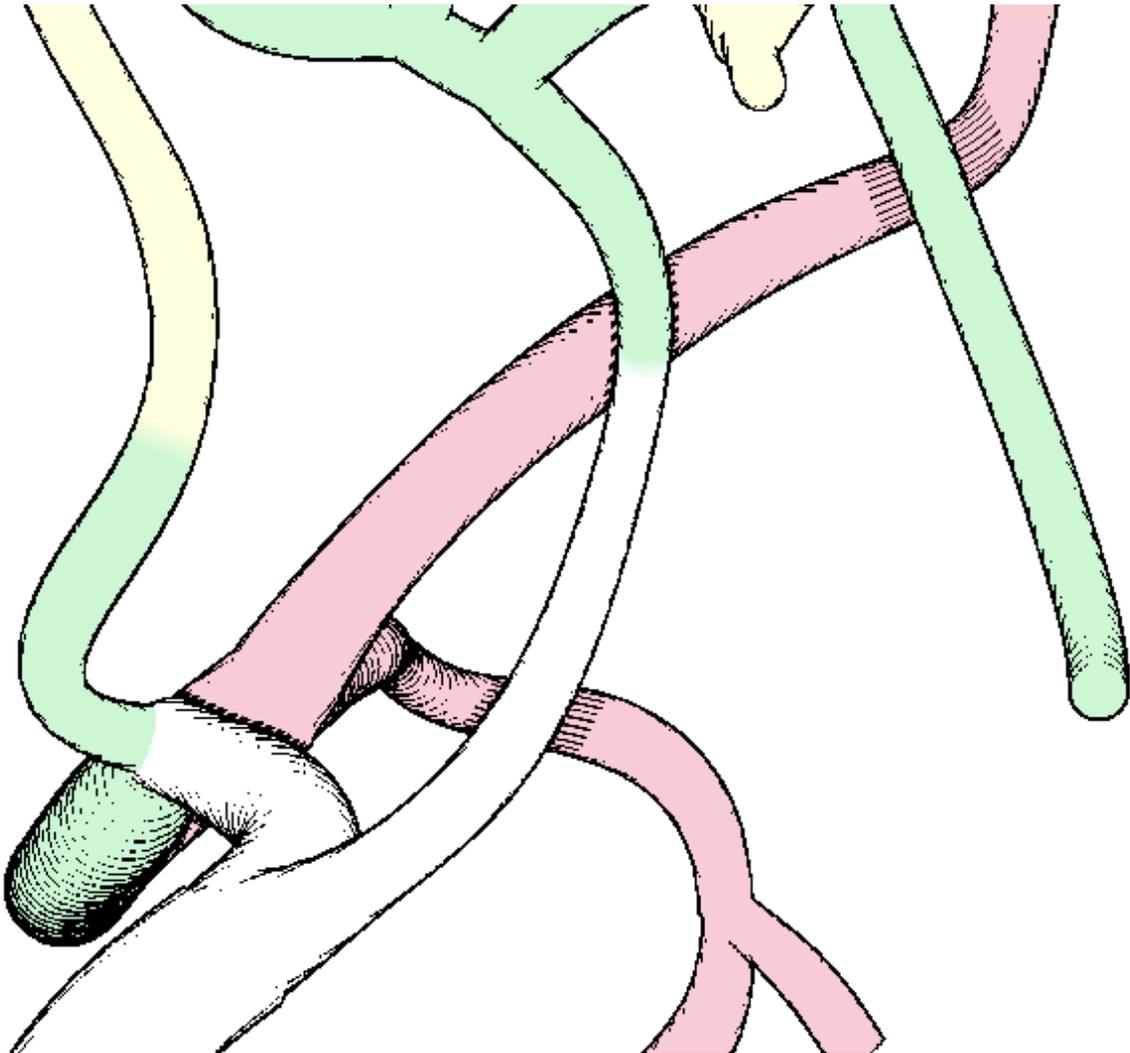


Abb. 6.8: Visualisierung der Oberflächenorientierung in Richtung des Betrachters mittels eines hybriden Verfahrens zur Schraffurliniengenerierung, basierend auf Z-Buffer-Operationen und einer Eckpunkttranslation. Abstandcodierende Schatten ermöglichen weiterhin das Einschätzen des Abstandes zwischen den Gefäßästen. Über den Farbkanal wird die Distanz zu einem Tumor codiert.

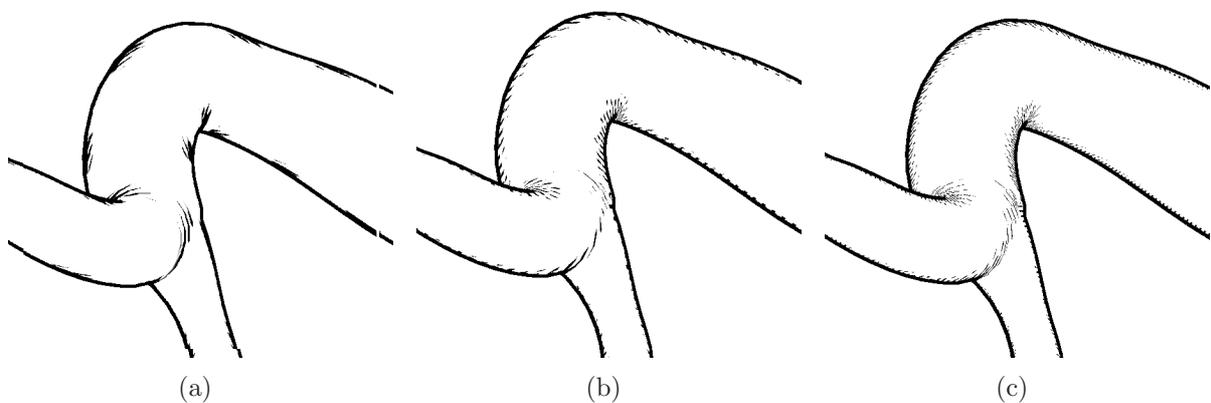


Abb. 6.9: Ausdünnung von Schraffurlinien durch Überlagerung mit einer prozeduralen Linientextur, welche die Schraffurlinien in Abhängigkeit von den Texturkoordinaten generiert. Die Frequenz der überlagerten Linientextur erhöht sich vom linken Bild zum rechten Bild.

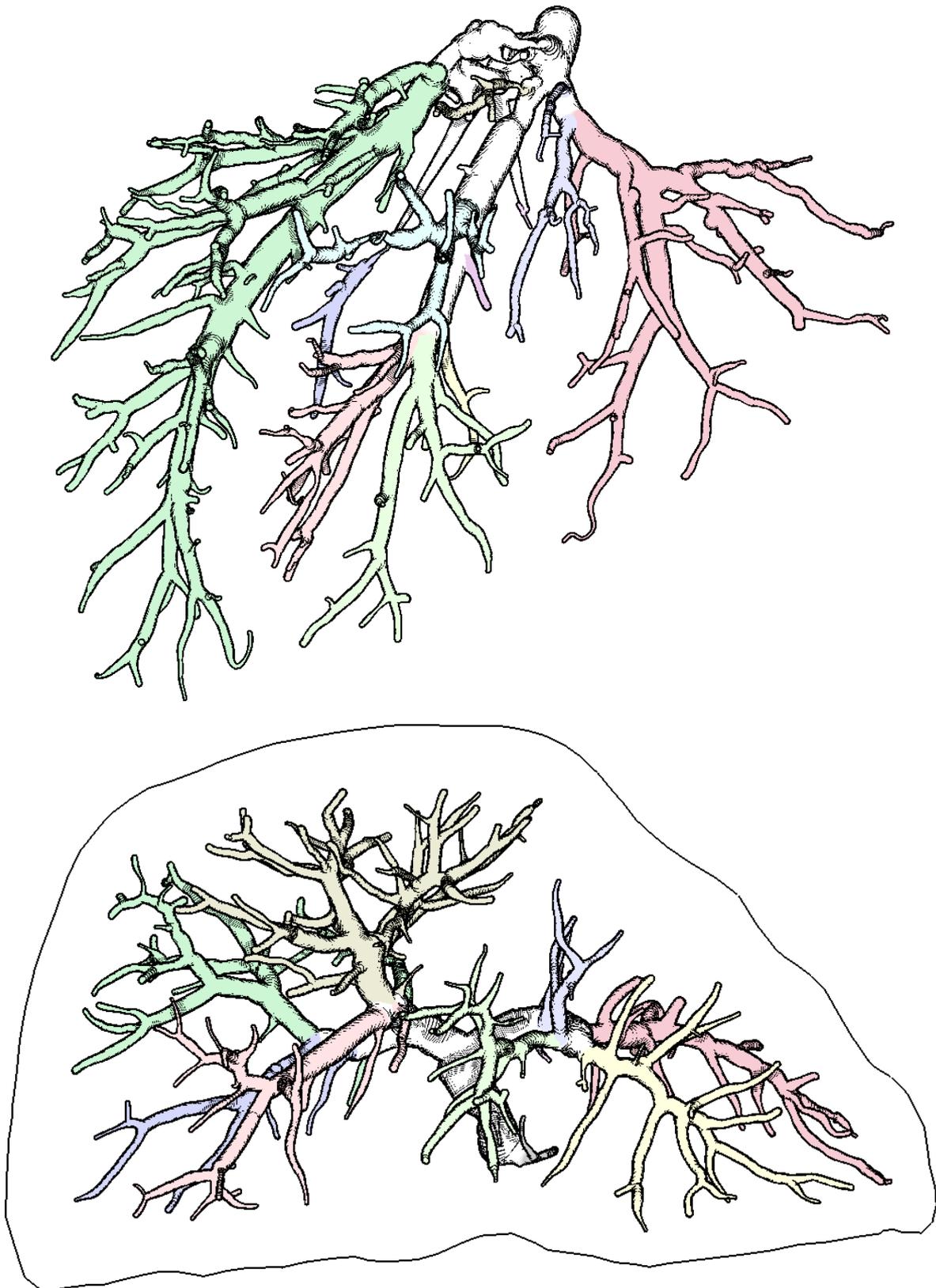


Abb. 6.10: Visualisierung von Oberflächenorientierung und abstandscodierenden Schatten am Beispiel von Lebervene (oben) und Portalvene (unten). Die Codierung der Schattenlänge wird jeweils über eine Schattenmaske realisiert. Überschreitet der interobjektive Abstand einen Schwellwert, so wird auf das weiter unten liegende Gefäß ein Schatten gerendert. Über die Farbcodierung werden die Entsorgungsgebiete (oben) und Versorgungsgebiete (unten) gekennzeichnet.

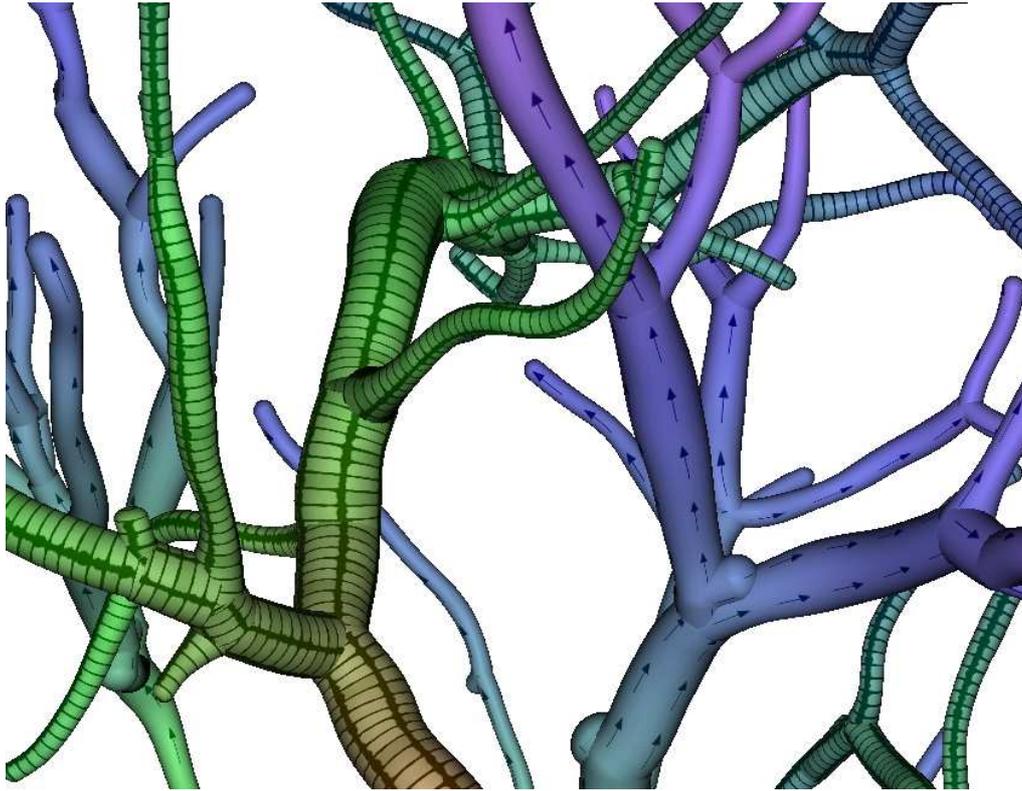


Abb. 6.11: Differenzierung zweier Gefäßbäume durch Verwendung unterschiedlicher Texturen. Während die Farbe den Abstand zur Wurzel codiert, wird über die Pfeiltextur zusätzlich die Verlaufsrichtung visualisiert.

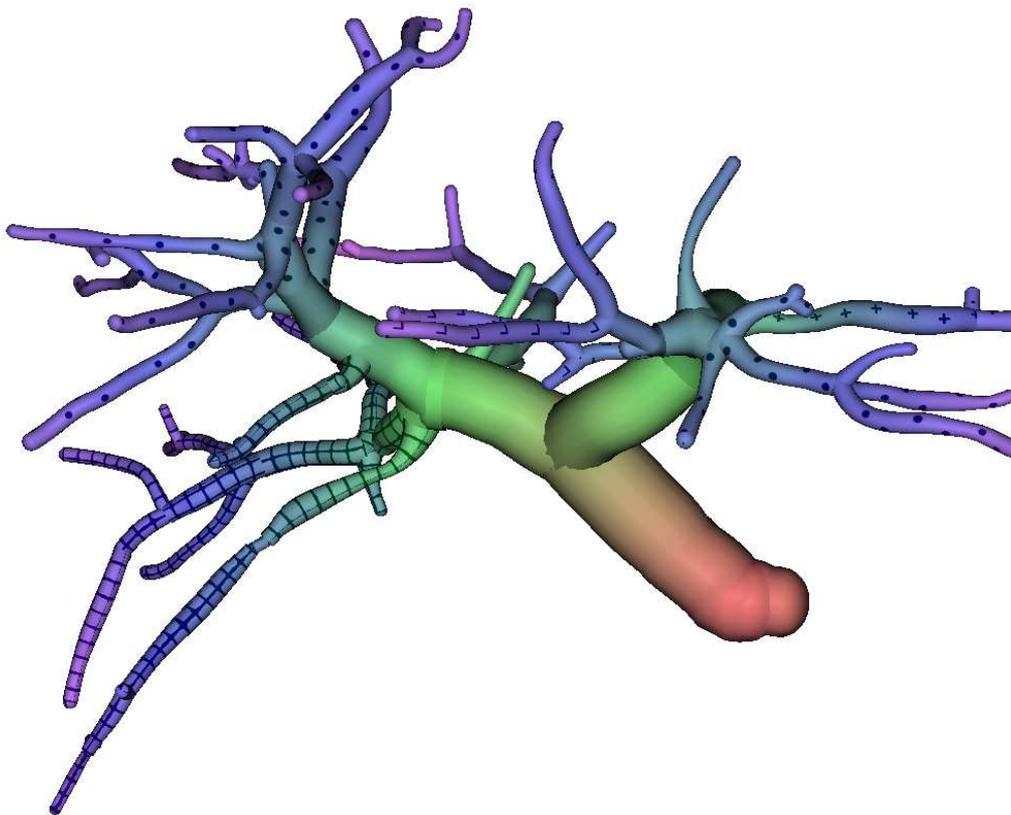


Abb. 6.12: Differenzierung der unterschiedlichen Versorgungsregionen eines Lebergefäßbaumes durch Verwendung unterschiedlicher Texturen. Über den Farbkanal ist der Abstand zur Wurzel codiert.

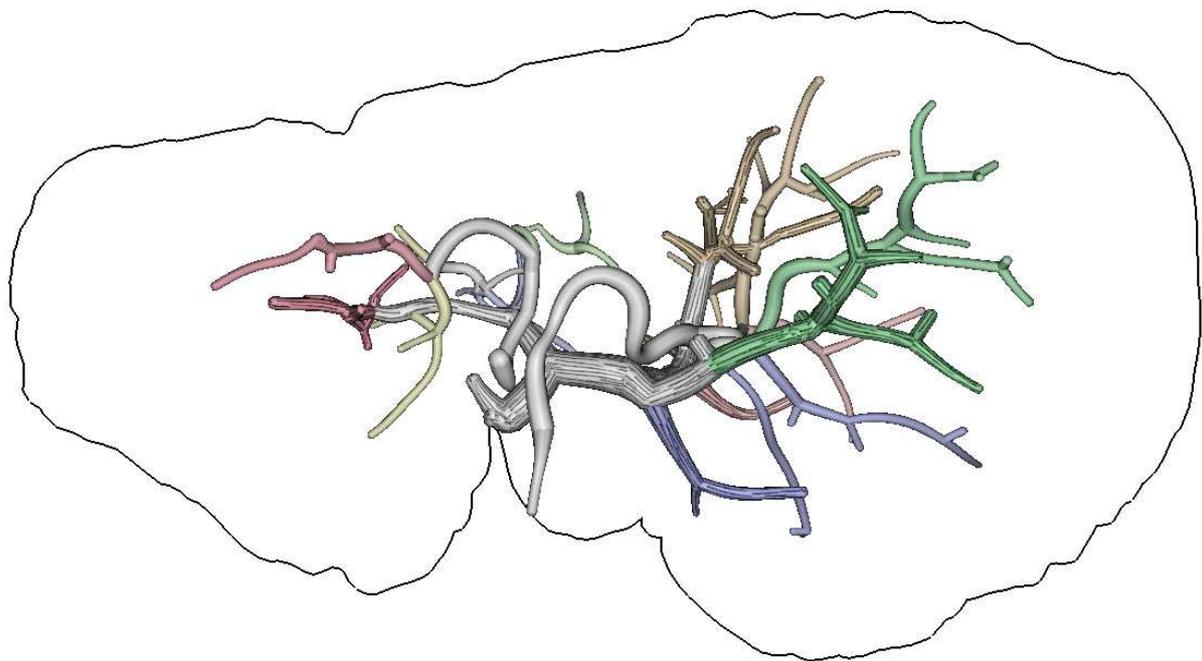


Abb. 6.13: Darstellung zweier Lebergefäßbäume. Um eine Differenzierung zu erreichen, ist einer der Gefäßbäume mit einer Schraffur versehen.

7 Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wurde ein Konzept zur texturunterstützten Visualisierung von anatomischen Gefäßbäumen entwickelt. Dabei wurden Gefäßvisualisierungsverfahren für die intraoperative Projektion sowie für die Multiparameterdarstellung vorgestellt.

Um den Nutzen der Visualisierungsverfahren sicherzustellen, fanden **Analyse und Entwurf** anhand klinisch relevanter Szenarien statt. Neben der Entwicklung eines Konzeptes zur Generierung von Texturkoordinaten beinhaltete die Konzeptentwicklung die Suche nach Gefäßbaumattributen, die für die texturunterstützte Visualisierung geeignet erscheinen und von klinischer Relevanz sind. Die Entwicklung beruhte dabei auf der Analyse von medizinischen Illustrationen und Erkenntnissen aus der Wahrnehmungspsychologie. Besonderes Augenmerk wurde auf die Visualisierung von Abstandsinformationen in Gefäßbäumen sowie die Darstellung von räumlicher Orientierung, Zusammengehörigkeit und den Verzweigungsgrad von Gefäßästen gelegt.

Die programmtechnische **Realisierung** der Verfahren fand in der Entwicklungsumgebung MeVisLab statt. Die Visualisierungsszenarien wurden unter Verwendung der GLSL, einer prozeduralen Hochsprache zur Programmierung der GPU, realisiert. Die Generierung und Verwaltung von Texturkoordinaten wurde hingegen mit C++ und Open Inventor umgesetzt und findet auf der *CPU* statt.

Zahlreiche Erkenntnisse konnten durch die **Evaluierung** einzelner Verfahren gewonnen werden. Dabei wurden mittels einer Studie drei Visualisierungsverfahren für die intraoperative Projektion auf ihre Eignung für den klinischen Einsatz getestet. Die Studie bewies den Nutzen der entwickelten Verfahren und gab wichtige Impulse zur Weiterentwicklung dieser Visualisierungstechniken.

Optimierung der entwickelten Verfahren

Der entwickelte Algorithmus zur Variation der Schattenlänge von **abstandcodierenden Schatten** ist in einigen Punkten verbesserungswürdig. Zum einen werden Fälle, bei denen sich mehrere Gefäßäste in einem Punkt überschneiden, nicht zufrieden stellend visualisiert. Dabei wird der Schatten nur von dem weiter vorne liegenden Gefäßast auf die weiter hinten liegenden geworfen, ohne dabei die dazwischenliegenden Gefäßäste bei der Schattencodierung zu berücksichtigen. Durch Erweiterung des bestehenden Verfahrens um ein bildraumbasiertes Depth Peeling [Everitt, 2001] könnten solche Mehrfachüberschneidungen geeignet aufgelöst und dargestellt werden.

Zusätzlich wäre die Umsetzung einer kontinuierlichen Schattenlängencodierung wünschenswert. Der bisherige Ansatz realisiert die Variation der Schattenlänge über eine begrenzte Anzahl von Schattenmasken, wobei pro Schattenmaske ein Renderingschritt benötigt wird. Um eine kontinuierliche Schattenlängencodierung zu gewährleisten sollten daher weiterführende Verfahren entwickelt werden, welche die zur Generierung der

Schattenmasken benötigten Renderingschritte minimieren. Alternativ könnte ein Konzept erstellt werden, das von Schattenmasken absieht und die Schattenlängencodierung stattdessen im Objektraum löst.

Die Techniken zur Visualisierung von **Oberflächenorientierung** erlauben bisher keine eindeutige Entscheidung darüber, ob ein Gefäßast sich in Richtung des Betrachters biegt oder von ihm weg. Klassische Schattierungsverfahren erreichen diese Differenzierung durch die Positionierung mehrerer Lichtquellen. Für schraffierte Darstellungen müsste genauer untersucht werden, wie eine solche Unterscheidung effektiv visualisiert werden kann. Dafür wäre z.B. eine Variation der Schraffurlinienrichtung in Abhängigkeit der vorliegenden Orientierung denkbar.

Um die **Intuitivität** beim Erkennen der **abstandscodierenden Oberflächen** zu gewährleisten, müssten weitere Untersuchungen durchgeführt werden. Durch Änderung der zu Grunde liegenden Distanzfunktion (z.B. in eine exponentielle Abhängigkeit vom Abstand) und Variation der Parameter Linienbreite und Frequenz, könnte mittels einer weiterführenden Studie überprüft werden, welche Kombinationen intuitiv wahrgenommen werden, bzw. ob eine intuitive Wahrnehmung mittels dieser Technik überhaupt erreichbar ist.

Einsatz von Gefäßdarstellungen für die intraoperative Projektion

Für den klinischen Einsatz ist eine Fusion der vorgestellten Visualisierungstechniken mit bereits entwickelten Verfahren zur intraoperativen Projektion nötig. Während Vetter [2004] Konzepte zur Verformungsmodellierung präoperativ rekonstruierter Lebergefäßbäume mittels intraoperativem Ultraschall vorstellte, entwickelte Riechmann [2006] ein Visualisierungsverfahren, das die Kopfposition des Chirurgen bei einer Leberoperation kontinuierlich ermittelt und mit den Kameraeinstellungen der Gefäßvisualisierung abgleicht.

Für ein deformierbares Gefäßmodell sollte eine kontinuierliche Anpassung der Texturkoordinaten erfolgen, um die durch die Verformung entstehenden Texturverzerrungen zu vermeiden. Der entwickelte Ansatz zur Texturkoordinatengenerierung müsste für diese Anwendung optimiert werden. Um die Echtzeitfähigkeit des Systems zu gewährleisten, erscheint es sinnvoll, die Texturkoordinaten mittels eines Vertex Shaders zu ermitteln.

Die texturunterstützten Verfahren wurden für die Tiefenwahrnehmung in statischen Bildern entwickelt. Daher ist weiter zu prüfen, inwieweit sie für die Tiefenwahrnehmung in dynamischen Bildern förderlich sind. Gegebenenfalls könnte die Texturunterstützung nur dann gezielt eingeblendet werden, wenn die Gefäßdarstellung pro Zeiteinheit eine geringe Änderung aufweist. Weiterhin wäre es günstig, die abstandscodierten Oberflächen und Schatten ausschließlich an Gefäßästen darzustellen, an denen eine explizite Abstandscodierung benötigt wird, z.B. in der Nähe eines chirurgischen Instrumentes oder eines Tumors.

Zur Gewährleistung einer effektiven, intraoperativen Visualisierung im Operationsaal ist die Durchführung weiterer Studien obligatorisch. Dabei sollte zunächst in Kombination mit den bereits bestehenden Techniken eine Evaluierung an einem geeigneten Leberphantom und anschließend, unter realistischen Bedingungen, während einer Leberoperation stattfinden.

Visualisierung weiterer Gefäßparameter mittels Textur

Mit der Erstellung einzelner Visualisierungsszenarien wurden klinisch relevante Parameter für die Gefäßvisualisierung untersucht. Dabei konnte nur eine begrenzte Anzahl von Gefäßparameter bezüglich ihrer Eignung für die texturunterstützte Visualisierung betrachtet werden. Aufgrund des organspezifischen Auftretens von Gefäßsystemen in unserem Körper sind für spezielle Diagnose- und Therapieverfahren unterschiedlichste Gefäßparameter von Interesse. Für die texturunterstützte Visualisierung erscheint dem Autor die Untersuchung zusätzlicher Parameter lohnenswert:

- **Durchmesserverlauf:** Die Gefäßbaumanalyse stellt Radiusinformationen bereit, die für klinische Fragestellungen von hoher Wichtigkeit sind. Die Entwicklung spezieller, texturunterstützter Visualisierungstechniken zur Hervorhebung von Gefäßausbuchtungen (Aneurysmen) und -verengungen (Stenosen) wäre für diagnostische Zwecke hilfreich. Ferner könnten auf Grundlage der Radiusinformationen Verfahren zur Einschubsplanung eines Bronchioskops entwickelt werden.
- **Unsicherheit:** Gefäßvisualisierungen unterliegen der Gefahr, dass sie eine Exaktheit vortäuschen, die in Wirklichkeit aufgrund der verwendeten Segmentierungsalgorithmen oder einer durchgeführten Gefäßregistrierung nicht gegeben ist. Das Vortäuschen einer Entscheidungssicherheit ist für klinische Zwecke nicht akzeptabel. Es könnte untersucht werden, ob eine effektive Visualisierung von Unsicherheit, unter Verwendung von Textur, möglich ist.
- **Perfusion:** Zur Diagnose von Gefäßkrankheiten, beispielsweise im Herzen, sind Daten wie Perfusionsrichtung und Perfusionsgeschwindigkeit von Interesse. Neben der Strömungsvisualisierung unter Verwendung von Glyphen [Stoll et al., 2005], existieren heute bereits fortgeschrittene Verfahren zur Berechnung eines texturbasierten Strömungsfeldes auf Oberflächendaten [Laramee et al., 2005] sowie Techniken zur Kombination von texturbasierten Strömungsfeldern mit skalaren Daten [Urness et al., 2004].

Es erscheint erfolgsversprechend, diese Techniken für den Einsatz in der Gefäßvisualisierung als Erweiterung des vorgestellten Ansatzes zu überprüfen.

Glossar

B

Bewegungsparallaxe Die Bewegungsparallaxe ist eine Informationsquelle für die Wahrnehmung räumlicher Tiefe. Wenn sich ein Beobachter bewegt, nimmt er wahr, dass sich nahe Objekte schneller über die Netzhaut bewegen als entferntere Objekte, S. 3.

Bounding Sphere Ein Bounding Sphere ist eine Kugel, die ein 3D-Objekt vollständig umschließt, S. 41.

C

Computertomografie Die Computertomografie (CT) ist ein bildgebendes Verfahren zur Darstellung von Strukturen im Inneren eines Körpers. Sie basiert auf der rechnergestützten Auswertung einer Vielzahl aus verschiedenen Richtungen aufgenommener Röntgenaufnahmen eines Körpers, S. 1.

CPU Die CPU (Central Processing Unit) ist die zentrale Recheneinheit im Computer zur Durchführung von Rechen- und Steueroperationen., S. 91.

F

Fragment Bevor ein Pixel auf dem Bildschirm ausgegeben wird, liegt es als so genanntes Fragment vor und enthält Daten wie Bildschirmkoordinaten, Farbwert und Tiefeninformation. Ferner können pro Pixel mehrere Fragmente berechnet werden, z.B. beim Multisampling zur Verringerung von Aliasing-Artefakten. Pixel beinhalten im Gegensatz zu Fragmenten keine Tiefeninformation, sondern besitzen nur noch einen Farbwert., S. 56.

G

Glyph Glyphen sind grafische Objekte, die sich aus einer Reihe von Komponenten zusammensetzen, auf die jeweils verschiedene Merkmale eines Datensatzes abgebildet werden können [Schumann und Müller, 2000, S.167], S. 36.

Gouraud-Schattierung Die Gouraud-Schattierung (Gouraud Shading) ist ein Schattierungsverfahren der Computergrafik, welches es ermöglicht, Helligkeitsverläufe innerhalb eines Polygons darzustellen. Bei der Gouraud-Schattierung werden

(im Gegensatz zur Phong-Schattierung) die Farben der Eckpunkte interpoliert. Es hat den Vorteil, dass nur für die Eckpunkte die Beleuchtungsinformationen berechnet werden müssen und diese dann auf der Fläche zu interpolieren sind. Der benötigte Rechenaufwand ist damit verhältnismäßig gering, Probleme entstehen allerdings bei der Darstellung von Glanzlichtern (siehe auch → Phong-Schattierung, Schattierung), S. 69.

I

intraoperativ → während eines medizinischen Eingriffs, S. 1.

M

Magnetresonanztomografie Die Magnetresonanztomografie (MRT) oder auch Kernspintomografie ist ein bildgebendes Verfahren zur Darstellung von Strukturen im Inneren eines Körpers. Durch Einsatz starker Magnetfelder und Radiowellen werden mittels rechnergestützter Rekonstruktionsverfahrens Schnittbilder des Körpers berechnet. Im Gegensatz zur Computertomografie wird zur Erstellung der Aufnahmen also keine Röntgenstrahlung benötigt, S. 1.

Modulo Modulo oder mod ist eine in der Informatik verbreitete Funktion, die den Rest aus der Division zweier Ganzzahlen angibt., S. 63.

Multiparameterdarstellung Eine Multiparameterdarstellung visualisiert im Gegensatz zu einer Einparameterdarstellung mindestens zwei abhängige Variablen (Datenmerkmale), S. 1.

N

nominal Ein qualitatives Merkmal heißt nominal (lat. nomen = Name), wenn seine möglichen Ausprägungen zwar unterschiedlich sind, diese aber nicht in eine Rangfolge gebracht werden können. Beispiel: männlich, weiblich (siehe auch → ordinal, quantitativ), S. 36.

O

ordinal Ein qualitatives Merkmal heißt ordinal (lat. ordinare = ordnen), wenn seine Ausprägungen in einer Ordnungsrelation zueinander stehen. Beispiel: kalt, warm, heiß (siehe auch → nominal, quantitativ), S. 35.

P

Phong-Schattierung Die Phong-Schattierung (Phong-Shading) ist ein Schattierungsverfahren der Computergrafik, welches es ermöglicht, Helligkeitsverläufe innerhalb eines Polygons darzustellen. Bei der Phong-Schattierung werden die

Normalen der Eckpunkte interpoliert, wonach sie in die Beleuchtungsberechnung einbezogen werden. Dadurch ist die Darstellung von Glanzpunkten möglich. (siehe auch → Gouraud-Schattierung, Schattierung), S. 14.

Q

quantitativ Ein Merkmal heißt quantitativ (lat. *quantitas*: Größe, Menge), wenn seine Ausprägungen in Form einer Metrik ausgeben werden kann. Ein Beispiel dafür wären Temperaturwerte: 10° C, 20° C, 36° C. Andernfalls spricht man von einem qualitativen Merkmal (siehe auch → nominal, ordinal), S. 29.

R

Registrierung Unter Registrierung (auch als Matching bezeichnet) wird in der medizinischen Bildverarbeitung die Ermittlung einer Transformation verstanden, die zwei unterschiedliche Datensätze eines Objektes aneinander angleicht. Eine Registrierung berechnet für jeden Punkt des einen Datensatzes den korrespondierenden Punkt in dem anderen Datensatz. Dies ist beispielsweise dann notwendig, wenn zwei Volumendatensätze eines Patienten vorliegen, die zu verschiedenen Zeitpunkten erzeugt wurde, S. 3.

S

Schatten Schatten entsteht, wenn es zu einer Verdeckung der Lichtquelle durch ein Objekt kommt. Ein Schatten ist somit ein Projektionsbild, das durch eine Lichtquelle und das verdeckende Objekt auf einem anderen Objekt erzeugt wird, S. 9.

Schattierung Unter Schattierung versteht man Helligkeitsabstufungen auf einer Oberfläche, die aus der unterschiedlich starken Reflexion des Lichtes aufgrund der variierenden Orientierung der Oberfläche zur Lichtquelle resultieren (siehe auch → Schatten, Phong-Schattierung, Gouraud-Schattierung), S. 9.

Shader Model Shader Model ist eine Spezifikationen der Firma Microsoft für die programmierbare Graphikhardware. Seit der Version 2.0 sind Schleifen und Sprünge mit Einschränkung möglich. Im Shader Model 3.0 kam als grundlegendste Änderungen der Texturzugriff für Vertex Shader hinzu, S. 55.

Z

Z-Buffer Wird ein Objekt gerendert, so wird die Tiefeninformation der erzeugten Pixel (die z-Koordinate) im so genannten Z-Buffer abgelegt. Auf diese Weise können verdeckte Flächen eines dreidimensionalen Objekts ermittelt werden (z-Buffering). Der Z-Buffer liegt in Form eines zweidimensionalen Arrays auf dem Speicher der Grafikkarte vor, S. 44.

Literaturverzeichnis

- [Anderson 1988] ANDERSON, J. R.: *Kognitive Psychologie*. Heidelberg : Spektrum der Wissenschaft, 1988
- [April 1997] APRIL, Ernest W.: *Clinical Anatomy*. Williams and Wilkins, 1997
- [Baer 2005] BAER, Alexandra: *Hardwaregestütztes Stippling von medizinischen Oberflächenmodellen*, Universität Magdeburg, Diplomarbeit, 2005
- [Baer et al. 2006] BAER, Alexandra ; TIETJEN, Christian ; SPINDLER, Martin ; PREIM, Bernhard: Hardwaregestütztes Stippling von medizinischen Oberflächenmodellen. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, Springer, 2006
- [Bertolini 1992] BERTOLINI, Rolf: *Systematische Anatomie des Menschen*. Verlag Gesundheit, 1992
- [Bier und Sloan 1986] BIER, Eric A. ; SLOAN, Ken R.: Two-Part Texture Mapping for Ray Tracing. In: *IEEE Computer Graphics and Applications*, 1986, S. 40–53
- [Bloomenthal 1994] BLOOMENTHAL, Jules: An Implicit Surface Polygonizer. In: HECKBERT, Paul (Hrsg.): *Graphics Gems IV*. Boston : Academic Press, 1994, S. 324–349
- [Debevec et al. 1998] DEBEVEC, Paul ; YU, Yizhou ; BOSHOKOV, George: Efficient View-Dependent Image-Based Rendering with Projective Texture-Mapping. 1998 (CSD-98-1003). – Forschungsbericht
- [Deussen und Strothotte 2000] DEUSSEN, Oliver ; STROTHOTTE, Thomas: Computer-Generated Pen-and-Ink Illustration of Trees. In: AKELEY, Kurt (Hrsg.): *Siggraph 2000, Computer Graphics Proceedings*, ACM Press / ACM SIGGRAPH / Addison Wesley Longman, 2000, S. 13–18
- [Ebert et al. 2003] EBERT, David S. ; MUSGRAVE, F. K. ; PEACHEY, Darwyn ; PERLIN, Ken ; WORLEY, Steven: *Texturing and Modeling: A Procedural Approach*. San Francisco, CA, USA : Morgan Kaufmann Publishers Inc., 2003
- [Everitt 2001] EVERITT, C.: *Interactive order-independent transparency*. Technical report, NVIDIA Corporation, 2001
- [Fernando 2004] FERNANDO, Randima: *GPU Gems: Programming Techniques, Tips, and Tricks for Real-Time Graphics*. Addison Wesley Professional, 2004

- [Floater und Hormann 2005] FLOATER, Michael ; HORMANN, Kai: Surface Parameterization: a Tutorial and Survey. In: DODGSON, N. A. (Hrsg.) ; FLOATER, M. S. (Hrsg.) ; SABIN, M. A. (Hrsg.): *Advances in multiresolution for geometric modelling*. Springer Verlag, 2005, S. 157–186
- [Freudenberg 2003] FREUDENBERG, Bert: *Real-Time Stroke-Based Halftoning*, Universität Magdeburg, Dissertation, 2003
- [Glossop und Wang 2003] GLOSSOP, Neil D. ; WANG, Zhanhe: Laser projection augmented reality system for computer-assisted surgery. In: *Computer assisted radiology and surgery conference (CARS)*, 2003, S. 65–71
- [Goldstein 2002] GOLDSTEIN, E. B.: *Wahrnehmungspsychologie*. 2. Spektrum, Akademischer Verlag, 2002
- [Gooch et al. 1999] GOOCH, Bruce ; SLOAN, Peter-Pike J. ; GOOCH, Amy ; SHIRLEY, Peter ; RIESENFELD, Richard F.: Interactive technical illustration. In: *Symposium on Interactive 3D Graphics*, 1999, S. 31–38
- [Hahn et al. 2000] HAHN, H. ; SELLE, D. ; EVERTSZ, C. ; PEITGEN, H.-O.: Interaktive Visualisierung von Gefäßsystemen auf der Basis von Oberflächenprimitiven-. In: *Simulation und Visualisierung*, 2000, S. 105–118
- [Hahn et al. 2001] HAHN, Horst ; PREIM, Bernhard ; SELLE, Dirk ; PEITGEN, Heinz-Otto: Visualization and Interaction Techniques for the Exploration of Vascular Structures. In: *IEEE Visualization (San Diego, Oktober)*, 2001, S. 395–402
- [Heckbert 1986] HECKBERT, Paul: Survey of texture mapping. In: *IEEE Comput. Graph. Appl.* 6 (1986), Nr. 11, S. 56–67
- [Heller 1993] HELLER, Martin: *Wissenschaftliches Zeichnen*. Museum für Gestaltung Zürich, 1993
- [Hoppe 1996] HOPPE, Hugues: Progressive Meshes. In: *Computer Graphics* 30 (1996), Nr. Annual Conference Series, S. 99–108
- [Julesz 1981] JULESZ, Bela: *Textons, the elements of texture perception, and their interactions*. Nature, 1981
- [Kahrs et al. 2005] KAHRS, Lüder A. ; HOPPE, Harald ; EGGERS, Georg ; RACKOWSKY, Jörg ; MARMULLA, Rüdiger ; WÖRN, Heinz: Visualization of Surgical 3D Information with Projector-based Augmented Reality. In: WESTWOOD, James D. (Hrsg.): *Studies in Health Technology and Informatics (Volume 111)*, 2005, S. 243 – 246
- [Kim et al. 2003] KIM, Sunghee ; HAGH-SHENAS, Haleh ; INTERRANTE, Victoria: Showing Shape with Texture: Two Directions Seem Better than One. In: *Proceedings of Human Vision and Electronic Imaging VIII (HVEI'03)*. Bellingham, Washington : SPIE, 2003 (SPIE Proceedings Series), S. 332–339

- [Kim et al. 2004] KIM, Sunghee ; HAGH-SHENAS, Haleh ; INTERRANTE, Victoria: Conveying three-dimensional shape with texture. In: *APGV '04: Proceedings of the 1st Symposium on Applied perception in graphics and visualization*. New York, NY, USA : ACM Press, 2004, S. 119–122
- [Köhn 2006] KÖHN, Alexander: *Medizinischen Bildverarbeitung auf der GPU*, Universität Bremen, Diplomarbeit, März 2006
- [Lake et al. 2000] LAKE, A. ; MARSHALL, C. ; HARRIS, M. ; BLACKSTEIN, M.: *Stylized rendering techniques for scalable real-time 3d animation*. 2000
- [Laramee et al. 2005] LARAMEE, Robert S. ; HADWIGER, Markus ; HAUSER, Helwig: Design and implementation of geometric and texture-based flow visualization techniques. In: *SCCG '05: Proceedings of the 21st spring conference on Computer graphics*. New York, NY, USA : ACM Press, 2005, S. 69–76
- [Lorensen und Cline 1987] LORENSEN, William E. ; CLINE, Harvey E.: Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In: *SIGGRAPH '87: Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. New York, NY, USA : ACM Press, 1987, S. 163–169
- [Matusik et al. 2005] MATUSIK, Wojciech ; ZWICKER, Matthias ; DURAND, Fredo: Texture design using a simplicial complex of morphable textures. In: *ACM Trans. Graph.* 24 (2005), Nr. 3, S. 787–794
- [Möller und Haines 2002] MÖLLER, Tomas ; HAINES, Eric: *Real-time rendering*. Natick, MA, USA : A. K. Peters, Ltd., 2002
- [Oeltze 2004] OELTZE, Steffen: *Visualisierung baumartiger anatomischer Strukturen mit Convolution Surfaces*, Universität Magdeburg, Diplomarbeit, Februar 2004
- [Oeltze und Preim 2004] OELTZE, Steffen ; PREIM, Bernhard: Visualisierung von Gefäßsystemen mit Convolution Surfaces. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, Springer, 2004 (Informatik aktuell), S. 189–193
- [Palmer 1999] PALMER, Stephen E.: *Vision Science: Photons to Phenomenology*. The MIT Press, Cambridge, Massachusetts, 1999
- [Pastor et al. 2003] PASTOR, Oscar M. ; FREUDENBERG, Bert ; STROTHOTTE, Thomas: Real-Time Animated Stippling. In: *IEEE Comput. Graph. Appl.* 23 (2003), Nr. 4, S. 62–68
- [Praun und Hoppe 2003] PRAUN, Emil ; HOPPE, Hugues: Spherical parametrization and remeshing. In: *ACM Trans. Graph.* 22 (2003), Nr. 3, S. 340–349
- [Praun et al. 2001] PRAUN, Emil ; HOPPE, Hugues ; WEBB, Matthew ; FINKELSTEIN, Adam: Real-Time Hatching. In: FIUME, Eugene (Hrsg.): *SIGGRAPH 2001, Computer Graphics Proceedings*, 2001, S. 579–584
- [Preim und Peitgen 2004] PREIM, Bernhard ; PEITGEN, Heinz-Otto: Medizinische Visualisierung: Methoden und Anwendungen in der Ausbildung und Therapieplanung. In: *IT und TI*: 46 (2004), Nr. 3, S. 123–128

- [Riechmann 2006] RIECHMANN, Matthias: *Visualisierungskonzept für die Projektorbasierte Erweiterte Realität in der Leberchirurgie*, Universität Karlsruhe, Diplomarbeit, Februar 2006
- [Ritter 2005] RITTER, Felix: *Interaktives Illustrieren von Informationsräumen: Räumliche und funktionale Zusammenhänge spielerisch »begreifen«*. Tönning, Lübeck und Marburg : Der Andere Verlag, 2005
- [Rost 2006] ROST, Randi J.: *OpenGL Shading Language (2nd Edition)* . Addison-Wesley Professional, 2006
- [Salisbury et al. 1994] SALISBURY, Michael P. ; ANDERSON, Sean E. ; BARZEL, Ronen ; SALESIN, David H.: Interactive pen-and-ink illustration. In: *SIGGRAPH '94: Proceedings of the 21st annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. New York, NY, USA : ACM Press, 1994, S. 101–108
- [Sander und Schwarz 1998] SANDER, Antje ; SCHWARZ, Stefan: *anatomie kit - ein Manual für Studium und Präparierkurs*. Börm Brückheimer Verlag, 1998
- [Schumann und Müller 2000] SCHUMANN, Heidrun ; MÜLLER, Wolfgang: *Visualisierung - Grundlagen und allgemeine Methoden*. Springer Verlag, 2000
- [Schumpelick et al. 2003] SCHUMPELICK, Volker ; BLEESE, Niels M. ; MOMMSEN, Ulrich: *Kurzlehrbuch Chirurgie*. Georg Thieme Verlag, 2003
- [Selle 1999] SELLE, Dirk: *Analyse von Gefäßstrukturen in medizinischen Schichtdatensätzen für die computergestützte Operationsplanung*, Universität Bremen, Dissertation, 1999
- [Selle et al. 2002] SELLE, Dirk ; PREIM, Bernhard ; SCHENK, Andrea ; HEINZ-OTTOPEITGEN: Analysis of Vasculature for Liver Surgery Planning. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 21 (2002), November, Nr. 11, S. 1344–1357
- [Shenas und Interrante 2005] SHENAS, Haleh. H. ; INTERRANTE, Victoria: Compositing color with texture for multi-variate visualization. In: *GRAPHITE '05: Proceedings of the 3rd international conference on Computer graphics and interactive techniques in Australasia and South East Asia*. New York, NY, USA : ACM Press, 2005, S. 443–446
- [Siegel 1997] SIEGEL, Sydney: *Nichtparametrische statistische Methoden*. Verlag Dietmar Klotz GmbH, 1997
- [Stoll et al. 2005] STOLL, Carsten ; GUMHOLD, Stefan ; SEIDEL, Hans-Peter: Visualization with Stylized Line Primitives. In: *IEEE Visualization 2005*. Minneapolis, USA : IEEE, 2005, S. 695–702
- [Sweet und Ware 2004] SWEET, Graeme ; WARE, Colin: View direction, surface orientation and texture orientation for perception of surface shape. In: *GI '04: Proceedings of the 2004 conference on Graphics interface*. School of Computer Science, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada : Canadian Human-Computer Communications Society, 2004, S. 97–106

- [Tamura et al. 1978] TAMURA, H. ; MORI, S. ; YAMAWAKI, T.: Texture features corresponding to visual perception. In: *IEEE Trans. Systems Man Cybernet*, 1978
- [Tittel 1994] TITTEL, Kurt: *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. Gustav Fischer Verlag, 1994
- [Urness et al. 2004] URNESS, Timothy ; INTERRANTE, Victoria ; LONGMIRE, Ellen ; MARUSIC, Ivan ; GANAPATHISUBRAMANI, Bharathram: Techniques for Visualizing Multi-Valued Flow Data. In: *VisSym*, 2004, S. 165–172
- [Vetter 2004] VETTER, Marcus: *Konzeption eines bildgestützten Navigationssystems für die offene Leberchirurgie - Aufrechterhaltung des initial hergestellten Registrierungszustands der Leber mittels Navigationshilfen und Verformungsmodellierung*, Universität Heidelberg, Dissertation, 2004
- [Ware 2000] WARE, Colin: *Information Visualization: Perception for Design*. Morgan Kaufmann Publishers, 2000
- [Ware und Knight 1992] WARE, Colin ; KNIGHT, William: Orderable dimensions of visual texture for data display: orientation, size and contrast. In: *CHI '92: Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*. New York, NY, USA : ACM Press, 1992, S. 203–209
- [Wikipedia 2006] WIKIPEDIA: *Die freie Enzyklopädie*. Internetquelle: <http://de.wikipedia.org/wiki/Textur>. Januar 2006
- [Winkenbach 1996] WINKENBACH, George: *Computer-Generated Pen-and-Ink Illustration*, University of Washington, Dissertation, 1996
- [Winkenbach und Salesin 1994] WINKENBACH, Georges ; SALESIN, David H.: Computer-generated pen-and-ink illustration. In: *SIGGRAPH '94: Proceedings of the 21st annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. New York, NY, USA : ACM Press, 1994, S. 91–100
- [Zuiderveld et al. 1994] ZUIDERVELD, K. J. ; KONING, A. H. J. ; VIERGEVER, M. A.: Techniques for speeding up high-quality perspective maximum intensity projection. In: *VIP '94: The international conference on volume image processing on Volume image processing*. New York, NY, USA : Elsevier North-Holland, Inc., 1994, S. 507–517

Selbständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, daß ich die vorliegende Arbeit selbständig und nur mit erlaubten Hilfsmitteln angefertigt habe.

Bremen, den 12. April 2006

Christian Hansen

