

MATHIAS NEUGEBAUER

COMPUTERGESTÜTZTE EXPLORATION VON BLUTFLUSS
IN ZEREBRALEN ANEURYSMEN - GEOMETRISCHE
VERARBEITUNG UND INTERAKTIVE VISUALISIERUNG



COMPUTERGESTÜTZTE EXPLORATION VON
BLUTFLUSS IN ZEREBRALEN ANEURYSMEN -
GEOMETRISCHE VERARBEITUNG UND
INTERAKTIVE VISUALISIERUNG

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

angenommen von der Fakultät für Informatik

der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von DIPL.-ING. MATHIAS NEUGEBAUER

geb. am 30.01.1982, in Wippra

Gutachter:

Prof. Dr. Bernhard Preim

Prof. Dr. Thomas Ertl

Prof. Dr. Timo Ropinski

Magdeburg, den 25. Juni 2014

ZUSAMMENFASSUNG

Zerebrale Aneurysmen sind lokale Gefäßerweiterungen, welche durch krankhafte Veränderungen der Gefäßwand verursacht werden. Die Hauptgefahr für den Patienten liegt in einer möglichen Ruptur und der daraus resultierenden Blutung (Letalität: 45% - 75%). Die Hämodynamik ist ein wichtiger Indikator für die Bestimmung des Rupturrisikos. Außerdem liefert sie zusätzliche Informationen über die Entstehungs- und Wachstumsprozesse des Aneurysmas und ermöglicht die Entwicklung risikoreduzierter Therapieoptionen.

Bei der Beschäftigung mit diesen Fragestellungen ist ein medizinischer Forscher mit räumlich und zeitlich komplexen Strömungsinformationen konfrontiert. In diesem Zusammenhang spielt die visuelle Exploration der Daten eine wichtige Rolle. Sie ermöglicht es, qualitative Zusammenhänge aufzudecken und Hypothesen zu bilden, die im Nachgang quantitativ bestätigt oder widerlegt werden können. Es ist Ziel dieser Arbeit, computergestützte Methoden zu entwickeln, welche die qualitative visuelle Exploration von Hämodynamik und Gefäßmorphologie unterstützen.

Die geometrische Charakterisierung der Gefäßmorphologie ist eine wichtige Voraussetzung für die interaktive visuelle Exploration. Ein zentraler geometrischer Deskriptor in Aneurysma-Datensätzen ist das Ostium. Diese gebogene Fläche trennt das Aneurysma vom Trägergefäß. Eine weitere geometrische Differenzierung ist die Unterteilung des Trägergefäßes in Abschnitte mit elliptischem Querschnitt und den vom Aneurysma betroffenen Abschnitt. Sowohl für diese Differenzierung als auch die Extraktion der Ostium-Fläche wurden automatische Verfahren entwickelt.

Die qualitative visuelle Exploration lässt sich in einem anatomisch motivierten Workflow strukturieren. Der Workflow umfasst vier große Teilbereiche, entsprechend des anatomischen Abschnitts der jeweils im Fokus steht: der Gefäßkontext, die Aneurysma-Wand, die Interaktion zwischen Lumen und Wand und das Lumen selbst. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Methoden umfassen die automatische Generierung von Gefäßkontextvisualisierungen, eine interaktive 2D-Überblicksvisualisierung für skalare Daten auf der Aneurysma-Wand, die qualitative Exploration wandnaher Strömung und die Multi-Level-Exploration von Blutfluss in Lumen.

ABSTRACT

Cerebral aneurysms are local vessel dilatations, caused by a pathologically changed structure of the vascular wall. A rupture of an aneurysm can lead to serious consequences for the patient (mortality: 45% - 75%). The intravascular hemodynamic is an important indicator for the risk of rupture. Additionally, it can provide information about the processes that lead to the formation and the growth of an aneurysm. It is also the basis for the development for new, risk reduced treatment options.

When dealing with this kind of questions, a medical researcher has to analyse flow data with a high spatial and temporal complexity. Qualitative visual exploration is a basic approach to support this task. Correlations can be revealed and formed into hypotheses that are confirmed or disproved in a subsequent, quantitative analysis. The goal of our work is to develop computer-aided methods that support the qualitative visual exploration of hemodynamics and morphology in cerebral aneurysm datasets.

The geometric characterisation of the vessel morphology is a prerequisite for the interactive exploration. The ostium is a central geometric descriptor. It is a bent surface that separates the parent vessel from the aneurysm. The differentiation between the unaffected parts of the parent vessel (elliptical cross-section) and the part close to the aneurysms is another way of geometric characterisation. We provide automatic methods for the extraction of the ostium surface and the differentiation of the parent vessel.

The qualitative visual exploration can be structured by an anatomy-driven workflow. It consists of four parts, according to the anatomic region of interest: the vascular context, the aneurysm wall, the flow interaction close to the wall and the lumen. We provide methods for each of the workflow parts: the automatic generation of a contextual visualization of the surrounding vasculature, an interactive 2D overview visualization for scalar flow data on the aneurysm wall, an explorer for the qualitative exploration of flow patterns close to the aneurysm wall and an approach for a multi-level exploration of flow in the lumen.

*Er blickte angestrengt in die Ferne und sah so aus,
als wäre es ihm an dieser Stelle ganz recht,
wenn der Wind ihm das Haar dramatisch aus der Stirn blies,
aber der Wind war nicht weit davon entfernt damit beschäftigt,
mit ein paar Blättern herumzualbern.*

— Douglas Adams - Das Restaurant am Ende des Universums

DANKSAGUNGEN

An erster Stelle möchte ich meinem Betreuer und Doktorvater Prof. Bernhard Preim danken. Dafür, dass er mir die Möglichkeit gegeben hat, an einem spannenden Thema zu arbeiten und mir dabei stets mit wertvollen fachlichen und persönlichen Ratschlägen zur Seite stand. Sein Blick für das Wesentliche, seine Anregungen und Aufmunterungen haben mir durch so manche kleinere und größere Krise geholfen. Ich hatte außerdem das große Glück, mit tollen Kollegen in einem familiären und inspirierenden Arbeitsklima arbeiten zu dürfen. Besonders zu erwähnen ist Rocco Gasteiger, dessen kollegiale, freundliche und verlässliche Art viele Hürden in den gemeinsamen Projekten der letzten Jahre weniger... hürdig gestaltet hat. Kai Lawonn danke ich dafür, dass er mir so manches mathematische Mysterium enthüllt und geduldig erklärt hat.

Überhaupt möchte ich allen Kollegen für all die lustigen, spannenden und erhellenden Momente danken (in willkürlicher, nicht wertender Reihenfolge... und höchst wahrscheinlich unvollständig): Tobias Mönch, Steffen Oeltze, Benjamin Köhler, Sylvia Glaßer, Alexandra Baer, Christian Tietjen, Paul Klemm, Konrad Mühler, Jeanette Mönch, Christoph Kubisch, Kerstin Kellermann, Steven Birr und Antje Hübler. Für ihre Hilfe bei allen organisatorischen Herausforderungen danke ich Petra Specht und Petra Schumann und für das Stutzen so mancher englischer Stilblüte Stefanie Quade. Den Technikern Heiko Dorwarth und Thomas Rosenburg danke ich für ihre tatkräftige und kreative Unterstützung, ob nun bei Problemen mit dem CMS oder dem Auflöten von 100 Infrarot-LEDs.

Auch außerhalb des Instituts habe ich bei meiner Arbeit viel Unterstützung und Hilfe erfahren. Ich danke allen Kollegen, mit denen ich im Rahmen des Mobestan-Projektes und darüber hinaus zusammenarbeiten durfte. Besonders zu erwähnen sind Gábor Janiga und Philipp Berg, die mit ihrer Kompetenz im Bereich der Strömungssimulation einen wertvollen Betrag geleistet haben. Oliver Beuing hat mit dem Bereitstellen von Datensätzen, seinem medizinischen Fachwissen und kompetenten Feedback viel zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen. Selbiges gilt für Uta Preim und Volker Diehl.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie und vor allem meiner Verlobten Nicole danken. Sie hat mich liebevoll unterstützt, aufgemuntert, umsorgt und mir geholfen, die Dinge aus einem neuen Blickwinkel zu betrachten. Schnudbert danke ich für sein beruhigendes Schnurren.

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
1.1	Ziele und Aufgabenstellung	2
1.2	Beiträge und Ergebnisse	3
1.3	Aufbau der Arbeit	4
2	MEDIZINISCHE GRUNDLAGEN	7
2.1	Zerebrale Aneurysmen	8
2.1.1	Lokalisation und Morphologie	8
2.1.2	Risikofaktoren	11
2.2	Bildgebung in Diagnostik und Therapie	14
2.2.1	Diagnostik	14
2.2.2	Therapie	17
2.3	Zerebraler Blutfluss in der medizinischen Forschung	21
2.3.1	Datengewinnung	21
2.3.2	Beschreibung der Hämodynamik	24
2.3.3	Medizinische Fragestellungen	27
2.4	Zusammenfassung und Implikationen für diese Arbeit	33
3	TECHNISCHE GRUNDLAGEN	37
3.1	Rekonstruktion	38
3.1.1	Bilddaten	38
3.1.2	Segmentierung	40
3.1.3	Gittergenerierung	42
3.1.4	Gitteroptimierung	44
3.1.5	Umsetzung der Rekonstruktion	45
3.2	Simulation	52
3.2.1	Modellierung der Hämodynamik	52
3.2.2	Lösungsverfahren	53
3.2.3	Generierung des Simulationsgitters	53
3.2.4	Randbedingungen und Modellannahmen	55
3.2.5	Zusammenfassung	58
3.3	Visualisierung	58
3.3.1	Strömungsvisualisierung	59
3.3.2	Gefäßvisualisierung	66
3.4	Zusammenfassung	70
4	GEOMETRISCHE CHARAKTERISIERUNG	73
4.1	Ostium-Extraktion	75
4.1.1	Ostium-Modellierung	76
4.1.2	Extraktion	78
4.1.3	Ergebnisse	85
4.1.4	Diskussion	86
4.2	Trägergefäß-Dekomposition	90
4.2.1	Dekompositionspipeline	91

4.2.2	Axial-Ebene	95
4.2.3	Ergebnisse	98
4.2.4	Diskussion	100
4.3	Zusammenfassung	102
5	VISUELLE EXPLORATION	103
5.1	Explorationsworkflow	105
5.1.1	Anatomiebasierte Struktur	105
5.1.2	Einordnung der Methoden	107
5.2	Automatische Gefäßkontextvisualisierungen	108
5.2.1	Filterungskonzept	110
5.2.2	Filterung der Kontextgefäße und Details in Gitternähe	111
5.2.3	Hybride Visualisierung	114
5.2.4	Ergebnisse und Diskussion	117
5.3	Überblicksvisualisierung für skalare Wanddaten	118
5.3.1	Verwandte Arbeiten	120
5.3.2	Konzept der Überblicksvisualisierung	122
5.3.3	Umsetzung und Layout der Überblicksvisualisierung	124
5.3.4	Implementierung	131
5.3.5	Evaluierung	133
5.3.6	Zusammenfassung	135
5.4	Qualitative Exploration wandnaher Strömung	136
5.4.1	Verwandte Arbeiten	137
5.4.2	Funktionalität und unterstützte Aufgaben	138
5.4.3	ROI Selektion und Seeding	142
5.4.4	Generierung der Strömungsrepräsentation	145
5.4.5	Der Explorer: Visualisierung, Layout und Interaktion	147
5.4.6	Umsetzung und Datensätze	153
5.4.7	Informelle Nutzerbefragung	154
5.4.8	Ausblick	157
5.5	Anatomische Multi-Level Exploration von Blutfluss in Aneurysmen	157
5.5.1	Konzeption und Anforderungen	159
5.5.2	Globales Level	161
5.5.3	Ostium-Level	164
5.5.4	Lokales Level	167
5.5.5	Umsetzung und Datensätze	170
5.5.6	Informelle Nutzerbefragung	171
5.5.7	Zusammenfassung	172
6	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK	175
6.1	Empfehlungen	177
6.2	Ausblick	179
	LITERATURVERZEICHNIS	183

EINLEITUNG

In vielen Bereichen der medizinischen Forschung gewinnt die computergestützte, patientenspezifische Modellierung (PSM) an Bedeutung. Mithilfe bildbasierter Rekonstruktion, Simulation und 3D-Modellierung werden dynamische Prozesse in Organen und Geweben abgebildet. Ziel ist es, anhand der gewonnenen Informationen die Entstehung von Erkrankungen besser zu verstehen, die Diagnose zu unterstützen und die Therapie zu optimieren. Es gibt ein breites Spektrum möglicher Anwendungsszenarien der PSM: von der individuellen Modellierung von Hüftprothesen, um die spätere Beweglichkeit abschätzen zu können, über die Untersuchung elektro-mechanischer Prozesse im Herzen, bis hin zur raumzeitlichen Simulation des Wachstums von Hirntumoren.

Nimmt man die Mengen an aktuellen Veröffentlichungen als Indikator, stellt die PSM von Blutgefäßen, und in diesem Kontext vor allem die Untersuchung von Aneurysmen, eines der wichtigsten Anwendungsszenarien dar. Aneurysmen sind lokale Gefäßerweiterungen, welche durch krankhafte Veränderungen der stabilisierenden Komponenten der Gefäßwand verursacht werden. Die Hauptgefahr für den Patienten liegt in einer möglichen Ruptur und der daraus resultierenden Blutung. Die unterbrochene Blutversorgung sowie die schnelle Akkumulation von Blut außerhalb des Gefäßes führen zu einer hohen Letalität (45% - 75%). Aufgrund ihrer vergleichsweise geringen Größe und hohen morphologischen Variabilität stellen die an den arteriellen Gefäßen des Gehirns auftretenden, zerebralen Aneurysmen spezielle Anforderungen an die Diagnostik und Therapie. Medizinische Studien haben gezeigt, dass Größe und Lage der Aneurysmen keine verlässlichen Indikatoren für die Bestimmung des Rupturrisikos sind. Die Hämodynamik wurde als wichtiger zusätzlicher Indikator identifiziert. In diesem Zusammenhang können verschiedene Fragestellungen mithilfe der PSM genauer untersucht werden. Dazu gehören unter anderem die Untersuchung der Zusammenhänge zwischen Hämodynamik, der Gefäßmorphologie und dem Rupturrisiko, die Identifikation von Flusseigenschaften, welche die Entstehung bzw. das Wachstum eines Aneurysmas fördern oder auch die Erfolgs- und Risikoabschätzung endovaskulärer Therapien.

Aufgrund genauerer Bildgebungsverfahren und verbesserter Simulationsmethoden stehen immer komplexere Informationen über Gefäßmorphologie und Hämodynamik zur Verfügung. Hämodynamische Daten sind multivariat und zeitveränderlich, eingebettet in krankhaft veränderte Gefäße mit variabler Morphologie. Demzufolge ist ein medizinischer Forscher bei der Bearbeitung der oben genannten Fragestellungen mit hochdimensionalen und teilweise nicht aus seiner Expertendomäne stammenden Informationen konfrontiert. Bei diesem Prozess bildet die visuelle Exploration der Daten eine wichtige Komponente. Sie dient dazu, qualitative Zusammenhänge aufzudecken und Hypothesen zu bilden, die im Nachgang quantitativ bestätigt oder widerlegt werden können.

1.1 Ziele und Aufgabenstellung

Es ist Ziel dieser Arbeit, computergestützte Methoden zu entwickeln, welche die visuelle Exploration von Hämodynamik und Gefäßmorphologie unterstützen. Normalerweise ist ein solcher Explorationsprozess interaktiv: beispielsweise selektiert der medizinische Forscher Regionen von Interesse, hebt bestimmte hämodynamische Parameter visuell hervor oder variiert den Blickwinkel auf das Gefäß und den darin abgebildeten Blutfluss um räumliche Zusammenhänge besser zu erkennen. Dabei ist die dimensionale Komplexität der Daten das Hauptproblem. Folglich zielt eine Explorationsunterstützung auf die Reduktion dieser Komplexität ab.

Dies umfasst zwei zentrale Aufgaben: die visuelle Reduktion der Daten und die Unterstützung bei spezifischen Interaktionsaufgaben. Beides ist eng miteinander verzahnt. Eine spezielle Darstellung der Daten erfordert meist eine Anpassung der Interaktionsmethoden und umgekehrt.

Die Reduktion erfordert die Extraktion einer relevanten Teilmenge der Daten sowie eine angemessene, visuelle Repräsentation dieser Teilmenge. Die Anpassung der Interaktionsmethoden setzt ebenfalls eine räumliche Analyse der Daten voraus. Somit bergen Datenvorverarbeitung und Visualisierungen für die Explorationsunterstützung ein eigenes Komplexitätspotential. Um dieses nicht dem Gesamtprozess hinzuzufügen und somit das eigentliche Ziel der Explorationsunterstützung zu konterkarieren, sollten die angebotenen Methoden nur ein Mindestmaß an nutzerseitiger Konfiguration benötigen.

Um zu ermitteln, welche visuellen Reduktionen und Interaktionstechniken sinnvoll sind, muss das Explorationsziel bekannt sein. Demzufolge dürfen Methoden zur Explorationsunterstützung nicht ausschließlich als separate Komponenten betrachtet werden. Stattdessen müssen sie in einen medizinisch motivierten Workflow eingebettet sein. Da die Exploration von Blutfluss noch nicht Teil klinischer Routine ist, kann man sich nur an Workflows aus Diagnostik und Therapie orientieren. Ein vielversprechender Ansatz ist es, den Workflow ausgehend von der für die forschenden Mediziner vertrauten Gefäßmorphologie zu gestalten. Diese kann grob in drei Bereiche eingeteilt werden: zum Aneurysma benachbarte Gefäße, die Wand des Aneurysmas sowie das Aneurysmalumen.

Ausgehend von den beschriebenen Anforderungen und Teilzielen lassen sich die Forschungsfragen im Rahmen dieser Arbeit wie folgt konkretisieren:

- Wie kann, ausgehend von der Art der Eingangsdaten und den Präferenzen des potentiellen Anwenders, ein Workflow für die computergestützte Exploration strukturiert sein?
- Welche geometrischen Vorverarbeitungen sind im Falle eines anatomisch orientierten Workflows notwendig, um nachfolgende Explorations- und Interaktionsschritte zu unterstützen?
- Welche kontextuellen Informationen bezüglich der benachbarten Gefäße sind relevant und wie können diese möglichst effizient extrahiert und visualisiert werden?

- Was sind die Ziele der visuellen Exploration des wandnahen Flusses? Wie kann die Orientierung auf der komplex geformten Gefäßoberfläche unterstützt werden?
- Was sind relevante Landmarken und wie können sie zu Unterstützung der interaktiven Exploration extrahiert und genutzt werden? Wie kann eine Exploration auf verschiedenen Detail-Ebenen strukturiert werden?

Die Bearbeitung dieser Forschungsfragen fand zum großen Teil im Rahmen eines interdisziplinären Projektes statt. Das vom Land Sachsen-Anhalt geförderte MoBeStAn-Projekt (**M**odellierung und **B**eeinflussung von **S**trömung in **A**neurysmen - Fördernummer 5161AD/0308M, Okt. 2008 - Feb. 2011) hatte zum Ziel, geeignete Methoden zur Strömungsanalyse in zerebralen Aneurysmen zu entwickeln, auf deren Basis risikoreduzierte Therapiemöglichkeiten entwickelt werden können. Gruppen aus unterschiedlichen Disziplinen kooperierten im Rahmen dieses Projektes und darüber hinaus miteinander:

- Institut für Neuroradiologie - Universitätsklinikum Magdeburg (Prof. Skalej)
- Institut für Strömungstechnik und Thermodynamik - OvGU (Prof. Thévenin)
- Institut für Informations- und Kommunikationstechnik - OvGU (Prof. Rose)
- Institut für Simulation und Graphik - OvGU (Prof. Tönnies, Prof. Preim)

Der Autor war als Teil der AG Visualisierung (Prof. Preim) vorrangig dafür zuständig, Methoden zur Unterstützung der visuellen Exploration von Strömungsdaten in zerebralen Aneurysmen zu entwickeln, um so eine Schnittstelle zwischen den klinisch und den technisch orientierten Projektpartnern zu schaffen.

1.2 Beiträge und Ergebnisse

Die im Hinblick auf die Forschungsfragen entwickelten Methoden gehen von einem anatomisch orientierten Workflow aus. Diese Entscheidung ist durch Beobachtung und Austausch mit Neuroradiologen motiviert. Gleichzeitig entspricht dies dem generellen Konzept, die Exploration vom Überblick (kontextuelle Gefäße) über Zwischenschritte (Aneurysmaoberfläche) bis zu konkreten Teilinformationen (Flussregionen im Aneurysma) zu organisieren. Die für jeden Teilschritt dieses Workflows entwickelten Methoden implementieren die geforderte, zielgerichtete visuelle Reduktion der Blutflussinformationen. Im Hinblick auf den medizinischen Forscher als Anwender wird angestrebt, die Reduktion mit möglichst wenig Nutzerinteraktion zu erreichen. Dies schließt jedoch eine nutzerseitige Parametrisierung nicht aus. Abhängig von der spezifischen Explorationsaufgabe werden dafür beispielsweise Vorlagen zur Verfügung gestellt. Die Navigation in den 3D-Visualisierungen und die Selektion von Bereichen werden durch Automatismen, eingeschränkte Freiheitsgrade oder Widgets unterstützt. Im Hinblick auf die notwendigen Vorverarbeitungsprozesse und die einzelnen Schritte des Workflows lassen sich die Ergebnisse folgendermaßen konkretisieren:

- Entwicklung einer an der Praxis orientierten Pipeline zur Rekonstruktion von Oberflächenmodellen aus kontrastverstärkten Schichtbildaufnahmen.
- Entwicklung eines Verfahrens zur automatischen Extraktion des Ostiums, einer der zentralen Landmarken für nachfolgende Explorationsaufgaben.
- Entwicklung eines robusten Verfahrens für die automatische Zerlegung der zum Aneurysma benachbarten Trägergefäße.
- Entwicklung eines Verfahrens für die automatische, visuelle Repräsentation des Gefäßkontextes.
- Entwicklung einer interaktiven, kartenartigen Überblicksvisualisierung für das Auffinden und Selektieren von skalaren Flussinformationen auf der Aneurysmaoberfläche.
- Entwicklung eines Verfahrens für das automatische, oberflächennahe *seeding* von Strömungslinien und einer integrierten Nutzerschnittstelle, welche eine binäre Klassifizierung der repräsentierten Flussmuster unterstützt.
- Entwicklung eines Verfahrens, das ausgehend von spezifischen Landmarken die interaktive Exploration von Blutfluss im Trägergefäß, dem Aneurysma und dem Ostium unterstützt.

1.3 Aufbau der Arbeit

In den folgenden zwei Kapiteln werden die für das Verständnis notwendigen medizinischen und technischen Grundlagen beschrieben. Gleichzeitig werden generelle Vorverarbeitungsschritte in Bezug auf Segmentierung und Rekonstruktion näher erläutert. Darauf folgend werden erweiterte Vorverarbeitungsschritte, wie die Extraktion von Landmarken, behandelt. Der anatomisch orientierte Workflow sowie konkrete Verfahren der einzelnen Teilschritte bilden den dritten, zentralen Abschnitt der Arbeit. Abschließend werden die gewonnenen Erkenntnisse zusammengefasst und daraus resultierende, zukünftige Problemstellungen beschrieben.

- **Kapitel 2** liefert einen Überblick über die Entstehung von zerebralen Aneurysmen, deren Klassifikation sowie generelle Risiken. Des Weiteren werden bildgebende Verfahren und Therapiestrategien beschrieben. In diesem Zusammenhang werden die Bedeutung von Blutflussinformationen und die Möglichkeiten durch computergestützte Verfahren zur Exploration diskutiert.
- **Kapitel 3** beschreibt die für die Generierung von Aneurysma-Oberflächenmodellen und Blutflussdaten notwendigen Prozesse. Speziell wird eine Pipeline zur Segmentierung und Rekonstruktion von Aneurysmen aus kontrastverstärkten Schichtbildern beschrieben. Die aus Computational Fluid Dynamics (CFD)-Simulationen gewonnenen Blutflussdaten werden charakterisiert und Randbedingungen sowie generelle Voraussetzungen für die Simulation näher erläutert. Abschließend wird ein Überblick über Methoden zur Fluss- und Gefäßvisualisierung gegeben.

- **Kapitel 4** beschreibt die Extraktion von Landmarken auf Basis von Aneurysma-Oberflächenmodellen. Dies umfasst ein Verfahren für die automatische Extraktion des Aneurysma-Ostiums und ein Verfahren für die automatische Zerlegung der benachbarten Trägergefäße.
- **Kapitel 5** beschreibt die möglichen Zielstellungen bei der visuellen Exploration, woraus ein Konzept für einen generellen Workflow abgeleitet wird. Darauf folgend werden konkrete Verfahren für die jeweiligen Teilschritte des Workflows vorgestellt. Dies beinhaltet ein Verfahren für die automatische Visualisierung von kontextuell relevanten Gefäßen, zwei Verfahren für die Exploration wandnaher Flussinformationen und ein Verfahren für die Flussexploration auf Basis vorher extrahierter Landmarken.
- **Kapitel 6** beinhaltet die Zusammenfassung der Arbeit. Aus den Ergebnissen werden Empfehlungen abgeleitet und mögliche Aufgaben für zukünftige Arbeiten im Bereich der visuellen Exploration zerebraler Aneurysmen beschrieben.

Laut offizieller Zählung der WHO ist ein durch eine zerebrovaskuläre Erkrankung hervorgerufener Schlaganfall, mit einem Anteil von ca. 9%, die zweithäufigste Todesursache weltweit [152]. Während im Allgemeinen zerebrovaskuläre Erkrankungen vorrangig bei älteren Menschen (>65 Jahre) auftreten, stellen durch die Ruptur eines zerebralen Aneurysmas hervorgerufene Blutungen eine entscheidende Unterart dieses Krankheitsbildes dar. Zum einen betrifft sie im erhöhten Maße relativ junge Menschen (<65 Jahre) und zum anderen weist sie eine hohe Mortalitätsrate auf [179]. Die Prävalenz von zerebralen Aneurysmen in der Bevölkerung liegt im Mittel bei ca. 3% und bei Vorhandensein bestimmter Risikofaktoren, wie z.B. Bluthochdruck, familiärer Vorbelastung oder Zigarettenkonsum, entsprechend höher (bis zu 6%) [267] [27]. Neben den schwerwiegenden individuellen Folgen im Falle einer Ruptur stellt diese Erkrankung auch eine erhebliche gesamtgesellschaftliche Belastung dar. Nach aktuellen Erhebungen liegt die jährliche ökonomische Belastung in Deutschland bei ca. 437 Mio. Euro [59].

Obwohl potentielle Risikofaktoren statistisch nachweisbar sind, ist die genaue pathologische Ursache für die Entstehung eines Aneurysmas nur in speziellen Fällen, z.B. bei einem lokalen Trauma der Gefäßwand, bekannt [181]. Studien konnten eine Reihe von systematischen, entwicklungsbedingten und physikalischen Risikofaktoren identifizieren. Die Hämodynamik gilt dabei als wichtiger Faktor für die Entstehung und das Wachstum von zerebralen Aneurysmen (siehe Abschnitt 2.1). Letztendlich ist die physische Kraft des Blutflusses verantwortlich für die Aufweitung und die möglicherweise darauf folgende Ruptur eines Aneurysmas.

Um eine solche oftmals letale Ruptur zu vermeiden, sind, neben einer medikamentösen Behandlung zur Reduktion potentieller Risikofaktoren, chirurgische oder minimal-invasive Eingriffe die beiden üblichen Therapiemöglichkeiten. Beide zielen darauf ab, den originalen Gefäßverlauf wiederherzustellen und die weitere Durchströmung des Aneurysmas zu unterbinden. Allerdings birgt die Therapie selbst das Risiko, Komplikation oder sogar eine Ruptur zu verursachen (siehe Abschnitt 2.2.2.3). In einigen Fällen kann dieses Risiko das eigentliche Rupturrisiko des unbehandelten Aneurysmas übersteigen [230].

Trotzdem steigt die Anzahl an Eingriffen, wobei ein deutlicher Trend in Richtung minimal-invasiver Therapie zu verzeichnen ist [96]. Eine Ursache dafür ist die vermehrte, zufällige Detektion asymptomatischer Aneurysmen durch verbesserte Bildgebungsmethoden und die erhöhte Anzahl an durchgeführten Scans. Gerade bei der minimal-invasiven Therapie spielen angiographische Bildgebungsverfahren eine zentrale Rolle (siehe Abschnitt 2.2).

Aus diesem Spannungsfeld zwischen vermehrter Detektion unauffälliger Aneurysmen mit einem potentiellen Rupturrisiko und der ebenfalls risikobehafteten Therapie ergibt sich die Notwendigkeit einer differenzierten Therapieplanung und Risikoabschätzung. Zu diesem Zweck und auch um ein besseres Verständnis für die hämodynamischen Ursachen der Aneurysma-Entstehung zu entwickeln, kommen komplexe

Mess- und Simulationsmethoden zum Einsatz (siehe Abschnitt 2.3.1). Die visuelle Exploration ist in diesem Zusammenhang ein wichtiger Teilschritt, um die komplexe Zusammenhänge zu erfassen.

2.1 Zerebrale Aneurysmen

Eine lokale Aufweitung eines arteriellen Gefäßes deren Durchmesser das 1,5-fache des durchschnittlichen Gefäßdurchmessers überschreitet wird im Allgemeinen als Aneurysma bezeichnet [181]. Dabei wird zwischen sogenannten echten (*Aneurysma verum*) und falschen (*Aneurysma spurium*) Aneurysmen unterschieden. Bei einem echten Aneurysma, sind alle drei Gefäßschichten, die *Intima* (innerste Schicht mit Endothelzellen), die *Media* (mittlere, muskuläre Schicht) und die *Adventitia* (äußere Bindegewebsschicht) von der Aufweitung betroffen. Falsche Aneurysmen weisen eine ähnliche Form auf, entstehen aber durch eine punktuelle Verletzung der Gefäßwand. Das austretende Blut wird vom umgebenden Bindegewebe zurückgehalten. Somit ist das Aneurysma nicht von einer Gefäßwand, sondern von einer Bindegewebsschicht umgeben. Alle folgenden Ausführungen beziehen sich auf echte, zerebrale Aneurysmen.

2.1.1 Lokalisation und Morphologie

Um ein Aneurysma zu klassifizieren und daraus folgend eine passende Therapiestrategie zu entwickeln, werden die Lage des Aneurysmas im zerebralen Gefäßsystem und die lokale Beschreibung der Größe und Form eines Aneurysmas genutzt.

2.1.1.1 Lokalisation

Zerebrale Aneurysmen treten häufig an arteriellen Verzweigungen im Bereich der Hirnbasis auf. Sie können direkt am *Circulus Willisii*, einem dort lokalisierten arteriellen Gefäßring, oder benachbarten Verzweigungen vorliegen [260]. Den jeweiligen abzweigenden Arterien sowie den Abschnitten des *Circulus Willisii* lassen sich verschiedene Wahrscheinlichkeiten für das Auftreten von Aneurysmen zuordnen (siehe Abb. 1). Eine 83 Studien und über 90000 Patienten umfassende Meta-Studie hat ergeben, dass Aneurysmen sehr häufig an der *Arteria cerebri media* (35 %) sowie an den *Arteria communicans anterior/posterior* (32 %) entstehen [267]. Des Weiteren konnte ein statistischer Zusammenhang zwischen der Lokalisation eines Aneurysmas und dessen vermuteten Rupturrisikos nachgewiesen werden [272]. So tendieren beispielsweise schon kleine Aneurysmen der *Arteria cerebri media* zu einer Ruptur, haben aber immer noch ein geringeres Rupturrisiko als die seltener auftretenden Aneurysmen (7 %) an der in den *Circulus Willisii* mündenden Verzweigung der *Arteria basilaris*.

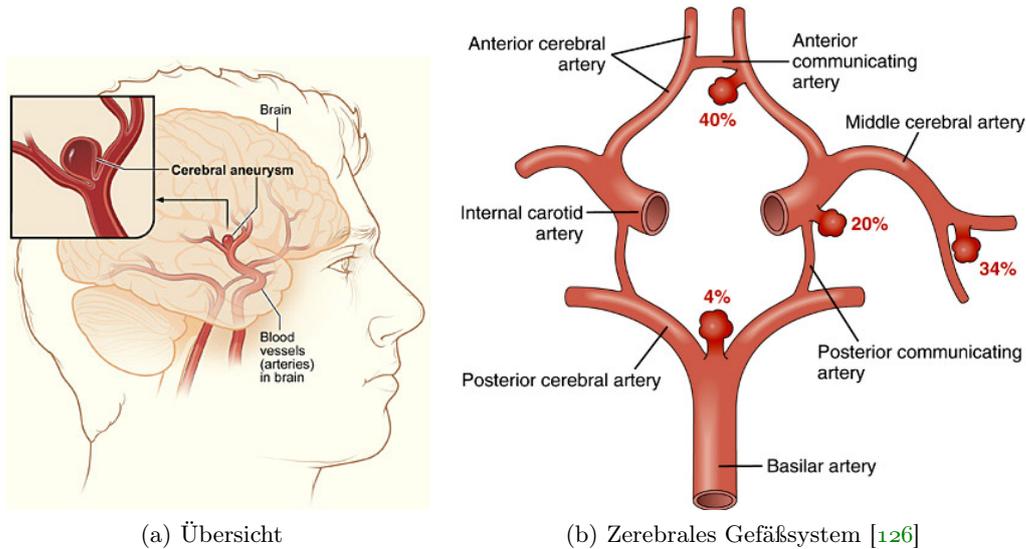


Abbildung 1: Zerebrale Aneurysmen: Übersicht und Häufigkeit des Auftretens im Umfeld des *Circulus Willisii*. (a - National Institutes of Health / public domain)

2.1.1.2 Generelle Form und Aufbau

Abgesehen von der Lokalisation werden im klinischen Alltag vor allem lokale Formbeschreibungen genutzt, um ein Aneurysma zu klassifizieren und die Rupturwahrscheinlichkeit abzuleiten. Für die Klassifikation wird die generelle Form herangezogen, während für die Quantifizierung der Aneurysmaform (*Morphometrie*) Größe, verschiedene Durchmesser und Flächenverhältnisse herangezogen werden.

Bezogen auf die grundsätzliche Form unterscheidet man zwischen einem fusiformen oder einem sakkulären Aneurysma [283]. Bei den selten auftretenden, fusiformen Aneurysmen ($< 1\%$) ist in einem lokalen Bereich der gesamte Umfang des Gefäßes von der Aufweitung betroffen. Die typischen sakkulären Aneurysmen weisen im Vergleich dazu einen eindeutigeren Formverlauf auf. Sie lassen sich als mehr oder weniger kugelige Ausstülpung an einer Seite des betroffenen Gefäßes beschreiben.

Ein sakkuläres Aneurysma wird in zwei generelle Bereiche eingeteilt: den Aneurysma-Hals und den Aneurysma-Dom (siehe Abb. 2) [113]. Der Hals beschreibt den Bereich, an dem das Aneurysma aus dem Gefäß austritt. Ein zusätzlicher geometrischer Parameter ist in diesem Zusammenhang das Ostium [106]. Es handelt sich dabei um die gebogene Fläche des Aneurysma-Austrittsbereiches und ist ein Deskriptor für die räumliche Trennung zwischen erkrankter (Aneurysma) und gesunder (Trägergefäß) Gefäßmorphologie. Der Dom umfasst den mehr oder weniger ellipsoid geformten Körper des Aneurysmas.

Abhängig von der Inhomogenität der Gefäßwand und eventuell um das Aneurysma befindlichen, stabilen Strukturen, kann die Form jedoch stark variieren. Lokale Auswölbungen auf dem Dom werden Blebs bzw. Tochter-Aneurysmen genannt (siehe Abb. 2b) [157] [35]. Ausgehend von diesen Variationen können sakkuläre Aneurysmen drei grundsätzlichen Form-Klassen zugeordnet werden: rund, hantelförmig oder multilobular (mit vielen Auswölbungen) [255]. Oft wird auch nur grob in uni- und multilobulare Aneurysmen unterschieden [84].

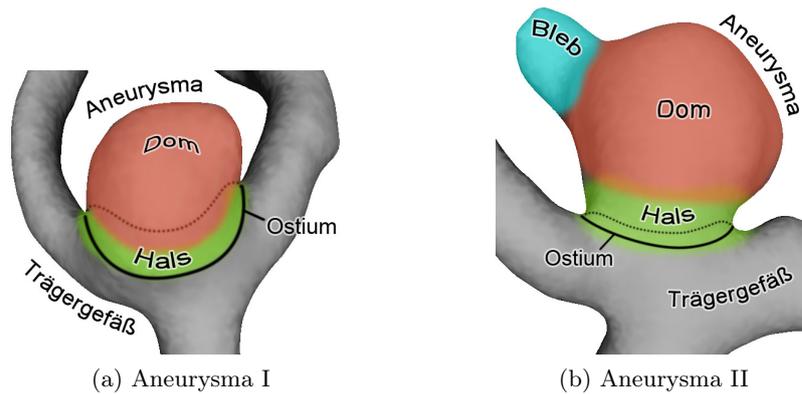


Abbildung 2: Beispiele für den Aneurysma-Aufbau: ein kleines, breitbasiges, unilobuläres, sakkuläres Aneurysma an einer Bifurkation (a) und ein großes, normalbasiges, multilobuläres, sakkuläres Aneurysma an einer Bifurkation (b).

2.1.1.3 Größenklassifikation

Anhand statistischer Erhebungen wird versucht, einen Zusammenhang zwischen Morphologie und Rupturrisiko herzustellen. Die Gesamtgröße des Aneurysmas ist dabei ein zentraler Parameter. Für die Quantifizierung wird der maximale, orthogonale Abstand zwischen Ostium-Ebene und Aneurysma-Wand verwendet [202]. Er beschreibt somit die Höhe des Aneurysmas, wenn man den Austrittsbereich aus dem Trägergefäß als Grundfläche annimmt.

Man unterscheidet zwischen kleinen ($< 15\text{mm}$), großen ($15 - 25\text{mm}$), Riesen- ($25 - 50\text{mm}$) und Superriesenaneurysmen ($> 50\text{mm}$). Langzeitstudien an Patienten mit nicht-rupturierten Aneurysmen belegen eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für die Ruptur großer Aneurysmen mit einem mittleren Durchmesser von $21,3\text{mm}$ [278]. Allerdings haben operative Eingriffe an rupturierten Aneurysmen ebenfalls gezeigt, dass oft kleine Aneurysmen betroffen sind [57]. Diese Diskrepanz lässt sich nicht immer durch den Blutverlust während der Ruptur erklären, da sich in vielen Fällen die Rupturstelle wieder verschließt und sich das Aneurysma-Lumen erneut mit Blut füllt.

2.1.1.4 Morphometrische Formbeschreibung

Die Größenbestimmung auf Basis eines einzelnen Abstands beschreibt die Form des Aneurysmas nur sehr grob. Um eine differenzierte Klassifizierung und eine genauere, geometriebasierte Risikoabschätzung zu ermöglichen, stehen weitere formbeschreibende Parameter zur Verfügung. Einige dieser Parameter weisen außerdem eine stärkere statistische Korrelation mit dem Rupturrisiko auf als die alleinige Betrachtung der Aneurysma-Größe [57].

Ein sehr häufig untersuchter Parameter ist das *Aspect Ratio*. Es beschreibt das Verhältnis zwischen der Halsbreite und der Größe bzw. Höhe des Aneurysmas. Ein im Vergleich zu seiner Halsbreite sehr hohes Aneurysma steht im Verdacht, ein erhöhtes Rupturrisiko zu besitzen [273]. Ebenso wie die Größe, handelt es sich beim *Aspect Ratio* um einen niedrigdimensionalen Parameter, welcher aus zweidimensionalen, angiographischen Aufnahmen gewonnen wird. Aneurysmen sind oft unsym-

metrisch geformt, was, abhängig von der Projektionsrichtung, zu unterschiedlichen Klassifikationen führen kann [145].

Um dieses Problem zu adressieren, wurden zusätzliche, dreidimensionale Formbeschreibungen eingeführt. Der *Undulation Index* beschreibt die Glattheit der Aneurysma-Wand im Hinblick auf Tochteraneurysmen. Dazu wird das Verhältnis aus dem Volumen des Aneurysma-Doms und dem Volumen der konvexen Hülle des Aneurysma-Doms gebildet. Es wird vermutet, dass ein Zusammenhang zwischen einem erhöhten Rupturrisiko und einer stark variablen Oberfläche mit vielen bzw. großen Tochteraneurysmen besteht [35].

Die dreidimensionale Elongation des Aneurysmas wird mithilfe des *Ellipticity Index* bzw. *Nonsphericity Index* beschrieben. Dazu wird die Flächenabweichung zwischen der konvexen Hülle bzw. der originalen Aneurysma-Wand und einer perfekten Halbkugel ermittelt. In einer Studie wurde gezeigt, dass beide Parameter eine statistisch signifikante Differenzierung zwischen rupturierten und nicht-rupturierten Aneurysmen zulassen [202].

Neuere morphometrische Methoden nutzen nicht nur 2D- und 3D-Formbeschreibungen, sondern beziehen auch noch zusätzlich das betroffene Trägergefäß mit ein [57]. Das *Size Ratio* beschreibt das Verhältnis zwischen Aneurysmagröße und Durchmesser des Trägergefäßes. Die Parameter *Aneurysm Angle* und *Vessel Angle* spiegeln die Neigung des Aneurysmas zum Ostium bzw. zum Trägergefäß wider.

Diese, das Trägergefäß einbeziehenden, Parameter gelten als vielversprechende Indikatoren für die geometrische Abschätzung des Rupturrisikos [202]. So wurde z.B. bei Aneurysmen mit einer stärkeren Neigung ein höheres Rupturrisiko nachgewiesen. Eine mögliche Erklärung ist, dass durch die Neigung in Richtung des Blutflusses das Blut mit höherer Geschwindigkeit in das Aneurysma einströmt, was zu einer verstärkten Belastung der Aneurysma-Wand führt.

Dies zeigt den starken Zusammenhang zwischen der Form eines Aneurysmas und den internen dynamischen Prozessen. Der Blutfluss, die physikalische Kraft die letztendlich die Ruptur herbeiführt, beeinflusst die Form des Aneurysmas und wird gleichzeitig von ihr beeinflusst. Lokale Auswölbungen auf dem Aneurysma können auch das Ergebnis mikrobiologischer Prozesse in der Gefäßwand sein. Die Form des Aneurysmas ist somit ein Indikator für verschiedene Risikofaktoren.

2.1.2 Risikofaktoren

Risikofaktoren, welche die Entstehung und das Wachstum von zerebralen Aneurysmen begünstigen, lassen sich in drei Klassen einteilen: *systematische Ursache* wie Umweltbelastungen oder genetische Prävalenz, *entwicklungsbedingte Ursachen* und *anatomische und hämodynamische Ursachen*.

2.1.2.1 Systematische Faktoren

Unter systematischen Ursachen werden Faktoren zusammengefasst, die durch andauernde äußere oder innere Belastungen eine Schwächung der Gefäßwand und letztendlich die Entstehung eines Aneurysmas zur Folge haben können. Typische äußere, oder auch umweltbedingte, Ursachen sind dabei z.B. bluthochdruckfördernde Medikation sowie Nikotin- und Alkoholkonsum [181]. Vor allem Zigarettenrauch steht im Verdacht, entzündliche Prozesse zu induzieren, welche die Bildung von Aneurysmen fördert [45]. Grundsätzlich gelten entzündliche Prozesse als systematischer Risikofaktor. Ein Beispiel dafür ist die Entstehung eines Aneurysmas in der Nähe einer bakteriellen Sepsis, die im Vorverlauf zu einer Degeneration oder fokalen Erosion der Arterienwand geführt hat [110].

Genetische Ursachen, wie die Mutation bestimmter Zelltypen oder eine genetisch vorgeprägte Anfälligkeit, sind weitere systematische Risikofaktoren. So wurde zum Beispiel ein Zusammenhang zwischen einer erblich bedingten polyzystischen Niere und der Bildung zerebraler Aneurysmen festgestellt. Es wird vermutet, dass die in diesem Zusammenhang auftretende, genetische Mutation des Kontraktionsapparates der glatten Aortenmuskulatur die Gefäßstabilität schwächt [220]. Auch die Möglichkeit angeborener Suszeptibilitätsgene ist gegeben. So haben direkte Angehörige von Aneurysma-Patienten ein höheres Risiko, selbst ein Aneurysma zu entwickeln [121]. Die genetischen Veränderungen können unter anderem die Entwicklungs- und Reparaturmechanismen der an der Gefäßinnenwand liegenden Endothelzellen beeinträchtigen [15].

2.1.2.2 Entwicklungsbedingte Faktoren

Auch wenn Aneurysmen bei vergleichsweise jungen Patienten auftreten, erhöht sich mit steigendem Alter die Wahrscheinlichkeit ein Aneurysma auszubilden [207]. Eine wichtige Rolle spielt dabei das Strukturprotein *Elastin*, eine zentrale Komponente hinsichtlich der Integrität und Funktionalität der arteriellen Gefäßwand [67]. Im Alter reduziert sich die Wirksamkeit des Protein, was zu einer Verringerung der Gefäßelastizität führt. Der Funktionalitätsverlust ist auf eine Fragmentierung und strukturelle Neuausrichtung des *Elastin* zurückzuführen. Neben seinen strukturellen Eigenschaften reguliert *Elastin* zusätzlich die Migration und Proliferation der glatten Aortenmuskulatur [181]. Eine reduzierte Funktionalität hat also generell eine Schwächung der strukturellen Integrität der Gefäßwand zur Folge.

2.1.2.3 Anatomische und hämodynamische Faktoren

Das dynamische Verhalten des Blutflusses hängt stark von der Gefäßanatomie ab [41]. Gleichzeitig interagiert das strömende Blut mit der Wand und beeinflusst diese. Somit lassen sich die beiden potentiellen Risikofaktoren, Anatomie und Hämodynamik, nicht getrennt voneinander betrachten. Ein in diesem Zusammenhang zentraler Flussparameter ist die *Wandschubspannung* (WSS), welche die Reibung des Blutes an der Gefäßwand beschreibt. In einem gesunden Gefäß ist die WSS ein wichtiger Regulator für die strukturelle Remodellierung. So kann eine chronisch erhöhte WSS zu einer gesteuerten Erweiterung und Wandverdickung eines Gefäßes führen, um die

WSS auf ein normales Level zu reduzieren [135]. Des Weiteren führt eine gleichmäßige, laminaire WSS zu einer spezifischen Genexpression der Endothelzellen, welche diese vor Apoptose (*programmierter Zelltod*), Entzündungen und Oxidationsprozessen schützt [270].

Es gibt jedoch anatomische Konfigurationen, die turbulenten Fluss und somit auch eine variable WSS begünstigen. Dies gilt für Gefäße mit einer hohen Krümmung und vor allem für Bifurkationen (*Gefäßaufzweigung*) [98]. Optimale Bifurkationen besitzen einen stumpfen Verzweigungswinkel und die Gesamtquerschnittsfläche der abzweigenden Gefäße ist höher als die des Eingangsgefäßes. Gerade im Bereich des *Circulus Willisii* treten Bifurkationen mit sehr spitzen Verzweigungswinkeln auf. Ein Beispiel hierfür ist die fast rechtwinkelige Verzweigung der *Arteria basilaris* [72]. Der sich daraus ergebende, konzentrierte Einstrom auf einen lokal begrenzten Bereich führt zu einer erhöhten physischen Belastung der Gefäßwand und kann eine destruktive Remodellierung und eine lokale Aufweitung der Wand zur Folge haben.

Allerdings sind auch mikrobiologische Prozesse an der Aufweitung beteiligt. Die durch die WSS regulierte strukturelle Remodellierung wird durch vasoaktive Substanzen wie Stickstoffmonoxid (*NO*) induziert. Die destruktive Remodellierung durch eine fokale Erhöhung der WSS ist auf eine lokal stark erhöhte *NO*-Produktion zurückzuführen [230]. Des Weiteren spielt aber auch die dynamische Charakteristik der WSS eine Rolle für den strukturellen Aufbau der Gefäßwand. Hohe, aber über die Zeit gleichmäßige, WSS sorgt dafür, dass die Endothelzellen sich dehnen und in Richtung des Flusses ausrichten, um der erhöhten physischen Belastung eine stärkere strukturelle Integrität entgegenzusetzen [54]. Niedrige, stark oszillierende, WSS hingegen führt zu irregulär geformten, inhomogen ausgerichteten Endothelzellen. Gerade an Bifurkationen kann die WSS aufgrund des turbulenten Flusses bei gleichzeitig starker physischer Belastung stark oszillieren.

Im Hinblick auf die Mechanismen, die für das Aneurysmawachstum verantwortlich sind, existieren aktuell zwei verschiedene Lehrmeinungen: die der niedrigen (*NF*) und die der hohen Flusskräfte (*HF*) [230]. Vertreter der HF-Theorie konzentrieren sich auf dieselben lokalen, destruktiven Prozesse, welche zur Entstehung des Aneurysmas geführt haben. Eine daraus resultierende Fehlfunktion der Endothelzellen führt zu einer stark erhöhten *NO*-Produktion. Diese wiederum initiiert weitere destruktive Prozesse, wie z.B. die Apoptose der glatten Aortenmuskulaturzellen [71]. Die dadurch strukturell geschwächte Gefäßwand kann dem Blutdruck nicht mehr ausreichend entgegenwirken, es kommt zu einer lokalen Aufweitung des Gefäßes und das Aneurysma wächst.

Die NF-Theorie stützt sich auf die Beobachtung, dass der wandnahe Blutfluss im Aneurysma-Dom stagniert. Diese Ansammlung von Blut hat eine Dysfunktion des *NO* zur Folge, da es normalerweise durch WSS-induzierte, mechanische Stimulanz aktiviert wird [230]. Es kommt zu einer Aggregation von roten Blutkörperchen, Blutplättchen und Leukozyten lagern sich an der Gefäßinnenwand an. Weiße Blutkörperchen dringen in die durch diesen Prozess geschädigte Gefäßwand ein und führen zu lokalen Entzündungsprozessen. Dies wurde bei pathologischen Untersuchungen beobachtet [52]. Die so geschwächte Gefäßwand wird durch den Blutdruck aufgeweitet und sukzessive dünner, bis es zu einer Ruptur des Aneurysmas kommt.

Die komplexe, auf genetischem, mikrobiologischem und physiologischem Level stattfindende Interaktion zwischen Blutfluss und Gefäßwand zeigt, welche zentrale Rolle der Blutfluss bei der Risikoabschätzung und Therapieplanung zerebraler Aneurysmen einnimmt. Gleichzeitig wird deutlich, dass noch nicht alle Zusammenhänge zwischen der Entstehung und Entwicklung von Aneurysmen und den anatomischen und hämodynamischen Ursachen vollständig bekannt sind.

2.2 Bildgebung in Diagnostik und Therapie

Neben der klassischen Diagnostik auf Basis äußerer Befunde und patientenseitiger Beschreibung der Symptome spielen bildgebende Systeme bei der Diagnose und Therapie von zerebralen Aneurysmen eine zentrale Rolle. Einige der dabei zum Einsatz kommenden Bildgebungsmethoden liefern die Datengrundlage für computergestützte Explorationsmethoden.

2.2.1 Diagnostik

Nicht-rupturierte zerebrale Aneurysmen sind weitestgehend unauffällig. Aufgrund der Raumforderung größerer Aneurysmen und dem damit verbundenen Kontakt zu benachbartem Nervengewebe kann es zu neurologischen Symptomen wie Störungen des visuellen Systems oder migräneartigen Kopfschmerzen kommen [203]. Oft werden die Aneurysmen bei solchen Symptomen nur zufällig diagnostiziert. Ein gezielter Verdacht auf ein Aneurysma liegt vor, wenn Patienten Symptome einer Subarachnoidalblutung (SAB) aufweisen. Eine nicht von einem Trauma herrührende SAB wird in 85 % aller Fälle durch die Ruptur eines zerebralen Aneurysmas verursacht [260].

2.2.1.1 Symptome der Subarachnoidalblutung

Im Falle einer SAB ist das arterielle Gefäß im Bereich des Aneurysmas aufgerissen und Blut fließt in den mit Hirnflüssigkeit gefüllten und von der Hirnhaut umschlossenen Hirnzwischenraum. Aufgrund der plötzlichen Raumforderung durch das einfließende Blut und der Unterversorgung bestimmter Hirnareale können sich schwerwiegende Symptome einstellen. Ausgehend davon wird der Schweregrad der SAB durch die *Hunt und Hess*-Skala bestimmt (siehe Tabelle 1) [44]. Schlagartig auftretende, ungewöhnlich starke Kopfschmerzen sind ein deutliches Indiz für eine SAB [276]. Ein steifer Nacken und Bewusstseinsstörungen bis hin zu komaartiger Bewusstlosigkeit [264] sowie Übelkeit und Krämpfe [140] sind, abhängig von der Schwere der Blutung, weitere Symptome.

Grad	Symptome	perioperative Mortalität
1	Asymptomatisch oder geringe Nacken- und Kopfschmerzen	0 - 5 %
2	Mäßige bis schwere Kopfschmerzen, Nackensteife, keine neurologischen Ausfälle, außer Hirnnervenlähmungen	1 - 10 %
3	Schläfrigkeit, Verwirrtheit oder leichte fokale Ausfälle	10 - 15 %
4	Stupor, mäßige bis schwere Hemiparese, evtl. Dezerebrationsstarre und vegetative Störungen	60 - 70 %
5	Tiefes Koma, Dezerebrationsstarre, moribundes Aussehen	70 - 100 %

Tabelle 1: SAB-Klassifikation nach Hunt und Hesse.

2.2.1.2 Computertomographie

Kommt ein Patient mit derartigen Symptomen in die Notaufnahme, muss sehr schnell abgeklärt werden, ob ein rupturiertes Aneurysma die Ursache ist, da nur durch eine zeitnahe Behandlung schwere neurologische Einschränkungen verhindert werden können. Eine Computertomographie (*CT*) ist die Standardprozedur, um eine Blutung nachzuweisen [20]. Der Patient wird durch eine um seine Längsachse rotierende Röntgenquelle bestrahlt und das Absorbtionspektrum durch einem gegenüberliegenden Sensor akquiriert. Aus diesen projektive Aufnahmen werden Schichtbilder errechnet (Radontransformation, gefilterte Rückprojektion), die aneinandergereiht eine dreidimensionale Abbildung des Körperinneren ermöglichen. Mittlerweile sind Schichtabstände von 0.3mm möglich, allerdings wird oft mit einer geringeren Auflösung gescannt ($> 1\text{mm}$), um die Strahlenexposition zu reduzieren. Dank des Einsatzes von Mehrzeilen-Scannern kann ein Kopf-CT in weniger als einer Minute angefertigt werden.

Je nach Gewebeart wird die Röntgenstrahlung unterschiedlich absorbiert. Dieses Absorptionsverhalten spiegelt sich in der Intensität der Voxel im dreidimensionalen Schichtbilddatensatz wider. Die Intensitätswerte sind normiert (*Hounsfield-Skala*) und vor allem dichte Strukturen wie z.B. Knochen weisen eine hohe Intensität auf. Trotzdem kann auch ohne den Einsatz von Kontrastmittel eine SAB anhand der Raumforderung durch das extravaskuläre Blut diagnostiziert werden. Dies ist allerdings auch davon abhängig, wie lang die SAB zurückliegt. Ist mehr als ein Tag vergangen, ist die Diagnose schwierig, da das Blut im Subarachnoidalraum schon zu Teilen abgebaut wurde. In solchen Fällen wird eine *Lumbalpunktion* durchgeführt. Dazu wird eine Nadel in den Schädelraum eingeführt, Hirnwasser entnommen und dieses auf Blutrückstände untersucht [260].

2.2.1.3 Magnetresonanztomographie

Aufgrund der längeren Aufnahmedauer wird die Magnetresonanztomographie (*MRT*) eher selten für die Diagnose einer SAB verwendet [256]. Da diese Art von Bildgebung auf dem Einsatz von Magnetfeldern beruht, kommt es zu keiner Strahlenexposition. Durch statische und hochfrequente Magnetfelder werden Atome ausgelenkt. Das Signal der sich daraus ergebenden, atomaren Präzessionsbewegung kann durch das Resonanzverhalten in einem statischen, inhomogenen Magnetfeld quantifiziert und einer Position zugeordnet werden. Für jede Gewebeart ist die Dauer der Rückausrichtung der Atome nach Abschaltung des anregenden Magnetfeldes charakteristisch. Allerdings ist dieses charakteristische Signal nicht absolut, wie etwa die Werte der Hounsfield-Skala beim CT, sondern abhängig von der verwendeten Magnetfeldstärke. Die Intensitätswerte der Voxel in MRT-Schichtbildern werden somit relativ zueinander interpretiert. Im Vergleich zu CT bietet MRT eine detailreichere Abbildung verschiedener Weichgewebe. Des Weiteren können durch spezielle Signalwichtungen und Sequenzen spezifische Bestandteile hervorgehoben werden. Die sogenannte T₂-Wichtung erlaubt z.B. die Abbildung von Flüssigkeiten. Dadurch kann im Falle einer SAB auch nach Tagen das Vorhandensein vom Blut nachgewiesen werden [160].

2.2.1.4 CT-Angiographie

Wurde durch die initiale Diagnostik eine SAB festgestellt, wird im Anschluss eine auf die Abbildung von Gefäßes spezialisierte Bildgebung, eine sogenannte *Angiographie*, durchgeführt. Dadurch soll der Verdacht auf ein rupturiertes Aneurysma bestätigt bzw. widerlegt werden und die Lage und Größe des potentiellen Aneurysmas bestimmt werden. Zu diesem Zweck werden die Gefäße hervorgehoben. Sehr oft wird eine CT-basierte Angiographie (*CTA*) durchgeführt. Dies liegt vor allem daran, dass sie direkt nach der initialen CT-Bildgebung durchgeführt werden kann [256]. Um die Gefäße hervorzuheben, wird dem Patienten Iod-haltiges Kontrastmittel gespritzt. Durch die hohe Röntgenabsorptionsrate des Kontrastmittels werden die Gefäße mit einer hohen Intensität dargestellt. Um den Gefäßverlauf besser sichtbar zu machen und um ein besseres Signal-Rauschen-Verhältnis zu erzielen, werde CTA-Schichtbilder oft in sogenannten *slabs* betrachtet. Ausgehend von der aktuell betrachteten Schicht werden einige vorhergehende und nachfolgende Schichten additiv hinzugefügt, wodurch anstelle des Gefäßquerschnitte der lokale Verlauf der Gefäße sichtbar wird.

2.2.1.5 MR-Angiographie

Eine MR-Angiographie (*MRA*) hat den Vorteil, dass keine Röntgenstrahlung und kein Kontrastmittel verwendet werden muss. Damit stellt die MRA eine Alternative für Patienten mit Kontrastmittelunverträglichkeit dar. Durch die Strömung des Blutes ermöglicht die für bewegliche Flüssigkeiten sensitive *Time-of-Flight*-Sequenz (*ToF*) die Abbildung von Gefäßen und potentiell vorhandenen Aneurysmen [164]. Auch wenn keine genormten Bildintensitäten vorliegen und Inhomogenitäten im Magnetfeld zu ungleichmäßigem Bildkontrast führen kann, ist die Abbildungsgenauigkeit einer MRA mit der einer CTA vergleichbar [193]. Ein großer Nachteil ist die Akquisitionsdauer einer MR-Aufnahme. Je nach Größe des Aufnahmebereiches dau-

ert er mehrere Minuten. Für Patienten, die aufgrund von Schmerzen unruhig oder auf mechanische Beatmung angewiesen sind, ist die MRA somit ungeeignet. Die Patientenbewegung während der Akquise würde zu Bildartefakten führen. Deswegen wird die MRA eher bei der Untersuchung von asymptomatischen Patienten mit erhöhtem Aneurysma-Risiko verwendet [260].

2.2.2 Therapie

Die größte Gefahr für Patienten mit einer SAB ist eine *Rezidivblutung*. Eine solche Blutung tritt bei ca. 15 % aller Patienten innerhalb von Stunden nach der initialen SAB auf und ist in vielen Fällen schwerer als die vorangegangene Blutung [186]. Bis zu 80 % der Patienten, die eine Rezidivblutung erleiden, sterben oder erleiden schwere neurologische Einschränkungen [211]. Dies verdeutlicht die Dringlichkeit einer Intervention, sobald eine durch ein Aneurysma verursachte SAB diagnostiziert wurde. Das grundlegende Ziel der Aneurysma-Therapie ist es, die Durchströmung des Aneurysmas zu unterbinden, indem es vom vaskulären System abgetrennt und so der originale Blutstrom rekonstruiert wird. Dies kann auf zwei Arten geschehen: durch chirurgisches *Clipping* oder minimal-invasives *Coiling*.

2.2.2.1 Neurochirurgisches Clipping

In den letzten Jahrzehnten war das chirurgische Clipping die Standardprozedur bei der Aneurysma-Therapie [259]. Bei diesem Eingriff wird eine selbstschließende Metallklammer am Hals des Aneurysmas fixiert und das Aneurysma so vom Blutkreislauf abgetrennt. Um die Klammer platzieren zu können, muss eine Öffnung im Schädel des Patienten geschaffen werden (*Kraniotomie*). Dann wird die Hirnhaut (*Dura mater*) geöffnet und aufgefaltet. Durch am Gehirn angebrachte Retraktoren wird ein Zugangskanal zum zerebralen Gefäßsystem geschaffen. Ist das Aneurysma lokalisiert, wird es von eventuell vorhandenem Bindegewebe gelöst und freigelegt, um einen ungehinderten Zugang zum Aneurysma-Hals zu erhalten. Je nach Sachverhalt kann die Blutversorgung des betroffenen Gefäßes vor der Platzierung des eigentlichen Clips durch einen temporären Clip kurzzeitig unterbrochen werden. Des Weiteren muss der Chirurg darauf achten, bei der Platzierung des Clips keine in der Nähe des Aneurysma-Halses abgehenden Gefäße abzuklemmen, da er sonst eine *Ischämie* (Durchblutungsausfall) riskiert. Eine ungünstige Gefäßkonfiguration kann somit dazu führen, dass ein operativer Eingriff nicht durchgeführt werden kann. Weitere Gründe sind ein zu großer oder unzureichend ausgeprägter Aneurysma-Hals oder auch eine chirurgisch nicht erreichbare Position des Aneurysmas, z.B. in der Nähe des Hirnstamms [61].

2.2.2.2 Endovaskuläres Coiling

In letzter Zeit wird eine Mehrzahl der Eingriffe minimal-invasiv durchgeführt. Dazu werden kleine, komprimierte Platinspiralen, sogenannte *Guglielmi Detachable Coils*, über einen Mikrokatheter in das Aneurysma eingebracht [266]. Die Belastung und das Infektrisiko für den Patienten sind im Vergleich zur chirurgischen Therapie geringer, da der Mikrokatheter durch eine nur kleine Öffnung in der Oberschenkelarterie (*Arteria femoralis*) eingeführt wird. Die abgesetzten Coils entfalten sich und füllen so das Lumen des Aneurysmas. Die Menge der eingesetzten Coils richtet sich nach der Größe des Aneurysmas. Wurde eine ausreichende Packungsdichte ($> 20\%$) erreicht, stagniert der Blutfluss im Aneurysma und es kommt zu einer Thrombusbildung [107]. Dieser Prozess des gezielten Gefäßverschlusses wird *Embolisation* genannt. Bei einem optimalen Therapieverlauf bleibt dieser Zustand bestehen und das Risiko einer Ruptur ist stark gesenkt. Mittlerweile werden auch beschichtete, bioaktive Coils verwendet, um den Embolisationsprozess zu unterstützen und das Risiko einer späteren Ruptur zu minimieren [277]. Ist der Hals sehr breit und schwach ausgebildet, können Coils aus dem Aneurysma in das Trägergefäß gelangen. Die mögliche Folge wäre Ischämie aufgrund einer Thrombusbildung im zerebralen Gefäßsystem.

In solchen Fällen kann ein weiterer Mikrokatheter genutzt werden, um einen Ballon unter das Aneurysma zu bringen, diesen zu aufzupumpen und so eine bessere Verdichtung der Coils und eine verstärkte Blutstagnation zu erreichen [192]. Der Ballon verschließt das Trägergefäß und kann somit nur temporär genutzt werden. Ist eine dauerhafte Unterstützung der Coils notwendig, wird ein *Stent*, ein entfaltbarer Gitterzylinder, unter dem Aneurysma platziert und so die Coils am Herausfallen gehindert [189]. Der Stent wird ebenfalls über einen Katheter unter das Aneurysma herangeführt und dann, z.B. mithilfe eines innenliegenden Ballons, aufgefaltet, bis er Kontakt mit den umliegenden Gefäßwänden hat. Durch seine Bauweise lässt er sich leicht auffalten aber nur schwer wieder komprimieren. In manchen Fällen wird der Stent auch vor dem Coiling platziert oder es werden nach dem Stenting noch zusätzliche Coils in das Aneurysma eingebracht [16]. Neue Behandlungsformen verzichten vollständig auf Coils, stattdessen kommen nur engmaschige Stents, sogenannte *Flow Diverter* zum Einsatz [279]. Durch sie kann das Blut nur noch sehr langsam in das Aneurysma einfließen. So kann eine Thrombose ohne die Einbringung von Material in das Aneurysma erreicht werden. Vor allem für sehr große Aneurysmen, die nicht mit Coils aufgefüllt werden können, stellen Flow Diverter eine sinnvolle Alternative dar.

2.2.2.3 Vergleich und Komplikationen

Nach einer 2143 Patienten umfassenden Studie (*ISAT - International Subarachnoid Aneurysm Trial*) ist das Risiko eines negativen Therapieverlaufs (Tod, Behinderung) bei einer minimal-invasiven Therapie um ca. 7 % geringer als bei einem chirurgischen Eingriff (Anteil der Negativverläufe - chirurgisch: 30,9 % , minimal invasiv: 23,5 %) [163]. Allerdings kann die minimal-invasive die chirurgische Therapie noch nicht vollständig ersetzen. Beispielsweise erlauben bestimmte anatomische Konfigurationen, wie z.B. bei Aneurysmen der mittleren Gehirnschlagader mit vielen Gefäßen die im Halsbereich abgehen, keine Platzierung von Coils [260]. Außerdem muss in Be-

tracht gezogen werden, dass es sich bei der minimal invasiven Aneurysma-Therapie um einen sehr schwierigen Eingriff handelt. Der Erfolg einer Therapie ist somit maßgeblich von der Erfahrung und den generellen Fähigkeiten des behandelnden Neuroradiologen abhängig.

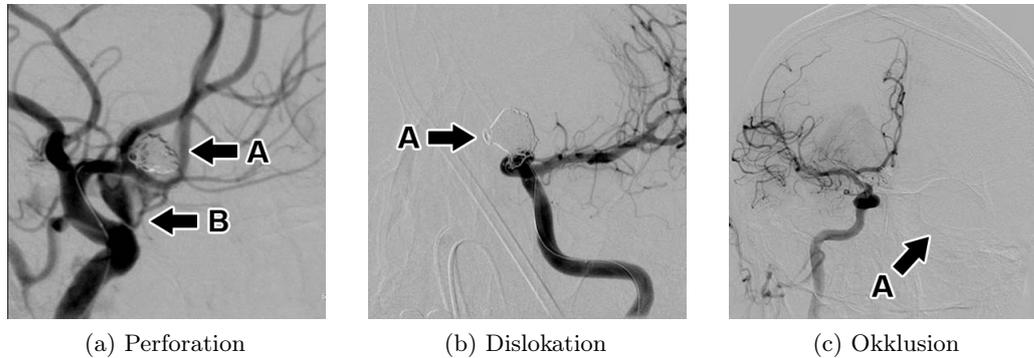


Abbildung 3: Komplikationen bei intravaskulärer Behandlung (DSA-Bildgebung): Die Kontrastmittelfahne (B) zeigt, das Blut aus dem Aneurysma austritt, nachdem der Coil (A) die Aneurysma-Wand durchstoßen hat (a). Durch Abstoßungsprozess kann der Coil (A) aus dem Gefäßinneren heraus transportiert werden (b). Durch Coils oder Stents können benachbarte Gefäße (A) verschlossen werden, so dass durch sie keine Blutversorgung mehr möglich ist (c).

Bei beiden Therapieformen können Komplikationen auftreten. Bei der Einbringung der Coils kann das Aneurysma versehentlich perforiert und so eine Blutung verursacht werden (siehe Abb. 3a) [50]. Eine Reizung oder Verletzung des Blutgefäßes kann zum Vasospasmus, einer krampfartigen Verengung der Gefäße, und somit zu einer Ischämie führen [93]. Die Rekanalisierung, die teilweise Neudurchblutung des Aneurysmas, ist ein weiteres typisches Problem [168]. Beim Clipping ist die Ursache dafür oft ein Verrutschen des Clips, während beim Coiling eine unerwünschte Verdichtung der Coils oder deren Migration durch körpereigene Abwehrprozesse auftreten können (siehe Abb. 3b) [7]. Um diese Probleme zu minimieren und die bestmögliche Therapie auswählen und planen zu können, wird auf invasive, angiographische Bildgebung zurückgegriffen.

2.2.2.4 Digitale Subtraktionsangiographie

Während die diagnostische Bildgebung mit CT und MRT vorrangig für die Feststellung einer Blutung und Lokalisation eines Aneurysmas genutzt wird, zielt die therapeutische Bildgebung vor allem auf eine detaillierte Untersuchung der anatomischen Konfiguration ab [260]. Den aktuellen Goldstandard stellt die *Digitale Subtraktionsangiographie* (DSA) dar. Sie basiert auf Röntgenstrahlung und ermöglicht zeitlich und räumlich hochaufgelöste, projektive 2D-Bilder des Gefäßsystems [26]. Es werden aufeinanderfolgend Bilder mit und ohne Kontrastmittel aufgenommen. Durch die Subtraktion beider Bilder sind nur noch die mit Kontrastmittel durchströmten Gefäße sichtbar (siehe Abb. 3). Es handelt sich um invasive Bildgebung, da das meist jodhaltige Kontrastmittel über einen Katheter konzentriert im Bereich des Aneurysmas freigesetzt wird. DSA-Systeme nutzen einen sogenannten C-Bogen, an

dem die Röntgenquelle und gegenüberliegend der Sensor angebracht sind [187]. Der Bogen kann mit einem gewissen Freiheitsgrad um den Kopf des Patienten rotiert werden, um einen freien Blick auf das Aneurysma zu ermöglichen.

Bei der endovaskulären Therapie wird die DSA intraoperativ verwendet [56]. Durch kontinuierliche, schwach dosierte Aufnahmen ist der Neuroradiologe in der Lage, die Position des röntgendichten Katheters oder die Packungsdichte der Coils im Aneurysma abzuschätzen. Zusätzlich kann durch die Echtzeitabbildung der Kontrastmittelverteilung der aktuelle Durchspülungsgrad des Aneurysmas festgestellt werden. Um einen besseren räumlichen Eindruck zu erhalten, wird bei der intraoperativen DSA ein biplanares Setup, mit zwei orthogonal zueinander ausgerichteten Röntgenquellen und Sensoren, verwendet [226]. Trotzdem kann die projektive 2D-Bildgebung die komplexe räumliche 3D-Struktur des zerebralen Gefäßsystems nur unvollständig abbilden. Häufige Probleme sind die gegenseitige Überlagerung von Gefäßen, eine falsch eingeschätzte Aneurysmaform aufgrund ungünstig gewählter Blickwinkel oder das Übersehen zusätzlicher, sehr kleiner Aneurysmen [263].

2.2.2.5 3D-Rotationsangiographie

Die *3D-Rotationsangiographie* (3DRA) nutzt das Hardwaresetup einer klassischen DSA um das Aneurysma dreidimensional zu akquirieren. Dazu wird der C-Bogen einmal um den Patienten rotiert ($200^\circ - 360^\circ$). Dieser Prozess dauert wenige Sekunden. Aus den aufgenommenen Projektionsbildern werden, vergleichbar mit dem Verfahren bei der CT-Rekonstruktion, Schichtbilder des entsprechenden Körperbereichs berechnet. Diese können nun für eine schichtweise, tomographische Inspektion aus verschiedenen orthogonal zueinander stehenden Richtungen (transversal, sagittal, frontal) genutzt werden.

Eine weitere Möglichkeit ist die volumetrische Darstellung, indem den Voxeln des Schichtdatensatzes entsprechend ihrer Röntgenabsorption Transparenz und Farbe zugeordnet werden. Durch direktes Volumenrendering lassen sich frei transformierbare 3D-Abbildungen des Aneurysmas und benachbarter Gefäße erzeugen. Dadurch kann die morphologische Charakteristik des Aneurysmas einfacher erfasst werden. Außerdem ermöglicht die freie Wahl des Blickwinkels, kleine, durch benachbarte Gefäße verdeckte Aneurysmen aufzufinden [263]. Durch die hohe Ortsauflösung (ca. 0.5mm) ist die 3DRA auch moderneren nicht-invasiven Bildgebungsverfahren (z.B. Mehrzeilen-CT) immer noch überlegen [154].

Trotz der Vorteile der 3D-Darstellung des Aneurysmas, wird sie begleitend zur klassischen DSA eingesetzt, ersetzt diese aber nicht. Ein Grund dafür sind Abbildungsartefakte, die beim Rekonstruieren der Schichtbilder entstehen. War das Aneurysma zum Zeitpunkt der Aufnahme nicht vollständig oder nur schwach mit Kontrastmittel durchspült, wird es auch in der 3DRA nicht vollständig abgebildet [62]. Des Weiteren kann auch die morphologische Quantifizierung auf Basis der 3DRA problematisch sein. Aufgrund ungünstig gewählter Darstellungsparametern und Rekonstruktionsartefakten kann z.B. der Aneurysma-Hals breiter erscheinen, als er sich in der DSA darstellt [222].

2.3 Zerebraler Blutfluss in der medizinischen Forschung

Die häufige Ruptur kleiner, unauffälliger Aneurysmen zeigt, dass die aus der Bildgebung gewonnenen, geometrischen Informationen keine vollständige Risikoabschätzung erlauben [57]. Der Blutfluss ist ein zentraler, dynamischer Risikofaktor, sowohl für die Entstehung, als auch das Wachstum und letztendlich die Ruptur eines Aneurysmas. Das Einbeziehen hämodynamischer Informationen kann somit zu einer genaueren Abschätzung des Rupturrisikos und einem besseren Verständnis für die Entstehungs- und Wachstumsprozesse von Aneurysmen führen. Auch die Entwicklung risikoreduzierter oder gänzlich neuer Therapiestrategien kann unterstützt werden.

Allerdings ist die Bearbeitung dieser medizinischen Fragestellungen noch nicht Teil klinischer Routine sondern vorrangig im Bereich der Forschung anzusiedeln. Dies liegt vor allem daran, dass die Akquise von Blutflussdaten derzeit ein komplexes und zeitaufwändiges Unterfangen darstellt. Es ist jedoch davon auszugehen, dass die dabei gewonnenen Erkenntnisse im Laufe der nächsten Jahre sukzessive in praktikable Methoden für den Einsatz in der klinischen Diagnostik und Therapie überführt werden können.

2.3.1 Datengewinnung

Die Möglichkeiten der Blutflussakquise lassen sich wie folgt klassifizieren: direkte Methoden auf Basis von Bildgebung, experimentelle Verfahren auf Basis von Phantomen und computergestützte Simulationen auf Basis mathematischer Blutflussmodelle.

2.3.1.1 Akquise durch Bildgebung

DSA Kontrastmittelausbreitung: Durch die hohe zeitliche Auflösung der DSA ist es möglich, die Verteilung eines Kontrastmittel-Bolus direkt zu verfolgen (siehe Abb. 4a). Neben der qualitativen Entscheidung, ob eine Therapie erfolgreich war, kann die Ausbreitung des Kontrastmittels auch für die Quantifizierung der Hämodynamik genutzt werden [17]. Da die DSA im Rahmen der Therapie durchgeführt wird, wäre dies eine sehr praktikable Art, Blutflussinformationen in die Therapieplanung einfließen zu lassen. Allerdings liefert eine DSA nur zweidimensionale Bilder des sich ausbreitenden Kontrastmittels. Die direkt aus den Bilddaten ableitbare Flussgeschwindigkeit ist somit abhängig von der Ausrichtung des Gefäßes im Bezug zum Sensor. Neben diesem perspektivischen Artefakt können auch sich überlagernde Gefäße zu Mehrdeutigkeiten bei der Quantifizierung führen. Um dies auszugleichen, wird eine 3DRA durchgeführt, welche eine dreidimensionale Repräsentation der Gefäße liefert. Auf diese Repräsentation wird ein physikalisches Modell der Kontrastmittelverteilung im Blutstrom angewendet, dessen Parameter iterativ angepasst werden, bis die modellierte Verteilung den Beobachtungen in der DSA entspricht [268]. So lassen sich Volumenstrom und Blutdruckkurven ermitteln, eine detaillierte Abbildung lokaler Geschwindigkeitsverteilungen, z.B. im Aneurysma, ist allerdings nicht möglich.

Transkranielle Dopplersonographie: Eine nicht-invasive Möglichkeit, Blutparame-

ter zu erfassen, ist die *transkranielle Dopplersonographie* (TDS) [1]. Durch die dünnwandigen Bereiche des Schädels (z.B. Schläfenbereich) wird ein Ultraschallsignal gesendet. Die Bewegung des Blutes verursacht eine Phasenverschiebung des rückkehrenden Signals, aus der sich allerdings nur bei bekanntem Gefäßdurchmesser die Flussgeschwindigkeit berechnen lässt. Ähnlich wie bei der DSA-basierten Flussmessung, lassen sich so globale Flussparameter in größeren Gefäßen ermitteln. Deswegen ist die TDS vorrangig für die Detektion von Aneurysmen und weniger für die Untersuchung der Hämodynamik im Aneurysma geeignet [12].

Zeitaufgelöstes Phasenkontrast-MRT: Da es auf den Prinzipien der MRT-Bild-

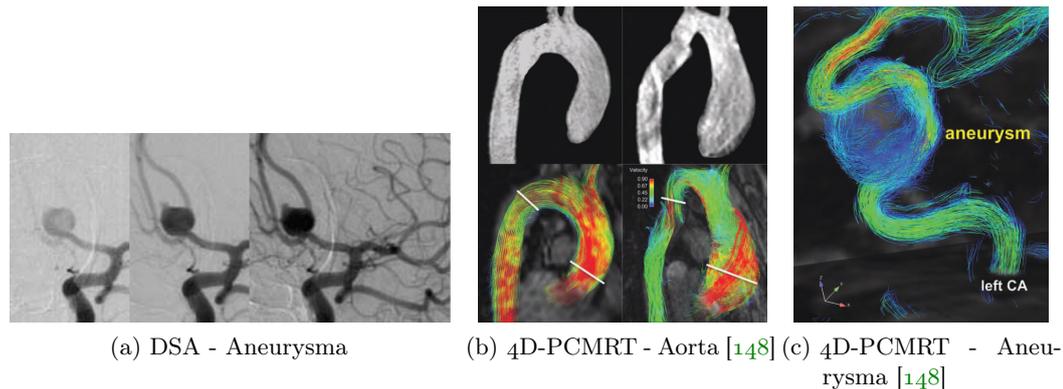


Abbildung 4: Beispiele für bildbasierte Strömungsakquise: DSA-Kontrastmittelausbreitung (a) und 4D-PCMRT (b - c). Die durch Grauwerte kodierte Strömungsrichtung kann z.B. durch Strömungslinien abgebildet werden (b). Durch verbesserte Sensoren kann mittlerweile auch die Strömung in größeren, zerebralen Aneurysmen gemessen werden (c).

gebung basiert, ermöglicht die *zeitaufgelöste Phasenkontrast-MRT* (4D-PCMRT) im Gegensatz zu DSA und TDS eine 3D-Akquise der Flussgeschwindigkeiten. Zusammen mit der gewebetypabhängigen Intensität kann pro Voxel die x -, y - und z -Komponente des Blutflusses erfasst werden [148]. Dazu wird, wie schon bei der ToF-MRT, der Umstand genutzt, dass MRT sensitiv für bewegliche Flüssigkeiten ist. Durch die Auswertung des Phasenunterschieds zwischen stationärem Gewebe und beweglicher Flüssigkeit kann die Geschwindigkeit für jede Richtungskomponente quantifiziert werden. Für eine korrekte Phasenkodierung der Geschwindigkeit muss die zu erwartende Maximalgeschwindigkeit bei der Parametrisierung des Magnetfeldes beachtet werden. Ansonsten werden über dem Maximum liegende Geschwindigkeiten phaseninvertiert abgebildet [143].

Während 4D-PCMRT ursprünglich für die kardiovaskuläre Blutflussmessung zum Einsatz kam [77], ermöglichen neue MRT-Scanner Signalstärken [10], die auch die Flussabbildung in zerebralen Gefäßen ermöglichen [282]. Zumindest bei großen und Riesenaneurysmen können komplexe Flussmuster im Aneurysma quantifiziert und qualitativ abgebildet werden (siehe Abb. 4c) [223]. Aufgrund der dafür notwendigen, hohen örtlichen Auflösung, dauert eine Aufnahme bis zu 40 Minuten [282]. Um Bildartefakte und somit fehlerhafte Strömungsinformationen zu vermeiden, muss der Patient in diesem Zeitraum bewegungslos verharren. Des Weiteren sind nicht in

jedem Krankenhaus MRT-Scanner mit ausreichender Magnetfeldstärke vorhanden. Deswegen ist das Verfahren im Bereich der klinischen Diagnostik aktuell noch nicht praktikabel.

2.3.1.2 Experimentelle Akquise

Während bei im Patienten gemessenen Flussinformationen nur der aktuelle Zustand untersucht werden kann, ermöglichen experimentelle Messungen auf Basis von Phantomen Variationen der Flussbedingungen und der Aneurysma-Geometrie. Des Weiteren erlaubt der direkte Zugang zum Aneurysma-Phantom eine sehr genaue Abbildung des Strömungsfeldes. Die experimentelle Flussmessung erfolgt entweder durch eine *Laser-Doppler-Anemometrie* (LDA) oder durch *Particle Image Velocimetry* (PIV). Da beides optische Verfahren sind, muss das Aneurysma-Phantom durchsichtig sein, um den innenliegenden Blutstrom nicht zu verdecken.

Ein Phantom basiert normalerweise auf einem echten, dreidimensional akquirierten Aneurysma. Wenn es die experimentelle Fragestellung erfordert, kann die daraus gewonnene 3D-Repräsentationen geometrisch variiert werden, bevor sie als Vorlage für die Herstellung eines Silikon-Modells verwendet wird. Diese Phantome können Silikonblöcke mit Hohlräumen sein, die dem Aneurysma-Lumen entsprechen. [21]. Soll das elastische Verhalten von Gefäßwänden in das Experiment einfließen, können es auch schlauchartige Gebilde sein, wobei die Gefäßwand durch eine Silikonhülle repräsentiert wird [97]. Blut wird über eine klare Flüssigkeit mit vergleichbaren Newtonschen Eigenschaften (z.B. Wasser-Glycerin-Mischung) simuliert und durch das Phantom gepumpt, wobei Herzzyklen nachgeahmt werden. Das Blut enthält Partikel (z.B. Xanthanggummi), welche durch optische Sensoren erfasst werden können. Damit Artefakte vermieden werden, wird der Brechungsindex des Kunstblutes durch die Beimengung von Natriumchlorid dem des Silikons (1.43) angeglichen.

Bei der LDA wird ein Laserstrahl in einen Mess- und einen Referenzstrahl aufgeteilt. Trifft der Messstrahl auf ein Partikel, kann aus der Interferenz von Referenzstrahl und rückgestreutem Licht eine Aussage über eine Geschwindigkeitskomponente des Partikels getroffen werden. Häufig werden drei orthogonale Laserstrahlen verwendet, um die drei Geschwindigkeitskomponenten zeitgleich zu messen. Während die LDA also immer nur punktweise Geschwindigkeiten messen kann, ermöglicht die PIV die Erfassung des Strömungsfeldes entlang einer Ebene. Dazu wird das Phantom mithilfe eines aufgefächerten Laserstrahls in einer Ebenen beleuchtet und ein Bild aufgenommen. Kurz danach wird ein weiteres Bild aufgenommen. Aus der Kreuzrelation der in beiden Bildern sichtbaren Partikel kann ein Vektorfeld errechnet werden, das die Geschwindigkeiten in der Ebene repräsentiert. Da sowohl LDA als auch PIV sehr zeitaufwändige Messmethoden sind, wird der Blutstrom oft nur an relevanten Teilabschnitten des Gefäßes gemessen. Während eine klinische Anwendung aufgrund der Gesamtkomplexität nicht möglich ist, können damit z.B. Langzeitstudien bezüglich des Aneurysma-Wachstums durchgeführt [117] oder die Interaktion zwischen Blutstrom und elastischer Gefäßwand untersucht werden [281]. Weitaus häufiger werden die experimentellen Blutflussmessungen jedoch genutzt, um mathematische Modelle computergestützter Strömungssimulationen zu validieren [21].

2.3.1.3 Computergestützte Strömungssimulation

Die am weitesten verbreitete Methode für die Beschreibung der Hämodynamik in zerebralen Aneurysmen ist die computergestützte Strömungssimulation (*Computational Fluid Dynamics* - CFD). Dies liegt vor allem daran, dass keine komplexen experimentellen Aufbauten notwendig sind und als Eingangsdaten die dreidimensionalen Aneurysma-Repräsentationen aus klinisch etablierten Bildgebungsverfahren verwendet werden können [230]. Ebenso wie die experimentelle Blutflussuntersuchung, bieten CFD-Verfahren die Möglichkeit, die Aneurysma-Geometrie und Strömungsparameter zu variieren. Ein weiterer Vorteil ist der direkte Zugriff auf alle aus dem mathematischen Blutflussmodell ableitbaren Parameter. Da die Strömungsinformationen kein Signalrauschen enthalten, ist die Ableitung von Flussparametern höherer Ordnung ohne weitere Verarbeitungsschritte möglich. Auch die Ableitung von Wandparametern erfolgt direkt, da die Berechnung der Strömungsinformationen auf der geometrischen Repräsentation des Aneurysmas stattfindet.

Dies führt allerdings auch dazu, dass eine komplexe geometrische Vorverarbeitung notwendig ist, um eine Simulation durchführen zu können. Des Weiteren muss sichergestellt werden, dass sowohl die Randbedingungen als auch die mathematischen Modelle die Realität ausreichend abbilden. Je mehr physikalische Effekte simuliert werden müssen, desto mehr zusätzliche Datenquellen werden benötigt um die korrekte Parametrisierung des Modells sicherzustellen. Der sich dabei erhöhende Rechenaufwand kann im Extremfall zu Rechenzeiten von mehreren Tagen führen. CFD-Simulationen bilden die Datengrundlage für die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten visuellen Explorationstechniken. In Kapitel 3 wird ein detaillierter Überblick über die geometrische Vorverarbeitung und den Simulationsprozess gegeben.

2.3.2 Beschreibung der Hämodynamik

Strömungsdaten im Aneurysma können hinsichtlich ihrer qualitativen Strömungscharakteristika und quantitativer Maße beschrieben werden. Diese Trennung ist nicht strikt, oft leiten sich qualitative Eigenschaften eines Strömungsfeldes aus lokalen, physikalisch quantifizierbaren Maßen ab.

2.3.2.1 Qualitative Strömungscharakteristika

Eine qualitative Beschreibung des Blutstroms bezieht sich auf die Anzahl und Ausprägung bestimmter Strömungsmuster (z.B. Wirbel) und Strömungsabschnitte (z.B. Einströmbereich), sowie deren räumliche Änderung über die Zeit. Die qualitative Natur der Strömungscharakterisierung ergibt sich vorrangig dadurch, dass die Ausprägung zwar begrifflich klassifiziert (stark, schwach, komplex, etc.), jedoch nicht absolut quantifiziert wird. In zerebralen Aneurysmen gibt es vier Flusscharakteristika, die auf diese Weise beschrieben werden können: Die *Strömungskomplexität*, die *Strömungsstabilität*, der *Einströmbereich* und die *Auftreffzone* [43].

Strömungskomplexität: Die Strömung wird als *einfach* charakterisiert, wenn das einströmende Blut sich nicht aufteilt und das Aneurysma einen großen, zirkulären Wirbel aufweist. Durch äußere Faktoren, wie z.B. den Einströmwinkel oder die

Aneurysma-Geometrie, kann es jedoch zu einer Auftrennung des einströmenden Blutes in zwei oder mehr zirkulär strömende Bereiche kommen, die teilweise miteinander interagieren. In einem solchen Fall wird die Strömung als *komplex* bezeichnet.

Strömungsstabilität: Bei einer *stabilen* Strömung ändert sich die Lage, Anzahl und Art der Strömungsmuster nicht oder nur sehr geringfügig über einen Herzzyklus. Bewegen sich die Wirbel sehr stark oder entstehen bzw. verschwinden Wirbel, liegt eine *instabile* Strömung vor.

Einströmbereich: Der Einströmbereich beschreibt den Abschnitt des Strömungsfeldes, an dem das Blut mit vergleichsweise hoher Geschwindigkeit aus dem Trägergefäß in das Aneurysma einströmt. Ein *konzentrierter* Einstrom liegt vor, wenn dieser Bereich sehr schmal ist und weit in das Aneurysma hineinragt. Geht er jedoch kurz nach Eintritt in der zirkulären Strömung des Aneurysmas auf, wird er als *diffus* charakterisiert.

Auftreffzone: Dies ist der Abschnitt der Aneurysma-Wand, auf den der Einstrom aus dem Trägergefäß trifft, abbremst und danach in den zirkulären Strom im Aneurysma übergeht. Umfasst dieser Bereich weniger als 50 % der Gesamtoberfläche der Aneurysma-Wand, ist die Auftreffzone *klein*, ansonsten liegt eine *große* Auftreffzone vor.

2.3.2.2 Quantitative Strömungsmaße

Die Strömung im Aneurysma lässt sich lokal als Druck und Geschwindigkeit des Blutflusses ausdrücken. Daraus können weitere physikalische Maße abgeleitet werden [42]. Diese lassen sich entsprechend des Gefäßaufbaus in drei Gruppen unterteilen: die innere Strömung betreffende Maße, Maße der wandnahen Strömung und Maße am Ostium des Aneurysmas.

Innere Strömung: Bei der quantitativen Beschreibung der Strömung im Aneurysma will man, neben Druck und Geschwindigkeit, Aussagen über Flusskomplexität und das energetische Potential der Strömung treffen.

- **Geschwindigkeit:** Diesem Begriff wird im Folgenden auch die Richtung der Strömung zugeordnet, so dass sich die Strömungsgeschwindigkeit als ein entsprechend skaliertes Richtungsvektor \vec{v} darstellt. Bei den meisten Akquisitionsmethoden steht dieses Maß direkt zur Verfügung.
- **Druck:** Bei einer CFD-Simulation ist die lokale Druckverteilung Teil des mathematischen Blutmodells und somit direkt verfügbar. Die sensorische Akquise hingegen liefert nur Strömungsgeschwindigkeiten. Deswegen ist es in diesen Fällen notwendig, auf Basis der Aneurysma-Geometrie und eines physikalischen Blutmodells die Druckverteilung im Nachhinein zu berechnen.
- **Residenzzeit:** Dieses, auch *turnover time* genannte Maß beschreibt, wie lange es im Durchschnitt dauert, bis das Blut im Aneurysma einmal vollständig

ausgetauscht wurde. Sie ergibt sich aus dem Aneurysma-Volumen V_A und der mittleren Einströmrate Q_I :

$$T_R = \frac{V_A}{Q_I} \quad (1)$$

Somit ist sie ein globales Maß für die kinetischen Verhältnisse im Aneurysma, ohne jedoch lokale Einflussfaktoren, wie z.B. die Wirbelkomplexität, zu quantifizieren.

- **Wirbelstärke:** Dieses vektorielle Maß $\vec{\omega}$ beschreibt die lokale Drehbewegung des Geschwindigkeitsvektorfeldes \vec{V} und kann als quantitative Beschreibung der qualitativen Strömungskomplexität aufgefasst werden. Konkret ist sie definiert als Rotation der Geschwindigkeit:

$$\vec{\omega} = \vec{\nabla} \times \vec{v} \quad (2)$$

Da der Vektor der Wirbelstärke immer orthogonal zur lokalen Strömungsrichtung steht, kann sie in einem 2D-Strömungsfeld oder einer Schnittebene durch ein 3D-Strömungsfeld auch als Skalarfeld beschrieben werden.

Wandnahe Strömung: Der zentrale quantitative Deskriptor für die Interaktion zwischen inneren Strömung und Wand ist die Wandschubspannung. Weitere, davon abgeleitete Maße, dienen dazu, sie genauer zu charakterisieren. Während bei der CFD-Simulation die WSS direkt aus der geometrischen Aneurysma-Repräsentation abgeleitet werden kann, muss bei Flussmessungen, wie z.B. die 4D-PCMRT, eine Repräsentation der Wand (z.B. *B-Spline*) erzeugt werden, um an dieser Stelle die WSS aus den gemessenen Geschwindigkeiten ableiten zu können [239].

- **WSS & MWSS:** Die WSS quantifiziert die tangentialen Kräfte, die aufgrund des vorbeiströmenden Blutes auf die Gefäßwand wirken. Aufgrund des tangentialen Richtungsbezugs kann die WSS als Vektor $\vec{\tau}_w$ ausgedrückt werden, häufig wird allerdings nur der Betrag dieses Vektors verwendet. Unter der Annahme einer Newtonschen Flüssigkeit errechnet sie sich aus der Viskosität des Blutes μ , der Strömungsgeschwindigkeit \vec{v} und der normierten Oberflächennormalen der Aneurysma-Wand \hat{n} .

$$WSS = \|\vec{\tau}_w\| = \left\| \mu \frac{\partial \vec{v}}{\partial \hat{n}} \right\| \quad (3)$$

Die WSS wird pro Punkt berechnet und die *maximale Wandschubspannung* (MWSS) wird in Bezug auf die Gesamtoberfläche A_w der Aneurysma-Wand ermittelt.

$$MWSS = \max_{A_w} \|\vec{\tau}_w\| \quad (4)$$

- **Maximale & minimale WSS-Konzentration:** liegt die WSS an einem Abschnitt der Wand eine Standardabweichung über der mittleren WSS, gilt sie als erhöht. Die *maximale WSS-Konzentration* ($WSSK_{\max}$) setzt die Fläche A_h des Wandabschnittes und die dort vorliegende Viskosität F_h mit der Viskosität F_w und Fläche A_w der gesamten Aneurysma-Wand in Bezug zueinander.

$$WSSK_{\max} = \frac{F_h/F_w}{A_h/A_w} \quad (5)$$

Dadurch kann für ein Aneurysma der relative Anteil erhöhter WSS quantifiziert werden. Analog dazu bezieht sich die *minimale WSS-Konzentration* auf Wandabschnitte mit einer WSS, die eine Standardabweichung unter der mittleren WSS liegt.

- **Oszillationsschubindex:** der *Oszillationsschubindex* (OSI) beschreibt das dynamische Verhalten der WSS an einem Punkt, also die Änderung von Stärke und Richtung der Scherkräfte über einen Herzzyklus T [233]. Dazu wird das Verhältnis zwischen dem Betrag der Summe der WSS-Vektoren $\vec{\tau}_w$ und dem Betrag des zeitlich gemittelten WSS-Vektors gebildet.

$$\text{OSI} = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left\| \int_0^T \vec{\tau}_w dt \right\|}{\int_0^T \|\vec{\tau}_w\| dt} \right) \quad (6)$$

Strömung am Ostium: Hier werden Strömungseigenschaften quantifiziert, die den Transport von Blut in das Aneurysma beschreiben. Für die Berechnung der Maße muss eine geometrische Beschreibung der Ostium-Fläche gegeben sein.

- **Volumetrische Flussrate:** Die *volumetrische Flussrate* Q beschreibt die Menge an Blut (m^3), die über einen bestimmten Zeitraum (s) die Ostium-Fläche passiert. Da das Blut die Ostium-Fläche in beide Richtungen passieren kann (Einstrom: Q_I , Ausstrom: Q_O), ist Q vorzeichenbehaftet. Sie berechnet sich aus der Fläche des Ostiums A_O und dem Winkel θ zwischen der Strömungsgeschwindigkeit \vec{v} und der normierten Ostium-Normalen \hat{n} .

$$Q = \|\vec{v}\| A_O \cos(\theta) \quad (7)$$

- **Einströmkonzentrationsindex:** Der Anteil des einströmenden Blutes in Bezug zum Gesamtstrom im Trägergefäß wird durch den *Einströmkonzentrationsindex* (ICI) beschrieben. Dazu wird ein Verhältnis aus der Einströmrates Q_I und der volumetrischen Flussrate im Trägergefäß Q_V , sowie des Ostium-Flächenanteils des einströmenden Blutes A_I und der Gesamtfläche des Ostiums A_O gebildet.

$$\text{ICI} = \frac{Q_I/Q_V}{A_I/A_O} \quad (8)$$

2.3.3 Medizinische Fragestellungen

Das grundsätzliche Ziel der Blutflussanalyse in zerebralen Aneurysmen ist es, ein besseres Verständnis für deren Pathogenese zu entwickeln. Die sich daraus ergebenden Fragen lassen sich in drei Kategorien unterteilen: Fragen nach der *Entstehung* eines Aneurysmas, nach dessen *Wachstum* und der *Ruptur*.

Neben dem wissenschaftlichen Interesse an den Prozessen des Krankheitsverlaufes sind diese Fragestellungen durchaus auch klinisch relevant, z.B. für die Risikoabschätzung nicht-rupturierter Aneurysmen bei Zufallsbefunden. Allerdings sind die

bisher dazu entwickelten Methoden zu komplex und zeitaufwändig für den klinischen Einsatz. Des Weiteren sind die Zusammenhänge zwischen Hämodynamik und Pathogenese noch nicht vollständig geklärt. Auch wenn klinische Studien z.B. signifikante Zusammenhänge zwischen Flusseigenschaften und dem Rupturrisiko herstellen können, gibt es in grundsätzlichen Fragen, wie dem Einfluss von niedriger und hoher WSS, immer noch keinen Konsens [156].

Eine vierte Klasse von Fragen ergibt sich aus der Entwicklung von neuen Therapiemöglichkeiten. Zum Beispiel wird mithilfe des *virtuellen Stentings* untersucht, ob *Flow Diverter*, wie sie schon bei Aorten-Aneurysmen zum Einsatz kommen, eine risikoärmere Behandlung von zerebralen Aneurysmen erlauben. Dadurch ergibt sich ein enger Bezug zu den vorgenannten Forschungsfragen. Um den Erfolg einer neuen Behandlungsmethode abschätzen zu können, müssen verlässliche Indikatoren für das posttherapeutische Rupturrisiko gegeben sein. Im Folgenden wird ein Überblick über aktuelle Untersuchungen im Bereich aller vier Kategorien gegeben.

2.3.3.1 Entstehung

Die Bildung eines Aneurysmas ist auf einen lokal veränderten Zustand der Endothelzellen zurückzuführen. Diese Veränderung wird durch die Interaktion zwischen Blutfluss und Gefäßwand verursacht. Die drei zentralen mechanischen Einflussfaktoren sind die zyklische Dehnung der Endothelzellen, die pulsatile Druckausbreitung in Wandnähe und die WSS, welche die tangentialen Scherkräfte beschreibt [180]. Die WSS und davon abgeleitete Maße (MWSS, OSI, etc.) sind die am häufigsten untersuchten Parameter. Sie gelten als primäre Regulatoren für mikrozelluläre Prozesse im Endothel. Im Gegensatz zur zellulären Dehnungen sind sie mit wenig Aufwand direkt aus der Simulation zu gewinnen [135].

Die Untersuchung der Hämodynamik im ursprünglichen Trägergefäß hilft dabei, den Entstehungsprozess eines Aneurysmas genauer zu verstehen. Wenn Angiographien von einem betroffenen Gefäß vorliegen, bevor sich dort im späteren Verlauf ein Aneurysma gebildet hat, kann eine vergleichende Simulation direkt auf Basis dieser Daten durchgeführt werden [125]. Eine solche Situation ist allerdings recht unwahrscheinlich. Um trotzdem entsprechende Untersuchungen durchführen zu können, werden Aneurysmen virtuell entfernt und so der gesunde Zustand des Trägergefäßes nachgebildet [146]. Da man nur die erkrankte Gefäßgeometrie zur Verfügung hat, besteht die Herausforderung darin, zu entscheiden, wie das Trägergefäß ursprünglich geformt war.

Die im Rahmen von Studien gewonnenen Erkenntnisse sind widersprüchlich und spiegeln teilweise den Diskurs zwischen Vertretern der HF- und NF-Hypothese wider. Mantha et al. beobachteten bei den von ihnen untersuchten Entstehungsgebieten Stagnationszonen, mit einer relativ niedrigen und rotierenden WSS [146]. Shimogonya et al. hingegen konnten keine Signifikanz für die WSS feststellen und führen die Bildung eines Aneurysmas auf instabile Kompressions- und Spannungskräfte zurück [233]. Meng et al. und auch Kulcsár et al. wiederum identifizieren eine hohe WSS als Hauptursache für die Remodellierung der Gefäßwand [158] [125]. Diese Widersprüche könnten zum Teil auf die variable Gefäßgeometrie zurückgeführt werden. Während Meng et al. Aneurysmen an Bifurkationen untersucht hat, stützen sich Mantha et al. und Shimogonya et al. auf Seitenwandaneurysmen. Kulcsár et al. haben beide

Aneurysma-Typen untersucht. Ein weiterer Faktor könnte die vergleichsweise geringe Menge (<5) an Datensätzen sein. Dies ist vermutlich vor allem auf die Seltenheit entsprechender Patientendaten und die Schwierigkeit bei der virtuellen Entfernung von Aneurysmen zurückzuführen. Bisher konnte keine Studie einen eindeutigen hämodynamischen Risikofaktor für die Bildung eines Aneurysmas identifizieren.

2.3.3.2 Wachstum

Die mechanische Interaktion zwischen Gefäßwand und Blutfluss induziert Prozesse, welche zum Aneurysma-Wachstum führen. Diese Gefäßaufweitung hat zum Ziel, ein Gleichgewicht zwischen der krankhaft reduzierter Wandstabilität und den mechanischen Kräften des Blutflusses herzustellen (*Homöostase*). Gelingt dies nicht, kommt es zu einer Ruptur [156]. Patientenspezifische Untersuchungen, die sich explizit mit den dynamischen Wachstumsprozessen beschäftigen und diese nicht nur als Vorstufe zur Ruptur betrachten, sind selten. Dies liegt zum Teil an einem Mangel an Bilddaten. Weisen Aneurysmen einen deutlichen Wachstumstrend auf, werden sie oft behandelt und nicht beobachtet. Bussell et al. nutzen patientenspezifische, zeitlich aufeinanderfolgende Aneurysma-Aufnahmen, um auf Basis der daraus gewonnenen geometrischen Aneurysma-Modelle vergleichende Simulationen durchzuführen (siehe Abb. 5a) [25]. Ihre Ergebnisse zeigen einen Zusammenhang zwischen niedriger WSS und den wachsenden Bereichen des Aneurysmas und stützen somit die NF-Hypothese.

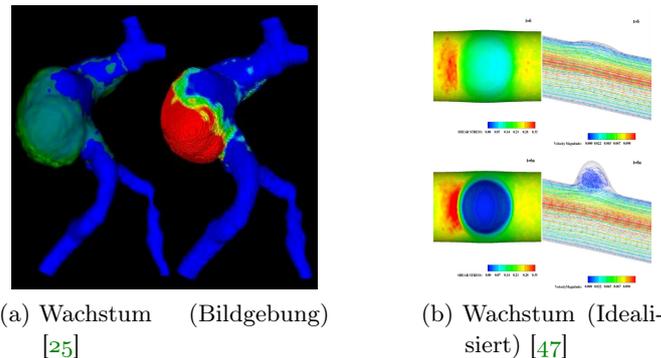


Abbildung 5: Bilddaten, die das Aneurysmawachstum zeigen, sind selten (a). Deswegen wird oft auf idealisierte Modelle zurückgegriffen (b).

Will man das dynamische Wachstum genauer simulieren, müssen zelluläre Prozesse abgebildet werden, die noch nicht vollständig verstanden sind und Details über die physikalische Wandbeschaffenheit beinhalten, die aktuell nicht gemessen werden können. Deswegen kommen oft eine idealisierte Geometrie und homogen modellierte Wandparameter zum Einsatz. So nutzen Chatziprodromou et al. ein idealisiertes Röhrenmodell um das Gefäß abzubilden (siehe Abb. 5b) [47]. Sie simulieren den Blutfluss und nutzen ein aus Experimenten abgeleitetes, mathematisches Modell, um die Apoptose der Gefäßwandzellen mit Druck und WSS zu korrelieren. Watton et al. ersetzen das einfache elastische Wandmodell durch ein Zwei-Phasen-Modell. So ist es ihnen möglich, sowohl die Degeneration der elastischen Bestandteile als auch das Wachstum und die Remodellierung des kollagenhaltigen Gewebes abzubilden [271].

Die in der Simulation erreichte Remodellierung erscheint im Hinblick auf die idealisierte Geometrie plausibel, es besteht aber immer noch ein deutlicher Unterschied zu den komplexen Formvariationen die in Patienten beobachtet werden konnten.

2.3.3.3 Ruptur

Da eine Aneurysma-Ruptur die größte Gefahr darstellt, konzentriert sich ein Großteil der medizinischen Forschung darauf, Zusammenhänge zwischen spezifischen Flussparametern und einem erhöhten Rupturrisiko herzustellen [33] [32] [43] [42] [157] [235] [280] [101]. Eine Ruptur kann nur direkt beobachtet werden, wenn sie während der Therapie auftritt und entsprechend angiographisch erfasst wird [118]. Die zweidimensionalen, kontrastverstärkten DSA-Aufnahmen erlauben allerdings keine detaillierte Untersuchung der vorliegenden Strömungsverhältnisse.

In seltenen Fällen wird eine Schichtbilddaufnahme (z.B. 3DRA) von einem Aneurysma erzeugt, kurz bevor es rupturiert. Dann ist es möglich, ein Aneurysma-Modell zu erzeugen, eine CFD-Simulation durchzuführen und Aussagen über die Hämodynamik kurz vor der Ruptur zu treffen. Sowohl Cebral et al. als auch Sforza et al. haben entsprechende Fälle dokumentiert [34] [231]. In beiden Fällen handelte es sich um ein Bifurkationsaneurysma an der Aufspaltung der *Arteria Basilaris*, wobei das Aneurysma von Cebral et al. fusiform war. In der Simulation zeigte sich ein konzentrierter Einströmbereich mit einer kleinen Auftreffzone, an der eine erhöhte WSS beobachtet wurde. Das Strömungsbild im Aneurysma wurde als komplex beschrieben, mit asymmetrisch verteilten Wirbelzonen. Beide Untersuchungen beziehen sich jedoch nur auf jeweils ein Aneurysma. Im Fall von Cebral et al. kommt hinzu, dass ein sehr seltener Aneurysma-Typ vorlag.

Aufgrund der Seltenheit von Aneurysma-Aufnahmen kurz vor der Ruptur basieren die meisten Studien auf dem Vergleich der Hämodynamik in rupturierten und nicht-rupturierten Aneurysmen. Die dafür notwendigen Bilddaten wurden während der Diagnose und Therapie akquiriert und stammen aus den Datenbanken der jeweiligen Klinik. Die entsprechende Klassifizierung wird aus der Krankengeschichte abgeleitet. So werden zum Beispiel bei multiplen Aneurysmen die klinischen und radiologischen Befunde ausgewertet um jenes Aneurysma zu identifizieren, das höchstwahrscheinlich für die Blutung verantwortlich war. Alle anderen Aneurysmen im Patienten werden als nicht-rupturiert eingestuft [33]. Angiographien nicht-rupturierter Aneurysmen können auch aus Zufallsbefunden stammen oder im Rahmen von Nachfolge-Studien entdeckt worden sein [265] [275]. Aus den Bilddaten werden geometrische Aneurysma-Repräsentationen erzeugt welche als Basis für CFD-Simulationen dienen. In den Flussdaten wird nach signifikanten Unterschieden zwischen rupturierten und nicht-rupturierten Aneurysmen gesucht, um so hämodynamische Faktoren zu identifizieren, die eine Ruptur begünstigen.

Wie schon bei der Untersuchung entstehungsfördernder Faktoren manifestiert sich auch bei diesen Studien der Diskurs zwischen HF- und NF-Hypothese. Untersuchungen, welche die HF-Theorie stützen, stellen einen Zusammenhang zwischen erhöhter WSS (zeitlich gemittelter WSS, Spitzen-WSS) und einem erhöhten Rupturrisiko her [33] [42]. Andere Studien hingegen belegen einen Zusammenhang zwischen abnormal niedriger WSS und einer Aneurysma-Ruptur und stützen somit die NF-Theorie [280] [101]. Dieser bisher ungeklärte Widerspruch wird aktuell kritisch diskutiert [105] [39]

[210]. Eine Ursache könnte die vergleichsweise geringe Anzahl an untersuchten Datensätzen pro Studie sein. Allerdings steigt diese Anzahl stetig, waren es 2004 noch ca. 20 Datensätze, wurden im Jahr 2011 schon Untersuchungen auf 210 Datensätzen durchgeführt [39].

Deswegen wird vermutet, dass der vermeintliche Widerspruch auch auf unterschiedliche Mechanismen des Aneurysma-Wachstums und der Ruptur zurückgeführt werden könnte. Der HF-Mechanismus könnte auf destruktiver Remodellierung beruhen, während der NF-Mechanismus auf entzündlichen Prozessen beruht. Die Vermutung unterschiedlicher Mechanismen und somit auch unterschiedlicher Aneurysma-Typen wird durch intraoperative Beobachtungen während der chirurgischen Therapie gestützt. So wurden sowohl Aneurysmen mit dünner, glatter und durchscheinender Wand als auch dickwandige Aneurysmen mit arthroskopischen Plaques beobachtet [156]. Trotz dieser ersten Versuche, eine vereinheitlichende Hypothese zu bilden, liegt aktuell noch keine eindeutige Erklärung für die unterschiedlichen Studienergebnisse vor. Mehr Konsens besteht bei der qualitativen Flussanalyse. Ein konzentrierter Einströmbereich mit einer kleinen Auftreffzone und komplexe, zeitlich instabile Flussmuster konnten mit einer vorrangegangenen Ruptur in Zusammenhang gebracht werden [280] [43] [33] [41].

2.3.3.4 Therapie

Die Untersuchung der Hämodynamik im Bereich der Therapie konzentriert sich vorrangig auf endovaskuläre Eingriffe, da dort Implantate in das Gefäß eingebracht werden um den Blutfluss zu verändern und einen Verschluss des Aneurysmas herbeizuführen. Die Verwendung von *Coils*, kleinen Metallspiralen, die in das Aneurysma eingebracht werden um den Blutfluss zu verlangsamen und eine Thrombose herbeizuführen, ist eine etablierte, endovaskuläre Behandlungsmethode [163]. Eine Herausforderung beim *Coiling* ist die Entscheidung, ob eine ausreichende Menge an Coils im Aneurysma platziert wurde. Eine zu geringe Menge an Coils kann eine Verdichtung zur Folge haben und das Aneurysma wird wieder von Blut durchspült. Das Rupturrisiko wäre wieder erhöht und eine erneute Behandlung notwendig [237]. Aber auch eine zu starke Füllung des Aneurysmas kann negative Konsequenzen haben, wie z.B. eine Ruptur durch die Perforation der Gefäßwand [139].

Um genauere Aussagen über die Interaktion zwischen Blutfluss und Coils treffen zu können, kommen CFD-Simulationen zum Einsatz. Experimente und Beobachtung in Patienten dienen als Grundlagen, um thromboseförderliche, hämodynamische Zustände zu identifizieren [204] [169]. Dabei hat sich die Residenzzeit, die Verweildauer des Blutes im Aneurysma, als wichtiger Indikator herausgestellt. In der Simulation können die Coils explizit, als geometrisches Modell, oder implizit, als poröses Medium, repräsentiert werden. Die Abstraktion der Coils als poröses Medium reduziert den Rechen- und Vorverarbeitungsaufwand [109] [104]. Es wurde allerdings beobachtet, dass dies, verglichen mit explizit modellierten Coils, zu einer Überschätzung der Flussgeschwindigkeit führen kann [165].

Die explizite Modellierung der Coils kann in verschiedenen Abstraktionsstufen stattfinden: von einer großen hohlen Kugel über gerade oder helikale Zylinder bis hin zu kleinen, sich überlappenden Kugeln entlang einer Helix, um auch die Mikrostruktur einer Coil-Spirale abzubilden [29] [169] [221] [37]. Die CFD-Studien

ergaben, dass eine Packungsdichte von 25 - 30 % ausreichend ist, thromboseförderliche Verhältnisse im Aneurysma herbeizuführen und die Gefahr einer erneuten Aneurysma-Durchblutung zu minimieren. Während bisherige Untersuchungen sich weitestgehend auf die optimale Packungsdichte konzentrierten, haben neuere Studien auch die Veränderung der Hämodynamik im Fokus [80] [166]. Es wurde untersucht, wie sich die hämodynamischen Verhältnisse während der Platzierung der Coils ändern. Unter anderem wurde gezeigt, dass die Flussgeschwindigkeit sich schon bei einer Packungsdichte von ca. 12 % halbiert und dass der wandnahe Blutfluss durch die Erhöhung der Packungsdichte gedämpft wird, die qualitative Verteilung des WSS sich aber nicht ändert.

Bei sehr großen oder breitbasigen Aneurysmen kommen *Stents* als zusätzliches, unterstützendes Implantat zum Einsatz. Diese entfaltbaren, zylinderförmigen Metallgitter werden unter dem Aneurysma platziert und verhindern, dass Coils herausfallen [16]. Es zeigt sich allerdings auch, dass Stents, neben ihrer Rolle als mechanische Unterstützung beim Coiling, zur gezielten Wiederherstellung des originalen Blutflusses genutzt werden können [269]. Eine daraus abgeleitete Therapie kann ausschließlich Stents nutzen, um die Flussgeschwindigkeit im Aneurysma zu reduzieren und so eine Thrombose zu induzieren. Dadurch können Coiling-Risiken, wie die Perforation oder Dislokation, ausgeschlossen werden.

Eine Remodellierung des Blutflusses erfordert eine höhere Maschendichte. Dies kann durch ineinander verschachtelte Stents oder einem engmaschigen Stent, einem *Flow Diverter*, erreicht werden [53] [214]. Vollständig dichte Stents, wie sie bei Aortenaneurysmen zum Einsatz kommen, sind nicht geeignet, da bei zerebralen Aneurysmen das Risiko besteht, in der Nähe abgehende Gefäße vom Blutstrom abzutrennen. Bevor untersucht werden kann, wie Flow Diverter die Hämodynamik im Aneurysma beeinflussen, muss erprobt werden, ob und wie bestimmte Stent-Typen in patientenindividuellen Gefäßkonfigurationen platziert werden können. Dies geschieht durch ein *virtuelles Stenting*. Eine geometrische Repräsentation des Stents wird in das Simulationsgitter des Trägergefäßes eingefügt. Dabei können verschiedene Fragestellungen von Interesse sein: die strukturelle Analyse einzelner Stent-Zellen, der Einfluss verschiedener Stent-Materialien oder die Interaktion zwischen Stent und Gefäßwand sowie die Beeinflussung wandnaher Mikroströmungen [249] [159] [251] [229].

Dies erforderte eine sehr genaue geometrische Modellierung des Stents. Für die klinische Anwendung ist diese Untersuchung der strukturellen und mechanischen Details des Stents allerdings von untergeordnetem Interesse. Vielmehr interessiert, wie der Stent unter dem Aneurysma ausgerichtet werden kann. Da verschiedene Stent-Typen auf einer Vielzahl von Patientengeometrien erprobt werden sollen, kommen dafür einfachere aber schnelle Methoden des virtuellen Stenting zum Einsatz. Das Stent-Gitter kann auf einem Zylinder abgebildet werden, welche dann entsprechend des umliegenden Trägergefäßes verformt wird [37] [6]. Dies führt allerdings zur nicht-linearen Verzerrung einzelner Stent-Elemente. Um dies zu verhindern, können aus linearen Elementen aufgebaute Simplex-Gitter genutzt werden [66] [130].

Quantitative Studien haben gezeigt, dass die Effektivität stark von der Größe, Form und Anordnung der einzelnen Gittersegmente des Stents abhängen [111]. Schon ab einer Durchlässigkeit von ca. 80 % wird der Volumenstrom ins Aneurysma und

die WSS an der Aneurysma-Wand deutlich reduziert [241]. Gleichzeitig erhöht sich die WSS am Stent. Wenn das Trägergefäß jedoch eine hohe Krümmung aufweist, reduziert sich aufgrund der veränderten Einströmrichtung der dämpfende Effekt des Stents. Im *VISC Stenting Challenge* wurden von unterschiedlichen Forschergruppen mehrere Stent-Konfigurationen und Positionierungsstrategien verglichen [201].

Obwohl sich pures Stenting langsam als Behandlungsalternative etabliert [144] [242], ist es aufgrund eines möglicherweise in einigen Fällen erhöhten Rupturrisikos nicht unumstritten [254]. So haben Cebral et al. mithilfe von CFD-Simulationen auf patientenindividuellen geometrischen Modelle gezeigt, dass Flow Diverter eine lokale Erhöhung des Drucks zur Folge haben können, was wiederum das Rupturrisiko erhöht [36]. Diese Ergebnisse führten zu einer bislang nicht geklärte Kontroverse [240], da Fiorella et al. deren Allgemeingültigkeit anzweifeln [64].

2.4 Zusammenfassung und Implikationen für diese Arbeit

Zerebrale Aneurysmen sind lokale Gefäßaufweitungen, die an verschiedenen Stellen des zerebralen Gefäßsystems auftreten können und ein breites Spektrum an Formvariationen aufweisen. Sie können bei vergleichsweise jungen Menschen auftreten. Rupturiert ein zerebrales Aneurysma, kommt es zu einer Subarachnoidalblutung. Diese besondere Form von Schlaganfall weist eine hohe Mortalität (>50 %) auf. Aber auch die Therapie, ob chirurgisch oder endovaskulär, bedeutet ein Risiko für den Patienten. Bildgebende Verfahren (CT(A), MR(A), 3DRA, DSA) spielen eine zentrale Rolle bei der Diagnose, der Therapieplanung und während der endovaskulären Therapie. Verbesserte und vermehrt durchgeführte Bildgebung führt immer häufiger zum Auffinden asymptomatischer Aneurysmen.

Dies verstärkt die Notwendigkeit einer detaillierten Risikoabschätzung. Weiterhin sind die Untersuchung von Therapierisiken, sowie ein allgemein verbessertes Verständnis für die Pathogenese von zerebralen Aneurysmen von Interesse. Lage und Form eines Aneurysmas sind sowohl klinisch als auch im Bereich der Risikoforschung von Bedeutung. Allerdings hat sich gezeigt, dass zusätzliche Faktoren einbezogen werden müssen. Der Blutfluss, als treibende Kraft der Aneurysma-Pathogenese, hat sich als zentraler Faktor herausgestellt. Aufgrund der Komplexität der Daten sowie der schwierigen Akquise, ist die Analyse von Blutfluss noch nicht Teil der klinischen Routine, sondern primär der medizinischen Forschung zuzuordnen.

In diesem Zusammenhang ist die CFD-Simulation auf Basis patientenindividueller Bilddaten ein etabliertes Werkzeug. Es ermöglicht eine starke Kontrolle über die Rahmenbedingungen und einen direkten Zugriff auf eine große Bandbreite an Strömungsinformationen. Im Rahmen von Studien wurde eine Reihe potentiell relevanter Parameter identifiziert, mit denen der Fluss qualitativ und quantitativ beschrieben werden kann. Ziel der Studien ist es, spezifische Parameter, sowie Ableitungen und Kombinationen, mit einem erhöhter Rupturrisiko, der Aneurysma-Entstehung und dem Aneurysma-Wachstum in Zusammenhang zu bringen. Ähnliche Parameter kommen auch zum Einsatz, um die Effektivität etablierter und neuer Therapieoptionen detailliert zu untersuchen. Bei diesem Prozess kommen verschiedene Forschergruppen zu abweichenden, teilweise widersprüchlichen Ergebnissen.

Dies zeigt, dass trotz der hohen Anzahl an Studien mit verschiedenen Schwerpunkten immer noch kein Konsens über ganz grundsätzliche Mechanismen der Aneurysma-Pathogenese gefunden wurde. Neben der geringen Anzahl an verfügbaren Daten ist diese Widersprüchlichkeit auf die derzeitigen Beschränkungen der Datenakquise zurückzuführen. So kann die Beschaffenheit der Aneurysma-Wand nur modellhaft approximiert werden, obwohl neuere Erkenntnisse auf das Vorhandensein verschiedener Wand-Typen hindeutet. Die Widersprüchlichkeit sowie die steigende Anzahl an quantitativen Parametern zu Flussbeschreibung führt teilweise zu Zweifeln klinisch orientierter Forschergruppen an der Nützlichkeit derartiger Flussinformationen.

Die qualitative Exploration, bei der die visuelle Inspektion der Strömung eine zentrale Rolle spielt, kann dabei eine wichtige Brückenfunktion einnehmen. Zum einen hilft sie, das grundsätzliche Verständnis für die Hämodynamik im Aneurysma zu steigern und die Fülle an teilweise hochabstrakten Parameterkombinationen in verständliche Formen zu überführen. Zum anderen kann sie die Zugänglichkeit dieser sehr technischen Datenquelle für klinische Experten steigern, was zu einer erhöhten Akzeptanz und Verständnis für diese neuartige Methodik führen kann.

Aus dieser Motivation heraus ergibt sich als Zielstellung dieser Arbeit, die qualitative, visuelle Exploration von Strömungsdaten mit angepassten Methoden der Visualisierung und Interaktion zu unterstützen. Mit dem Fokus auf den medizinischen Forscher als potentiellen Anwender der Explorationswerkzeuge ergeben sich drei grundsätzliche Strategien:

- **Anatomisch orientierter Workflow:** Die Untersuchung der Aneurysma-Form ist klinisch etabliert. Somit orientiert sich die visuelle Flussexploration in erster Linie an der Anatomie, um auf Basis des Bekannten (Form) das Neue (Fluss) verfügbar zu machen.
- **Reduktion und einfache Interaktion:** Entsprechend der jeweiligen Fragestellung werden visuell komplexe Daten reduziert repräsentiert. Die für Mediziner ungewohnte räumliche Navigation wird durch angepasste und sinnvoll beschränkte Interaktionswerkzeuge umgesetzt.
- **Automatisierung:** Eine möglichst automatische Parametrisierung der Werkzeuge soll unnötiger Komplexität und potentiellen Fehlerquellen im Explorationsprozess entgegenwirken.

Für die Definition eines anatomisch orientierten Workflows müssen relevante, anatomische Bereiche identifiziert werden. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Methoden stützen sich auf folgende, räumliche Klassifizierung:

- **Gefäßkontext:** Dieser Bereich umfasst das Aneurysma, das Trägergefäß und benachbarte Gefäße. Er ist relevant, da z.B. in der Nähe abgehende Gefäße abgebildet werden können (mögliche Anwendung: optimale Platzierung von Stents) oder die Blutverteilung bei einer SAB sichtbar gemacht werden kann.
- **Aneurysma-Wand:** Dies ist der Bereich, an dem die Ruptur eines Aneurysmas stattfindet. Wichtige Parameter, wie z.B. die WSS werden hier abgebildet und entsprechend exploriert.

- **Aneurysma-Ostium:** Der Trennbereich zwischen Trägergefäß und Aneurysma liefert wichtige Informationen darüber, wie das Blut in das Aneurysma einfließt. Neue Therapieformen wollen genau diese Charakteristik gezielt manipulieren.
- **Aneurysma-Lumen:** Die Exploration des im Aneurysma vorliegenden Flusses ermöglicht Rückschlüsse auf dadurch verursachte Effekte an der Gefäßwand. Gleichzeitig liegen hier viele Informationen für die qualitative Klassifizierung der Strömung vor (z.B. Wirbelanzahl, Ausrichtung, dynamisches Verhalten).

Im Rahmen dieser Arbeit wurde für jeden der anatomischen Bereiche ein Explorationsverfahren entwickelt. Die Gestaltung jedes dieser Verfahren orientiert sich an den vorgenannten Strategien, welche sich wiederum aus den medizinischen Grundlagen und dem potentiellen Anwenderkreis ableiten.

Nachfolgenden Inhalte: Um eine visuelle Exploration zu ermöglichen, müssen eine geometrische Repräsentation des Aneurysmas und Flussdaten vorliegen und entsprechend visualisiert werden (Kapitel 3). Für erweiterte Visualisierungs- und Interaktionsmethoden müssen zusätzliche, geometrische Landmarken extrahiert werden (Kapitel 4). Nach diesen Vorverarbeitungsschritten können, die jeweiligen Explorationswerkzeuge, organisiert in einem anatomisch orientierten Workflow, umgesetzt werden (Kapitel 5).

Die visuelle Exploration basiert auf der Visualisierung von Strömungsdaten und der Aneurysma-Geometrie. Die Grundlagen dafür werden im Rahmen einer *Rekonstruktionspipeline* geschaffen. Als Eingangsdaten dienen angiographische Schichtbildaufnahmen des zerebralen Gefäßsystems (CTA, MRA, 3DRA - siehe Abschnitt 2.2). In diesen müssen die relevanten Bereiche, vor allem Aneurysma und Trägergefäß, segmentiert werden. Für die weitere Verwendung in Simulation und Visualisierung müssen die segmentierten Strukturen als explizites Gitter repräsentiert werden.

Deswegen wird das Segmentierungsergebnis in ein *Oberflächengitter* überführt, welches die segmentierten Strukturen umschließt. Durch Artefakte in der Bildgebung kann die Segmentierung und folglich auch das Oberflächengitter Fehler enthalten. Diese müssen klassifiziert und, teilweise unter Einbeziehung anatomischer Informationen, korrigiert werden. Soll das korrigierte Oberflächengitter nicht nur zur Visualisierung, sondern auch für die Simulation verwendet werden, muss es spezifisch angepasst werden. Die Ein- und Ausströmbereiche müssen definiert und die Gitterqualität optimiert werden. Auf Grundlage dieses optimierten Oberflächengitters wird ein volumetrisches Simulationsgitter erzeugt, welches als Berechnungsdomäne für die numerische Lösung von *Navier-Stokes*-Gleichungen dient.

Als Ergebnis der Simulation liegen für jeden Gitterpunkt Strömungsinformationen vor. Diese können über diverse Visualisierungsmethoden repräsentiert werden. Um diese Informationen in einen anatomischen Kontext einzubetten, werden Aneurysma und Trägergefäß gleichzeitig visualisiert, wofür ebenfalls verschiedene Visualisierungsmethoden zur Verfügung stehen. Die Visualisierung von Strömung und Aneurysma bilden die Grundlage für die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Explorationsmethoden (siehe Kapitel 5). Viele dieser Methode beziehen Informationen mit ein, die aus einer erweiterten geometrischen Verarbeitung des Oberflächengitters stammen (siehe Kapitel 4).

Zusammenfassend bedeutet dies, dass die visuelle Exploration von Blutfluss in zerebralen Aneurysmen auf folgenden, technischen Grundlagen beruht: die Segmentierung und Erzeugung eines Gitters, das die Gefäßanatomie explizit repräsentiert, die numerische Simulation für die Erzeugung von Strömungsinformationen und die Visualisierung von Strömungsdaten und der Gefäßanatomie. Auf diese drei Bereiche wird im Folgenden näher eingegangen, wobei einige Abschnitte auf folgenden Publikationen basieren:

- Mathias Neugebauer, Gabor Janiga, Stefan Zachow, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Generierung qualitativ hochwertiger Modelle für die Simulation von Blutfluss in zerebralen Aneurysmen. In *Proc. Simulation and Visualization*, pages 221–236, 2008
- Christian Schumann, Mathias Neugebauer, Ragnar Bade, Bernhard Preim, and Heinz-Otto Peitgen. Implicit Vessel Surface Reconstruction for Visualization and Simulation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2(5):275–286, 2008

- Mathias Neugebauer, Gabor Janiga, Oliver Beuing, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Modellbildung und Simulation - Computer-Aided Modelling of Blood Flow for the Treatment of Cerebral Aneurysms. *Biomedical Engineering*, 55:37–41, 2010
- Tobias Mönch, Mathias Neugebauer, and Bernhard Preim. Optimization of Vascular Surface Models for Computational Fluid Dynamics and Rapid Prototyping. In *Second International Workshop on Digital Engineering*, pages 16–23, 2011

3.1 Rekonstruktion

Unter dem Begriff *Rekonstruktion* fassen wir die Segmentierung und Gittergenerierung zusammen, denn nicht immer ist eine eindeutige Trennung zwischen beiden Prozessen möglich. Beispielsweise erzeugt ein Konturfilter eine geschlossene Oberfläche zwischen zwei Intensitätswerten. Das Ergebnis ist in erster Linie ein Gitter, entspricht aber auch einer Segmentierung, wenn die Intensitätswerte Struktur und Hintergrund repräsentieren. In anderen Fällen ist das Gitter ein Nebenprodukt des Segmentierungsprozesses, z.B. bei Verfahren, die deformierbare Modelle zur Segmentierung verwenden. Somit definieren wir die Rekonstruktion als den Abschnitt der Datenverarbeitungspipeline, welcher Bilddaten als Eingangsdaten nutzt und ein Oberflächengitter liefert, welches die Struktur von Interesse repräsentiert.

3.1.1 Bilddaten

Die angiographischen Bilddaten stammen aus verschiedenen Phasen der Aneurysma-Therapie und können somit in verschiedenen Modalitäten vorliegen. CTA- oder MRA-Aufnahmen werden meist während der Diagnose durchgeführt, während 3DRA-Aufnahmen schon der Planung und Durchführung eines therapeutischen Eingriffs dienen. Unabhängig von der Modalität sind in allen angiographischen Aufnahmen die Gefäße hervorgehoben und weisen eine hohe Intensität auf. Dies wird durch die Verwendung von Kontrastmittel oder spezieller Signalauswertung erreicht. Die Bilddaten liegen als volumetrischer Schichtbildstapel vor und umfassen meist den gesamten Hirnbereich.

Die Daten-Auflösung des Schichtbildstapels liegt meist bei $512 \times 512 \times 256$ Voxeln, wohingegen die räumliche Auflösung je nach vorliegender Modalität variiert. Bei der 3DRA wird ein homogener Voxelabstand von ca. 0.3mm erreicht, bei der CTA ein höherer, inhomogener Voxelabstand (z.B. $0.35\text{mm} \times 0.35\text{mm} \times 0.5\text{mm}$), wobei die Auflösung innerhalb der Schichten höher ist als der Abstand zwischen einzelnen Schichten. Die räumliche Auflösung der MRA ist maßgeblich von der gewählten Magnetfeldstärke abhängig. Bei der klinisch üblichen Feldstärke von 1.5 Tesla wird ein Voxelabstand von $0.7\text{mm} \times 0.5\text{mm} \times 0.9\text{mm}$ erreicht, mit einer Feldstärke von 7 Tesla ein Voxelabstand von $0.26\text{mm} \times 0.26\text{mm} \times 0.3\text{mm}$. Diese Feldstärke ist allerdings noch nicht klinisch zugelassen. Somit bieten alle Modalitäten eine vergleichbare Auflösung, deren Unterschiede vorrangig bei der Rekonstruktion sehr kleiner Aneurysmen ($<3\text{mm}$) eine Rolle spielen.

3.1.1.1 Artefakte

Neben der Auflösung ist vor allem die Bildqualität relevant für den Rekonstruktionsprozess. Ob das Signal auf einem Magnetfeld oder Röntgenstrahlung basiert, bei allen Modalitäten können Artefakte auftreten [11] [288]. Ursachen dafür können eine ungünstige Hardware-Konfiguration, Probleme bei der Signal-Rekonstruktion, die Konfiguration des Signals selbst sowie äußere Einflüsse sein. Typischerweise auftretende Artefakte sind:

- **Bildrauschen:** Bilddaten enthalten immer einen gewissen Grad von Signalrauschen. Ist allerdings das Signal aufgrund zu hoher Absorptionsraten oder geringer Feldstärken zu schwach, kann das Rauschen eine intensitätsbasierte Differenzierung der Voxel deutlich erschweren. Generell gilt, je geringer der Schichtabstand ist, desto schlechter ist das Signal-zu-Rauschen-Verhältnis. Dies führt dazu, dass bei röntgenbasierter Bildgebung eher der Schichtabstand erhöht wird, da eine Signalverstärkung die Strahlenbelastung erhöhen würde.
- **Bewegungsartefakte:** Die Aufnahmen der einzelnen Bildschichten erfolgt über einen bestimmten Zeitraum. Verändert sich währenddessen die Lage des Gefäßes, z.B. durch die Bewegung des Patienten, spiegelt sich dies in einer verschobenen Abbildung der Anatomie im Schichtbildstapel wider. Ein abgebildeter Gefäßverlauf entspräche dann nicht mehr dem originalen Verlauf. Aufgrund der höheren Aufnahmedauer treten solche Artefakte häufiger bei der MRA auf.
- **Verzerrung:** eine Ablenkung des Signalweges kann sich als Verzerrung in den Bilddaten widerspiegeln. Gerade bei der MRA kann das Magnetfeld durch äußere (z.B. Implantate) oder innere Einflüsse (z.B. Wirbelströme) inhomogene Feldstärken aufweisen, was zu nicht-rigidem Verzerrungen über eine Schicht hinweg führt. Die Intensitätsverteilung ist davon ebenfalls betroffen.
- **Strahlaufhärtung:** Dieser Effekt ist auf die röntgenbasierte Bildgebung beschränkt. Wenn Photonen Strukturen durchdringen, kann sich ihr Energiespektrum derart verschieben, dass ihr mittlerer Energiegehalt erhöht ist. In den Bilddaten äußert sich dies durch strahlenförmige Artefakte, welche von Strukturen hoher Intensität (z.B. kontrastverstärkte Gefäße) ausgehen.
- **Unzureichende Durchspülung:** Eine inhomogene Verteilung von Kontrastmittel sorgt dafür, dass das Gefäßlumen in den Bilddaten inhomogene oder schwache Intensitäten aufweist. Ursache dafür kann zu wenig Kontrastmittel und/oder ein ungünstig gewählter Aufnahmezeitraum sein. Entweder hat das Kontrastmittel den relevanten Gefäßabschnitt noch nicht erreicht oder ist schon wieder ausgespült worden, bevor die Aufnahme beendet ist. Eine schlechte Durchspülung kann allerdings auch anatomisch bedingt sein. Bei Riesenaneurysmen strömt das Blut nur sehr langsam durch den Aneurysma-Dom. Dadurch kann sich während der Aufnahme nur sehr wenig Kontrastmittel im Dom verteilen, was zu einer schwachen und unvollständigen Abbildung in den Bilddaten führt.
- **Partialvolumeneffekt:** Dieser Effekt ist auf die diskrete Auswertung des Signals zurückzuführen. Während der Signal-Rekonstruktion werden die Signal-

informationen im Volumenbereich eines Voxels zusammengefasst. Ein starker Intensitätsgradient in diesem Volumenbereich wird gemittelt. Dies stellt sich in den Bilddaten als weicher Rand um Strukturen mit hoher Intensität dar.

Nicht alle Artefakte treten in gleicher Häufigkeit auf. Bewegungsartefakte besitzen eine untergeordnete Relevanz, da sich der zerebrale Gefäßradius über den Herzzyklus hinweg kaum ändert und typische Bewegungen wie Muskelkontraktion und Atembewegung in diesem Bereich nicht auftreten [258]. Vor allem intensitätsbeeinflussende Artefakte müssen beachtet werden, um eine angemessene Rekonstruktion der Gefäßanatomie zu gewährleisten. Die notwendigen Korrekturen können während der Segmentierung oder auf dem resultierenden Oberflächengitter durchgeführt werden.

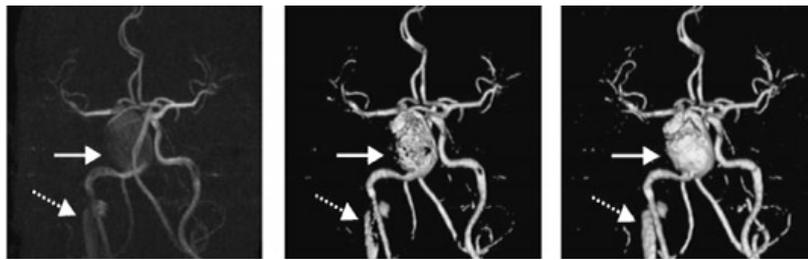
3.1.2 Segmentierung

Auch wenn das Aneurysma Teil des Gefäßsystems ist, lassen sich viele der in diesem Gebiet etablierten Segmentierungsverfahren nicht direkt darauf anwenden [112]. Sie erwarten tubuläre Strukturen und zielen darauf ab, Gefäßbäume möglichst komplett abzubilden. Im Bereich des Aneurysmas weicht das Gefäß allerdings deutlich von seiner tubulären Struktur ab. Des Weiteren ist es normalerweise ausreichend, den Blutfluss nur in einer lokalen Umgebung um das Aneurysma zu simulieren. Demzufolge zielt die Segmentierung eines Aneurysmas nicht auf die Vollständigkeit des Gefäßbaums, sondern auf eine detaillierte Abbildung des Lumens im Bereich des Aneurysmas ab. Aufgrund der Formvarianz zerebraler Aneurysmen kommen Segmentierungsverfahren mit expliziten Modellannahmen selten zum Einsatz [137]. Segmentierungsverfahren für Aneurysmen lassen sich in intensitätsbasierte Verfahren und Verfahren auf Basis von deformierbaren Konturen unterteilen.

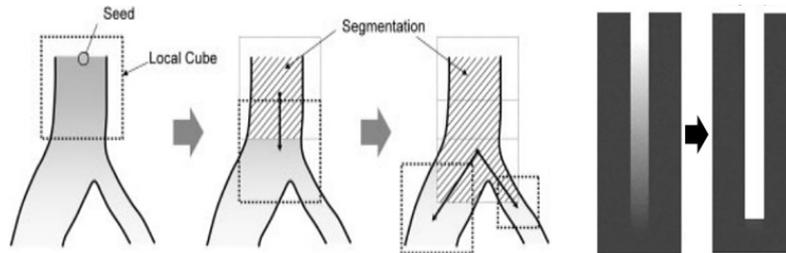
3.1.2.1 Intensitätsbasierte Verfahren

Da die Gefäße in angiographischen Schichtbildern sehr kontrastreich und teilweise mit genormter Intensität (CTA, 3DRA) dargestellt werden, lassen sich schon mit einfachen intensitätsbasierten Verfahren, wie schwellenwertbasiertem *thresholding* oder *region growing*, gute Ergebnisse erzielen. Diese Verfahren benötigen eine weitestgehend homogene Kontrastierung des Aneurysmas und sind abhängig von der korrekten Wahl des Schwellenwertes.

Ein Beispiel für die automatische Bestimmung des Schwellenwertes ist das statistische *thresholding*. Er wird mithilfe von Mischverteilungen und dem *expectation-maximization*-Algorithmus automatisch aus den Intensitätswerten des Bildes abgeleitet. Dies ist aufgrund der nicht-genormten Intensitätswerte vor allem für die Aneurysma-Segmentierung in MRA-Aufnahmen interessant (siehe Abb. 6a)[49]. Bei ungleichmäßiger Kontrastmittelverteilung oder modalitätsbedingten Kontrastverschiebungen kann es trotz guter Wahl des Grenzwertes zu einer Über- oder Untersegmentierung kommen. Law et al. nutzen z.B. die charakteristische Kontrastabschwächung im Bereich des Aneurysmas für eine gezielte Segmentierung [132]. Dafür verwenden sie einen Filter, der sensitiv für Intensitätsschwankungen am Gefäßrand ist.



(a) Statistisches Thresholding ©2004 IEEE [49]



(b) Tracking [285]

Abbildung 6: Beispiele für die Behandlung ungleichmäßiger Kontrastmittelverteilung: durch eine statistische Analyse der Intensitätsverteilung können hochkontrastierte Gefäße zusammen mit dem schwächer kontrastierten Aneurysma segmentiert werden (a). Durch die Kombination lokaler, intensitätsbasierter Segmentierungen können Intensitätsgradienten behandelt werden (b).

Thresholding betrachtet alle Voxel einzeln, ohne ihre Nachbarschaftsbeziehungen einzubeziehen. Beim *region growing* werden, ausgehend von vorher definierten Startvoxeln, iterativ benachbarte Voxel dem Segmentierungsergebnis hinzugefügt [112]. Dazu werden ebenfalls ein Schwellenwert oder ein Intensitätsbereich ausgewertet. Wenn keine weiteren, benachbarten Voxel dem Intensitätskriterium entsprechen, stoppt das *region growing* und das Segmentierungsergebnis liegt vor. Durch ungünstig gewählte Schwellenwerte oder Bildartefakte kann der durch die Startvoxel markierte Bereich verlassen werden. Um dieses *Auslaufen* der Segmentierung zu verhindern, werden neben dem Intensitätsgradienten zusätzliche Informationen ausgewertet. Yi et al. nutzen beispielsweise einen Würfel, um die lokale Umgebung auszuwerten (siehe Abb. 6b) [285]. Sie detektieren Gefäßverzweigungen und modellieren die durchspülungsbedingt reduzierte Intensität im Bereich des Aneurysmas und der peripheren Gefäße. Durch dieses Nachverfolgen des Gefäßverlaufs erreichen sie auch mit konservativ gewählten Grenzwerten eine vollständige Segmentierung.

Durch *thresholding* und *region growing* können kontrastverstärkten Schichtbildern aus der klinischen Bildgebung meist erfolgreich segmentiert werden. Allerdings kann nur segmentiert werden, was durch die Bildintensitäten auch repräsentiert wird. Ist das Aneurysma beispielsweise nur teilweise durchspült, kann es nur teilweise segmentiert werden. Möchte man in einem solchen Fall dennoch zu einem Segmentierungsergebnis kommen, müssen Modellannahmen über die Form des Aneurysmas die fehlenden Bildinformationen ausgleichen.

3.1.2.2 Deformierbare Konturen

Annahmen über die zu erwartende Oberflächenkrümmung können durch deformierbare Konturen repräsentiert werden. Segmentierungsergebnisse intensitätsbasierter Verfahren können für die Initialisierung genutzt werden [40]. Über eine Geschwindigkeitsfunktion wird die iterative Verformung der Kontur gesteuert. Cebra et al. nutzen die Intensitätsprofile der Gefäß- und Umgebungsregion für die Initialisierung der Geschwindigkeitsfunktion. Die Konturverformung beschreiben sie über *level sets*. Diese implizite Beschreibung ermöglicht eine flexible Behandlung von topologischen Veränderungen während der Deformation und ist deshalb besonders für die variabel geformten Aneurysmen geeignet. Der Intensitätsgradient in den Bilddaten bildet die Grundlage für die Konturverformung. Allerdings ist er sensitiv für Bildartefakte, wie z.B. Bildrauschen. Intelligente Methoden zur Konturinitialisierung oder spezielle Energiefunktionen, welche die Deformation steuern, können dem entgegenwirken [4] [88].

Eine weitere Möglichkeit, den Einfluss von Bildartefakten zu verringern, ist der Einsatz mehrerer Bildmodalitäten. Spiegel et al. nutzen mehrere 2D DSA-Projektionen um die Verformung der Kontur in 3DRA-Schichtbildern zu steuern [238]. Dadurch kombinieren sie die hohe Ortsauflösung in DSA-Bildern mit den räumlichen Informationen der 3DRA.

Antiga et al. wiederum verwenden einen semi-automatischen Segmentierungsansatz, um die Qualität der Segmentierung zu verbessern. Anstatt den gesamten Gefäßbereich automatisch zu segmentieren, stützen sie sich auf nutzerseitig platzierte *seed*-Punkte, um von dort ausgehend Konturen zu starten und miteinander zu verbinden [5]. Somit kann der Nutzer während der Segmentierung Einfluss auf eventuelle Über- oder Untersegmentierungen nehmen.

3.1.3 Gittergenerierung

Für die weitere Verwendung in Simulation und Visualisierung wird eine explizite, geometrische Repräsentation der Gefäße und des Aneurysmas benötigt. In den Bilddaten wird das Lumen kontrastverstärkt dargestellt, somit kann auch nur dieses segmentiert werden. Gefäße werden also ausschließlich über ihr Lumen repräsentiert. Eine geometrische Repräsentation erfolgt durch ein Oberflächengitter, welches den äußeren Rand dieses Lumens repräsentiert. Die aktuell verfügbare Bildgebung liefert keine Informationen über die Gefäßwand zerebraler Gefäße, weswegen diese auch nicht als Gitter repräsentiert werden kann. Um den Gefäßverlauf für Strömungssimulationen abzubilden, ist ein Lumen-Oberflächengitter trotzdem ausreichend. Werden im Folgenden, im Zusammenhang mit dem Oberflächengitter, die Begriffe *Oberfläche* oder *Wand* verwendet, bezieht sich dies immer auf die Wandinnenseite bzw. den äußeren Rand des Lumens.

3.1.3.1 Modellbasierte Verfahren

Grundsätzlich gibt es zwei Arten, Gefäße geometrisch zu repräsentieren, entweder durch modellbasierte oder durch direkte Verfahren [200]. Modellbasierte Verfahren beruhen auf der Gefäßmittelachse und Radius-Informationen. Indem Zylinder oder Kegestümpfe entlang der Gefäßmittelachse angeordnet und anhand der Radius-Informationen parametrisiert werden, wird eine geometrische Beschreibung des Gefäßes erzeugt [151] [85]. Für eine stetige Repräsentation der Oberfläche können die Radien entlang der Gefäßmittelachse auch implizit über ein Distanzfeld beschrieben werden. Das Ergebnis sind sogenannte *convolution*-Oberflächen [183]. Da modellbasierte Verfahren von regulären Gefäßen mit einem kreisförmigen Querschnitt ausgehen, sind sie ungeeignet, um Pathologien wie z.B. Aneurysmen abzubilden. Deren Form lässt sich nicht vollständig über Radien und die Gefäßmittelachse beschreiben.

3.1.3.2 Direkte Verfahren

In solchen Fällen müssen direkte Verfahren verwendet werden. Diese erzeugen die Gitterrepräsentation direkt aus dem Segmentierungsergebnis. Das zu erzeugende Oberflächengitter repräsentiert dabei die Grenze zwischen segmentierten und nicht segmentierten Voxeln. Wurden deformierbare Konturen bei der Segmentierung verwendet, kann, abhängig von der Implementierung, schon ein Gitter vorliegen, welches die Kontur und somit die Lumen-Oberfläche beschreibt. Dann ist die Gittergenerierung Teil des Segmentierungsprozesses. Viele Segmentierungsmethoden markieren jedoch nur segmentierte und nicht-segmentierte Voxel, weswegen das Oberflächengitter bzw. die abgrenzende Kontur in einem nachfolgenden Schritt extrahiert werden muss.

Marching cubes ist ein etabliertes Verfahren für die Kontur-Extraktion [141]. Die zu extrahierende Kontur wird durch einen Schwellenwert definiert. Das Volumen wird entsprechend der Voxelgröße in würfelförmige Zellen unterteilt und an den Eckpunkten einer jeden Zelle werden skalare Eigenschaften (z.B. Intensitätswerte) ermittelt. Zeigt der Vergleich der Werte mit dem Schwellenwert, dass die Kontur durch eine Zelle verläuft, werden die genauen Schnittpunkte durch Interpolation entlang der Zellkanten bestimmt und anhand einer Falltabelle ein polygonaler Konturabschnitt in der Zelle platziert. Wurde dies für alle Zellen durchgeführt, liegt eine geschlossene, polygonale Dreiecksoberfläche vor.

Wird *marching cubes* auf binäre Segmentierungsmasken angewendet, kann pro Zelle nur zwischen null (nicht-segmentiert) und eins (segmentiert) interpoliert werden. Dies führt zu einer sehr stufigen Oberfläche, die visuell schwierig zu interpretieren und für die Simulation nicht verwendbar ist. Eine Reihe von Filtern (z.B. Laplace) kann auf die polygonale Oberfläche angewendet werden, um die aus der Segmentierung stammenden Kanten zu glätten [162].

Eine weitere Möglichkeit ist eine Anpassung der Konturextraktion. Schumann et al. schlagen dafür den Einsatz von *MPU implicits* vor [227]. Der Rand der Segmentierungsmaske wird mit kleinen Subvoxeln feiner abgebildet. Die außen liegenden Eckpunkte der Randvoxel werden als Kontrollpunkte für das lokale Fitting einer quadratischen Funktion verwendet. Durch ein distanzgewichtetes Überblenden wer-

den die lokalen Funktionen zu einer globalen, impliziten Oberflächenbeschreibung zusammengefasst.

Wie bei den *level sets* oder den *convolution*-Oberflächen erfolgt die implizite Oberflächenbeschreibung durch eine Distanzfunktion, wobei die gesuchte Oberfläche eine Distanz von null aufweist. Um sie in eine explizite, geometrische Repräsentation zu überführen, kommt ein Oberflächen-Tracking nach Bloomenthal et al. zum Einsatz [19]. Dazu wird durch ein Annäherungsverfahren ein Punkt auf der Oberfläche bestimmt. Ausgehend von diesem Punkt wird das Distanzfeld entlang der Oberfläche iterativ in Zellen unterteilt und, vergleichbar mit *marching cubes*, in jeder Zelle ein polygonaler Oberflächenabschnitt erzeugt.

Kretschmer et al. beschreiben eine Methode zur Gefäßrekonstruktion, die auf impliziten *sweep*-Oberflächen basiert [120]. Als Voraussetzung müssen die Gefäßmittelachse und zu dieser orthogonal ausgerichtete Gefäßquerschnittskonturen gegeben sein. Jede dieser Querschnittskonturen wird in eine implizite Beschreibung überführt. Im Zwischenraum zwischen zwei Konturen wird durch die Spline-Interpolation der impliziten Beschreibungen eine *sweep*-Oberflächen erzeugt. Die implizite Oberfläche wird für jedes Gefäß separat erzeugt. Durch den Einsatz eines gradientenbasierten Operators werden Aufwölbungen im Bereich von Gefäßverzweigungen vermieden, wenn die einzelnen Oberflächen ineinander übergeblendet werden. Da die resultierende Oberfläche auf einzelnen Querschnittskonturen basiert, ist eine einfache Korrektur durch manuelle Anpassung der Ausgangskonturen möglich. Wie schon bei den *MPU implicits* wird die implizite Oberflächenbeschreibung mithilfe einer Variante von *marching cubes* in ein explizites Oberflächengitter überführt.

3.1.4 Gitteroptimierung

Sowohl *marching cubes* als auch das Bloomenthal-Verfahren nutzen eine lokale Raumunterteilung um die Oberfläche zu erzeugen. Diese spiegelt sich in den Dreiecken des Oberflächengitters wider. Im Bereich der Zellgrenzen können sehr spitzwinkelige, langgezogene Dreiecke auftreten. Während dies für die visuelle Darstellung normalerweise kaum eine Rolle spielt, ist ein derartiges Gitter für die Weiterverwendung in der Simulation ungeeignet. Um die numerische Stabilität der Simulation zu gewährleisten, werden möglichst isotrope Gitterelemente benötigt. Das Volumengitter für die Simulationen wird auf Basis des Oberflächengitters erzeugt. Deswegen sollten dessen Dreiecke möglichst gleichseitig sein [171].

Das Entfernen und Austauschen von Kanten sind lokale Methoden um die Dreiecksqualität zu verbessern [38]. Teilen sich zwei zu spitzwinkelige Dreiecke eine Kante, werden die Endpunkte dieser Kante zusammengefasst und so die entsprechenden Dreiecke entfernt. Kanten zweier benachbarter Dreiecke werden ausgetauscht, wenn die neue Konfiguration aus zwei weniger spitzwinkeligen Dreiecken besteht. Durch wiederholtes Anwenden dieser beiden Regeln kann die Gitterqualität verbessert werden.

Allerdings kann durch dieses Verfahren keine Mindestqualität jedes Oberflächendreiecks sichergestellt werden. In ungünstigen Fällen können Dreiecke im Gitter verbleiben, die den Qualitätsansprüchen der Simulation nicht genügen. In solchen Fällen müssen globale Verfahren verwendet werden. Es gibt eine Vielzahl derartiger *remes-*

hing-Verfahren mit unterschiedlichen Zielstellungen [2]. Das *remeshing* hat zum Ziel, gleichseitige Dreiecke zu erzeugen, die über die Oberfläche hinweg einen stetigen Größenverlauf aufweisen.

Gerade die Größe der Dreieckselemente kann aber nicht unabhängig von der zugrundeliegenden Oberflächenform festgelegt werden. Die Details in Bereichen hoher Oberflächenkrümmung müssen durch entsprechend kleine Dreiecke abgebildet werden. *advancing front*-Verfahren sind besonders geeignet, um die Gitterqualität zu erhöhen und gleichzeitig die zugrundeliegende Krümmung mit einzubeziehen. Derartige Verfahren nutzen das nicht-optimierte Ausgangsgitter als Grundlage. Ausgehend von geometrisch konstruierten Begrenzungskanten in diesem Gitter werden iterativ Fronten bewegt, an denen, entsprechend eines Regelsatzes, neue, optimierte Dreiecke erzeugt werden [224].

3.1.5 Umsetzung der Rekonstruktion

Es stehen verschiedene Segmentierungsverfahren und Methoden zur Gittergenerierung und Optimierung zur Auswahl. Im Folgenden beschreiben wir den Ablauf des Rekonstruktionsprozesses, der vorrangig im Rahmen dieser Arbeit zum Einsatz kam.

3.1.5.1 Segmentierung

Unsere Segmentierung basiert auf *thresholding*. Die Kontrastverstärkung führt zu einer deutlichen Trennung zwischen Lumen und umgebenden Gewebe. Dies begünstigt den Einsatz eines einfachen, intensitätsbasierten Verfahrens. Ein weiterer Vorteil ist der direkte Bezug zu den Bilddaten und die Verwendung von nur einem, leicht zu interpretierenden Parameter, dem Schwellenwert. Dadurch ist es auch technisch weniger geschulten, medizinischen Kooperationspartnern möglich, die Qualität einer Segmentierung abzuschätzen. Artefakte in der Segmentierung sind leicht auf die Bildintensität zurückzuführen. Bei einer Segmentierung mit deformierbaren Konturen kann hingegen eine ungünstig gewählte maximale Konturkrümmung zum Ausblenden lokaler Oberflächenanomalien führen, ohne dass dies aus der glatten Ergebnisoberfläche ersichtlich wäre.

Die Entscheidung ist auch pragmatischer Natur, da die Generierung einer Datenbasis und nicht die Entwicklung spezifischer Rekonstruktionsverfahren im Fokus steht. Anstatt eines spezifischen, integrierten Verfahrens, nutzen wir eine Kette einfacher, aufeinander aufbauender Methoden. Dieser modulare Ansatz erlaubt es uns, auf unvorhergesehene Anforderungen im Rekonstruktionsprozess flexibel zu reagieren. Der Nachteil ist ein generell höherer zeitlicher und manueller Aufwand bei der Rekonstruktion. Allerdings können Zwischenergebnisse leicht aus dem Rekonstruktionsprozess extrahiert und mit Experten diskutiert werden. Dies dient der Generierung neuen Wissens über die Anforderungen der Rekonstruktion und sichert gleichzeitig die Plausibilität des Rekonstruktionsergebnisses.

Die Segmentierung wurde in der Prototyping-Umgebung MEVISLAB umgesetzt [209]. Sie bietet eine umfangreiche Bibliothek von Bilderverarbeitungsmethoden sowie diverse 2D- und 3D-Viewer für die visuelle Kontrolle. Über ein graphisches Netzwerk können die verschiedenen Funktionalitäten zu einer Bildverarbeitungspipeline

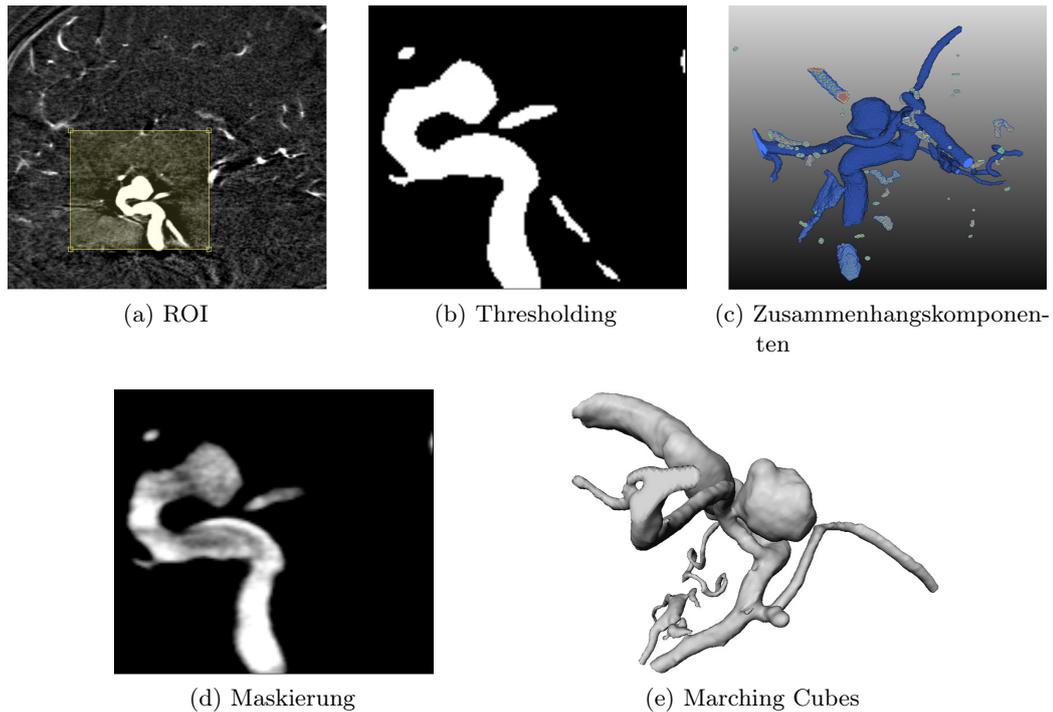


Abbildung 7: Segmentierung: Nach Selektion einer ROI (a) wird ein *thresholding* durchgeführt (b) und dann die größte Zusammenhangskomponente (c) als erweiterte Maske auf das Original-Bild angewendet (d). Das Gitter wird daraus über *marching cubes* erzeugt, wobei der selbe Schwellenwert wie beim *thresholding* zum Einsatz kommt (e).

kombiniert und flexibel an die jeweiligen Anforderungen angepasst werden. Die von uns verwendete Segmentierungspipeline ist folgendermaßen aufgebaut:

- **ROI-Selektion:** Damit alle nachfolgenden Bildverarbeitungsoperationen nur auf dem relevanten Teil des Schichtbildvolumens durchgeführt werden müssen, wird zuerst die *region of interest* (ROI) definiert. Durch schichtweise visuelle Inspektion in Richtung der Transversal-, Saggital- und Frontalebene wird ein Bereich um das Aneurysma festgelegt (siehe Abb. 7a). Damit für die spätere Simulation ein genügend großer Anteil des Trägergefäßes verbleibt, wird die ROI so gewählt, dass die Trägergefäßlänge vor und nach dem Aneurysma mindestens dem Fünffachen des Gefäßdurchmessers entspricht. Ein zusätzliches Volumen-Rendern der aktuell gewählten ROI dient zur groben Abschätzung, ob alle relevanten Bereiche enthalten sind.
- **Thresholding:** Der Schwellenwert wird manuell festgelegt. Dabei dient die visuelle Inspektion des Segmentierungsergebnisses in 2D und 3D als Orientierung. Die Wahl des Schwellenwertes wird von mehreren Kriterien abhängig gemacht (wichtigste zuerst): Vollständigkeit des Aneurysma-Doms, geringe Volumenänderung bei einer Variation des Schwellenwertes und möglichst wenig Verschmelzungsartefakte eng beieinander liegender Gefäßabschnitte. Eine geringe Änderung des segmentierten Gefäßdurchmessers bei einer leichten Variation

des Schwellenwertes zeigt, dass das Lumen adäquat abgebildet wird. Der Spielraum ergibt sich durch den Partialvolumeneffekt im Bereich der Rand-Voxel. Um den Aufwand bei der Korrektur des Segmentierungsergebnisses so gering wie möglich zu halten, wählen wir innerhalb dieses Spielraums einen möglichst hohen Schwellenwert. So verringern wir die Chance, dass zwei benachbarte Gefäßabschnitte über mitsegmentierte Rand-Voxel als verbundene Struktur segmentiert werden (*Verschmelzungsartefakt*). Allerdings kann dies nicht immer verhindert werden, weswegen eine spätere Korrektur notwendig ist.

- **Analyse der Zusammenhangskomponenten:** Thresholding segmentiert, ohne Nachbarschaftsbeziehung zu beachten. Um Strukturen jenseits des Aneurysma- und Gefäß-Lumens aus dem Segmentierungsergebnis zu entfernen, berechnen wir die Zusammenhangskomponenten (siehe Abb. 7c). Da die ROI so gewählt wurde, dass Aneurysma und Trägergefäß die zentralen Strukturen bilden, wird nur die Komponente mit dem größten Volumen zur weiteren Verarbeitung erhalten.
- **Dilatation:** Durch eine auf die einzelnen Schichten des Segmentierungsergebnisses angewandte Dilatation (3×3 -Kernel) erweitern wir die Segmentierung am Rand um eine Voxel-Breite.
- **Maskierung:** Die erweiterte Segmentierung wird über Multiplikation als Maske auf die Original-Bilddaten angewendet (siehe Abb. 7d).
- **Marching Cubes:** *Marching cubes* wird mit dem *thresholding*-Schwellenwert auf die maskierten Bilddaten angewendet. Dadurch vermeiden wir die Stufen-Artefakte, die aus der Anwendung auf die binäre Segmentierungsmaske resultieren würden. Das Ergebnis ist ein geschlossenes Oberflächengitter, welches das Lumen von Aneurysma und Trägergefäß repräsentiert.

Die hier beschriebene Segmentierungspipeline stellt den Standardablauf dar. Er kann beliebig variiert werden, sollten sich die Anforderungen ändern. Ist beispielsweise die Bildqualität nicht ausreichend, können diverse Methoden zur Bildverbesserung vorgeschaltet werden. In anderen Fällen müssen eventuell zwei Datensätze aufeinander registriert werden, bevor sie in ein gemeinsames Oberflächengitter überführt werden können. Die modulare Struktur der Pipeline und der Prototyping-Umgebung erlaubt es uns, flexibel auf derartige Anforderungen zu reagieren.

3.1.5.2 Gitterverarbeitung

Das Gitter aus der Segmentierung ist nicht für die Simulation geeignet. Es enthält Artefakte, die Gitterqualität ist nicht ausreichend, aufgrund der quaderförmigen ROI sind unnötige Gefäßabschnitte enthalten und die Ein- und Ausströmbereiche sind noch nicht geometrisch definiert (siehe Abb. 8). Für die weitere Gitterverarbeitung werden drei frei verfügbare Werkzeuge verwendet: *Blender*, *Sculptris* und *NetGen* [89] [194] [224].

Blender ist eine 3D-Grafiksoftware der *Blender Foundation*. Es verfügt über eine breite Palette an Werkzeugen zur Verarbeitung polygonaler Gitter. Wir verwenden

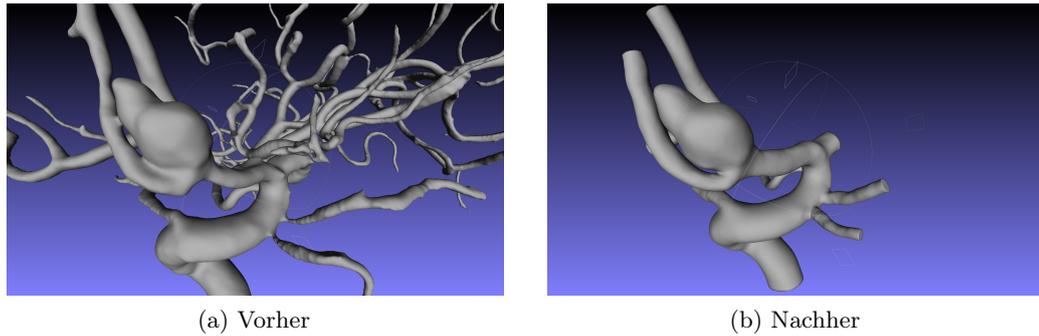


Abbildung 8: Das Oberflächenmittels aus der Segmentierung (a) und nach der Gitterverarbeitung (b) [161].

es, wenn Elemente aus dem Oberflächenmittels entfernt bzw. hinzugefügt werden müssen. Sculptris wurde ursprünglich von Tomas Pettersson entwickelt und ermöglicht die Deformation eines Mittels, ohne dessen Kontinuität zu beeinträchtigen. Dies wird durch eine dynamische, lokale Tessellierung erreicht. Wir verwenden es, um lokale Artefakte zu entfernen. NetGen wiederum ist ein *remeshing*-Werkzeug, das auf einem regelbasierten *advancing front*-Algorithmus aufbaut. Wir verwenden es, um die Dreiecksqualität auf ein für die Simulation geeignetes Niveau zu erhöhen. Im Folgenden beschreiben wir den üblichen Ablauf der Gitterverarbeitung:

- **Eingrenzung des Trägergefäßes:** Bei der Segmentierung wurde eine quaderförmige ROI eingesetzt. Dadurch ist meist ein größerer Gefäßabschnitt im Oberflächenmittels vorhanden, als notwendig ist. Die Einschränkung beruht auf folgenden, aus der Simulation motivierten Grundsätzen: vor dem Aneurysma (im Sinne der Strömungsrichtung) muss mehr Gefäß erhalten bleiben, mindestens ein Abschnitt mit der fünffachen Länge des mittleren Aneurysma-Durchmessers. Dort wo das Gefäß beginnt bzw. endet, sollte der Gefäßverlauf möglichst wenig gekrümmt sein. Dadurch wird die numerische Stabilität der Simulation begünstigt und sichergestellt, dass das Strömungsprofil auf Höhe des Aneurysmas voll entwickelt ist. Für die Eingrenzung wird das Oberflächenmittels des Trägergefäßes vor und hinter dem Aneurysma mit manuell platzierten Würfeln über boolesche Operationen beschnitten. (*Blender*)
- **Auflösung von Verschmelzungsartefakten:** Verläuft ein Gefäß dicht am Aneurysma, kann es aufgrund des Partialvolumeneffekts an den Rand-Voxeln von Gefäß und Aneurysma zu einer lokalen Überblendung ihrer Intensitäten kommen. Durch die hohe Intensität umschließt *marching cubes* diesen Überblendungsbereich. Diese künstlich geschaffenen Verbindungen zwischen Trägergefäß und Aneurysma führen zu überausgeprägten oder sogar mehreren Ostium-Bereichen, was zu einer unrealistischen Simulation des Bluteinstroms in das Aneurysma führt. Die Verschmelzungsartefakte sind meist leicht zu erkennen, etwa durch anatomisch unmögliche, punktuelle Verbindungen oder lokale Einwölbungen zwischen Gefäß und Aneurysma (siehe Abb. 9a). In nicht eindeutigen Fällen werden die originalen Schichtbilddaten hinzugezogen. Um die Verschmelzungsartefakte aufzulösen, wird das Gitter abermals durch boolesche

Operationen beschnitten (siehe Abb. 9b). Die Form des Schnittkörpers richtet sich nach der Form des Überblendungsbereiches. Bei punktuellen Verschmelzungen reicht als Schnittkörper meist ein flacher Quader aus, in komplexen Fällen kann es vorkommen, dass der Schnittkörper über Extrusion auch direkt aus dem Oberflächengitter modelliert wird. (*Blender*)

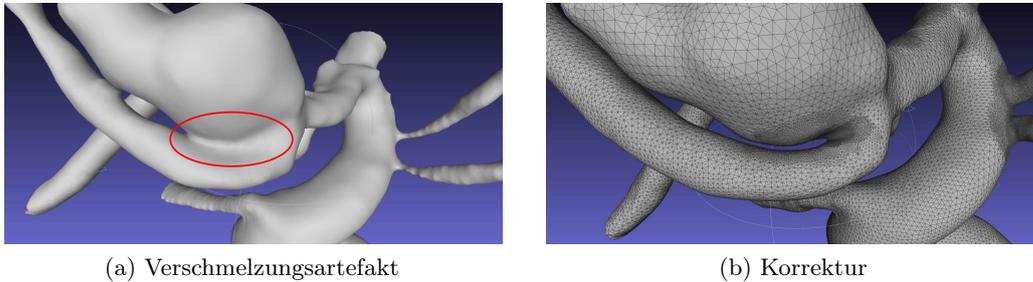


Abbildung 9: Korrektur von Verschmelzungsartefakten [161].

- **Korrektur lokaler Artefakte:** Ungünstige Kontrastmittel-Durchspülung und Strahlauhfärtung manifestieren sich durch lokale Variationen auf dem Oberflächengitter. Sehr kleine, abgehende Gefäße werden kaum von Kontrastmittel durchspült. Nur der Austrittsbereich aus dem größeren Gefäß ist kontrastiert, was in einer kreisförmigen Auswölbung auf dem Oberflächengitter resultiert. Umgekehrt wiederum können dicht an einem größeren Gefäß verlaufende, kleine Gefäße durch die Strahlauhfärtung mitkontrastiert werden, obwohl sie nicht verbunden sind. Dies äußert sich durch längliche Auswölbungen (siehe Abb. 10a). Da die Gefäße aufgrund unvollständiger Bildinformationen nicht verlässlich rekonstruiert werden können und ihr Beitrag zum Simulationsergebnis aufgrund ihres geringen Durchmessers vernachlässigbar ist, werden die Artefakte durch lokale Glättung des Oberflächengitters entfernt (siehe Abb. 10b). Eine unvollständige Kontrastierung des Aneurysmas zeigt sich durch lokale Einwölbungen, meist gegenüber des wahrscheinlichen Einströmbereichs in das Aneurysma. Diese Einwölbungen werden durch abwechselndes Erweitern und Glätten des Gitters entfernt. Um zwischen einem Durchspülungsartefakt und einer realen Variation auf der Oberfläche unterscheiden zu können, werden die Schichtbilddaten und, wenn vorhanden, angiographische Filmaufnahmen der Kontrastmitteleinspritzung konsultiert. Die booleschen Operationen bei der Beseitigung der Verschmelzungsartefakte erzeugen unnatürlich harte Kanten. Diese werden ebenfalls durch lokale Glättung dem Erscheinungsbild des Gefäßes angeglichen. (*Sculptris*)
- **Gefäßerweiterung:** Kleine Gefäße in der Nähe großer Gefäße und das Trägergefäß in der Nähe des Aneurysmas weisen oftmals charakteristische Einschnürungen auf (siehe Abb. 11a). Sie sehen aus wie Stenosen, werden aber durch die Signalüberlagerung in der Nähe großer, kontrastreicher Strukturen (Aneurysma, Trägergefäß) verursacht. Damit die Strömungsgeschwindigkeit in diesen Bereichen korrekt simuliert werden kann, werden sie auf den durchschnittlichen Durchmesser des restlichen Gefäßes erweitert (siehe Abb. 11b). (*Sculptris*)

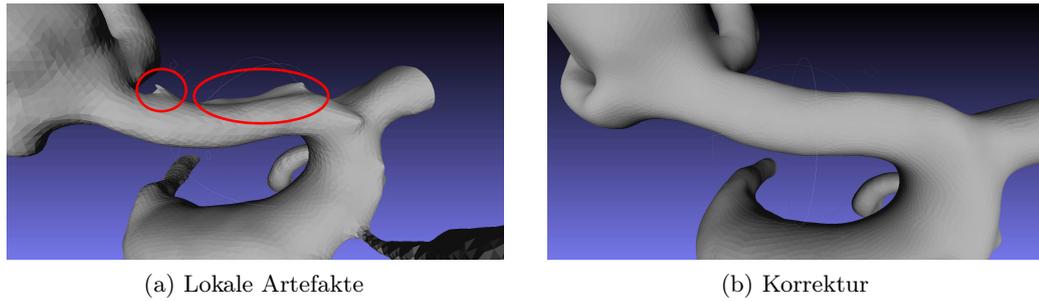


Abbildung 10: Korrektur von lokalen Artefakten auf dem Trägergefäß [161].

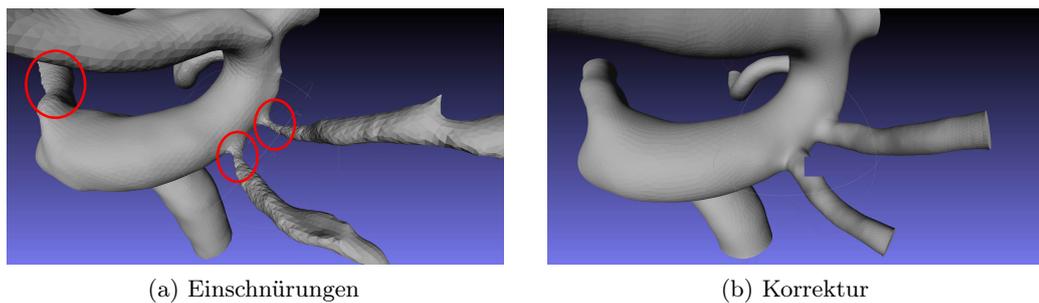


Abbildung 11: Korrektur von lokalen Gefäß-Einschnürungen [161].

- Anpassung der Gefäßenden:** Die Gefäßenden sind für die Simulation von besonderer Bedeutung. Dort wird definiert, mit welcher Geschwindigkeit wie viel neues Blut in das System einströmt und welcher Widerstand beim Ausströmen aus dem System vorliegt. Die dafür notwendigen Geschwindigkeitsprofile werden üblicherweise orthogonal zur Strömungsrichtung und somit orthogonal zur Gefäßmittelachse definiert. Damit sie leicht auf das Simulationsgitter übertragen werden können, sollten die Anfangs- und Endflächen des Trägergefäßes ebenfalls orthogonal zur Gefäßmittelachse ausgerichtet sein. Dies wird abermals über boolesche Schnittoperationen mit entsprechend ausgerichteten Würfeln erreicht (siehe Abb. 12). In einigen Fällen erlauben die anatomischen Gegebenheiten keinen gradlinigen Gefäßverlauf im Bereich der Gefäßenden. Dann werden die Gefäße über eine lineare Extrusion der Schnittflächen verlängert, bis ein ausreichend langer, linearer Gefäßabschnitt vorliegt (ca. fünffacher Gefäßdurchmesser). (*Blender*)
- Verbesserung der Gitterqualität:** Nach erfolgreicher Verarbeitung enthält das Oberflächengitter keine aus der Segmentierung stammenden Artefakte und der repräsentierte anatomische Bereich ist adäquat für die Weiterverwendung in der Simulation. Da das Gitter mit *marching cubes* erzeugt wurde, liegen teilweise sehr spitzwinkelige Dreiecke vor. In den Schnittbereichen der booleschen Operationen treten außerdem Sprünge in der Dreiecksgröße auf. Damit es als Grundlage für ein volumetrisches Simulationsgitter verwendet werden kann, muss die Gitterqualität erhöht werden. Konkret bedeutet dies, möglichst gleichseitige Dreiecke mit einem graduellen Größenverlauf zu generieren. Das dazu

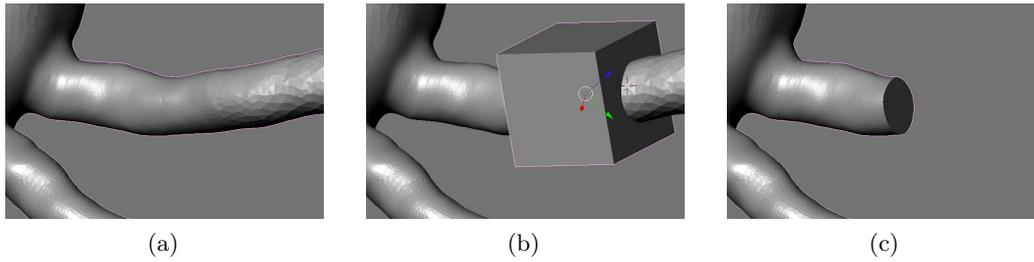


Abbildung 12: Orthogonale Beschneidung der Gefäße durch boolesche Operationen mit entsprechend ausgerichteten Würfeln [161].

verwendete *advancing front*-Verfahren baut das Oberflächengitter neu auf. Für die Initialisierung der Fronten müssen Kanten definiert werden. Über den Dihedralwinkel werden dazu die Ränder der orthogonalen Gefäßendflächen ausgewählt. Dadurch wird sichergestellt, dass die Gefäßendflächen in der selben Form auch im neu generierten Gitter enthalten sind. Das Ergebnis ist ein Gitter mit gleichseitigen Dreiecken, deren Größe von der Oberflächenkrümmung abhängig ist (siehe Abb. 13b). (*NetGen*)

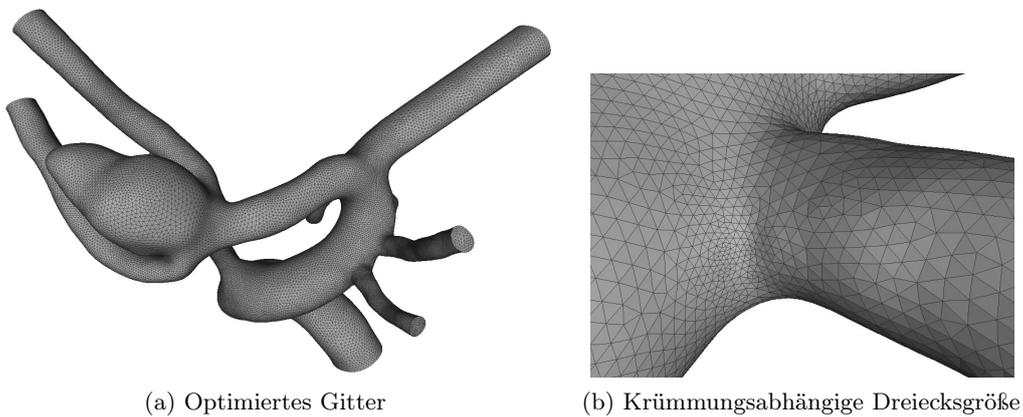


Abbildung 13: Das Gitter nach der Verarbeitung.

Die Rekonstruktion involviert viele, teilweise manuelle Arbeitsschritte. Um abzuschätzen, wie getreu das resultierende Oberflächengitter der in den Bilddaten abgebildeten Anatomie entspricht, wird es zusammen mit einem Volumen-Rendering der Schichtdaten dargestellt. Auffällige Abweichungen zwischen dem Gitter und den Bilddaten werden mit Neuroradiologen erörtert. Dies kann unter Umständen zu einer Wiederholung einiger oder sogar aller Rekonstruktionsschritte führen. Ein solcher Fall tritt allerdings selten auf, da in unklaren Situationen schon die Zwischenergebnisse der Rekonstruktion mit den Experten diskutiert und entsprechend angepasst werden.

3.2 Simulation

Simulationen auf der Grundlage der numerischen Strömungsmechanik, oftmals als CFD-Simulationen (*computational fluid dynamics*) bezeichnet, ermöglichen die computergestützte Abbildung des dynamischen Verhaltens von Flüssigkeiten. Die Eigenschaften der Flüssigkeit müssen dafür durch ein mathematisches Modell beschrieben werden. Die *Navier-Stokes*-Gleichungen stellen das umfassendste Modell dar [246]. Es handelt sich dabei um ein System aus nicht linearen, partiellen Differentialgleichungen zweiter Ordnung, mit denen die Eigenschaften der meisten Fluide beschrieben werden können. Es lassen sich auch komplexe Effekte wie Turbulenz und Grenzschichten abbilden.

3.2.1 Modellierung der Hämodynamik

Newtonsche Flüssigkeiten sind Flüssigkeiten mit *einer* Phase, wie zum Beispiel Wasser. Sie weisen eine konstante Viskosität auf. Da es sowohl aus festen (Hämatokrit - ca. 44%) als auch aus flüssigen Bestandteilen (Plasma - ca. 55%) besteht, ist Blut eine Lösung und somit eine nichtnewtonsche Flüssigkeit. Aufgrund von Wechselwirkungen zwischen den Bestandteilen, kann die Viskosität sich abhängig von äußeren Einflussfaktoren ändern. Ein konkretes Beispiel dafür ist die Aggregation von Blutkörperchen, wenn geringe Geschwindigkeitsgradienten bzw. Scherraten vorliegen. Die Bildung von größeren Gruppen von Blutkörperchen verändert die Viskosität. Dieser Zusammenhang zwischen Scherrate und dynamischer Viskosität kann durch das Carreau-Yasuda-Modell [78] beschrieben werden.

In der Praxis wird Blut jedoch oft mit einer konstanten Viskosität von $\eta = 4.5 \cdot 10^{-3} \text{Pa} \cdot \text{s}$ und somit als newtonsche Flüssigkeit modelliert. Dies ist legitim, sofern Scherraten vorliegen, die eine Agglutination verhindern. Dies gilt für die meisten Gefäße. Bei krankhaften Veränderungen, wie Aneurysmen, kann es aufgrund niedriger lokaler Scherraten jedoch je nach Anwendungsfall durchaus relevant sein, die nichtnewtonschen Eigenschaften miteinzubeziehen [230]. Aufgrund der niedrigen Temperaturschwankungen im menschlichen Körper wird das Blut als isotherm betrachtet, der Einfluss der Temperatur auf die Viskosität entfällt damit. Als weitere Einschränkung wird Blut als inkompressibel angenommen. Bis auf extreme Grenzfälle, die im menschlichen Körper nicht auftreten, ist dies eine gültige Vereinfachung. Durch die Annahme einer konstanten Dichte und einer konstanten Viskosität, stellen sich die Navier-Stokes-Gleichungen folgendermaßen dar:

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla) \mathbf{v} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} + \mathbf{f} \quad (9)$$

wobei die linke Seite die Trägheit, abhängig von instationärer und konvektiver Beschleunigung (\mathbf{v} = Geschwindigkeit, t = Zeit), und die rechte Seite die Stress-Divergenz durch Volumenkräfte \mathbf{f} (z.B. Gravitation), Druck p und dynamischer Viskosität $\mu \nabla^2 \mathbf{v}$ beschreibt. Somit kann die Hämodynamik durch ein System partieller Differentialgleichungen, je eine für Druck und Geschwindigkeit, in Abhängigkeit von Ort und Zeit, beschrieben werden. Durch die Annahme einer konstanten Dichte entlang der Teilchenbahnen, ist das resultierende Geschwindigkeitsfeld divergenzfrei, d.h. es gibt weder Quellen noch Senken.

3.2.2 Lösungsverfahren

Für die partiellen Differentialgleichungen kann nur in speziellen Fällen eine analytische Lösung bestimmt werden. Um sie für individuelle Aneurysma-Konfigurationen zu lösen, kommen numerische Näherungsverfahren zum Einsatz. Dazu werden die partiellen Ableitungen der Navier-Stokes-Gleichungen für diskrete Abschnitte des Strömungsfeldes als endliche Differentialgleichungen formuliert und gelöst. Es gibt grundsätzlich drei Methoden der Diskretisierung: *Finite-Differenzen*, *Finite-Elemente* und *Finite-Volumen* [131]. Die Finite-Volumen-Methode (FVM) ist besonders geeignet für partielle Differentialgleichungen, denen ein Erhaltungssatz zugrunde liegt. Da dies für die Navier-Stokes-Gleichungen gilt, ist FVM das Standardverfahren für die numerische Lösung.

Die Grundlage bildet ein volumetrisches Gitter. Die FVM stellt nur geringe Anforderungen an die Form der einzelnen Gitterzellen, weswegen strukturspezifische, unstrukturierte Gitter verwendet werden können, mit denen sich Gefäß- und Aneurysma-Lumen genau abbilden lassen. Die Navier-Stokes-Gleichungen werden in eine Integral-Form für das Volumen und die Mantelfläche einer Gitterzelle überführt. Diese lässt sich dann pro Zelle als lineares Gleichungssystem lösen. Die Impuls-Erhaltung (Geschwindigkeit in x-, y- und z-Richtung) und die Masseerhaltung (Druck) werden pro Gitterzelle durch vier zu lösende Gleichungen beschrieben.

Der Lösungsprozess ist iterativ. Das Gitter wird über Randbedingungen initialisiert. Dann werden solange für alle Zellen die Lösungen bestimmt, bis die Ergebnisdifferenz zwischen zwei Iterationen unter einem vorher festgelegten Wert, dem sogenannten *Residuum*, liegt. Ist dies der Fall, ist die Simulation konvergiert und für jede Zelle liegen Informationen über die Geschwindigkeit in x-, y- und z-Richtung sowie den vorherrschenden Druck vor. Bei instationären Simulationen mehrerer Zeitschritte wird jeder nachfolgende Zeitschritt, zusätzlich zu den entsprechend angepassten Randbedingungen, mit dem Strömungsfeld des vorhergehenden Zeitschritts initialisiert. Der Aufbau des volumetrischen Simulationsgitters und die Wahl der Randbedingungen beeinflussen das numerische Lösungsverfahren.

3.2.3 Generierung des Simulationsgitters

Das volumetrische Simulationsgitter wird aus dem Oberflächengitter generiert. Die Qualität des Simulationsgitters ist somit direkt von der des Oberflächengitters abhängig und unterschreitet diese normalerweise. Daher ist die Optimierung des Oberflächengitters ein notwendiger Vorverarbeitungsschritt [99]. Da die numerischen Lösungsverfahren auf den Gradienten über dem Volumen einer Zelle beruhen, sollten die Volumenzellen möglichst isotrop sein. Anisotrope Elemente können das Konvergenzverhalten der Simulation stören und so zu deutlich längeren Berechnungszeiten oder sogar fehlerhaften Ergebnissen führen. Am häufigsten werden Tetraeder als Volumenzellen verwendet. Ihre Form erlaubt es, komplexe Gefäßverläufe effizient abzubilden. Grundsätzlich ist man bestrebt, eine möglichst genaue Abbildung der Strömung bei möglichst geringer Gitterauflösung zu erreichen. Da für jede Zelle dieselbe Anzahl an Gleichungen gelöst werden muss, ist der Zusammenhang zwischen Berechnungsdauer und Anzahl der Gitterelemente linear.

Üblicherweise werden Volumengitter schichtweise aufgebaut, ausgehend von der Oberfläche in Richtung des Lumen [215]. Dabei dienen verschiedene Kriterien, wie z.B. das Delaunay-Kriterium, dazu, die Isotropie der hinzugefügten Volumenelemente zu maximieren [236]. Nach der Simulation liegt für eine Volumenzelle jeweils ein Wert für Geschwindigkeit und Druck vor. Variationen innerhalb der Zelle werden somit nicht abgebildet. Vor allem an der Gefäß- und Aneurysma-Wand liegen große Geschwindigkeitsgradienten und stärkere lokale Variationen vor. Da für die Abschätzung des Rupturrisikos die wandnahe Hämodynamik von besonderem Interesse ist, werden diese Bereiche des Volumengitters feiner aufgelöst [5].

Zu diesem Zweck besteht der Randbereich des Volumengitters aus Prismen anstelle von Tetraedern [99]. Es werden üblicherweise ein bis drei Prismen-Schichten verwendet. Dadurch kann in Richtung der Oberflächennormale eine Auflösung von ca. 20 μm erreicht werden. Nur durch eine sehr hohe Anzahl oder stark verzerrte Zellen, könnte diese Auflösung in Wandnähe mit einem reinen Tetraeder-Gitter erreicht werden. Die inneren Bereiche dieses hybriden Volumengitters werden weiterhin durch Tetraeder repräsentiert. Letztendlich ist die Wahl der Gitterelemente davon abhängig, welche Strömungscharakteristika untersucht werden sollen. Spielen wandnahe Effekte keine Rolle, ist ein reines Tetraeder-Gitter ausreichend. Da dies bei Aneurysmen nicht der Fall ist, kommt üblicherweise ein hybrides Volumengitter zum Einsatz (siehe Abb. 14).

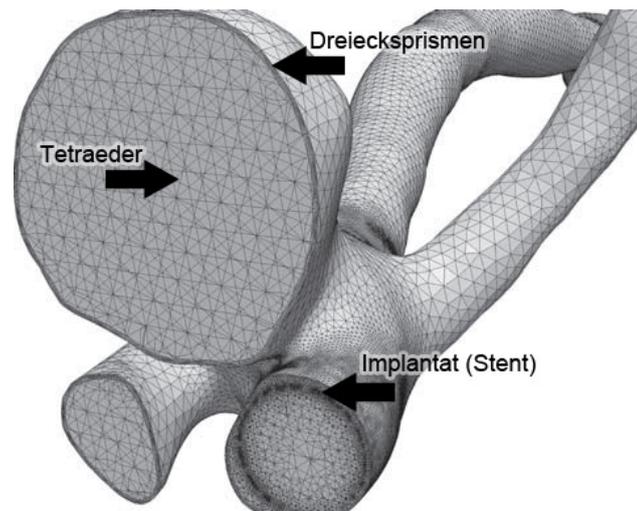


Abbildung 14: Hybrides Volumengitter: der innere Bereich wird durch Tetraeder repräsentiert, der Rand durch mehrere Prismen-Schichten. Im Gefäß eingebrachte Implantate stellen sich als leerer Negativabdruck dar.

Doch selbst wenn die Prismen lokal eine höhere Auflösung ermöglichen, muss die generelle Zellgröße so gewählt werden, dass alle relevanten Strömungsinformationen abgebildet werden können. Geschwindigkeits- und Druckwerte pro Volumenzelle können vereinfacht als Durchschnitt der Strömungsinformationen über das Volumen der Zelle interpretiert werden. Wird eine Zelle zu groß gewählt, werden Strömungsinformationen möglicherweise unterbewertet und Strömungsmuster unvollständig oder gar nicht abgebildet. Deswegen wird eine *Gitterunabhängigkeitsanalyse* durchgeführt [171].

Dazu werden Simulationen auf Volumengittern mit steigender Auflösung durchgeführt. Nach jeder Simulation werden die Simulationsergebnisse an mehreren Positionen im Lumen mit denen der vorherigen Simulation verglichen. Bei Aneurysma-Datensätzen werden auch spezifische Positionen im Bereich potentiell komplexer Strömung einbezogen, z.B. am Ostium. Konvergiert die Differenz der Simulationsergebnisse gegen null, wurde eine ausreichende Gitterauflösung gefunden. Je nach Größe des Aneurysmas und Konfiguration des Trägergefäßes kann ein Volumengitter aus 100.000 bis 3 Millionen Volumenelementen bestehen. Der durchschnittliche Durchmesser einer Volumen-Zelle reicht von 0,02mm bis 0,08mm.

Weiterhin können auch intravaskuläre Implantate, wie z.B. Stents, in die Simulation einbezogen werden. Sie werden als leerer Negativabdruck im Volumengitter des Gefäßlumens repräsentiert [100]. Um dessen Form zu repräsentieren, muss das Tetraeder-Gitter um die Implantate herum feiner aufgelöst sein. Dadurch steigt die Anzahl der Volumenelemente auf bis zu 10 Millionen. Um eine korrekte Repräsentation des Implantats und eine stabile Simulation sicherzustellen, werden entsprechende Gitterunabhängigkeitsanalysen durchgeführt [241]. Bei instationären Simulationen kann eine derartige Analyse auch auf der Differenz zeitabhängiger Strömungsinformationen beruhen. Beispielsweise nutzen Sahni et al. eine Eigenvektor-Analyse, um die Differenz von Richtung und Geschwindigkeit der Strömung einzubeziehen [216]. Bereiche mit starken Strömungsschwankungen werden höher aufgelöst.

3.2.4 Randbedingungen und Modellannahmen

Die CFD-Simulation beruht auf drei Randbedingungen: die Einströmgeschwindigkeit in das System, der Widerstand beim Ausströmen und das Verhalten in Wandnähe. Die Einströmgeschwindigkeit wird über ein Geschwindigkeitsprofil auf den orthogonalen Anfangsflächen des Trägergefäßes und der Ausstrom wird durch einen negativen Druck an den orthogonalen Endflächen modelliert. Das Verhalten in Wandnähe wird über die sogenannte *no-slip*-Bedingung modelliert. Dies bedeutet, dass die Geschwindigkeit an der Wand gleich null ist. Die jeweiligen Abschnitte des Simulationsgitters, also Ein- und Ausströmflächen sowie die Randelemente, werden entsprechend dieser Bedingungen parametrisiert, bevor Druck und Geschwindigkeit im Lumen numerisch bestimmt werden.

Die konkreten Randbedingungen, vor allem die des Einstroms, sind abhängig von den Modellannahmen. Komplexere Modellannahmen erhöhen oftmals den rechnerischen Aufwand, ermöglichen allerdings auch eine genauere Abbildung der Strömungscharakteristika. Allerdings garantieren komplexe Modellannahmen nicht, dass die Simulation die realen Strömungsbedingungen genauer abbildet. Sie besitzen meist eine größere Anzahl an festzulegenden Parametern. Eine inkorrekte Parameterwahl kann in solchen Fällen zu ungenaueren Ergebnissen führen, als eine vereinfachte Modellannahme.

Einige Abstraktionen haben nur geringen Einfluss auf das Simulationsergebnis. Beispielsweise treten bei einem übermäßig hoch aufgelösten Gitter keine weiteren Strömungscharakteristika zu Tage, einzig die Berechnungsdauer und der Speicheraufwand werden unnötigerweise erhöht. Blut wird in vielen Fällen als newtonsche Flüssigkeit modelliert, da die damit zusammenhängenden Einflüsse bei einem durch-

schnittlichen zerebralen Gefäß sehr gering sind [94]. Da der Einfluss allerdings letztendlich von der Gefäßgeometrie abhängig ist und somit keine generelle Aussage für alle möglichen Aneurysmaformen getroffen werden kann, werden vermehrt nicht-newtonsche Modelle, wie z.B. *Bingham* oder *Carreau-Yasuda*, verwendet [78] [99]. Diese Modelle sind gut evaluiert und erhöhen den Berechnungsaufwand nur geringfügig.

3.2.4.1 Instationäre Simulation

Einen deutlich größeren Einfluss auf die Berechnungszeit hat die Entscheidung zwischen stationärer und instationärer Simulation. Eine stationäre Simulation beschreibt einen kontinuierlichen Strom durch die Gefäßgeometrie und liefert ein einzelnes Strömungsfeld. Damit wird ein gemittelter, qualitativer Überblick über die Scherkräfte in Wandnähe und die zeitlich stabilen Bereiche der Strömung erreicht [147]. Allerdings lassen sich keine zeitabhängigen Effekte beobachten und es kann keine Aussage über die Komplexität des Strömungsfeldes getroffen werden [8]. Deswegen sind CFD-Simulationen in Aneurysma-Datensätzen oft instationär.

Dazu muss für jeden Zeitschritt ein Strömungsfeld berechnet werden, was die Rechenzeit deutlich erhöht. Meist werden zwei gesamte Herzzyklen simuliert und die Ergebnisse des zweiten Zyklus verwendet, da sich das Strömungsfeld spätestens dann stabilisiert hat. Generell ist die Strömung in zerebralen Gefäßen laminar, d.h. es treten keine Turbulenzen auf. Dies liegt an der von Viskosität und Gefäßdurchmesser abhängigen, niedrigen *Reynolds-Zahl* (≤ 1100) und der Tatsache, dass der Zeitraum eines Herzzyklus' nicht ausreicht, um die laminare Strömung zu destabilisieren [46].

Instationäre Simulationen zeigen auch, dass komplexere Modellannahmen zusätzliche Parameter benötigen. Für die Modellierung der Einströmgeschwindigkeiten über einen Herzzyklus wird eine dynamische Parametrisierung benötigt. Die charakteristische Geschwindigkeitskurve kann auf Basis von klinischen Durchschnittswerten modelliert werden [257]. Allerdings können patientenspezifische Besonderheiten zu abweichenden Geschwindigkeiten führen. Eine Alternative sind in-vivo Messungen, entweder durch Ultraschall oder PC-MRT [13]. Doch selbst dann ist nicht gesichert, dass der Patientenzustand während der Messung (liegend, evtl. medikamentös behandelt) die alltägliche Belastung des Aneurysmas widerspiegelt.

3.2.4.2 Ein- und Ausströmprofil

Ähnliches gilt für die Modellierung des Geschwindigkeitsprofils im Einströmbereich. Einfache Modelle beschreiben es als parabolisch, d.h. die Geschwindigkeit im Gefäßinneren ist höher und fällt zum Rand hin ab. Das *Womersley*-Profil hingegen bezieht zusätzlich das zeitabhängige Verhalten des Profils mit ein, unter Berücksichtigung von Herzschlagrate, Gefäßdurchmesser und kinematischer Viskosität. Auch wenn es breite Anwendung findet und bestimmte Effekte, wie z.B. Rückströmungen im Randbereich, abgebildet werden können, ist es nicht unumstritten.

So kritisieren Marzo et al. beispielsweise, dass das *Womersley*-Profil die Strömungssituation im Aneurysma nur geringfügig beeinflusst, aber eine Reihe neuer Parameter einführt [150]. Sie sehen darin im besten Fall eine unnötige Verkomplizierung und vermuten, dass eine ungünstige Parameterwahl oder bestimmte anatomi-

sche Konfigurationen, die zu sehr von den theoretischen Grundannahmen (Röhrengeometrie) abweichen, sogar zu einer Ergebnisverschlechterung führen können. Eine Alternative zu analytischen Geschwindigkeitsprofilen ist die in-vivo Messung durch PC-MRT [13]. Da PC-MRT Schichtbilder liefert, können Geschwindigkeitsprofile aus beliebig orientierten Ebenen abgeleitet werden. Dies gilt allerdings nur für große Gefäße, bei kleinen Gefäßen wirken sich Bildartefakte und die aktuell noch zu geringe Auflösung zu stark aus.

Auch die Modellierung der Ausströmbedingung kann unterschiedlich komplex erfolgen. Beispielsweise kann der Einstrom entsprechend der Gefäßdurchmesser der Ausgänge auf diese verteilt werden oder jedem Ausgang wird ein spezifischer Druck zugewiesen, welcher vom Einstrom überwunden werden muss [82]. Will man allerdings die Gegebenheiten des umgebenden Gefäßsystems, z.B. den Verschluss bestimmter Gefäße im *Circulus Willisii*, miteinbeziehen, muss ein globaler Fluss simuliert werden. Da man nicht an den lokalen Strömungscharakteristika interessiert ist, kann dies vereinfacht, durch eine 1D-Simulation erfolgen. Das Gefäßsystem wird als Graph modelliert und darauf die Druck- und Geschwindigkeitsverteilung berechnet. Die Ergebnisse dieser Simulation dienen dann als zusätzliche Parameter für die Beschreibung von Ein- und Ausstrom in der eigentlichen CFD-Simulation [18]. Allerdings stellt sich auch hier wieder die Frage nach der korrekten Parametrisierung und dem generellen Realismus der 1D-Simulation.

3.2.4.3 Fluid-Struktur-Kopplung

Wenn man den Fluss instationär simuliert, kann man auch die elastische Verformung der Gefäße über die Zeit einbeziehen. Durch die *Fluid-Struktur-Kopplung* kann der Einfluss unterschiedlicher Druckverteilungen auf den Gefäßdurchmesser simuliert werden [253]. Allerdings ist dieses Vorgehen nicht unumstritten [245]. Während Befürworter argumentieren, dass wandnahe Scherkräfte durch die Annahme einer starren Wand überbewertet werden, betrachten Gegner den skalierenden Effekt als vernachlässigbar, da sich die qualitative Verteilung kaum ändert. Sie kritisieren vor allem die Tatsache, dass die Annahme einer homogen elastischen Gefäßwand ebenso inkorrekt wie die Annahme einer starren Gefäßwand ist, da im Bereich von Aneurysmen häufig Kalzifikationen, Entzündungen und anderen Wandveränderungen vorliegen, welche die Elastizität deutlich beeinflussen. Dieser Diskurs macht deutlich, dass komplexere Modellannahmen nur sinnvoll sind, wenn sie durch entsprechende Parameter korrekt modelliert werden können. Die Wanddicke zerebraler Gefäße ist mit aktuellen Bildgebungsmethoden nicht abbildbar und steht somit auch nicht als Eingangsparameter für die Fluid-Struktur-Kopplung zur Verfügung.

3.2.5 Zusammenfassung

Die Strömungsdaten werden durch CFD-Simulationen auf diskreten Volumengittern erzeugt. Navier-Stokes-Gleichungen dienen der Beschreibung der Hämodynamik. Dieses System partieller Differentialgleichungen wird durch die Finite-Volumen-Methode numerisch näherungsweise für das komplex geformte Lumen gelöst. Damit die Simulation konvergiert und die Simulationsergebnisse die geforderte Genauigkeit besitzen, müssen die Zellen des Volumengitters qualitativ hochwertig sein. Oftmals kommen hybride Gitter zum Einsatz, die im Randbereich aus Prismen und im Inneren aus Tetraedern bestehen. Die Simulation selbst kann auf unterschiedlich komplexen Modellannahmen beruhen. Damit komplexere Modellannahmen auch die Genauigkeit der Ergebnisse erhöhen, müssen diese korrekt parametrisiert werden. Nicht immer ist es möglich, die notwendigen Informationen aus der Bildgebung oder anderen Quellen zu gewinnen.

Inwieweit die Simulation die Realität abbildet, kann nur begrenzt evaluiert werden. Etablierte Validierungsverfahren basieren auf Geschwindigkeitsmessungen in Aneurysma-Phantomen (siehe Abschnitt 2.3.1.2). Durch den Vergleich der Messungen mit den Ergebnissen der CFD-Simulation kann die Korrektheit bestimmter Modellannahmen geprüft werden. Auch wenn dies Hinweise auf die generelle Anwendbarkeit der Simulation liefert, ist nicht gesichert, dass die Strömungsbedingungen im Aneurysma-Phantom denen im Patienten entsprechen [69]. Ein Vergleich mit in-vivo Messungen, z.B. über PC-MRT, kann entsprechende Informationen liefern [74]. Aktuelle Einschränkungen ergeben sich durch die Auflösung und Signalqualität der gemessenen Daten. Trotzdem stellt die Kopplung von PC-MRT und CFD-Simulationen eine zukunftsweisende Möglichkeit dar, zusätzliche Randbedingungen für eine genauere Simulation zu gewinnen und diese Ergebnisse in gewissem Rahmen mit den in-vivo Verhältnissen abzugleichen.

3.3 Visualisierung

Für die Darstellung der aus der Simulation gewonnenen Strömungsinformationen steht ein breites Spektrum an Visualisierungstechniken zur Verfügung. Aufgrund der räumlichen und zeitlichen Komplexität der Strömungsfelder, bilden diese oftmals nur einen Teilaspekt der Daten ab. Grundsätzlich lassen sich Visualisierungstechniken nach dem Abstraktionsgrad bei der Repräsentation des Strömungsfeldes klassifizieren. Für die visuelle Exploration in zerebralen Aneurysmen liefert die Gefäßanatomie wichtige kontextuelle Informationen und muss dementsprechend zusätzlich dargestellt werden. Im Folgenden wird ein Überblick über Verfahren der Strömungsvisualisierung gegeben und ihren Einsatz im Bereich der zerebralen Aneurysmen gegeben. Anschließend erörtern wir die Anforderungen bei der kontextuellen Visualisierung der Gefäßwand und präsentieren verschieden Umsetzungen.

3.3.1 Strömungsvisualisierung

Strömungsdaten sind komplex. Für jeden Punkt des hochaufgelösten, volumetrischen Simulationsgitters liegen multiple Informationen vor. Selbst im einfachsten Fall liegen pro Datenpunkt skalare Informationen über den Druck und vektorielle Informationen über Geschwindigkeit und Richtung der Strömung vor. Wurde die Simulation instationär durchgeführt, ändern sich diese Informationen pro Zeitschritt, wobei die Änderung selbst wichtige Charakteristika der Hämodynamik beschreiben. Im Zusammenhang können diese Strömungsinformationen komplexe Flussmuster (z.B. Wirbel) repräsentieren, mit variabler Ausrichtung, Ausprägung und Verhalten über die Zeit. Ebenso kann die Verteilung und Ausprägung von Bereichen ähnlichen Strömungsverhaltens relevant sein. Mit einer einzelnen Visualisierungsmethode ist es nicht möglich, diese vielschichtigen Charakteristika gleichzeitig zu repräsentieren.

Stattdessen ergeben sich, je nach Zielstellung, verschiedene Kategorien von Visualisierungsmethoden: *direkte*, *texturbasierte*, *geometrische* und *merkmalsbasierte* Methoden [196]. Direkte Methoden benötigen keine Vorverarbeitung und werden direkt auf das Vektorfeld der Strömung angewendet. Texturbasierte Methoden verzerren eine zufällige Textur entsprechend dem zugrundeliegenden Vektorfeld [127]. Geometrische Methoden nutzen Trajektorien im Strömungsfeld, um daraus eine geometrische Repräsentation zu erzeugen [155]. Merkmalsbasierte Methoden stellen nur spezifische Charakteristika der Strömung dar. Oftmals nutzen diese Methoden die Topologie des darunterliegenden Vektorfeldes zur abstrakten Repräsentation der Strömung [128]. Eine andere Ausprägung der merkmalsbasierten Strömungsvisualisierung ist die Vereinfachung des Vektorfeldes auf seine charakteristischen Grundzüge. Dazu ist eine Identifikation und zusammenfassende Visualisierung ähnlicher Bereiche notwendig [217].

Im Kontext der Strömungsvisualisierung in zerebralen Aneurysmen fassen wir diese Kategorien zu *vollständigen*, *integrationsbasierten* und *merkmalsbasierten* Verfahren zusammen. Im Folgenden beschreiben wir jede dieser Kategorien und untersuchen im Anschluss ihre Umsetzung im Kontext zerebraler Aneurysmen.

3.3.1.1 Vollständige Verfahren

Vollständigkeit bedeutet, dass alle im gesamten Vektorfeld oder einem Ausschnitt zur Verfügung stehenden Strömungsinformationen abgebildet werden. Ausgehend von der Definition von Post et al. gehören direkte und texturbasierte Visualisierungsmethoden zu den vollständigen Verfahren [196]. Direkte Methoden besitzen den geringsten Berechnungsaufwand, da sie direkt auf das Vektorfeld angewendet werden [155]. Typischerweise werde skalare Informationen, wie Strömungsgeschwindigkeit oder Druck, auf Farbe abgebildet, für die Abbildung der Strömungsrichtung dienen oftmals Pfeil-Glyphen (siehe Abb. 15a) [22].

Texturbasierte Verfahren korrelieren die Werte in einer Textur mit den Informationen des Vektorfeldes. Meist wird dies über eine vektorabhängige Filterung der Textur umgesetzt [127]. Die weitverbreitetste Technik ist die *line integral convolution* (LIC) [30]. Dabei werden Grauwerte auf einer Textur zufällig verteilt und dann, entsprechend eines vektorabhängigen Kerns, verzerrt (siehe Abb. 15c). Das Ergebnis ist eine dichte, intuitiv nachvollziehbare Abbildung des zugehörigen Strömungsabschnitts.

tes. Durch Variation von Kernel, Texturerzeugung und Datenstrukturen lassen sich LICs an spezifische Anforderungen anpassen, z.B. die Hervorhebung der Geschwindigkeit, animierte Texturen oder instationäre Vektorfelder [127].

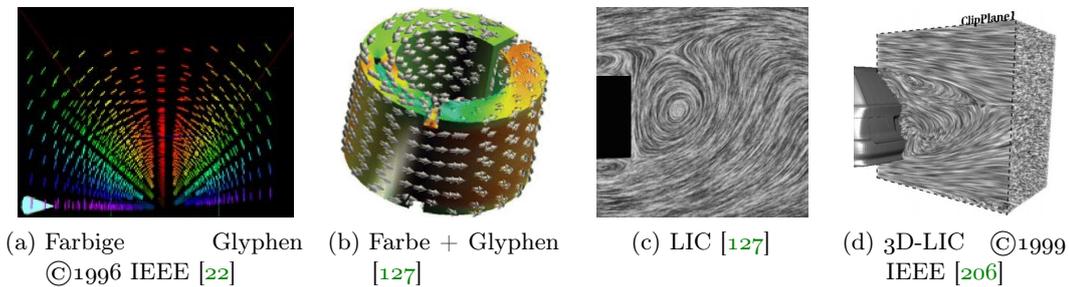


Abbildung 15: Beispiele für vollständige Visualisierungsmethoden.

Der Vorteil dieser Verfahren liegt darin, dass sie die vorhandenen Strömungsdaten vollständig visualisieren. Allerdings birgt dies auch ihren zentralen Nachteil. Bei einer Anwendung auf ein 3D-Vektorfeld ist die Rate der visuellen Verdeckung sehr hoch. Eine 3D-LIC-Textur füllt den Strömungsbereich, z.B. das Aneurysma-Lumen, mehr oder weniger massiv aus, so dass nur Informationen über die Strömung im Randbereich sichtbar sind. Ähnliches gilt für die Anwendung von Glyphen. Innenliegende Glyphen sind meist verdeckt. Will man dennoch vollständige Verfahren anwenden, muss die Visualisierung durch zusätzliche Interaktion auf einen Teil des Strömungsfeldes beschränkt werden. Rezk-Salama et al. nutzen beispielsweise eine hardwarebeschleunigte Texturdarstellung um interaktiv, durch eine Clipping-Geometrie, bestimmte Teile der 3D-LIC-Textur auszublenden (siehe Abb. 15d) [206].

3.3.1.2 Integrationsbasierte Verfahren

Bei integrationsbasierten Verfahren wird ausgehend von einem Startbereich im Strömungsfeld, anhand der vektoriellen Informationen, eine repräsentative Geometrie erzeugt [155]. Meist ist der Startbereich durch sogenannte *seed*-Punkte gegeben und davon ausgehend werden Linien erzeugt. Dieses Anfangswert-Problem kann numerisch angenähert durch ein iteratives Integrationsverfahren, wie z.B. das Runge-Kutta-Verfahren, gelöst werden [108].

Je nachdem, wie die vektoriellen Informationen ausgewertet werden, entstehen unterschiedliche Linien. *Strömungslinien* sind immer tangential zum zugrundeliegenden Vektorfeld. Sie können als ausgedünnte Abbildung eines stationären Vektorfeldes interpretiert werden, nicht jedoch als Abbildung einer physikalischen Trajektorie. Die Bewegung von Partikeln durch das Vektorfeld wird durch *Pfadlinien* repräsentiert. In instationären Vektorfeldern beschreiben Pfadlinien die Trajektorie eines Partikels, welches zum Zeitpunkt null von der Position des *seed*-Punktes aus gestartet wurde. Die Pfadlinie repräsentiert somit sowohl räumliche als auch zeitliche Informationen. *Streichlinien* verbinden Partikel, die nacheinander vom selben *seed*-Punkt aus gestartet werden. In einem stationären Vektorfeld entsprechen sowohl Pfad- als auch Streichlinien den Strömungslinien. Je nach Anwendung kommen auch weitere lineare oder höherdimensionale Repräsentationen zu Einsatz, wie z.B. Pfad- oder Streichflächen (siehe Abb. 16b) [219].

Bei der Blutflussvisualisierung kommen üblicherweise Strömungs- oder Pfadlinien zum Einsatz. Sie erlauben eine intuitive Interpretation des Strömungsverlaufes. Für die bessere Wahrnehmung des Formverlaufs und der räumlichen Anordnung der Linien können erweiterte Rendering-Methoden verwendet werden, wie z.B. ein vereinfachtes Beleuchtungsmodell (*illuminated streamlines*) oder auch Halos (siehe Abb. 16a) [289] [63]. Da die Integration nur von vorher definierten Punkten aus durchgeführt wird, kann eine ausgedünnte Darstellung des volumetrischen Flusses erreicht werden. Durch die so verringerte Verdeckung ist eine bessere Wahrnehmung volumetrischer Flussmuster möglich. Die Abhängigkeit des Dargestellten von der Platzierung der *seed*-Punkte erfordert allerdings auch gut durchdachte *seeding*-Strategien. Werden zu viele *seed*-Punkte gesetzt, nähert sich der Verdeckungsgrad dem der vollständigen Verfahren. Dem ließe sich durch das gezielte Ausblenden von Strömungslinien entgegenwirken. Beispielsweise nutzen Lee et al. ein vorberechnetes Entropiefeld, um Strömungslinien nach ihren potentiellen Informationsgehalt zu sortieren und weniger informative Strömungslinien auszublenden (siehe Abb. 16c) [134]. Günther et al. beziehen neben dem Informationsgehalt auch den Verdeckungsgrad der Strömungslinien mit ein [83].

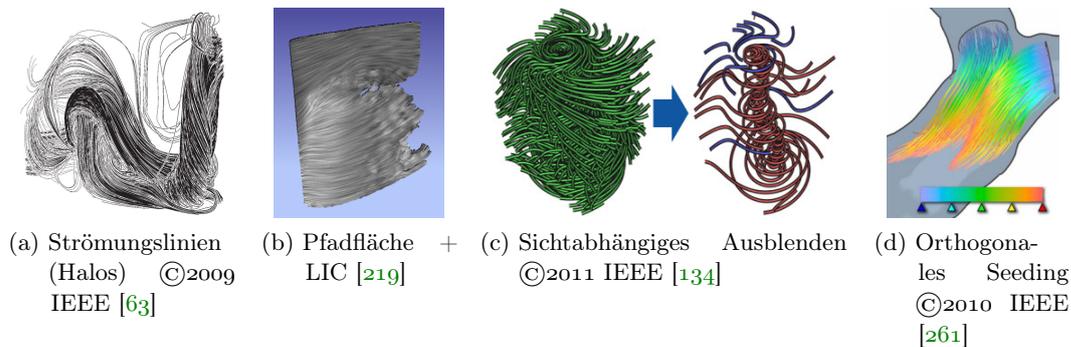


Abbildung 16: Beispiele für integrationsbasierte Visualisierungsmethoden.

Anstatt Strömungslinien auszublenden, können *seed*-Punkte auch so platziert werden, dass nur die für die jeweilige Anwendung relevanten Abschnitte der Strömung abgebildet werden. Ye et al. beispielsweise identifizieren kritische Punkte (Quellen, Senke, Wirbel) im Vektorfeld und platzieren die *seed*-Punkte so, dass im Bereich der kritischen Punkte eine besonders dichte Verteilung der Strömungslinien erreicht wird [284]. Rosenawo et al. wiederum nutzen orthogonal zum Vektorfeld ausgerichtete Strömungslinien als Startbereich der eigentlichen Strömungslinien. Durch diesen dualen Ansatz können sie eine gleichmäßige Verteilung der Strömungslinien erreichen [212]. Neben *seeding*-Strategien, die auf dem zugrundeliegenden Vektorfeld beruhen, kann man bei der Strömungsvisualisierung in Gefäßen auch auf anatomische Informationen zurückgreifen. In Gefäßen werden *seed*-Punkte oft auf orthogonal zur Gefäßmittelachse ausgerichteten Ebenen platziert (siehe Abb. 16d) [261]. Auf diesen Ebenen können die Punkte unterschiedlich dicht verteilt werden, um verschiedene Abschnitte der Strömung (z.B. wandnahe Strömung) hervorzuheben. Auch geometrische Repräsentationen anatomischer Landmarken (z.B. Ostium) können zur Platzierung von *seed*-Punkten verwendet werden [176].

Letztendlich entscheidet die spezifische Anwendung über die Wahl der *seeding*-Strategie. Sie muss sorgfältig konzipiert werden, da integrationsbasierte Visualisierungsverfahren auch immer selektive Visualisierungsverfahren sind. Eine ungünstige Konfiguration kann dazu führen, dass relevante Strömungsinformationen übersehen werden.

3.3.1.3 Merkmalsbasierte Verfahren

Merkmalsbasierte Visualisierungsverfahren nutzen den höchsten Abstraktionsgrad bei der Abbildung des Strömungsfeldes. In Vorverarbeitungsschritten werden spezifische Eigenschaften des Vektorfeldes identifiziert und die Darstellung der Strömung auf diese beschränkt. Im Optimalfall wird so der Informationsgehalt der Visualisierung erhöht, während der Datengehalt stark reduziert wird. Die Extraktion bestimmter Strömungscharakteristika erlaubt eine Quantifizierung, welche über wenige geometrische Repräsentanten vermittelt werden kann [196]. Auch Strömungsbereiche mit ähnlichen Eigenschaften können mithilfe einzelner Repräsentanten visuell zusammengefasst werden [217].

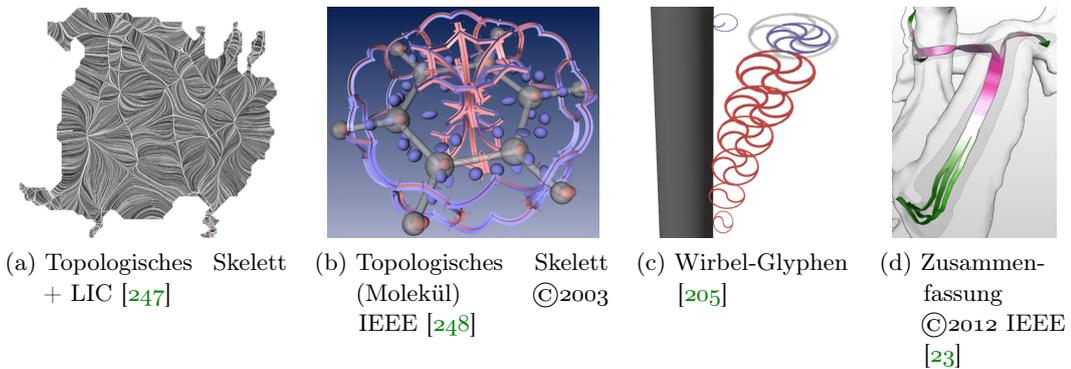


Abbildung 17: Beispiele für merkmalsbasierte Visualisierungsmethoden.

In vielen Fällen werden die Eigenschaften der Strömung abstrahiert beschrieben, durch die topologischen Strukturen und kritischen Punkte im Vektorfeld. Kritische Punkte sind z.B. Quellen, Senken oder Sattelpunkte. Sie lassen sich durch die Eigenwert-Analyse der *Jacobi*-Matrix, welche die Gradienten im Vektorfeld beschreibt, identifizieren [196]. Es lassen sich auch weitere Felder ableiten, die z.B. die Helizität, Wirbelstärke, Beschleunigung oder Krümmung des Vektorfeldes beschreiben. Anhand dieser Informationen kann ein statisches Strömungsfeld auf sein *topologisches Skelett* reduziert werden. Dieses besteht aus kritischen Punkten und den sie verbindenden Strömungslinien (siehe Abb. 17a). Eine solche Strömungslinie ist gleichzeitig eine *Seperatrix*, da sie Bereiche mit ähnlichem Strömungsverhalten umgrenzt [217]. Ein topologisches Skelett ermöglicht es, räumlich komplexe Vektorfelder durch wenige Linien und Punkte visuell zu repräsentieren. Anwendung findet dies z.B. bei der Visualisierung von molekularen Magnetfeldern (siehe Abb. 17b) [248]. Da Bereiche homogener Strömung im Skelett eindeutig umgrenzt sind, kann es auch zur Kompression von Vektorfeldern verwendet werden [247].

Neben der Gesamtopologie werden auch einzelne Komponenten, wie z.B. die Wirbel, zur merkmalsbasierten Strömungsvisualisierung verwendet. Reindes et al. nut-

zen die Wirbelstärke des Vektorfeldes um Wirbelkerne zu extrahieren und bilden ihre Position und Stärke durch spezielle Glyphen ab (siehe Abb. 17c) [205]. Aufgrund der dynamischen Änderung ergeben sich für die topologische Beschreibung instationärer Vektorfelder erweiterte Anforderungen. Viele Methoden sind lokaler Natur und konzentrieren sich auf die Verfolgung von Wirbelstrukturen und die Detektion von Separations- und Verbundbereichen im Strömungsfeld [195]. Ein Beispiel sind die *finite-time Lyapunov*-Exponenten (FTLE). Damit lassen sich Bereiche mit hoher Separationsrate identifizieren, also zum Beispiel der Trennbereich zwischen normaler und in das Aneurysma führender Strömung. Krishnan et al. wiederum nutzen die FTLE, um in verrauschten, gemessenen Strömungsdaten (PC-MRT) die Gefäßwände als Separationszonen zu identifizieren und so die *seed*-Punkt-Platzierung für eine integrationsbasierte Visualisierung zu optimieren [122].

Eine weitere Form der merkmalsbasierten Visualisierung bildet ähnliche Flussbereiche auf einzelne, geometrische Repräsentanten ab. Im Kontext der Hämodynamik dient oft eine integrationsbasierte Repräsentation der Strömung als Grundlage [217]. Über jedes lineares Element (z.B. Strömungslinie) wird eine Reihe von Parametern berechnet, die sogenannten *Linien-Prädikate* [23]. Lineare Elemente mit ähnlichen Eigenschaften werden zusammengefasst und durch einen geometrischen Repräsentanten abgebildet (siehe Abb. 17d). Konkrete Verfahren unterscheiden sich in der Art der Parameter, dem für die Zusammenfassung verwendeten Algorithmus und der Repräsentation der Strömungsbereiche.

Die merkmalsbasierte Visualisierung ermöglicht es, das Strömungsfeld durch wenige, abstrakte Repräsentanten abzubilden. Durch diese visuelle Vereinfachung können die Kerneigenschaften der Strömung leichter wahrgenommen werden. Allerdings müssen dazu die Repräsentanten intuitiv gestaltet sein und gleichzeitig oftmals multiple Strömungseigenschaften repräsentieren. Außerdem muss der Anwender ein grundsätzliches Verständnis über den Abstraktionsprozess besitzen, um die dargestellten Informationen korrekt interpretieren zu können. Weiterhin involviert der erhöhte Abstraktionsgrad auch einen höheren Vorverarbeitungsaufwand, welcher wiederum eine Reihe zusätzlicher Parameter mit sich bringt. Diese Parametrisierung muss sorgfältig durchgeführt und dem Anwender soweit vermittelt werden, dass eine korrekte Interpretation sichergestellt ist.

3.3.1.4 Anwendungsbeispiele

Aus dem Bereich der medizinischen CFD-Studien über zerebrale Aneurysmen, bei denen die Hämodynamik auch visuell ausgewertet wurde, stellen die Arbeiten von Cebal et al. eine der umfangreichsten Sammlungen dar [41] [34] [32] [35] [43] [42] [28]. Deswegen sind sie bei der folgenden Betrachtung stellvertretend für den Einsatz von Strömungsvisualisierung in der medizinischen Forschung.

Eine zum Einsatz kommende, vollständige Visualisierungsmethode ist die farbliche Abbildung der Strömungsgeschwindigkeit auf im Strömungsfeld positionierten Ebenen [34]. Oftmals werden die Ebenen an spezifischen Landmarken ausgerichtet, z.B. über und orthogonal zum Ostium, um die Geschwindigkeitsverteilung im Einströmbereich zu visualisieren. Des Weiteren kommen auch Konturlinien zum Einsatz, um unterschiedliche Geschwindigkeitsverteilungen in verschiedenen Datensätzen hervorzuheben [41]. Bei der Visualisierung der wandnahen Strömung werden ebenfalls

vollständige Visualisierungsmethoden verwendet. Oftmals wird die WSS farbkodiert auf dem Oberflächengitter abgebildet, wobei in einigen Fällen der Einsatz spezifischer Transferfunktionen der visuellen Trennung von niedriger und hoher WSS dient [35] [42]. Ähnliche Visualisierungen werden auch auf eine geometrische Repräsentation der Ostium-Fläche angewendet. Anhand der Strömungsrichtung wird die Flächenverteilung von Ein- und Ausstrom auf Farbe abgebildet [42].

Die am häufigsten verwendete, integrationsbasierte Visualisierungsmethode sind Strömungslinien [34] [32] [35] [43]. Dies ist darauf zurückzuführen, dass sich auf das Vektorfeld spezifischer Zeitschritte (Systole, Diastole) konzentriert wurde. Die Strömungslinien werden von der Einströmfläche des Trägergefäßes aus gestartet. Oft werden die Strömungslinien als leicht transparente *illuminated streamlines* dargestellt und die Geschwindigkeit auf die Farbe der einzelnen linearen Segmente abgebildet [35].

Aus dem Bereich der merkmalsbasierten Visualisierung kommen meist nur sehr grundlegende Methoden zum Einsatz. So werden z.B. Bereiche gleicher Geschwindigkeit durch Iso-Oberflächen zusammengefasst [42]. In [32] wurden Strömungslinien entsprechend der abführenden Gefäßen klassifiziert und gefärbt. In [28] wurden Wirbelkerne extrahiert und als Liniensegmente darstellt, um das dynamische Verhalten der Wirbelstrukturen genauer zu untersuchen.

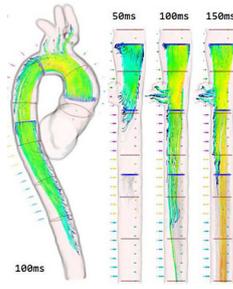
Es lässt sich beobachten, dass bei medizinisch motivierten Arbeiten vorrangig einfache vollständige oder integrationsbasierte Verfahren angewandt werden. Bei Arbeiten, die zwar klinische Aneurysma-Datensätze nutzen aber einen stärkeren Visualisierungsbezug besitzen, kommen komplexere Methoden zum Einsatz. Goubergrits et al. benutzen für die vollständige Visualisierung der wandnahen Aneurysma-Strömung LICs [81]. Rosanwo wiederum verwenden duale Strömungslinien und das topologische Skelett, für die Abbildung der wandnahen Strömung und ihrer kritischen Punkte [212]. Zusätzlich ist die Druckverteilung auf der Aneurysma- und Gefäßoberfläche durch Farbe abgebildet (siehe Abb. 18a). Angelelli et al. verwenden eine begradigte Gefäßdarstellung, um die Verteilung von Strömungslinien zu verschiedenen Zeitpunkten besser vergleichen zu können (siehe Abb. 18b) [3].

Van Pelt et al. nutzen ebenfalls integrationsbasierte Verfahren zur Strömungsvisualisierung in Gefäßen. Sie unterstützen das manuelle *seeding* durch verschiebbare, zum Gefäß ausgerichtete *seeding*-Ebenen bzw. einer frei platzierbaren, sich an der Strömung ausrichtenden virtuellen Sonde (siehe Abb. 18c) [261] [262]. Für die Verteilung der *seed*-Punkte werden Vorlagen angeboten, mit denen z.B. in Wandnähe mehr Strömungs- bzw. Pfadlinien gestartet werden können. Für die Strömungsvisualisierung werden verschiedene, illustrative Techniken bereitgestellt. Dazu gehören durch Halos besser abgegrenzte Pfadlinien, animierte Partikel mit Pfadspuren, über die Zeit animierte Pfeilglyphen oder auch Pfadflächen, deren Torsion über eine Streifen-textur vermittelt wird.

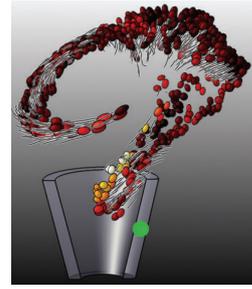
Im Bereich der merkmalsbasierten Visualisierung konzentrieren sich viele Arbeiten auf die durch Zusammenfassung vereinfachte Flussrepräsentation. Kuhn et al. fassen Abschnitte auf Strömungslinien entsprechend ihrer Krümmung zusammen. Die entstehenden Cluster werden entsprechend der Turbulenz, Wirbelstärke und des laminaren Verhaltens klassifiziert und durch unterschiedlich gefärbte Oberflächengitter abgebildet [124]. In zerebralen Aneurysmen konnten Wirbelstrukturen durch



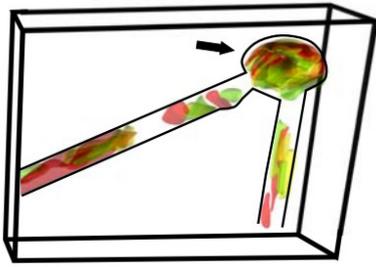
(a) Topologisches Skelett
©2009 IEEE [212]



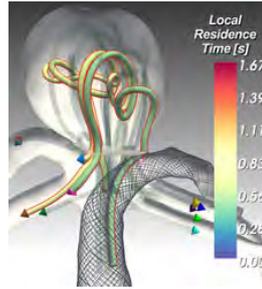
(b) Begradigung ©2011
IEEE [3]



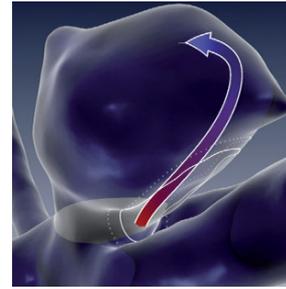
(c) Virtuelle Sonde
©2011 IEEE [262]



(d) Cluster [124]



(e) Repräsentanten
©2013 IEEE [185]



(f) Einström-Glyph ©2012
IEEE [76]

Abbildung 18: Beispiele für Strömungsvisualisierung in Arbeiten mit Visualisierungsschwerpunkt.

Cluster abgebildet werden (siehe Abb. 18d). Oeltze et al. beziehen neben ihrer Geometrie auch die auf Strömungslinien abgebildeten lokalen Strömungseigenschaften (z.B. Residenz-Zeit) und anatomische Informationen, z.B. die Distanz zum Ostium, mit ein [185]. Durch ein spektrales Clustering werden entsprechend dieser Prädikate Gruppen gebildet und für jede Gruppe wird eine Strömungslinie als repräsentativer Vertreter ausgewählt. Die vereinfachte Strömungsvisualisierung beschränkt sich auf diese repräsentativen Strömungslinien (siehe Abb. 18e). Gasteiger et al. nutzen ähnliche Prädikate, allerdings mit dem Ziel, Strömungslinien zu identifizieren, welche den Einströmbereich in das Aneurysma repräsentieren [76]. Dieser wird dann aus der äußeren Hülle der entsprechenden Strömungslinien polygonal rekonstruiert. Er kann direkt dargestellt werden, wobei, ähnlich wie in [262], eine Streifentextur die Torsion des Einströmbereiches verdeutlicht. Als alternative Darstellungsform dient ein zum Betrachter ausgerichteter, gebogener Pfeilglyph (siehe Abb. 18f).

3.3.1.5 Zusammenfassung

Die für die Strömungsvisualisierung in Aneurysmen verfügbaren Visualisierungstechniken lassen sich in vollständige, integrations- und merkmalsbasierte Verfahren unterteilen. Während vollständige Methoden die notwendigen Informationen mehr oder weniger direkt aus dem Strömungsfeld beziehen, ist für integrations- und merkmalsbasierte Verfahren eine komplexere Vorverarbeitung notwendig. Im Gegenzug liefern sie eine stärker abstrahierte Abbildung des Strömungsfeldes. Dies kann die Übersichtlichkeit und das Verständnis komplexer räumlicher Zusammenhänge erleichtern, sofern der Anwender die zugrundeliegenden Abstraktionsprozesse nachvollziehen kann.

Die Wahl der Visualisierungstechnik ist anwendungsspezifisch. In vielen Fällen werden Techniken aus den unterschiedlichen Klassen miteinander kombiniert. Oftmals können sie auch nicht eindeutig voneinander getrennt werden, wenn beispielsweise Strömungslinien (integrationsbasiert) die Grundlage für die visuelle Zusammenfassung von Strömungsbereichen (merkmalsbasiert) bilden.

3.3.2 Gefäßvisualisierung

Da ein Aneurysma ein krankhaft veränderter Abschnitt eines Gefäßes ist, ordnet sich dessen Darstellung in den Bereich der Gefäßvisualisierung ein. Dieser wiederum besitzt einen starken Bezug zu der in Abschnitt 3.1 beschriebenen Rekonstruktion. Oftmals wird die in der Rekonstruktion erzeugte Gefäßgeometrie direkt für die Darstellung des Gefäßes verwendet, z.B. in Form eines polygonalen Oberflächengitters. Die Beschreibung der Gefäßgeometrie kann mithilfe modellbasierter oder direkter Verfahren erzeugt werden. Wie schon bei der Rekonstruktion sind modellbasierte Verfahren für die Visualisierung von Aneurysmen ungeeignet. Sie gehen von einer quasi-zylindrischen Gefäßform mit einem regulären Radiusverlauf aus. Aneurysmen sind krankhafte Veränderungen, die sich primär auf Form und Radius des Gefäßquerschnitts auswirken. Derartige Modellannahmen erlauben somit keine korrekte Visualisierung des Aneurysmas.

Die direkten Rekonstruktionsverfahren extrahieren die Gefäßoberfläche direkt aus dem Intensitätsverlauf in den Bilddaten. Hieraus ergeben sich zwei Möglichkeiten der Gefäßvisualisierung. Entweder, man verwendet die explizite Gefäßoberfläche oder man nutzt die Bilddaten direkt, um eine visuelle Repräsentation von Gefäß und Aneurysma zu erzeugen. Dies geschieht meist durch direktes *Volumen-Rendering* (DVR), während die explizite Gefäßoberfläche meist als polygonales Dreiecksgitter dargestellt wird.

3.3.2.1 Direkte Visualisierung

DVR ist eine etablierte Visualisierungstechnik für medizinische Bilddaten [198]. Alle diskreten Positionen im Schichtdatensatz werden abgetastet und durch ein Projektionsverfahren (z.B. *Raycasting*) auf dem Bildschirm dargestellt. Durch moderne, hardwarenahe Implementierung lassen sich mittlerweile auch hochaufgelöste Datensätze mit interaktiven Raten darstellen [274]. Bei klinischen Angiographien werden klassische Schichtbilder durch DVR-Darstellungen ergänzt, um die räumlichen Zusammenhänge besser erfassen zu können [65].

Die Gesamtheit der Bilddaten fließt in die DVR-Gefäßvisualisierung ein. Somit ist sie für die Abbildung von Anomalien gut geeignet, da diese nicht durch etwaige, vorhergehende Extraktionsprozesse verfälscht oder gänzlich gefiltert wurden [123]. Es muss keine binäre Entscheidung getroffen werden, welche Strukturen relevant sind, stattdessen kann während der Darstellung interaktiv entschieden werden, ob und wie Bildintensitäten abgebildet werden. Dies geschieht durch eine *Transferfunktion* (TF). Eine 1D-TF bildet Bildintensitäten direkt auf Farbe und Opazität ab. Da die Gefäße und das Aneurysma in den Schichtbilddaten kontrastverstärkt sind, werden hohe Intensitäten normalerweise auf eine hohe Opazität abgebildet. Mehrdimensionale TFs erlauben es, zusätzliche Bildinformationen einfließen zu lassen [114]. Dadurch kann das DVR an anwendungsspezifische Anforderungen angepasst werden.

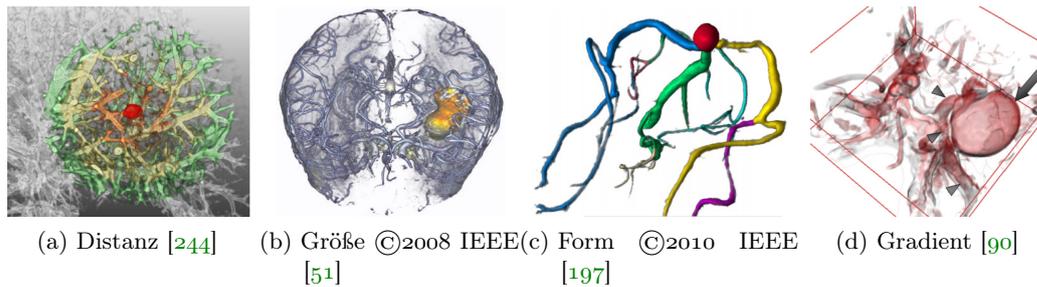


Abbildung 19: Verschiedene Konzepte für Transferfunktionen bei der direkten Volumenvisualisierung zerebraler Aneurysmen.

Da zerebrale Aneurysmen von einem komplexen Gefäßbaum und anderen Schädelstrukturen umgeben sind, ist Verdeckung ein häufiges Problem. Spezielle TFs erlauben das Ausblenden der verdeckenden Strukturen bzw. das Hervorheben des Aneurysmas. Tappenbeck et al. nutzen die Distanz zu einer selektierten Struktur als zusätzliche Dimension der TF [244]. Dadurch kann die Opazität entsprechend der Distanz angepasst und das Umfeld des Aneurysmas mit höherer Transparenz dargestellt werden (siehe Abb. 19a). Allerdings ist hierfür eine grobe Vorsegmentierung des Aneurysma-Doms notwendig. Correa et al. nutzen eine größenbasierte TF [51]. Dies bietet sich für Aneurysmen an, da sie im Bezug zu den umgebenden Gefäßen meist die größte, kompakte Struktur darstellt. Um Informationen über Strukturgrößen zu erhalten, kommt ein iterativer Diffusionsprozess zum Einsatz. Voxel, die nach wiederholter Diffusion immer noch eine hohe Intensität aufweisen, sind von vielen intensitätsstarken Voxeln umgeben und somit Teil einer größeren Struktur. Entsprechend der Intensitätsänderung während der Diffusion kann somit jedem Voxel eine Größe zugeordnet werden. Diese zusätzliche Information kann dann auf Far-

be oder Opazität abgebildet werden. Dadurch können die umgebenden Gefäße mit verringerter Opazität dargestellt oder das Aneurysma durch Farbe hervorgehoben werden (siehe Abb. 19b). Prašni et al. stellen eine formbasierte TF vor [197]. Ausgehend von einer groben Vorsegmentierung wird für alle volumetrischen Strukturen das Kurvenskelett berechnet. Aus dieser Abstraktion wird ein Formdeskriptor abgeleitet, welcher die Unterscheidung von Oberflächen sowie länglichen bzw. kugeligen Strukturen ermöglicht. Dadurch lassen sich Aneurysmen visuell gut von den benachbarten Gefäßen differenzieren (siehe Abb. 19c). Higuera et al. wiederum verwenden eine 2D-TF, die neben der Intensität auch Gradienten einbezieht [90]. Dadurch können Aneurysmen und Schädelbasis differenziert dargestellt werden, da beide ähnliche Intensitäten aber unterschiedliche Gradienten aufweisen (siehe Abb. 19d).

Trotz des geringen Vorverarbeitungsaufwands, des direkten Datenbezugs und der flexiblen Anpassung durch TFs, ist die DVR-Gefäßvisualisierung nur bedingt für die Visualisierung von CFD-Strömungsdaten geeignet. DVR-Verfahren neigen dazu, das Lumen von Gefäß und Aneurysma abzubilden. Im Lumen wird allerdings auch die Strömung repräsentiert, was zu visueller Interferenz führt. Wird die Opazität durch die Bildgradienten gesteuert, kann dieser Effekt abgeschwächt werden [90]. Allerdings überlagert die derart approximierte Gefäßoberfläche weiterhin die Strömungsrepräsentation. Ohne eine explizite Definition der Oberfläche können keine geometrischen Methoden verwendet werden, um diese Überlagerung differenziert zu steuern. Des Weiteren sind die Strömungsdaten ohnehin schon auf einem expliziten Volumengitter repräsentiert, dessen äußere Kontur der Gefäßoberfläche entspricht. Somit fällt bei der Gefäßvisualisierung durch Oberflächengitter kein zusätzlicher Vorverarbeitungsaufwand an.

3.3.2.2 Visualisierung als Oberflächengitter

Werden Aneurysma- und Trägergefäß als Oberflächengitter dargestellt, kann die gesamte Leistungsbandbreite der Grafikhardware ausgenutzt werden, da diese für die Darstellung polygonaler Oberflächen optimiert ist. Da auch das Oberflächengitter die innenliegende Strömung überdeckt, wäre der naive Ansatz, die Oberfläche semi-transparent darzustellen. Dies hat allerdings zur Folge, dass die Formwahrnehmung von Gefäß und Aneurysma erschwert wird und die Anordnung sich überlagernden Oberflächenabschnitte schwer zu interpretieren ist [73]. Die explizite Oberflächenrepräsentation ermöglicht die Auswertung zusätzlicher geometrischer Parameter, wie z.B. Oberflächennormale oder Krümmung. Dadurch können spezielle Darstellungsstile erzeugt werden.

Van Pelt et al. betrachten die Gefäßanatomie als untergeordnete Kontextinformationen und lösen das Überlagerungsproblem, indem sie das Gefäß hinter der Strömung abbilden (siehe Abb. 20a) [261]. Die Form des Gefäßes wird durch ein *toon shading* mit zwei von der Oberflächennormalen abhängigen Intensitätsstufen vermittelt. Eine schwarze Silhouette dient der visuellen Abgrenzung verschiedener Gefäßabschnitte. Um die räumlichen Lagebeziehungen zu verdeutlichen, werden während der Rotation die verdeckten Silhouetten hinten liegender Gefäße eingeblendet. Ritter et al. verwenden ebenfalls illustrative Methoden, um die Lagebeziehung zwischen Gefäßabschnitten visuell abzubilden [208]. Dazu gehören unter anderem schraffierte Schattentexturen, deren Breite die Distanz zwischen zwei sich überlagernden Ge-

fäßabschnitten widerspiegelt. Von der Silhouette ausgehende Schraffuren wiederum vermitteln die Form des Gefäßes. Dadurch muss die Gefäßfläche nicht schattiert werden, was zu einer visuellen Überlagerung mit der innen dargestellten Strömung führen würde. Born et al. verfolgen einen ähnlichen Ansatz, allerdings dient hier eine semi-transparente Kreuzschraffur der Formvermittlung [24].

In diesen Arbeiten wird das Gefäß als untergeordneter, anatomischer Kontext betrachtet. In Zusammenhang mit der Exploration von Strömung in zerebralen Aneurysmen kommt der Gefäßwand allerdings eine größere Bedeutung zu. Gasteiger et al. kombinieren deswegen verschiedene Techniken, um die Formwahrnehmung von Aneurysma und Trägergefäß zu unterstützen und gleichzeitig die Verdeckung der innenliegenden Strömungsrepräsentation zu minimieren (siehe Abb. 20b) [73]. Das Verfahren basiert auf einem angepassten Beleuchtungsverfahren, Konturen und Schatten.

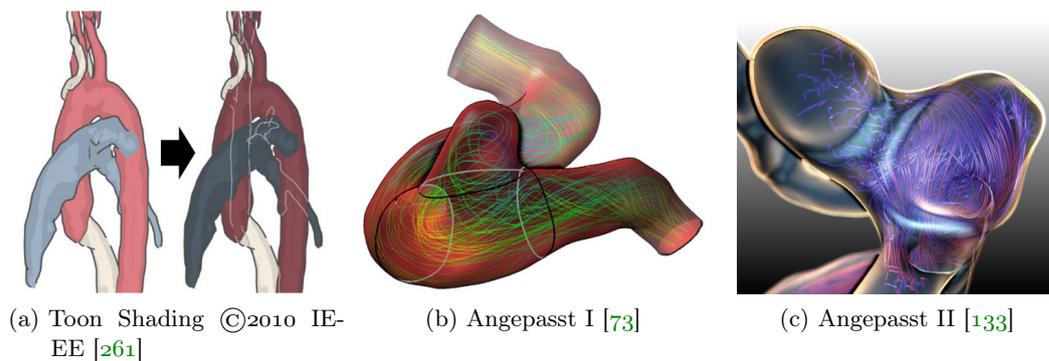


Abbildung 20: Viele Verfahren betrachten die Gefäßanatomie als untergeordneten Kontext (a). Um Oberflächenform und Strömungsverlauf simultan zu vermitteln, müssen meist mehrere Techniken kombiniert werden (b - c).

Die Vorder- und Rückseite der Gefäßoberfläche werden unterschiedlich dargestellt. Die vom Betrachter abgewandten Oberflächenabschnitte werden dunkelrot und opak gerendert, während für die Vorderseite ein *fresnel shading* verwendet wird. Dabei wird die Opazität von der Ausrichtung der Oberflächennormalen bezüglich der Sicht-richtung abhängig gemacht. Aufgrund der weitestgehend konvexen Form von Gefäß und Aneurysma sorgt dies dafür, dass die Gefäßoberfläche im visuellen Zentrum vollständig transparent ist, während die stärker geneigten Ränder zunehmend opak dargestellt werden. Man kann somit in Aneurysma und Gefäß hineinblicken, während der semi-transparente Rand Hinweise auf die Form gibt. Der dunkle Hintergrund der Gefäßrückseite dient als Leinwand für die hell dargestellten Strömungslinien.

Um die generelle Form besser zu vermitteln, wird das Ostium mit einer dunklen Kontur angedeutet. Transparenz führt immer auch zu einer reduzierten Tiefenwahrnehmung [58]. Um dem entgegenzuwirken, wird der Kontrast der Gefäßdarstellung entsprechend der Distanz zum Betrachter verringert. Überlagern sich zwei Gefäßabschnitte, vermitteln Schattenränder die Gefäßordnung im Überlagerungsbereich. Eine Nutzerstudie konnte belegen, dass die Form der Gefäßoberfläche besser abgeschätzt werden kann als bei einfacher Semi-Transparenz, während die Strömungsinformationen weitgehend ungestört sichtbar sind [9]. Lawonn et al. erweitern das *fresnel shading* der Gefäßvorderseite, indem sie ein krümmungsbasiertes Maß ein-

fließen lassen, welches üblicherweise der Berechnung von *suggestive contours* dient [133]. Dadurch können konvexe und konkave Bereiche hervorgehoben und farblich differenziert werden (siehe Abb. 20c). Zusätzlich verwenden sie Tiefenunschärfe, um auf intuitive Weise räumliche Tiefe zu vermitteln.

3.3.2.3 Zusammenfassung

Aneurysma und Trägergefäß können durch DVR oder als polygonales Oberflächengitter repräsentiert werden. Die DVR-Darstellung hat den Vorteil, dass alle Bildinformationen einfließen und ihre visuelle Abbildung während der Darstellung durch eine Transferfunktion angepasst werden kann. Spezielle TFs können der, bei Aneurysma-Bilddaten oft auftretenden, Verdeckung durch das umliegende Gefäßsystem entgegenwirken. Mangels einer geometrischen Definition der Oberfläche, kann bei einer DVR-Darstellung die Verdeckung der Strömungsrepräsentation durch das Gefäß nur unzureichend behandelt werden. Somit ist die DVR-Darstellung vorrangig für die Präsentation der Gefäßanatomie geeignet.

Da die Aneurysmaform bei der Bewertung der Strömung eine relevante Rolle spielt, ist es von zentraler Bedeutung, Gefäßform und Strömungsverlauf gleichermaßen zu vermitteln. Die dafür notwendige Betrachtung der Gefäßgeometrie bedarf eines expliziten Oberflächengitters. Da für die Erzeugung des volumetrischen CFD-Gitters zwangsweise eine explizite Beschreibung der Gefäßoberfläche erzeugt werden muss, führt die Verwendung eines Oberflächengitters für die Gefäßvisualisierung zu keinem zusätzlichen Vorverarbeitungsaufwand. Speziell angepasste, teilweise illustrative Visualisierungstechniken ermöglichen die simultane Darstellung von Oberflächenform und Strömung.

3.4 Zusammenfassung

Es stehen zahlreiche Verfahren für die Strömungsvisualisierung zur Verfügung. Sie bieten verschiedene Abstraktionsgrade, wobei mit steigender Abstraktion auch der Vorverarbeitungsaufwand steigt. Welche Visualisierungstechnik geeignet ist, richtet sich maßgeblich nach der anwendungsspezifischen Fragestellung. Vollständige Verfahren eignen sich, wenn man detaillierte Informationen über lokal begrenzte Ausschnitte des Strömungsfeldes erhalten möchte. Merkmalsbasierte Methoden wiederum liefern einen Überblick über die Kerncharakteristika des Strömungsfeldes, indem ähnliche Strömungsbereiche analysiert, zusammengefasst und auf wenige Repräsentanten abgebildet werden. Trotz dieser Bandbreite an Möglichkeiten, beschränkt sich die Visualisierung in der medizinischen Forschung vorrangig auf eine begrenzte Anzahl an Visualisierungstechniken, meist farbkodierte Schnittebenen oder Strömungslinien.

Die Ursache dafür kann zum Teil anwendungsspezifisch sein. Aktuell stehen vor allem direkt aus dem Strömungsfeld ableitbare Informationen im medizinischen Fokus. Diese lassen sich durch recht einfache Visualisierungsmethoden repräsentieren. Wir vermuten allerdings, dass auch die geringe Verfügbarkeit erweiterter, speziell angepasster Visualisierungsmethoden eine Rolle spielt. Für medizinische Forscher ist es sehr aufwändig, neue Methoden in eine vorhandene Visualisierungsinfrastruktur zu integrieren, wenn die Verfahren zwar formal beschrieben sind, aber nicht für

den praktischen Einsatz umgesetzt wurden. Des Weiteren könnten der erhöhte Vorverarbeitungsaufwand und ein mangelndes Verständnis für die Interaktion und den Abstraktionsprozess eine Hürde für den Einsatz komplexerer Visualisierungsmethoden sein.

Aber auch bei den verwendeten Methoden zeigt sich, dass ihr Potential nicht ausgenutzt wird. Bei integrationsbasierten Methoden kommen z.B. nur selten angepasste *seeding*-Strategien zum Einsatz. Aufgrund der Komplexität der Strömungsdaten erfordert die visuelle Exploration meist auch die interaktive Parametrisierung und Anpassung der jeweiligen Visualisierungstechnik. Bei den integrationsbasierten Methoden beinhaltet dies unter anderem die Platzierung und Ausrichtung einer *seeding*-Geometrie. Potentiell müssen dafür mindestens sechs Freiheitsgrade manipuliert werden, nämlich Rotation und Translation entlang der drei Raumachsen. Um die Qualität der Platzierung zu überprüfen, muss die virtuelle Kamera, mit ebenfalls sechs Freiheitsgraden, ausgerichtet werden. Für medizinische Anwender mit wenig Erfahrung im Bereich 3D-Navigation, stellt diese eine schwierige Aufgabe dar.

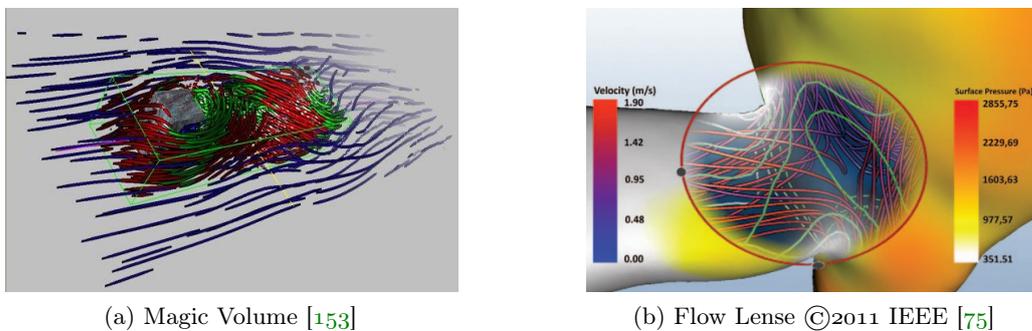


Abbildung 21: Beispiele die Interaktionsunterstützung bei der Flussexploration.

Ähnlich komplex gestaltet sich die Parametrisierung der verschiedenen Visualisierungsverfahren. Je höher der Abstraktionsgrad, desto mehr Wissen muss über den Abstraktionsprozess vorliegen, um korrekte Parameter auswählen zu können. Werden mehrere Techniken kombiniert, erhöht sich die Menge der zu kontrollierenden Parameter und die visuelle Interferenz. Dabei muss der Anwender unterstützt werden. Mattausch et al. bieten z.B. für die visuelle Exploration eine Reihe von Werkzeugen an, mit denen der Anwender leicht verschiedene Parameter auf verschiedene visuelle Eigenschaften (Farbe, Transparenz etc.) von Strömungslinien abbilden kann [153]. Außerdem kann der Anwender über eine Volumenselektion Strömungsausschnitte auswählen und dort Strömungscharakteristika hervorheben (siehe Abb. 21a). Ein ähnlicher Ansatz wird von Gasteiger et al. beschrieben [75]. Sie verwenden eine 2D-Linse, welche über dem Datensatz verschoben werden kann (siehe Abb. 21b). In der Linse kann eine andere Visualisierungstechnik zum Einsatz kommen als außerhalb. Gleichzeitig wird der Freiheitsgrad der virtuellen Kamera so eingeschränkt, dass sie sich einfach um den in der Linse dargestellten Strömungsausschnitt rotieren lässt.

Dies sind Beispiele dafür, wie dem Anwender eine Schnittstelle geboten wird, mit der er das Potential vorhandener Techniken besser ausnutzen kann. Wir nehmen an, dass, neben intuitiv gestalteten Visualisierungen, eine automatisierte oder zumindest

parameterarme Vorverarbeitung und Unterstützung bei der Interaktion den Transfer neuer Visualisierungsmethoden in die medizinische Forschung fördern können.

Nach der Rekonstruktion und Simulation liegt ein volumetrisches Gitter des Trägergefäß- und Aneurysmalumens vor, an dessen Gitterpunkten Druck, Strömungsrichtung und -geschwindigkeit sowie weitere abgeleitete Strömungsparameter gegeben sind (vergleiche Abschnitt 3.2). Unter Verwendung der in Abschnitt 3.3 vorgestellten Techniken zur Gefäß- und Strömungsvisualisierung kann ein globaler, qualitativer Überblick über die Aneurysmaform und den darin vorliegenden Blutfluss gegeben werden. Allerdings berücksichtigt eine solche Visualisierung nicht die verschiedenen morphologischen Bereiche im Datensatz, wie z.B. Trägergefäß, Aneurysma oder Gefäßabschnitte vor und nach einer Bifurkation. Ohne zusätzliche geometrische Deskriptoren sind erweiterte Analyse- und Explorationsaufgaben, wie z.B. die spezifische Betrachtung des Einstroms in das Aneurysma oder die exakte Berechnung des Aneurysma-Volumens, nicht möglich.

Generell lässt sich eine erweiterte geometrische Beschreibung eines Aneurysma-Datensatzes immer auf eine Dekomposition in verschiedene Gefäßbereiche zurückführen. Die Möglichkeiten zur Dekomposition leiten sich direkt aus dem morphologischen Aufbau des betroffenen Gefäßabschnittes ab. Auch wenn sakkuläre Aneurysmen eine große Formvariation aufweisen, lässt sich diese auf eine begrenzte Anzahl an Grundkomponenten einschränken. Die grundlegendste Dekomposition trennte Pathologie von gesunden Gefäßbereichen, d.h. das Aneurysma vom Trägergefäß. Dazu dient die Ostium-Fläche. Sie ist ein zentraler geometrischer Deskriptor und wird für eine Reihe von Analyse- und Visualisierungsaufgaben genutzt. Ausgehend vom Ostium kann das Trägergefäß weiter differenziert werden. Dabei unterscheidet man zwischen den tubulären Gefäßabschnitten und denen, deren Querschnitt durch die Bildung des Aneurysma verändert wurde. Ein derartig differenzierter Aneurysma-Datensatz ermöglicht viele spezifische Explorations- und Analyseaufgaben, sei es die visuelle Hervorhebung spezifischer Fluss- und Gefäßbereiche, die Ableitung weiterer Achsen für die Interaktion oder die abstrahierte Beschreibung der Teilbereiche für die formspezifische Organisation der Datensätze in einer Datenbank.

Eine Dekomposition kann manuell, durch die Platzierung von lokal begrenzten Schnittebenen, durchgeführt werden. Allerdings ermöglichen planare Schnittebenen nicht in allen Fällen eine korrekte Trennung der Bereiche. So stellt sich beispielsweise das Ostium als gebogene, asymmetrische Fläche dar. Am Beispiel der Resektionsplanung in der Leber zeigt sich, dass die korrekte Definition einer deformierbaren Trennfläche eine komplexe Interaktionsaufgabe darstellt [119]. Durch die tubuläre Grundform ist es möglich, eine Trennfläche auch implizit durch eine geschlossene Kontur um das Gefäß bzw. das Ostium zu definieren. Ein derartiger Ansatz zur Dekomposition kommt bei GIMIAS, eine im Rahmen des europäisch geförderten @NEURIST-Projekts entwickelte Softwarelösung, zum Einsatz [129]. Der Nutzer rotiert das Oberflächengitter und platziert Punkte im Ostiumbereich, welche dann zu einer Kontur verbunden werden. Anhand dieser Kontur wird dann das Oberflächengitter bzw. das volumetrische Simulationsgitter aufgetrennt.

Dieser naheliegende Ansatz ist vergleichsweise einfach zu implementieren, birgt allerdings auch Nachteile. Je komplexer die Kontur geformt ist, desto mehr Punkte müssen platziert werden. Dies erhöht den Interaktionsaufwand. Zum anderen kann es bei der Verarbeitung vieler Datensätze durch mehrere Anwender zu einer geometrischen Abweichung der Trennflächen kommen, z.B. wenn das Aneurysma weniger deutlich vom Trägergefäß abgegrenzt ist. Dies würde zusätzliche Fehler in nachfolgende Vergleichsverfahren einführen. Weitestgehend automatische Methoden zur Dekomposition können dieser Problematik entgegenwirken. Wenn eine Trennfläche aufgrund starker, pathologischer Abweichungen im Bereich des Aneurysmas nicht automatisch gefunden werden kann, sollten dem Nutzer Mechanismen zur manuellen Korrektur zur Verfügung gestellt werden.

Automatische Methoden der Dekomposition setzen Informationen über Gefäßverlauf und -durchmesser voraus, anhand derer die spezifischen Gefäßabschnitte vor, nach und unter dem Aneurysma identifiziert werden können. Diese Informationen können auf Basis der Gefäßmittelachse (engl. *centerline*) ermittelt werden. Für die Berechnung der Mittelachse steht ein breites Spektrum an Techniken zur Verfügung. Sie lassen sich nach der verwendeten Methode (*Thinning*, Distanztransformation, *Voronoi*-Diagramme) oder der Art der Eingangsdaten (kontinuierlich, diskrete Bilddaten, polygonale Gitter) klassifizieren. Ein umfassender Überblick über Methoden der Mittelachsenberechnung im biomedizinischen Kontext wird von Bühler et al. gegeben [14].

Im Folgenden werden zwei aufeinander aufbauende Methoden zur automatischen Dekomposition von Aneurysma-Datensätzen beschrieben. Die erste Methode nutzt das Oberflächengitter und die Gefäßmittelachse für eine automatische Extraktion der Ostium-Fläche. Die zweite Methode zerlegt das Trägergefäß in tubuläre und nicht-tubuläre Bereiche, um die zu- und abführenden Gefäße im Datensatz zu identifizieren. Sie nutzt neben Oberflächengitter und Gefäßmittelachse auch die Ostium-Fläche als Datengrundlage. Die beschriebenen Methoden basieren auf folgende Publikationen:

- Mathias Neugebauer, Volker Diehl, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Geometric Reconstruction of the Ostium of Cerebral Aneurysms. In Reinhard Koch, Andreas Kolb, and Christoph Rezk-Salama, editors, *Vision, Modeling, Visualization*, pages 307–314, Siegen, 15.-17. November 2010
- Mathias Neugebauer and Bernhard Preim. Generation of a Smooth Ostium Surface for Aneurysm Surface Models. In *Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 399–403, Lübeck, 20.-22. März 2011
- Mathias Neugebauer, Kai Lawonn, O. Beuing, and Bernhard Preim. Automatic Generation of Anatomic Characteristics from Cerebral Aneurysm Surface Models. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 8:279–289, 2013

4.1 Ostium-Extraktion

Die Ostium-Fläche erlaubt die separate geometrische Analyse des Aneurysmas und ermöglicht so z.B. die genaue Berechnung des Aneurysma-Volumens oder die Ableitung von Orientierungsachsen im Aneurysma [57]. Gleichzeitig umfasst sie den Bereich, an dem der Blutstrom von seinem ursprünglichen Verlauf abweicht und in das Aneurysma eintritt. Da während der Therapie oftmals Stents genutzt werden, um diesen abweichenden Blutstrom zu manipulieren, bietet die Ostium-Fläche einen guten Ansatzpunkt für die Flussanalyse bei der Bewertung und Weiterentwicklung dieses Therapieansatzes [147]. Für die Flussvisualisierung ist das Ostium ebenfalls vielseitig einsetzbar, z.B. als *seeding*-Geometrie für Strömungslinien oder für die visuelle Repräsentation des Einströmbereichs [76].

Das von Karmonik et al. vorgestellte Verfahren zur automatischen Ostium-Extraktion ist bildbasiert [106]. Auf dem jeweiligen Schichtbild wird der Gefäßmittelpunkt berechnet. Dieser bildet den Mittelpunkt für einen Kreis, welcher den kreisförmigen Gefäßquerschnitt approximiert. Der Übergang in das Aneurysma wird durch eine Distanzanalyse entlang des Kreises ermittelt und die einzelnen Kreissegmente der Übergangzone zu einer Ostium-Fläche zusammengefasst. Da ein kreisförmiger Gefäßquerschnitt vorausgesetzt wird, sinkt die Genauigkeit dieses Verfahrens bei zunehmender Abweichung. Gerade in der Nähe pathologisch veränderter Gefäßbereiche kann es zu einer erhöhten Varianz des Gefäßquerschnitts kommen. Ford et al. haben ein Verfahren vorgestellt, welches darauf abzielt, den Originalgefäßverlauf aus einem Aneurysma-Datensatz zu rekonstruieren [70]. Auch wenn es von den Autoren nicht betrachtet wurde, die Differenz zwischen rekonstruiertem Originalgefäß und Aneurysma-Datensatz könnte für die Ostium-Extraktion genutzt werden.

Nach der Veröffentlichung unserer Methode wurden weitere Verfahren zur Ostium-Extraktion vorgestellt. Piccinelli et al. nutzen die von Ford et al. vorgestellte Methode, um den Aneurysma-Dom vom Trägergefäß zu trennen [191]. Sie verwenden das 3D-Voronoi-Diagramm des Aneurysma-Doms, um dessen Mittelachse zu berechnen. Auf dieser wird eine planare Ostiumebene platziert und ausgerichtet. Cardenes et al. hingegen nutzen ein auf dem Oberflächengitter berechnetes Voronoi-Diagramm [31]. Sie definieren das Ostium über eine minimale, geschlossene Kontur auf einen Oberflächen-Skalarfeld. Das Skalarfeld beschreibt die Distanz zu der markanten Aufspaltung der Gefäßmittelachse unter dem Aneurysma. Das Voronoi-Diagramm dient dazu, den Bereich der Kontursuche sinnvoll einzuschränken. Im Unterschied zu Piccinelli et al. resultiert dieses Verfahren, ebenso wie unsere Methode, in einer gebogenen Ostium-Fläche, wodurch der Übergang von Gefäß zu Aneurysma genauer repräsentiert wird.

Im Unterschied zu diesen Verfahren ist die Möglichkeit einer manuellen Nachbearbeitung ein integraler Bestandteil unserer Methode. Im Normalfall ist nur minimale Interaktion notwendig, um die Ostium-Fläche zu erzeugen. Sollte ein Datensatz jedoch stark von den vorausgesetzten Modellannahmen abweichen, ist das zugrundeliegende Modell leicht manuell anpassbar.

4.1.1 Ostium-Modellierung

Um ein besseres Verständnis dafür zu entwickeln, wie die Ostium-Fläche modelliert werden kann, wurde eine Expertenbefragung durchgeführt. Dafür wurden drei repräsentative Datensätze ausgewählt: ein Seitenaneurysma, ein Aneurysma über der Bifurkation der *Arteria basilaris* sowie ein fusiformes Aneurysma. Es wurden 12 Fragebögen an Neuroradiologen verschickt. Neben der Beantwortung von generellen Fragen zu dem jeweiligen Aneurysma (Typ, Formcharakterisierung, Häufigkeit, Therapieoptionen) wurden sie gebeten, das Ostium in die vier Ansichten (vorn, hinten, oben, unten) des jeweiligen Aneurysmas einzuzichnen (siehe Abb. 22). Die Aneurysmen lagen als Oberflächengitter vor und für eine bessere, visuelle Formvermittlung wurde illustratives *Gooch shading* für die Darstellungen im Fragebogen verwendet [79].

Auf Basis der acht vollständig beantworteten Fragebögen konnte festgestellt werden, dass nur sakkuläre Aneurysmen ein Ostium, im Sinne eines definierten Ein- und Ausströmbereiches, besitzen. Die sehr selten auftretenden, fusiformen Aneurysmen ($< 1\%$) sind irreguläre Erweiterungen über einen bestimmten Gefäßabschnitt, ohne definierte morphologische Features wie Aneurysma-Dom oder Hals. Des Weiteren werden diese in den meisten Fällen chirurgisch und nicht mit intravaskulären Implantaten, wie z.B. Stents, behandelt. Die Exploration der Strömungsbedingungen spielt dabei eine unterordnete Rolle. Deswegen beziehen sich die nachfolgenden Methoden zur geometrischen Verarbeitung von Aneurysmen ausschließlich auf sakkuläre Aneurysmen.

4.1.1.1 Geometrisches Modell

Aus den Charakteristika der von den Experten eingezeichneten Ostium-Konturen konnte ein vergleichsweise einfaches geometrisches Ostium-Modell abgeleitet werden. Das Ostium wurde von allen Experten als um die Mittelachse des Trägergefäßes gebogene Fläche definiert. Im Falle eines Bifurkationsaneurysmas war die Ebene um die gemittelte Mittelachse der beiden abgehenden Gefäßabschnitte gebogen. Für die sprachliche Vereinfachung werden die abgehenden Gefäßabschnitte im Falle eines Bifurkationsaneurysmas im Folgenden als ein Trägergefäß bezeichnet, auch wenn es sich im medizinischen Sinne um zwei verschiedene Gefäße handelt.

Die Kontur der Ostium-Fläche schneidet immer zwei Kontrollpunkte P_1 und P_2 (siehe Abb. 22d). Diese befinden sich auf dem Trägergefäß im Bereich der Übergangszonen vor und hinter dem Aneurysma. In Bezug zum kreisförmigen Gefäßquerschnitt sind sie in Richtung der Aneurysma-Ausdehnung positioniert. Zwei zusätzliche Kontrollpunkte P_3 und P_4 , die auf der geschlossenen Ostium-Kontur jeweils zwischen P_1 und P_2 liegen, beschreiben die Beugung der Ostium-Fläche. Die Ostium-Fläche beugt sich orthogonal vom Aneurysma weg, hin zum Trägergefäß. Um diese Orthogonalität besser beschreiben zu können, benötigt man eine Achse zur Beschreibung der Ausrichtung des Aneurysmas, die *zentrale Aneurysma-Achse*. Diese beginnt mittig zwischen P_1 und P_2 und endet beim sogenannten *Dom-Punkt*. Dies ist der Punkt auf dem Aneurysma-Dom, welcher die höchste euklidische Distanz zur Mittelachse des Trägergefäßes besitzt. Des Weiteren sollte die durch $P_1 - P_4$ verlaufende Kontur minimale geodätische Distanzen zwischen den einzelnen Kontrollpunkten aufweisen.

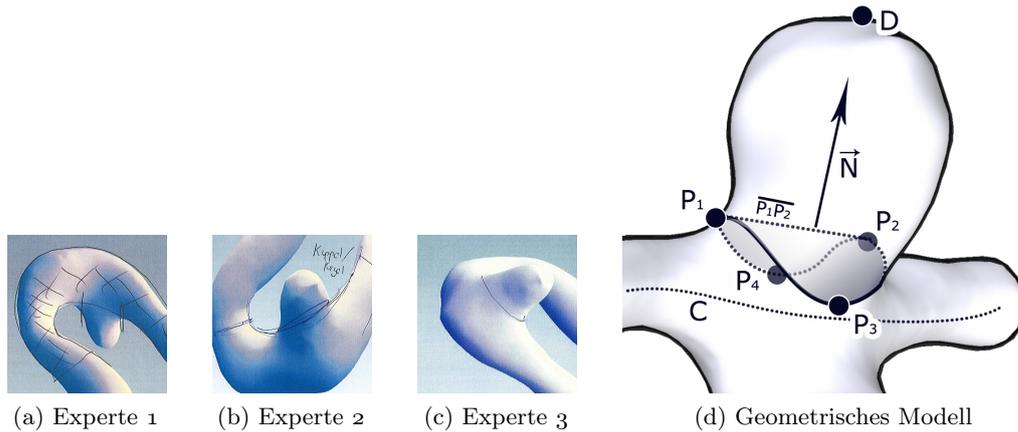


Abbildung 22: Beispiele für die Experten-Antworten (a - c). Daraus konnten ein einfaches, geometrisches Aneurysma-Modell abgeleitet werden (d).

Zusammengefasst bedeutet dies, dass die Ostium-Kontur durch vier Kontrollpunkte beschrieben werden kann. Zwei von ihnen begrenzen den Austrittsbereich des Aneurysmas, während die anderen zwei die Beugung der Ostium-Kontur in Richtung des Trägergefäßes beschreiben. Der Prozess der Ostium-Extraktion basiert auf der Detektion dieser vier Kontrollpunkte.

4.1.1.2 Anforderungen an den Extraktionsprozess

Im Rahmen von qualitativen Interviews mit zwei Neuroradiologen wurden Anforderungen an ein Verfahren zur Ostium-Extraktion identifiziert. Die drei Kernanforderungen waren: geringer Interaktionsaufwand, kurze Laufzeiten und die Möglichkeit zur Nachkorrektur.

Der Prozess der Exploration von Blutfluss in Aneurysmen beinhaltet eine Reihe von Schritten unterschiedlicher Komplexität. Die Extraktion des Ostiums ist als Vorverarbeitungsschritt zu sehen, da einige Explorationsmethoden eine geometrische Repräsentation des Ostiums voraussetzen. Derartige Vorverarbeitungsschritte sollten möglichst automatisch oder zumindest mit geringem Interaktionsaufwand durchgeführt werden können. Bei unserer Methode beschränkt sich der Interaktionsaufwand auf die Selektion eines beliebigen Punktes auf dem Aneurysma-Dom für eine erste geometrische Differenzierung von Aneurysma und Trägergefäß. Der nachfolgende, automatische Extraktionsprozess besitzt eine mittlere Laufzeit im Bereich von Sekunden und stellt somit keine schwerwiegende Unterbrechung des Explorationsworkflows dar.

Die vier Kontrollpunkte bilden nicht nur die Basis für die geometrische Modellierung des Ostiums, sondern dienen zugleich als Grundlage für eine eventuell notwendige, manuelle Korrektur. Diese Korrekturmöglichkeit wurde explizit von den Experten gewünscht, da sie davon ausgehen, dass ein vollautomatisches System nicht in jedem Fall erfolgreich sein kann. Sollte das Ostium in einem solchen Fall nicht korrekt platziert worden sein, kann der Nutzer die Kontrollpunkte beliebig auf dem Oberflächengitter verschieben. Für die darauffolgende geometrische Modellierung

der Ostium-Fläche kommen dann die gleichen Methoden zum Einsatz, wie beim vorhergehenden, automatischen Versuch.

4.1.2 Extraktion

Als Eingangsdaten für den automatischen Extraktionsprozess benötigen wir das Oberflächengitter, die Gefäßmittelachse des Trägergefäßes und einen manuell selektierten Punkt auf dem Aneurysma-Dom. Der automatische Extraktions-Prozess läuft folgendermaßen ab:

1. Bestimmung der ungefähren Aneurysma-Ausrichtung
2. Positionierung der ersten zwei Kontrollpunkte
3. Erzeugung einer temporären, planaren Ostium-Kontur
4. Platzierung der verbleibenden zwei Kontrollpunkte auf der Ostium-Kontur
5. Beugung der Ostium-Kontur durch Verschiebung dieser Kontrollpunkte
6. Gittergenerierung durch bilineare Interpolation der Konturpunkte zur Erzeugung der Ostium-Fläche

4.1.2.1 Generierung der Gefäßmittelachse

Die automatische Dekomposition nutzt das polygonale Oberflächengitter als Grundlage. Deswegen wird die Gefäßmittelachse ebenfalls direkt aus diesem Gitter abgeleitet. So werden räumliche Diskrepanzen vermieden, die auftreten würden, wenn die Gefäßmittelachse aus den regulär gesampelten Schichtbilddaten berechnet werden würde. Es kommt eine im *Vascular Modeling Toolkit* (VMTK) umgesetzte Berechnungsmethode zum Einsatz, welche die Gefäßmittelachse als Untermenge eines 3D-Voronoi-Diagramms approximiert [5]. Konkret stellt sich die Gefäßmittelachse als minimaler linearer Pfad dar. Er verläuft zwischen den Mittelpunkten der implizit im Diagramm kodierten, maximal vom Gefäß umschlossenen Kugeln (siehe Abb. 23b).

Als Eingabe dienen ein Start- und ein Endpunkt, zwischen denen der Pfad mithilfe von *fast marching* entlang des Gradientenfeldes der Kugelradien gebildet wird. Diese Punkte können manuell oder automatisch an den Randflächen des Trägergefäßes positioniert werden. Kleine Oberflächenvariationen werden von den peripheren Bereichen des Voronoi-Diagramms abgefangen. Da die Mittelachse mit den inneren Bereichen des Voronoi-Diagramms assoziiert ist, ist sie robust gegenüber kleinen Oberflächenvariationen. Dies ermöglicht auch in der Nähe des Aneurysmas, wo das Trägergefäß aufgrund krankhafter Veränderungen derartige Variationen aufweisen kann, die Berechnung einer stabilen Gefäßmittelachse. Das Resultat ist ein Linienzug, welcher aus linearen Abschnitten unterschiedlicher Länge aufgebaut ist. Die Gefäßmittelachse wird neu abgetastet, so dass die Länge der linearen Abschnitte der Hälfte der mittleren Kantenlänge des Oberflächengitters entspricht. Damit ist sie für geometrische Methoden geeignet, welche über die Gefäßmittelachse iterieren und das umgebenden Oberflächengitter abtasten.

4.1.2.2 Ableitung der Aneurysma-Ausrichtung

Die Ausrichtung des Aneurysmas in Bezug zum Trägergefäß wird durch die zentrale Aneurysma-Achse beschrieben. Der notwendige Dom-Punkt wird ausgehend vom manuell platzierten Punkt P_{manuell} abgeschätzt. Dazu wird für jeden zu P_{manuell} benachbarten Punkt die euklidische Distanz D_M zur Gefäßmittellachse berechnet. Der Punkt mit der maximalen Distanz ist der temporäre Dom-Punkt P_{Dom} . Für dessen Nachbarpunkte wird nun wieder D_M berechnet. Besitzt einer eine größere Distanz als P_{Dom} , ist dieser der neue temporäre P_{Dom} und der Prozess wird wiederholt. Hat kein benachbarter Punkt eine höhere D_M ist der Prozess beendet. Der finale P_{Dom} an einem lokalen Distanzmaximum zur Gefäßmittellachse wurde gefunden (siehe Abb. 23c).

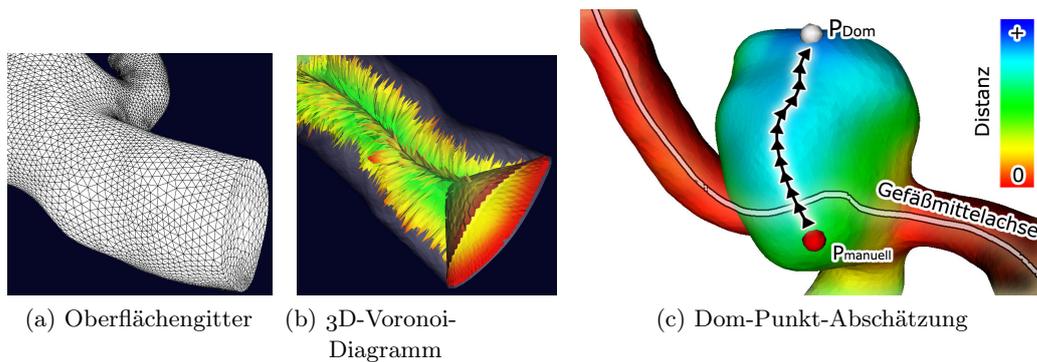


Abbildung 23: Die Gefäßmittellachse wird aus dem 3D-Voronoi-Diagramm des Oberflächengitters generiert (a - b). Der manuell platzierte Punkt P_{manuell} wird entlang des Distanzfeldes verschoben, bis ein potentieller Dom-Punkt gefunden wurde (c).

Im Vergleich zur Berechnung eines globalen Distanzfeldes auf dem gesamten Oberflächengitter ist die lokale Distanzberechnung in der Nachbarschaft der temporären P_{Dom} effizienter. Außerdem lassen sich in einem globalen Distanzfeld Distanzmaxima auf dem Aneurysma nicht ohne weitere geometrische Differenzierung von denen auf dem Trägergefäß unterscheiden. Im Fall von glatten, kugelförmigen Aneurysmen entspricht das lokale Distanzmaximum dem globalen Distanzmaximum auf dem Aneurysma. Besitzt das Aneurysma eine variable geformte Oberfläche, kann P_{Dom} auf der Spitze eines Satelliten positioniert sein, obwohl ein anderer Punkt auf den Aneurysma eine höhere D_M aufweist. Diese, von der Platzierung von P_{manuell} abhängige Varianz von P_{Dom} hat keine schwerwiegenden Folgen für den weiteren Prozess. Sofern P_{Dom} auf dem Aneurysma und über dem zu erwartenden Ostiumbereich liegt, ist er für die nachfolgenden Schritte verwendbar.

4.1.2.3 Positionierung der Kontrollpunkte

Die Kontrollpunkte P_1 und P_2 müssen auf dem Trägergefäß direkt vor bzw. nach der Aneurysma-Auswölbung platziert werden. Des Weiteren liegen sie auf der Seite des Trägergefäßes, an der sich das Aneurysma hauptsächlich ausprägt.

Einschränkung des Definitionsbereiches: Um den Definitionsbereich für die Platzierung der beiden Kontrollpunkte entsprechend dieser Anforderungen einzuschränken, nutzen wir die auf das Oberflächengitter projizierte Gefäßmittelachse. Die Projektionsrichtung \vec{P}_M wird so gewählt, dass die projizierte Gefäßmittelachse M' durch P_{Dom} verläuft. Somit wird die Gefäßmittelachse in Richtung des Aneurysmas projiziert. Um \vec{P}_M zu berechnen, müssen wir zuerst das Stück Gefäßmittelachse abschätzen, welches unter dem zukünftigen Ostium liegen wird. Damit können wir dann wiederum den Mittelpunkt des zukünftigen Ostiums abschätzen. Dazu werden zwei Punkte V_1 und V_2 auf der Gefäßmittelachse gesucht. Sie müssen die Eigenschaft erfüllen, dass alle zwischen ihnen auf der Gefäßmittelachse liegenden Punkte eine direkte Verbindungslinie zum Dom-Punkt besitzen. Ob dies der Fall ist, kann über einfache Strahltests ermittelt werden. Die Projektionsrichtung entspricht dann:

$$\vec{P}_M = P_{\text{Dom}} - V_m \quad (10)$$

wobei V_m zwischen V_1 und V_2 liegt und zu beiden den gleichen geodätischen Abstand auf der Gefäßmittelachse besitzt (siehe Abb. 24a).

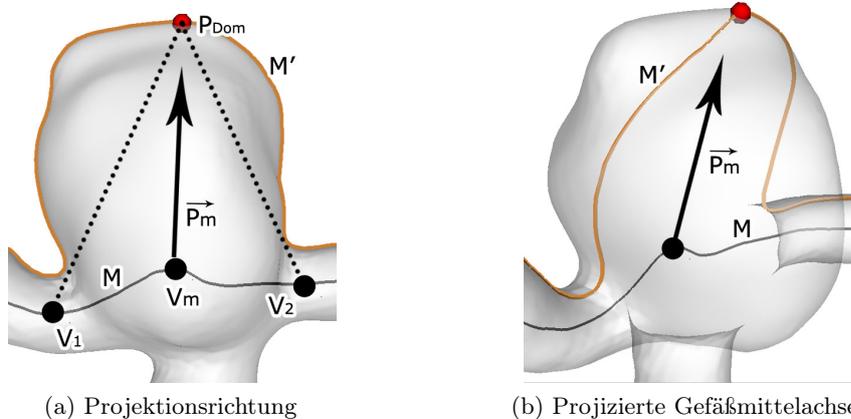


Abbildung 24: Einschränkung des Suchbereiches für P_1 und P_2 auf die projizierte Gefäßmittelachse.

Kontrollpunktpositionierung: Die Kontrollpunkte P_1 und P_2 sollen in den Transitionsbereichen zwischen Gefäß und Aneurysma positioniert werden. Um diese Bereiche zu identifizieren, nutzen wir ein Histogramm, welches die minimalen Distanzen zwischen Punkten auf der Gefäßmittelachse und der projizierten Mittelachse M' enthält. Im Vergleich zur Gesamtlänge des Trägergefäßes stellt das Aneurysma einen begrenzten Bereich erhöhter Distanzen dar. Somit entspricht das globale Maximum im Distanzhistogramm dem Radius r des Trägergefäßes. Da in manchen Fällen der

Gefäßradius in der Nähe des Aneurysmas krankhaft vergrößert oder verkleinert ist, führen wir einen zusätzlichen Skalierungsfaktor r_s (Standard: 1.0) ein. Dieser kann vom Nutzer variiert werden und stellt den einzigen Parameter unseres Verfahrens dar. Beginnend bei P_{Dom} iterieren wir in beide Richtungen entlang der projizierten Gefäßmittelachse M' . Die jeweils ersten Punkte, deren Distanz d zur Mittelachse die Bedingung $d \leq r \cdot r_s$ erfüllt, entsprechen den Positionen für P_1 bzw. P_2 (siehe Abb. 25).

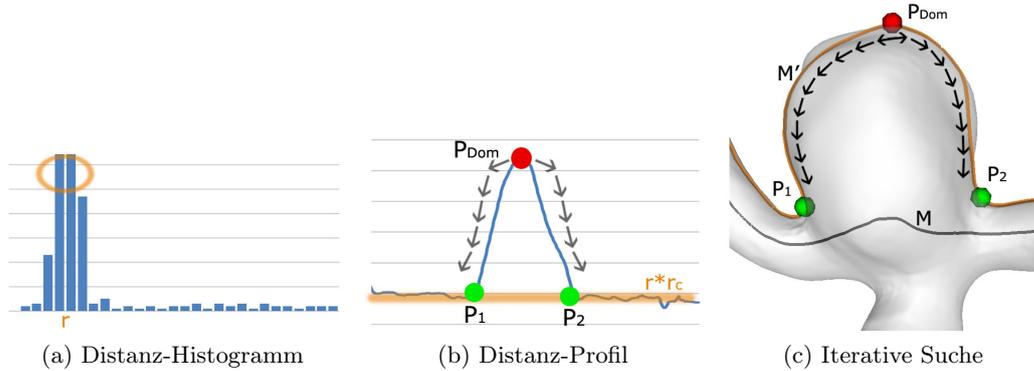


Abbildung 25: Auf Basis des Histogramms der Distanz zwischen originaler und projizierter Gefäßmittelachse (a) wird ein Schwellenwert auf dem Profil definiert (b), an dem die Kontrollpunkte P_1 und P_2 positioniert werden (c).

4.1.2.4 Generierung der Kontur

Planare Temporärkontur: Um eine Ausgangsposition für die zwei verbleibenden Kontrollpunkte P_3 und P_4 zu definieren, wird eine temporäre, planare Ostiumkontur erzeugt. Dazu wird das Oberflächengitter mit einer Ebene geschnitten. Die Ebene muss dabei folgende Eigenschaften erfüllen: die Kontrollpunkte P_1 und P_2 müssen in dieser Ebene liegen und die Normale der Ebene muss in Richtung von P_{Dom} zeigen. Somit steht der gesuchte Normalenvektor \vec{n} rechtwinklig auf dem Vektor $\overrightarrow{P_1 P_2}$. Durch die Projektion des Vektors $\overrightarrow{P_1 P_{\text{Dom}}}$ auf $\overrightarrow{P_1 P_2}$ kann der Normalenvektor \vec{n} berechnet werden:

$$\vec{n} = P_{\text{Dom}} - \left(P_1 + \overrightarrow{P_1 P_{\text{Dom}}} \cdot \frac{\overrightarrow{P_1 P_2}}{\|\overrightarrow{P_1 P_2}\|} \right) \quad (11)$$

Schneidet man nun das Oberflächengitter mit der Ebene, erhält man eine geschlossene Kontur, die durch die Punkte P_1 und P_2 verläuft, über dem Trägergefäß liegt und in Richtung des Aneurysma-Doms orientiert ist. Die Punkte P_3 und P_4 werden geodätisch abstandsgleich zwischen P_1 und P_2 auf dieser Kontur positioniert (siehe Abb. 26a).

Konturbeugung: Damit die Kontur das Ostium korrekt repräsentiert, müssen die neu hinzugefügten Kontrollpunkte P_3 und P_4 in Richtung des Trägergefäßes verschoben werden. Dadurch wird die Kontur, den Modellanforderungen entsprechend, um

die Gefäßmittelachse des Trägergefäßes gebogen. Die dafür notwendigen Verschiebungspfade werden erneut durch Ebenenschnitte erzeugt.

Um die Schnittebenen definieren zu können, nutzen wir den mittig zwischen P_1 und P_2 gelegenen Punkt $B = P_1 + 0.5 \cdot \overrightarrow{P_1P_2}$. Die beiden Schnittebenen für die Verschiebungspfade von P_3 und P_4 ergeben sich aus den drei Punkten P_{Dom} , B und P_3 bzw. P_4 . Die Kontrollpunkte P_3 und P_4 werden entlang ihres jeweiligen Verschiebungspfades von P_{Dom} weg verschoben, bis ihre euklidische Distanz d zur Gefäßmittelachse des Trägergefäßes die Bedingung $d \leq r \cdot r_s$ erfüllt. Dies ist dieselbe Distanzbedingung, die auch für P_1 und P_2 erfüllt werden musste. Somit entspricht die Distanz aller vier Kontrollpunkte dem mittleren Radius des Trägergefäßes.

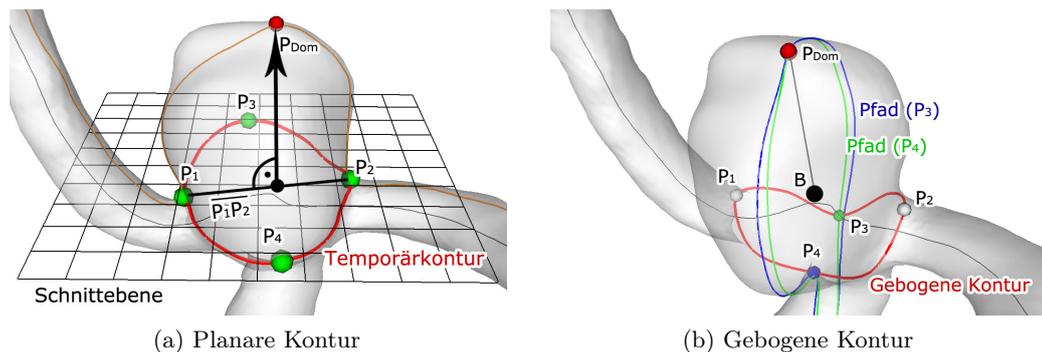


Abbildung 26: Über eine Schnittebene wird eine temporäre, planare Kontur generiert (a). Die darauf platzierten Punkte P_3 und P_4 werden Richtung Trägergefäß verschoben, um die gebeugte Ostium-Kontur zu erhalten (b).

Mithilfe des *Dijkstra*-Algorithmus werden geodätische Pfade zwischen den jeweils benachbarten Kontrollpunkten berechnet. Auf der geodätischen Mitte dieser Pfade wird jeweils ein zusätzlicher Kontrollpunkt platziert. Auf Basis aller acht Kontrollpunkte wird eine geschlossene Spline-Kurve erzeugt (siehe Abb. 26b). Da für die Platzierung der zusätzlichen Kontrollpunkte geodätische Pfade verwendet wurden, ist die resultierende Ostium-Kontur C_o sensitiv für lokale Oberflächenvariationen. Gleichzeitig kann durch die Spline-Interpolation ein glatter Konturverlauf erreicht werden, wie er auch in den Experten-Zeichnungen beobachtet werden konnte. Durch den direkten Bezug der Kontrollpunkte $P_1 - P_4$ zum mittleren Gefäßradius trennt die Ostium-Kontur C_o den Gefäß- vom Aneurysma-Bereich.

4.1.2.5 Generierung des Ostium-Gitters

Um aus der Ostium-Kontur C_o ein geschlossenes Gitter zu generieren, benötigen wir zusätzliche Informationen über den Flächenverlauf im Inneren der Kontur. Dazu nutzen wir die unter dem Ostium verlaufende Gefäßmittelachse. So erreichen wir, dass die Form des Ostium-Gitters dem Formverlauf des zugrundeliegenden Trägergefäßes folgt. Der Prozess der Gittergenerierung hat folgenden Ablauf:

1. Projektion der korrigierten Gefäßmittelachse in den Ostium-Bereich
2. Aufteilung der Ostium-Kontur in zwei Teile anhand der projizierten Gefäßmittelachse

Folgendes pro Teil:

3. Definition von linearen Segmenten zwischen dem mittleren Punkt p_d des Kontur-Teils und allen Punkten der projizierten Gefäßmittelachse (p_d teilt den Kontur-Teil in zwei Hälften gleicher Länge: C_a , C_b)
4. Definition von Verschiebungsvektoren V_a zwischen den Punkten des ersten linearen Segment und der ersten Hälfte C_a
5. Analog für letztes lineares Segment und zweite Hälfte C_b (V_b)
6. Interpolation zwischen V_a und V_b für die Erzeugung von Verschiebungsvektoren für die verbleibenden lineare Segmente
7. Verschiebung aller Punkte der linearen Segmente und Verbindung dieser Punkte zu Dreiecken

Korrektur und Projektion der Gefäßmittelachse: Methoden zur Berechnung von Gefäßmittelachsen tendieren dazu, ungenaue Ergebnisse zu liefern, wenn kein ellipsoider Gefäßquerschnitt vorliegt. Dies gilt für den Bereich unter dem Aneurysma. Selbst die durch die Verwendung des Voronoi-Diagramms sehr stabile Extraktionsmethode von Antiga et al. weist im Ergebnis eine Wölbung in Richtung des Aneurysmas und lokale Variationen im Verlauf der Gefäßmittelachse auf. Damit diese verfahrensbedingten Artefakte nicht in den Prozess der Gittergenerierung einfließen, muss der betroffene Bereich der Gefäßmittelachse identifiziert und korrigiert werden.

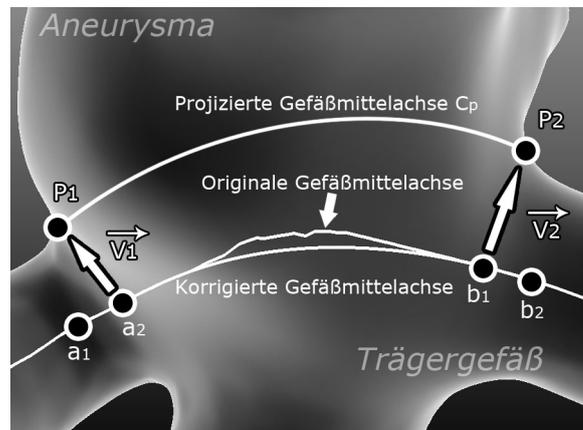


Abbildung 27: Projektion der korrigierten Gefäßmittelachse.

Die Bereiche der Gefäßmittelachse, die als verlässlich gelten, liegen vor und hinter dem Aneurysma. Die Kontrollpunkte P_1 und P_2 markieren den Übergangsbereich und können somit zur Differenzierung genutzt werden. Für jeden Kontrollpunkt werden zwei Punkte auf der Gefäßmittelachse gewählt: a_1 und a_2 für P_1 , b_1 und b_2 für P_2 . Diese Punkte besitzen den geringsten euklidischen Abstand zu jeweils einem der Kontrollpunkte (siehe Abb. 27). Die vier gewählten Punkte der Gefäßmittelachse dienen zur Definition eines kubischen Polynoms, welches den unverlässlichen Teil der Gefäßmittelachse ersetzen wird. Wir interpretieren sie als Punkte auf dem Polynom über den Definitionsbereich $[0, 1]$. Die Parametrisierung t für jeden der Punkte ist

$t(\mathbf{a}_1) = 0.0$, $t(\mathbf{a}_2) = \omega$, $t(\mathbf{b}_1) = 1.0 - \omega$, $t(\mathbf{b}_2) = 1.0$, wobei ω folgendermaßen definiert ist:

$$\omega = \frac{\left(\left\| \overrightarrow{\mathbf{a}_1 \mathbf{a}_2} \right\| + \left\| \overrightarrow{\mathbf{b}_1 \mathbf{b}_2} \right\| \right)}{2 \cdot \left\| \overrightarrow{\mathbf{a}_1 \mathbf{b}_2} \right\|} \quad (12)$$

Da wir vier Punkte für das kubische Polynom kennen, können wir die *Lagrange-Interpolation* nutzen, um weitere Sample-Punkte gleichmäßig über den Polynom-Definitionsbereich zu berechnen. Diese ersetzen dann die Originalpunkte der Gefäßmittelachse zwischen \mathbf{a}_2 und \mathbf{b}_1 .

Die korrigierte Gefäßmittelachse wird dann in den Ostium-Bereich projiziert. Dazu interpolieren wir linear zwischen den Vektoren $\vec{\mathbf{v}}_1 = \overrightarrow{P_1 \mathbf{a}_2}$ und $\vec{\mathbf{v}}_2 = \overrightarrow{P_2 \mathbf{b}_1}$. Für jeden Punkt \mathbf{p}_i der n Punkte auf der Gefäßmittelachse zwischen \mathbf{a}_2 und \mathbf{b}_1 berechnet sich der projizierte Punkt \mathbf{p}'_i wie folgt:

$$\mathbf{p}'_i = \mathbf{p}_i + \left(1 - \frac{i}{n}\right) \vec{\mathbf{v}}_1 + \left(\frac{i}{n}\right) \vec{\mathbf{v}}_2 \quad (13)$$

Die auf diese Weise in den Ostium-Bereich projizierte Gefäßmittelachse C_p beginnt bei P_1 , folgt dem Verlauf der originalen, korrigierten Gefäßmittelachse und endet bei P_2 .

Gittergenerierung: Die projizierte Gefäßmittelachse C_p trennt den Ostium-Bereich in zwei Teile. Ohne Beschränkung der Allgemeinheit beschreiben wir im Folgenden die Erzeugung des Oberflächengitters für einen der beiden Teile. Da es sich dabei um eine lokale Methode handelt, kann sie analog auf den anderen Teil angewendet werden.

Der Teil der Ostium-Kontur C_o , welcher in dem betrachteten Teil enthalten ist, wird in zwei Segmente C_a und C_b unterteilt (siehe Abb. 28a). Beide Segmente besitzen dieselbe geodätische Länge und grenzen im Punkt \mathbf{p}_d aneinander. Des Weiteren werden beide Segmente gleichmäßig abgetastet, so dass sie jeweils durch k Punkte repräsentiert werden. Dabei wird der Punktabstand so gewählt, dass er dem auf der Gefäßmittelachse entspricht.

Für die Erzeugung der Oberfläche soll nun zwischen Segment C_a und C_b entlang der projizierten Gefäßmittelachse C_p linear interpoliert werden. Dazu werden zwischen ihrem gemeinsamen Grenzpunkt \mathbf{p}_d und den Punkten auf C_p lineare Segmente L_1 bis L_j definiert, wobei j der Anzahl von Punkten auf C_p entspricht. Jedes dieser Segmente wird so uniform abgetastet, dass es wie C_a und C_b durch k Punkte repräsentiert wird. Dadurch können wir die Interpolation zwischen C_a und C_b nun als lineare Interpolation zwischen zwei Vektormengen betrachten. Für das erste lineare Segment L_1 wird die Vektormenge V_a erzeugt. Jeder Vektor in dieser Menge ist definiert als:

$$\vec{\mathbf{v}}_{ai} = \overrightarrow{L_{1i} C_{ai}} \quad (14)$$

wobei L_{1i} und C_{ai} jeweils die i ten Punkte auf L_1 bzw. C_a sind. Analog dazu wird die Vektormenge V_b das letzte lineare Segment L_j und C_b erzeugt.

Die jeweils k Punkte auf den j linearen Segmenten stellen die Abtastung der zu erzeugenden Gitteroberfläche dar. Um eine glatte Oberfläche zu erhalten, muss jeder Punkt verschoben und mit seinem Nachbar über eine Kante verbunden werden. Der

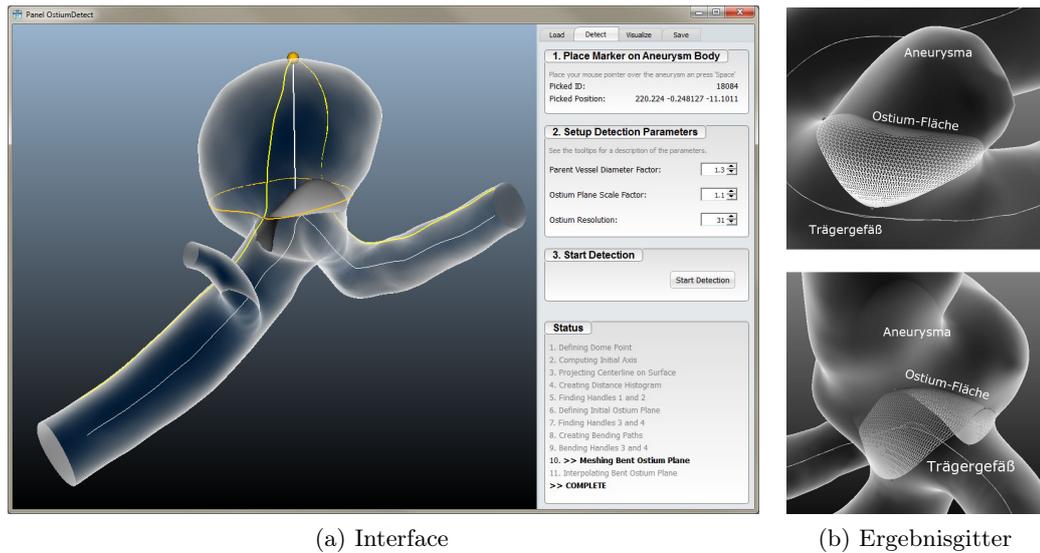


Abbildung 29: Oberfläche der prototypischen Implementierung (a) und zwei Ergebnisse: Ostium-Flächen bei einem Seitenaneurysma (oben) und einem Bifurkationsaneurysma (unten) (b).

Da die einzig notwendige Nutzerinteraktion die Selektion eines beliebigen Punktes auf dem Aneurysma-Dom war, lässt sich der zeitliche Aufwand für das Extraktionsverfahren direkt auf die Berechnungsdauer zurückführen. In Tabelle 2 ist für jeden Datensatz die Dreiecksanzahl des Oberflächengitters sowie die Berechnungszeit angegeben. Zusätzlich sind die zeitlichen Anteile für die Definition der Ostium-Kontur und die Generierung des Flächengitters gegeben. Für alle Datensätze konnte eine Ostium-Fläche erzeugt werden.

4.1.4 Diskussion

Entsprechend der Ergebnisse der Expertenbefragung, sind die relevanten Anforderungen an unser Verfahren ein geringer zeitlicher Aufwand sowie eine plausible Form und Positionierung der Ostium-Fläche.

4.1.4.1 Zeitlicher Aufwand

Wie in Tabelle 2 ersichtlich, besteht ein grundsätzlicher Zusammenhang zwischen einer höheren Anzahl an Oberflächendreiecken und einer höheren Berechnungsdauer. Allerdings wird auch deutlich, dass dieser Zusammenhang differenziert betrachtet werden muss. Als Beispiel dafür sind die Datensätze An_03 und An_06 anzuführen. Obwohl sie eine vergleichbare Anzahl an Oberflächendreiecken aufweisen, bestehen doch deutliche Unterschiede in der Berechnungsdauer. Ein visueller Vergleich beider Datensätze zeigt, dass der Datensatz mit der höheren Berechnungsdauer (An_03) auch einen größeren, komplexer geformten Aneurysma-Dom aufweist (siehe Abb. 30a). Dieser direkte Zusammenhang zwischen Aneurysma-Größe und Berechnungsdauer kann auch bei den anderen Datensätzen beobachtet werden.

Datensatz	# Δ	$t_{\text{Kontur}}(\%)$	$t_{\text{Gitter}}(\%)$	$t_{\text{Gesamt}}(\text{s})$
An_01	61088	64	36	2.747
An_02	42370	62	38	2.052
An_03	66100	68	32	3.416
An_04	46280	70	30	2.473
An_05	34644	60	40	1.413
An_06	67466	63	37	3.050
An_07	39392	69	31	2.088

Tabelle 2: Laufzeit t_{Gesamt} (Anteile für die Generierung von Kontur $t_{\text{Kontur}}(\%)$ und Gitter $t_{\text{Gitter}}(\%)$) und polygonale Komplexität (Anzahl der Dreiecke - # Δ) für verschiedene Datensätze auf einem Mittelklasse-System (Core 2 Duo 2.16, 4GB Ram).

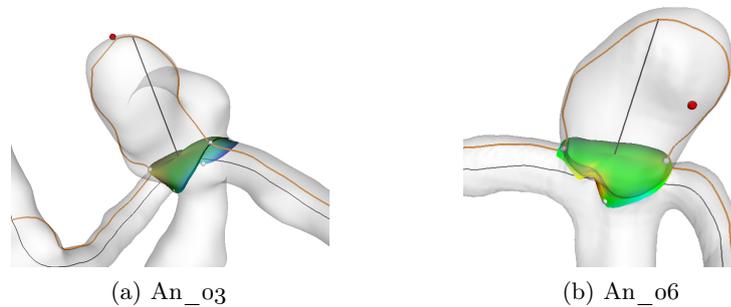


Abbildung 30: Zwei Datensätze mit unterschiedlich komplex geformten Aneurysma-Dom. Der Punkt markiert die manuell platzierte Aneurysma-Markierung.

Die Ursache dafür sind die weitestgehend lokalen Methoden unseres Verfahrens. Auch wenn einige Zwischenschritte, wie z.B. die Projektion der Gefäßmittelachse, den gesamten Datensatz einbeziehen, werden die meisten Methoden lokal auf oder dicht am Aneurysma-Dom angewendet. Somit skaliert das Verfahren gut in Bezug auf die Komplexität des Aneurysma-Doms, der Region von Interesse. Vergleichbares gilt auch für die Gittergenerierung. Abgesehen von vom Basisaufwand für die Vorverarbeitung der Gefäßmittelachse (Korrektur, Projektion) und der Ostium-Kontur (Zerlegung, gleichmäßiges Sampling) besteht ein linearer Zusammenhang zwischen der Gitterauflösung und dem Berechnungsaufwand. Das bedeutet, dass die Erzeugung einer hochauflösten Ostium-Fläche in einem Riesenaneurysma nachvollziehbar die Berechnungsdauer erhöht.

Die prototypische Umsetzung unseres Verfahrens nutzt keine Hardwarebeschleunigung für die Berechnung und es lag kein Fokus auf der zeitlichen Optimierung. Trotzdem liegt die Berechnungszeit für die repräsentativen Datensätze zwischen 1.4 und 3.4 Sekunden. Somit ist schon die prototypische Implementierung für den Einsatz im Explorationsworkflow geeignet, zumal im Optimalfall die Berechnung der Ostium-Fläche nur einmal durchgeführt werden muss und diese dann für alle nachfolgenden Schritte zur Verfügung steht.

4.1.4.2 Qualitative Bewertung

Unabhängig von Formvariation und unterschiedlichen Verläufen des Trägergefäßes konnte die Ostium-Fläche erfolgreich für alle Datensätze erzeugt werden. Um die ursprünglichen Expertenzeichnungen nachzuahmen, verwenden wir die Ostium-Fläche, um das Aneurysma vom Trägergefäß zu trennen. Das Aneurysma wird semi-transparent und das Trägergefäß opak dargestellt. Dadurch ist der gesamte Trennbereich von allen Seiten sichtbar, ohne den geometrischen Bezug zu verlieren. Diese Visualisierung wurde zwei Neuroradiologen präsentiert. Sie konnten das Oberflächengitter frei rotieren und wurden gebeten, die Qualität der Abtrennung zu bewerten. Sie befanden, dass bei fast allen Datensätzen der Trennbereich plausibel, den lokalen morphologischen Gegebenheiten entsprechend verläuft und mit den von ihnen manuell vorgeschlagenen Trennbereichen weitestgehend übereinstimmt. Nach der Bewertung des Trennbereiches wurde die Ostium-Fläche eingeblendet. Diesbezüglich befanden die Experten, dass das Gitter eine plausible Form besaß und bemerkten positiv den Bezug zum Verlauf des Trägergefäßes.

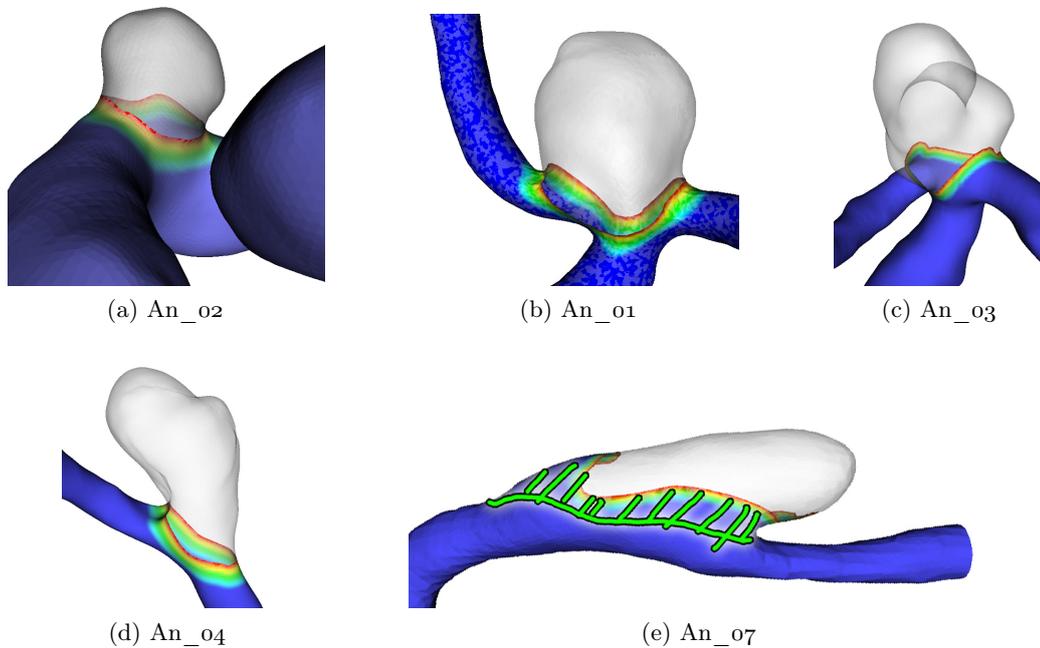


Abbildung 31: Beispiele für die Abtrennung des Aneurysmas vom Trägergefäß durch die automatisch generierte Ostium-Fläche (a - d). In wenigen Fällen, wie z.B. beim ungewöhnlich ausgerichteten, breitbasigen Aneurysma An_o7, kann die Ostium-Ebene nicht korrekt platziert werden (e). Die Markierung zeigt den von medizinischen Experten erwarteten Verlauf der Ostium-Fläche.

Eine Ausnahme stellte das Ostium dar, welches für den Datensatz An_o7 generiert wurde (siehe Abb. 31e). Dieser enthielt ein ungewöhnlich breitbasiges Seitenaneurysma. Des Weiteren verlief dessen Hauptausdehnung fast parallel zum Trägergefäß. Die Experten kritisierten das zu kleine, zu weit im Aneurysma-Dom positionierte Ostium. Ebenfalls negativ bewertet wurden lokale Variationen der Ostium-Kontur, die keinen erkennbaren Bezug zu den morphologischen Gegebenheiten hatte. Der schwach definierte und weitläufige Übergang vom Trägergefäß zum Aneurysma war

die Hauptursache für die Fehlplatzierung der Ostium-Fläche. Die parallele Ausrichtung von Aneurysma und Trägergefäß hatte eine Fehlplatzierung von P_{Dom} zur Folge. Die daraus folgende, ungünstige Projektion der Gefäßmittelachse sorgte dafür, dass sich drei der vier Kontrollpunkte an einer Seite des Ostiums häuften.

Trotz dieser Fehler wurde das Ostium annähernd sinnvoll zwischen Trägergefäß und Aneurysma platziert. Da die Ausrichtung und Form des Ostiums auf der Platzierung der vier Kontrollpunkte beruht, bieten diese auch eine einfache Möglichkeit der manuellen Korrektur. Auf Wunsch können die Kontrollpunkte eingeblendet und frei auf dem Oberflächengitter verschoben werden. Nach der Neupositionierung werden dieselben Methoden zur Gittergenerierung verwendet, die schon beim vorherigen, automatischen Versuch zum Einsatz kamen. Sollte die Fehlplatzierung nur auf eine Fehlabschätzung des mittleren Gefäßdurchmesser r zurückzuführen sein, können die projizierte Gefäßmittelachse und die Verschiebungspfade für die Konturbeugung genutzt werden, um die Freiheitsgrade bei der Verschiebung der Kontrollpunkte sinnvoll einzuschränken. Dies würde die manuelle Korrektur des Ostiums weiter beschleunigen.

Die Möglichkeit zur manuellen Korrektur ist üblich in medizinischen Systemen. Sie erlaubt es, einen Prozess auch dann zu beenden, wenn automatische Verfahren aufgrund stark abweichender Anatomie nicht erfolgreich sind. Durch die Konzentration auf wenige, allgemeingültige Parameter (Gefäßmittelachse, Dom-Punkt, mittlerer Gefäßdurchmesser) kann unser Verfahren für eine Vielzahl an Formvariationen eine korrekte Ostium-Fläche generieren. In Fällen, in denen ein oder mehrere Parameter falsch abgeschätzt wurden, kann der Nutzer auf verschiedene Weise Einfluss nehmen:

- die Neupositionierung aller Kontrollpunkte durch die Anpassung des geschätzten Gefäßdurchmesser über den Skalierungsparameter r_s
- die Neupositionierung einzelner Kontrollpunkte entlang sinnvoll eingeschränkter Pfade, hin oder weg vom Trägergefäß
- die freie Neupositionierung der Kontrollpunkte auf dem Oberflächengitter

Die Wahl der Methode ist dabei von Schweregrad der Fehlplatzierung abhängig. Es ist davon auszugehen, dass in den meisten Fällen eine einfache Anpassung des Parameters r_s ausreicht, um das gewünschte Ergebnis zu erhalten. Selbst im Falle einer freien Neupositionierung ist der manuelle Aufwand, im Vergleich zum vollständig manuellen Markieren des Ostiums, gering, da nur vier Punkte verschoben werden müssen.

4.2 Trägergefäß-Dekomposition

Durch die Ostium-Fläche ist es möglich, Trägergefäß und Aneurysma geometrisch voneinander zu trennen. Wie in Abschnitt 2.1.1.4 beschrieben, gibt es zahlreiche etablierte Maße verschiedener Ordnung, um das Aneurysma geometrisch zu charakterisieren. Diese konzentrieren sich meist ausschließlich auf den Aneurysma-Dom, nur wenige beziehen das Trägergefäß mit ein [202]. Das Trägergefäß ist relevant für die Exploration der Strömungscharakteristika, da z.B. dort auftretende Turbulenzen direkten Einfluss auf die Strömungskomplexität im Aneurysma haben können [124]. In der klinischen Praxis ist eine geometrische Charakterisierung des Trägergefäßes relevant für die Entscheidung, ob und wie intravaskuläre Implantate (Stents, Coils) platziert werden können.

Das Trägergefäß lässt sich auf vielfältige Weise geometrisch charakterisieren. Die grundlegenden Merkmale sind der Richtungsverlauf, der Durchmesser, der Querschnitt und das Vorhandensein von Bifurkationen. Die Gefäßmittellachse ist ein wichtiger geometrischer Deskriptor für die Extraktion dieser Informationen. Piccinelli et al. nutzen beispielsweise die Extraktionsmethoden des VMTK, um mithilfe der Gefäßmittellachse die Winkelbeziehungen zwischen Aneurysma und Trägergefäß zu beschreiben [190].

Eine Differenzierung des Trägergefäßes kann die Exploration weiter unterstützen. So verwenden Cebal et al. eine durch die Arbeiten von Shojima et al. inspirierte Unterteilung in *far-* und *near-vessel* für eine differenzierte Betrachtung der Strömungsbedingungen im Trägergefäß [42]. Eine solche Unterteilung liefert die Grundlage für vielfältige, weiterführende Anwendungen in Analyse, Exploration und Visualisierung. So könnte z.B. eine abstrakte Repräsentation der unterschiedlich charakterisierten Gefäßabschnitte genutzt werden, um Aneurysma-Datensätze in einer Datenbank geometrisch genauer zu klassifizieren. Eine Selektion von unterschiedlichen Aneurysmen auf gleichartigen Trägergefäßkonfigurationen wäre so möglich. Des Weiteren könnten aus der Trägergefäß-Unterteilung neue Achsen für die interaktive 3D-Exploration abgeleitet werden. Auch die Anwendung verschiedener Darstellungstechniken zur visuellen Hervorhebung der unterschiedlichen Gefäßbereiche wäre ermöglicht.

Unsere Methode greift das Konzept von Cebal et al. auf. Allerdings unterscheiden wir nicht strikt in Trägergefäß und weitere abgehende Gefäße. Stattdessen zerlegen wir alle an das Aneurysma angrenzenden Gefäße. Durch diesen allgemeinen Ansatz ist eine separate Betrachtung von Seiten- und Bifurkationsaneurysmen nicht notwendig. Da die Zerlegung der benachbarten Gefäße, vergleichbar mit der Ostium-Extraktion, als Vorverarbeitungsschritt für die eigentliche Exploration anzusehen ist, sollte sie automatisch durchgeführt werden. Im weiteren Unterschied zu Cebal et al. gehen wir nicht von fixen Distanzen für die Nah- und Fernbereiche der Gefäße aus. Während sie den Übergang bei einer Distanz von 1cm zum Ostium festgelegt haben, nutzen wir den Gefäßquerschnitt als Differenzierungsmaß. Als *Fernbereich* definieren wir den Teil des Gefäßes, der den normalen, ellipsoiden Querschnitt aufweist. Dieser Querschnitt variiert stark unter dem Aneurysma. Diesen Gefäßabschnitt in direkter Nähe zum Ostium definieren wir als *Nahbereich* (siehe Abb. 32b). Somit unterscheiden wir gesunde und vom Aneurysma betroffene Bereiche des Gefäßes.

Den Grenzbereich zwischen Nah- und Fernbereich bezeichnen wir im Folgenden als *Transitionszone*.

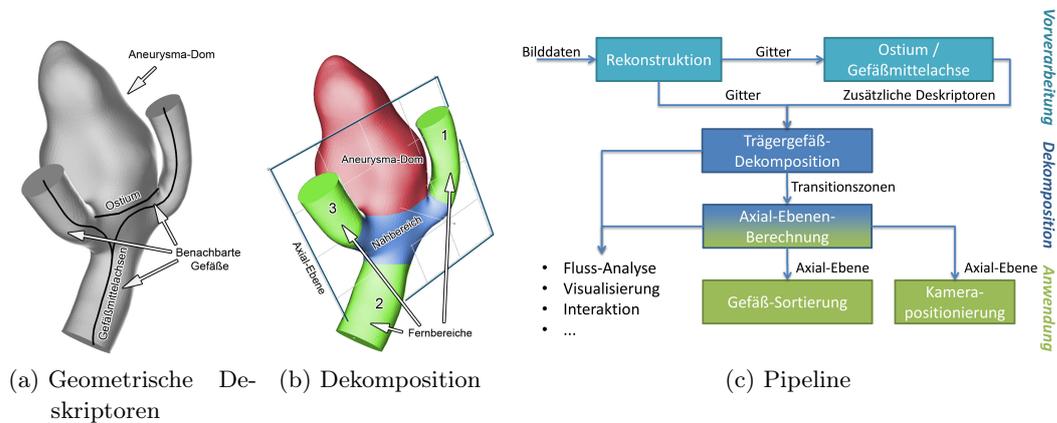


Abbildung 32: Die geometrischen Deskriptoren (a) dienen als Grundlage für die Dekomposition (b). Diese zusätzlichen Informationen können für weiterführende Anwendungen, z.B. bei der Visualisierung oder Interaktionsunterstützung verwendet werden (c).

Aus dieser geometrischen Differenzierung der angrenzenden Gefäße lässt sich ein weiterer Deskriptor ableiten, die sogenannte *Axial-Ebene*. Vernachlässigt man das Aneurysma, weisen die benachbarten Gefäße im Nahbereich ein planares Layout auf. Durch das Einpassen einer Ebene in die Transitionszonen, welche diesen Bereich eingrenzen, erhält man die Axial-Ebene. Diese teilt den Datensatz in zwei Unterräume, abhängig von der zugrundeliegenden Gefäßkonfiguration. Sie kann für zahlreiche geometrische Aufgaben genutzt werden, von denen zwei, im Anschluss an die Beschreibung des Dekompositionsverfahrens, vorgestellt werden: die automatische Selektion einer Kameraposition für die 3D-Navigation und die Sortierung der angrenzenden Gefäße zum Zweck der automatischen Klassifizierung.

4.2.1 Dekompositionspipeline

Als Eingangsdaten dient das Oberflächengitter des Aneurysmas und der angrenzenden Gefäße. Für jedes angrenzende Gefäß wurde die Gefäßmittellachse berechnet. Des Weiteren wird die Ostium-Fläche verwendet, um das Oberflächengitter zu differenzieren. Es wird entlang der Ostium-Fläche geschnitten, wodurch eine erste Dekomposition in Aneurysma und benachbarte Gefäße erzielt wird. Im Anschluss daran werden die benachbarten Gefäße weiter in den Nah- und die Fernbereiche unterteilt.

Das Dekompositionsverfahren basiert auf der Analyse des Gefäßquerschnitts. Die beiden dafür notwendigen Teilschritte nutzen Approximation. Im ersten Schritt approximieren wir den Gefäßquerschnitt mit einer Ellipse. Im zweiten Schritt approximieren wir das Profil der Querschnittsfläche mit einer Gauß-Funktion, um die Transitionszone zu identifizieren. Die Grundlage für beide Schritte bildete eine iterative Abtastung entlang der Gefäßmittellachse. Für jedes zum Aneurysma benachbarte Gefäß wird die Abtastung in Richtung des Aneurysmas durchgeführt.

4.2.1.1 Querschnittsapproximation

Die Gefäßmittelachse wird durch einen, aus linearen Segmenten bestehenden, Linienzug repräsentiert. Um eine zu diesem Linienzug orthogonale Schnittebene zu berechnen, wird die Ebenennormale \vec{n} mithilfe dreier aufeinanderfolgende Punkte p_1 , p_2 und p_3 dieses Linienzuges berechnet:

$$\vec{n} = \frac{(\overrightarrow{p_1 p_2} + \overrightarrow{p_2 p_3})}{2} \quad (16)$$

wobei p_3 als Ursprung der Ebene dient. Wenn das Oberflächengitter mit dieser Ebene geschnitten wird, erhalten wir eine Menge von Schnittkonturen. Die Kontur, welche dicht an der Gefäßmittelachse liegen, repräsentieren den Gefäßquerschnitt an p_3 (siehe Abb. 33a).

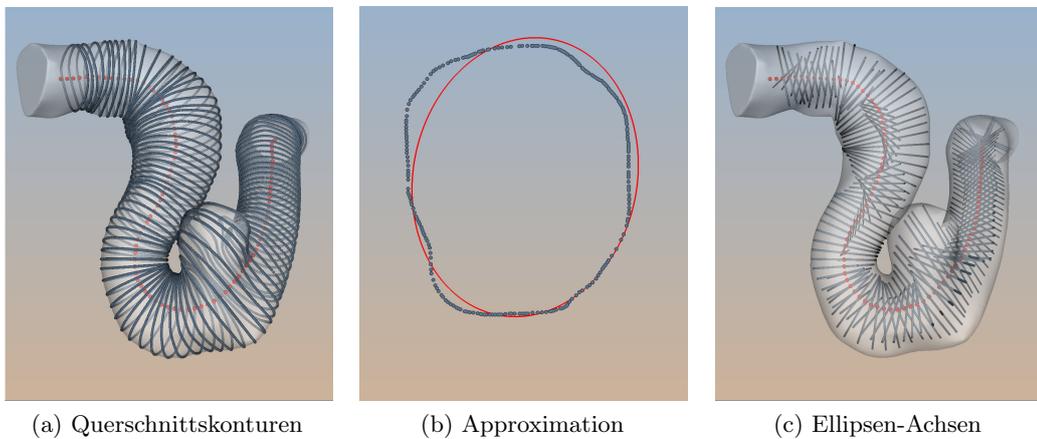


Abbildung 33: Querschnittsapproximation: Die orthogonalen Gefäßschnitte (a) werden durch Ellipsen approximiert (b - c).

Wir approximieren die Querschnittskontur durch eine Ellipse (siehe Abb. 33b). Dies bietet zwei Vorteile: die nachfolgende Analyse der Querschnittsfläche wird weniger von lokalen Oberflächenvariationen beeinflusst und die Ellipse liefert durch ihre beiden Achsen ein, für spätere Anwendungen nützliches, lokales Koordinatensystem (siehe Abb. 33c). Für die Bestimmung der approximierenden Ellipse interpretieren wir die Punkte der Querschnittskontur als multivariate Zufallsvariablen und berechnen ihre Kovarianzmatrix. Die Eigenvektoren der Matrix, skaliert mit den jeweiligen Eigenwerten, bilden die Haupt- und Nebenachse der Ellipse. Indem die Punkte in den Tangentialraum der Schnittebene überführt werden, können wir die Berechnung der Kovarianz auf die x - und y -Komponenten beschränken. Somit muss nur eine 2×2 Kovarianzmatrix aufgestellt werden, was den Berechnungsaufwand reduziert.

4.2.1.2 Analyse des Flächenprofils

Für jeden Punkt der Gefäßmittellachse wird der Gefäßquerschnitt mittels einer Ellipse approximiert. Der Flächeninhalt $A = \pi ab$ der jeweiligen Ellipse, wobei a und b die Längen der Haupt- bzw. Nebenachse sind, dient dazu, ein Flächenprofil über den Verlauf der Gefäßmittellachse zu generieren (siehe Abb. 34). Dieses Flächenprofil wird nun analysiert, um die Transitionszone zwischen ellipsoiden Fernbereich und dem Nahbereich unter dem Aneurysma zu finden.

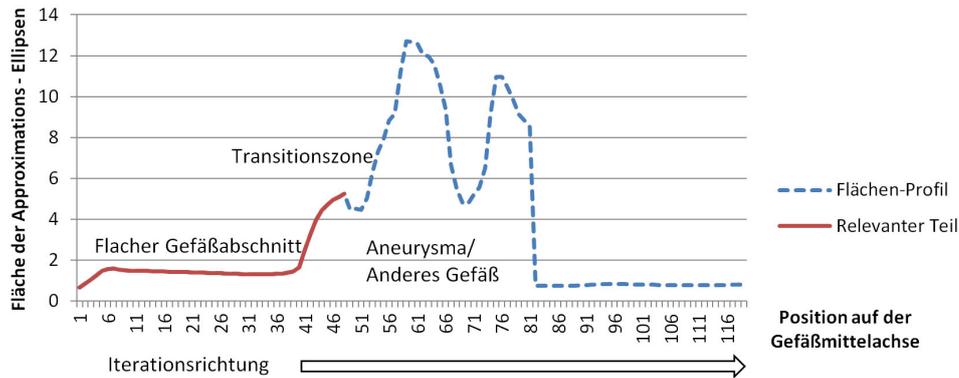


Abbildung 34: Identifikation des relevanten Bereiches im Flächenprofil entlang der Gefäßmittellachse.

Der Analyseprozess unterteilt sich in zwei Teilschritte, die grobe Identifikation des relevanten Profilvereiches und darauffolgend die genaue Selektion der Transitionszone in diesem Bereich. Der relevante Bereich des Profils beinhaltet sowohl den normalen Gefäßquerschnitt als auch den Übergangsbereich zum Aneurysma. Im Profil stellt sich der normale Gefäßquerschnitt als ein kaum variierender, flacher Abschnitt dar. Da wir vom Randbereich des Gefäßes ausgehend iterieren, treffen wir zuerst auf diesen Bereich. Der Übergang in den vom Aneurysma betroffenen Bereich stellt sich als deutlicher Anstieg der Querschnittsfläche dar. Um diesen Anstieg zu identifizieren, berechnen wir während der Iteration in Richtung Aneurysma den Mittelwert und die Varianz des bisher abgearbeiteten Profils. Für eine ausreichende Stabilität beginnen wir damit allerdings erst, nachdem über mindestens zehn Flächenwerte iteriert wurde. Liegt die Fläche eines neu hinzukommenden Wertes mindestens drei Standardabweichungen über dem Mittelwert, liegt ein deutlicher Anstieg vor. Der relevante Bereich des Profils endet beim ersten lokalen Maximum, welches danach gefunden wird (siehe Abb. 34). Dieses Maximum muss nicht zwangsweise der Maximalausdehnung des Aneurysmas in Bezug zur Gefäßmittellachse entsprechen. Im Fall von Bifurkationsaneurysmen kann das Maximum auch durch das Schneiden eines abgehenden Gefäßes verursacht worden sein.

Für die stabile Identifikation des Übergangs von normalem zu abweichendem Gefäßdurchmesser approximieren wir den relevanten Profilvereich mit der ersten Hälfte der symmetrischen Gauß-Funktion (siehe Abb. 35). Diese verfügt ebenfalls über einen flachen, horizontalen Bereich, an den sich ein ansteigender Funktionsverlauf anschließt. Somit kann sie verwendet werden, um den relevanten Profilvereich zu approximieren. Der Transitionsunkt wird dann analytisch auf der Funktion bestimmt, was die Bestimmung robust gegen lokale Variationen des Gefäßdurchmessers macht.

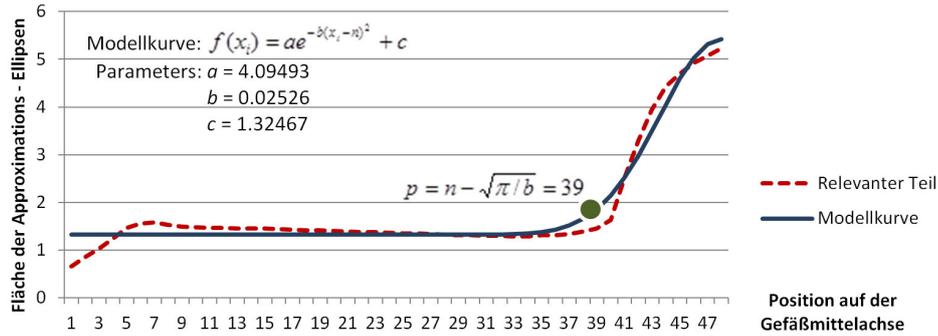


Abbildung 35: Approximation des relevanten Bereichs für die genaue Identifikation der Transitionszone.

Diese Variationen treten, aufgrund der pathologisch veränderten Gefäßwand, vor allem in der Nähe von Aneurysmen auf, also genau in dem Bereich, in dem wir den Transitionspunkt suchen.

Die symmetrische Gauß-Funktion an einem Punkt des relevanten Profils ist definiert wie folgt:

$$f(i(p)) = a e^{-b(i(p)-n)^2} + c \quad (17)$$

wobei die Parameter a , b und c jeweils die Höhe, Breite und Verschiebung der Gauß-Kurve beeinflussen und n der Anzahl aller Punkte des relevanten Profilsbereichs entspricht. Das Funktionsargument $i(p)$ entspricht dem Index des jeweiligen Punktes p der Gefäßmittelachse.

Der Abgleich dieser Modellkurve mit dem relevanten Profilsbereich beruht auf der Methode der kleinsten Quadrate (engl. *method of least squares*). Eine effiziente Implementierung bietet der *Levenberg-Marquardt-Algorithmus* [149]. Dieses Verfahren ist eine Weiterentwicklung des *Gauß-Newton-Verfahrens*, da zusätzlich eine auf den Gradienten beruhende Regularisierung zum Einsatz kommt, wodurch absteigende Funktionswerte erzwungen werden. Dies erhöht die Wahrscheinlichkeit einer Konvergenz auch bei ungünstigen Startbedingungen. Als Startbedingung nutzen wir $a = b = c = 1.0$. Der Algorithmus verändert die drei Parameter solange, bis die bestmögliche Übereinstimmung zwischen Modellfunktion und relevantem Profilsbereich erreicht wurde.

Es besteht ein direkter Zusammenhang zwischen der Breite b der Gauß-Funktion und dem von uns gesuchten Transitionspunkt p mit dem Index $i(p)$:

$$i(p) = n - \sqrt{\pi/b} \quad (18)$$

Wobei zu beachten ist, dass die Kombination der Anzahl der Profilmunkte n mit dem Funktionsparameter b nur möglich ist, weil die Punktindizes als Argument für die Modellfunktion verwendet wurden.

Um auf möglicherweise auftretende Profilveränderungen reagieren zu können, die nicht von unserer Modellfunktion abgedeckt werden, bieten wir die Möglichkeit zu einer lokalen Anpassung. Dazu werden die Modell- und Profilwerte miteinander verglichen. Ist der Profilwert am Transitionspunkt höher als der Funktionswert der Modellfunktion, iterieren wir rückwärts („weg vom Aneurysma“), bis die Modellfunktion einen größeren Funktionswert als das ursprüngliche Profil aufweist. Analog dazu iterieren wir in Richtung des Aneurysmas, sollte der Profilwert am Transitionspunkt

unter dem Funktionswert der Modellfunktion liegen. Diese beiden Anpassungsmöglichkeiten können optional angewendet werden, sollten die gefundenen Transitionszone nicht geeignet erscheinen. Dadurch bieten wir dem Anwender eine einfache, parameterfreie Möglichkeit zur Anpassung der Ergebnisse.

Die resultierende Transitionszone stellt sich als orthogonaler Schnitt durch das Gefäß dar, wobei der Ursprung der Schnittebene an dem Punkt \mathbf{p} der Gefäßmittellachse liegt. Wurde das oben beschriebene Verfahren für alle k zum Aneurysma benachbarten Gefäße durchgeführt, grenzen die Transitionszonen den Nahbereich unter dem Aneurysma von k Fernbereichen ab.

4.2.2 Axial-Ebene

Die Transitionszonen ermöglichen eine abstraktere Betrachtung der Gefäßkonfiguration unter dem Aneurysma. Die Transitionszonen und somit auch die benachbarten Gefäße dicht am Aneurysma liegen grob in einer Ebene. Diese anatomische Gegebenheit gilt auch für komplexere, mehrere Gefäße umfassende Bifurkationen. Eine geometrische Beschreibung dieser Gefäßanordnung dient der Erzeugung eines von der Anatomie abhängigen, lokalen Koordinatensystems. Ein erster Schritt ist die Berechnung der durch die Transitionszonen implizierten Axial-Ebene. Durch sie lässt sich der Datensatz in eine „Vorderseite“ und eine „Rückseite“ unterteilen. Unter Einbeziehung zusätzlicher, zum Teil schon bei der Ostium-Extraktion gewonnenen Informationen, lassen sich weitere Halbräume und Richtungsachsen ableiten.

4.2.2.1 Berechnung

Um die Axial-Ebene zu definieren, nutzen wir alle Transitionspunkte \mathbf{p}_i der jeweiligen Transitionszonen. Zusätzlich ermitteln wir den Mittelpunkt des Ostiums \mathbf{p}_o , indem wir alle Punkte der Ostium-Kontur mitteln. Da diese Kontrollpunkte zwar annähernd eben angeordnet sind, aber nicht genau in einer Ebene liegen, berechnen wir die Axial-Ebene als *best-fit*-Ebene [68].

Die Berechnung der *best-fit*-Ebene ist ein Optimierungsproblem. Für die Kontrollpunkte \mathbf{p}_1 bis \mathbf{p}_m muss eine Ebene $\mathbf{n}_1x + \mathbf{n}_2y + \mathbf{n}_3z + \mathbf{d} = 0$ gefunden werden, welche die Summe der quadratischen Distanzen zwischen den Kontrollpunkten und der Ebene minimiert. Somit stellt sich das Minimierungsproblem folgendermaßen dar:

$$\min_{\mathbf{n}, \mathbf{d}} \sum_{i=0}^m \frac{(\langle \mathbf{n}, \mathbf{p}_i \rangle + \mathbf{d})^2}{\langle \mathbf{n}, \mathbf{n} \rangle} \quad (19)$$

Bilden wir den Mittelpunkt aller Kontrollpunkte \mathbf{p}_c , kann das Minimierungsproblem unter Verwendung der Matrix $\mathbf{P}^T = (\mathbf{p}_0 - \mathbf{p}_c \dots \mathbf{p}_m - \mathbf{p}_c)$ umformuliert werden:

$$\min_{\mathbf{n}, \mathbf{d}} \frac{\mathbf{n}^T \mathbf{P}^T \mathbf{P} \mathbf{n}}{\langle \mathbf{n}, \mathbf{n} \rangle} \quad (20)$$

Der so gebildete *Rayleigh*-Quotient erreicht sein Minimum, wenn \mathbf{n} der Eigenvektor von $\mathbf{P}^T \mathbf{P}$ mit dem kleinsten Eigenwert ist. Somit reduziert sich das Minimierungsproblem auf ein Eigenwertproblem. Nachdem der kleinste Eigenwert λ bestimmt wurde, muss ein Vektor \mathbf{v} ($\neq 0$) gefunden werden, welcher

$$(\mathbf{P}^T \mathbf{P} - \lambda \mathbf{I}) \mathbf{v} = 0 \quad (21)$$

erfüllt, wobei I die Einheitsmatrix ist.

Die durch \mathbf{v} gegebenen Parameter beschreiben eine Ebene, welche so dicht wie möglich an allen Kontrollpunkten liegt. Dies entspricht der Definition der von uns gesuchten Axial-Ebene. Dicht am Aneurysma schneidet sie alle Gefäße und das Aneurysma. Diese an der Gefäßkonfiguration ausgerichtete Ebene ermöglicht zahlreiche Anwendungen, von denen im Folgenden zwei beschrieben werden.

4.2.2.2 Anwendung: Gefäß-Sortierung

Die Definition einer eindeutigen Gefäßordnung dient als Zusatzinformation für den Datensatz. Sie kann z.B. bei der geometriebasierte Selektion und dem Vergleich von Datensätzen in medizinischen Forschungsdatenbanken zum Einsatz kommen.

Die Axial-Ebene dient dazu, das Sortierungsproblem aus dem, unter Umständen mehrdeutigen, 3D-Raum in den 2D-Raum zu überführen. Die Transitionspunkte $p_1 - p_n$, sowie der Ostium-Mittelpunkt p_o werden auf die Axial-Ebene projiziert (siehe Abb. 36a). Alle weiteren Operationen finden im Tangentialraum der Ebene statt (siehe Abb. 36b). Der Mittelpunkt p_m aller projizierten Punkte wird berechnet. Zusätzlich wird für jeden Transitionspunkt der Vektor $\vec{v}_i = \overrightarrow{p_m p_i}$ zu diesem Mittelpunkt definiert. Der am dichtesten zu p_o gelegene Transitionspunkt wird zum aktuell selektierten Punkt p_s mit dem zugehörigen Vektor \vec{v}_s . Der Punkt erhält die $ID = 1$ und wird als bearbeitet markiert. Der bisher nicht bearbeitete Transitionspunkt p_i mit dem kleinste Winkel $\angle(\vec{v}_i, \vec{v}_s)$ wird in der nächsten Iteration zu p_s und erhält eine um eins erhöhte ID.

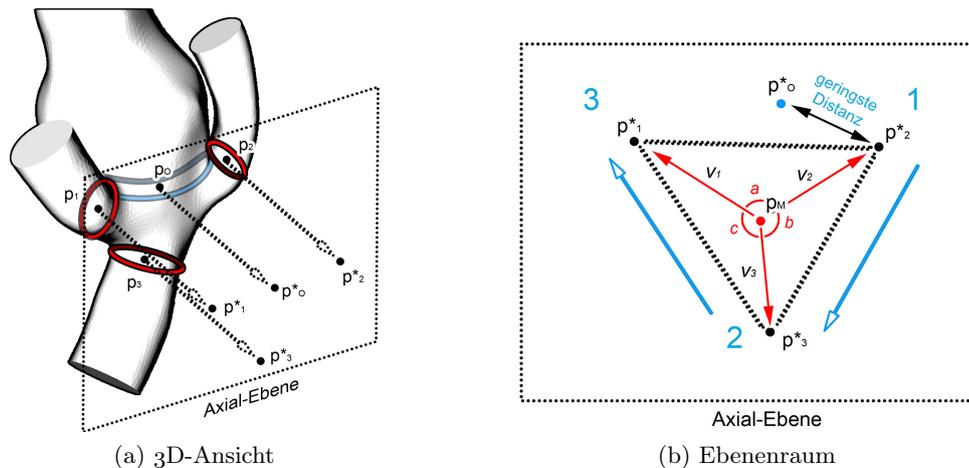


Abbildung 36: Durch ein Projektion der Transitionspunkte in die Axial-Ebene wird eine eindeutige Sortierung ermöglicht.

Die Gefäße werden somit im Uhr- bzw. Gegenuhrzeigersinn sortiert, abhängig davon, in welcher Richtung die dichteste Transitionszone liegt. Dies bedeutet, ähnliche Gefäßkonfigurationen, im Hinblick auf die direkt unter dem Aneurysma verlaufenden Gefäßen, erhalten eine ähnliche Sortierreihenfolge. Um sicherzustellen, dass sich diese Reihenfolge aufgrund größerer Winkellücken nicht ändert, wird zusätzlich eine

Richtungsanforderung gestellt. Erfüllt ein neu einzusortierender Punkt p_i nicht die Bedingung:

$$\frac{\overrightarrow{p_m p_o} \times \vec{v}_s}{\|\overrightarrow{p_m p_o} \times \vec{v}_s\|} \cdot \frac{\vec{v}_s \times \vec{v}_i}{\|\vec{v}_s \times \vec{v}_i\|} > 0 \quad (22)$$

wobei p_s der in der letzten Iteration hinzugefügte Punkt ist, bedeutet dies, dass die Sortierung ihre Drehrichtung geändert hat. In diesem Fall wird der Transitionspunkt mit dem nächstgrößeren Winkelabstand zum Kandidaten. Wurden alle Transitionspunkte bearbeitet, besitzt jedes zugehörige Gefäß eine ID. Die IDs benachbarter Gefäße unterscheiden sich um eins und beim Übergang zum Ostium gilt immer $ID = 1$.

Diese eindeutige Ordnung ist als Grundlage zu verstehen und kann, je nach Anwendung, mit zusätzlichen Informationen ergänzt werden. Liegen beispielsweise Flussinformationen vor, können die Gefäße mit ein- und ausströmendem Fluss entsprechend markiert werden. Auch die direkt zum Aneurysma benachbarten Gefäße, links und rechts von Ostium, können leicht identifiziert werden, da deren Gefäßabschnitte die höchste bzw. zweitniedrigste ID besitzen.

4.2.2.3 Anwendung: Automatische Kamerapositionierung

Die Exploration multidimensionaler Informationen bei gleichzeitiger 3D-Navigation mit einer virtuellen Kamera ist, vor allem für ungeübte Mediziner, eine schwierige Aufgabe. Eine gut gewählte Startposition für die Kamera ist wichtig, um sich einen Überblick über räumlichen Verhältnisse verschaffen zu können. Sie kann auch als Rückkehrposition dienen, nachdem der Anwender eine bestimmte Explorationsaufgabe abgeschlossen hat. Auch für die Generierung von Vorschaubildern für Falldatenbanken oder Dokumentationen ist die automatische Kamerapositionierung nützlich. Im Gebiet der 3D-Interaktion ist die Vorauswahl von guten Kamerapositionen eine etablierte Technik, um Explorationsprozesse zu unterstützen [167].

Grundsätzlich liegt dann eine gute Kameraposition vor, wenn der Grad der Selbstverdeckung des Datensatzes so gering wie möglich ist. Ansonsten könnten bei einer ungünstig gewählten Kameraposition die benachbarten Gefäße das Aneurysma verdecken. Die Axial-Ebene hat einen minimalen Abstand zu den Mittelpunkten von Transitionszonen und Ostium. Somit entspricht die invertierte Normale der Ebene automatisch einer Blickrichtung mit einem maximalen visuellen Abstand dieser Komponenten (siehe Abb. 37). Durch diesen Blick auf die „Seite“ des Datensatzes ist die Chance der Selbstverdeckung reduziert, auch wenn sie nicht völlig ausgeschlossen werden kann, da nur Informationen über die Gefäßkonfiguration dicht am Aneurysma ausgewertet werden. Die automatisch gewählte Kameraposition sollte außerdem die Relevanz des Aneurysmas widerspiegeln. Dazu platzieren wir die Kamera, mit gegebenenfalls invertierter Blickrichtung, in dem durch die Axial-Ebene gebildeten Halbraum, in dem sich ein Großteil der Oberflächenpunkte des Aneurysmas befindet.

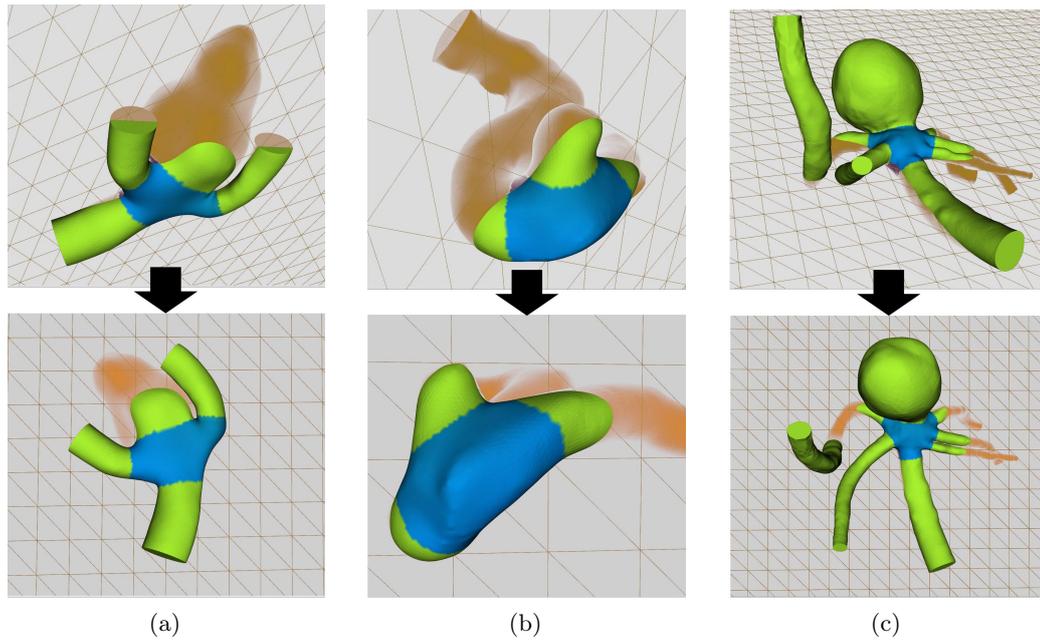


Abbildung 37: Anhand der Axial-Ebene (Dreiecksgitter) automatisch generierte Ansichten (unten) verschiedener Datensätze (a - c).

4.2.3 Ergebnisse

Für neun repräsentative Datensätze wurde eine Dekomposition der benachbarten Gefäße durchgeführt. Die Datensätze beinhalten kleine, mittlere und große Seitenaneurysmen sowie kleine bis Riesenbifurkationsaneurysmen mit bis zu sechs zum Aneurysma benachbarten Gefäßen. Für alle Datensätze konnte eine automatische Dekomposition ohne Nutzerinteraktion erreicht werden (siehe Abb. 38). Die Implementierung wurde prototypisch in MEVISLAB auf Basis von VTK und VMTK realisiert. Die Berechnungszeit für die Detektion einer Transitionszone lag zwischen einer und drei Sekunden auf einem Standardsystem (*Intel Core 2 Duo 3 GHz, 4 GB Ram*).

Um die Robustheit der Detektionsmethode zu untersuchen, wurden die Punkte des Oberflächengitters zufällig entlang ihrer Normalen verschoben. Dies simuliert lokale Oberflächenvariationen bzw. das Ergebnis ungünstiger Rekonstruktionsbedingungen. Bei einem Verschiebungsgrad, der den Gefäßdurchmesser um durchschnittlich 15% variiert, konnten für alle Datensätze erfolgreich Dekompositionen erzeugt werden. Bei einem sehr hohen Verschiebungsgrad von 30% war das Verfahren immer noch bei sechs der neun Datensätze erfolgreich (siehe Abb. 39).

Um die Korrektheit der automatisch definierten Transitionszonen zu überprüfen, wurde eine Befragung mit vier medizinischen Experten, zwei davon Neuroradiologen, durchgeführt. Die Experten sollten für alle Datensätze manuell die Transitionszonen definieren. Das gemittelte Ergebnis aller Experten wurde dann qualitativ mit den Ergebnissen des automatischen Verfahrens verglichen. Für die überwiegende Mehrheit der Transitionszonen zeigte sich eine gute Übereinstimmung. Die Transitionspunkte der jeweiligen Zonen lagen bezüglich des Gefäßdurchmessers weniger als 10% von-

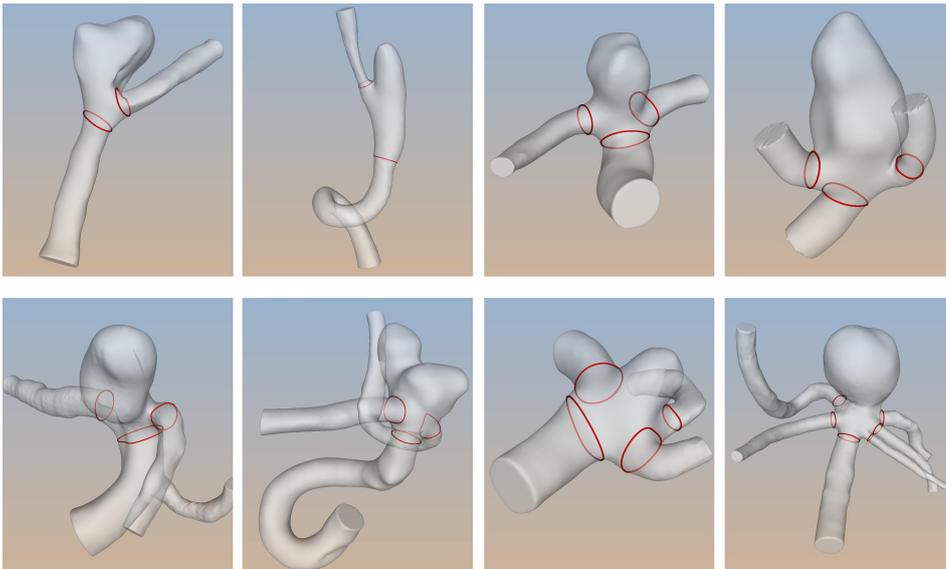


Abbildung 38: Ergebnisse für die Dekomposition von Datensätzen mit unterschiedlich komplexer Konfiguration der benachbarten Gefäße.

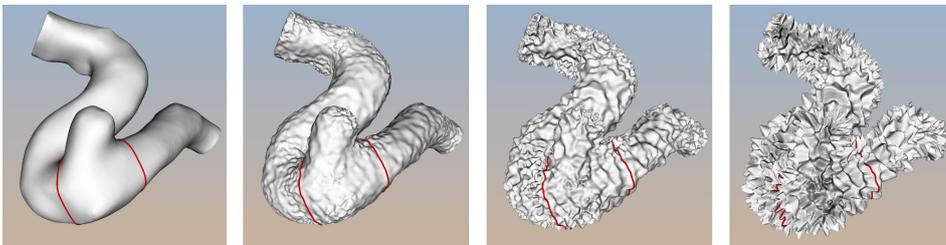


Abbildung 39: Ergebnisse für die Dekomposition bei steigendem Verschiebungsgrad der Oberflächenpunkte (von links nach rechts: 0%, 5%, 15%, 30%).

einander entfernt. Allerdings gab es in einigen Fällen deutliche Abweichungen (siehe Abbildung 40b).

Um weiteres qualitatives Feedback zu erhalten, wurde ein informelles Interview mit einem Neuroradiologen durchgeführt, welcher an einem Forschungsprojekt zur Lagebeziehung zwischen komplexen Flussmustern und der vermuteten Rupturstelle beteiligt war. Er bestätigte, dass neben dem Ostium weitere geometrische Deskriptoren notwendig sind. Speziell die Transitionszonen seien nützlich für das Erzeugen von *seeding*-Geometrien oder das gezielte Ausblenden bestimmter Strömungsabschnitte. Auch die automatische Positionierung der Kamera, als Start- und Rückkehrpunkt für die interaktive Exploration, bewertete er als sinnvoll.

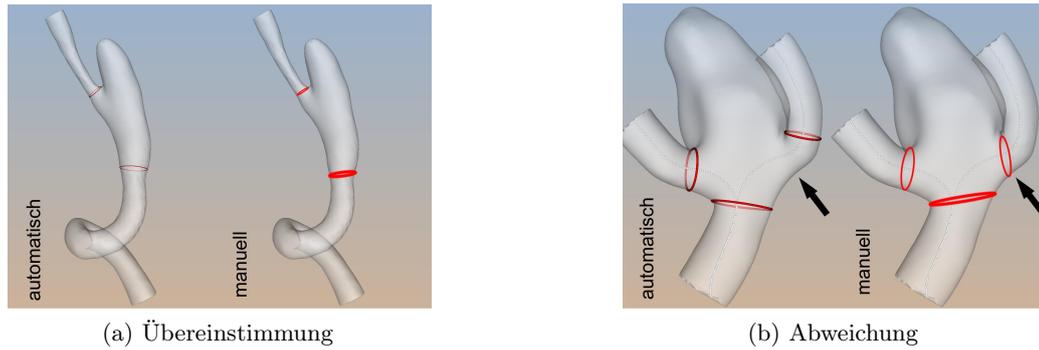


Abbildung 40: Vergleich zwischen automatischer und manueller Dekomposition durch Experten. Die Dicke der Ringe bei der manuellen Dekomposition repräsentiert die Varianz der Experten-Entscheidungen.

4.2.4 Diskussion

Der Robustheitstest zeigt, dass sogar für Datensätze, deren Rekonstruktionsqualität eine weitere Verwendung in Frage stellt, oftmals eine korrekte Dekomposition automatisch erzeugt werden kann. Diese Stabilität gegen lokale Oberflächenvariationen ist hauptsächlich auf die Approximation des Gefäßquerschnitts und des Flächenprofils zurückzuführen. Somit kann unser Verfahren auch auf Datensätze aus einer vereinfachten Rekonstruktionspipeline oder ungünstigen Aufnahmesituationen angewendet werden.

Allerdings muss das Flächenprofil der Gefäße trotzdem grundsätzliche Annahmen erfüllen. Der Fernbereich muss einen weitestgehend gleichmäßigen Querschnitt aufweisen und der Übergang zum Nahbereich muss durch einen deutlichen Anstieg der Querschnittsfläche gekennzeichnet sein. Liegt ein stark deformiertes Gefäß mit großen Querschnittsvariationen im Fernbereich vor, könnten diese als Übergang zum Aneurysma missinterpretiert werden. Die Transitionszonen würden in diesem Fall im Fernbereich und nicht dicht am Aneurysma platziert werden. Sollte des Weiteren das Aneurysma sehr klein ($< 30\%$ des Gefäßdurchmessers) sein und keinen definierten Halsbereich besitzen, würde es im Flächenprofil nicht ausreichend repräsentiert. Auch in diesem Fall würde die Transitionszone nicht bzw. an falscher Stelle positioniert werden.

Eine Teillösung für das Problem starker Gefäßvariabilität wäre das Bereitstellen aller potentiellen Transitionszonen. Dies ließe sich leicht über eine iterative Wiederholung des Detektionsprozesses erreichen. Der Startpunkt der Profilanalyse müsste auf die Position der zuletzt gefundenen Transitionszone gesetzt werden. Der Analyseprozess würde so lange wiederholt werden, bis das Ende der Gefäßmittelachse erreicht wäre. Der Nutzer könnte dann aus der Menge aller gefundenen Transitionszonen die korrekte selektieren. Im Falle sehr kleiner, schwach ausgeprägter Aneurysmen wäre allerdings weiterhin eine manuelle Selektion der Transitionszonen notwendig.

In den meisten Fällen konnte eine gute Übereinstimmung zwischen den automatisch und manuell von Experten definierten Transitionszonen beobachtet werden. In den Fällen, in denen keine Übereinstimmung vorlag, war die Abweichung sehr deutlich und besaß eine systematische Charakteristik. Sie trat immer dann auf, wenn

die Transitionszone in einem stark gekrümmten Bereich des Trägergefäßes lag. Wir waren in der Lage, die Abweichung auf die Verwendung orthogonaler Gefäßquerschnitte zurückzuführen. Die Experten wichen von einer orthogonal positionierten Transitionszone ab, wenn diese nicht das exakte Ende des Gefäßabschnitts markierte. Beide Ansätze sind sinnvoll: während die orthogonalen Transitionszonen für die Betrachtung lokaler Strömungseigenschaften besser geeignet sind, entsprechen die von den Experten gewählten Transitionszonen mehr den morphologischen Gegebenheiten. Weiterhin ist zu beobachten, dass beide Arten von Transitionszonen sich einen gemeinsamen Oberflächenpunkt, abhängig von der Krümmungsrichtung des Gefäßverlaufs, teilen. Die Abweichung zwischen automatischer und manueller Transitionszone kann als Rotation um diesen Punkt beschrieben werden.

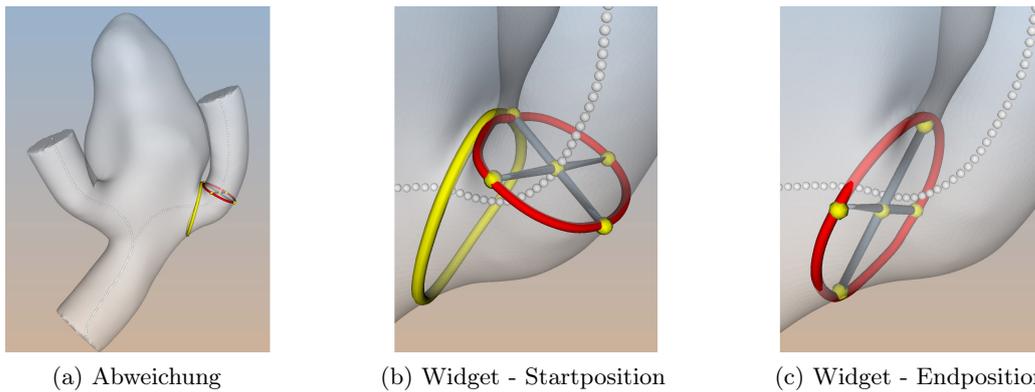


Abbildung 41: Das Widget kann die automatisch generierte Transitionszone durch die Rotation um einen Punkt in die durch die Experten präferierte Position überführen.

Für die manuelle Anpassung der orthogonal ausgerichteten Transitionszonen bieten wir ein spezifisches *Widget* an (siehe Abb. 41). Dazu nutzen wir das lokale Koordinatensystem, welches durch die Achsen der Ellipse aus der Querschnittsapproximation gegeben ist. An den Enden jeder Achse werden selektierbare Verschiebungspunkte, sogenannte *Griffe*, positioniert. Die Verschiebung eines Griffes auf dem Oberflächengitter hat die Rotation der Transitionszone um den gegenüberliegenden Griff zur Folge. Nach der Interaktion wird die Kontur der Transitionszone aktualisiert. Durch den Rotationszusammenhang zwischen manueller und automatischer Transitionszone lässt sich in vielen Fällen eine Anpassung mit der Verschiebung von einem bis zwei Griffen durchführen. Trotzdem empfehlen wir, die automatisch generierten Ergebnisse ebenfalls zu behalten, wenn die weitere Anwendung die Extraktion von Strömungseigenschaften im Bereich der Transitionszone beinhaltet.

4.3 Zusammenfassung

Ein geometrisch nicht differenzierter Aneurysma-Datensatz ist vorrangig für die überblicksartige Exploration von Strömungsdaten geeignet. Sollen jedoch morphologische Besonderheiten oder Fluss in spezifischen, anatomischen Abschnitten exploriert werden, müssen weitere geometrische Deskriptoren gegeben sein. Das Ostium ist ein solcher Deskriptor. Aus Experten-Befragungen konnte ein Ostium-Modell abgeleitet werden, welches auf vier Kontrollpunkten beruht. Durch aufeinanderfolgende, geometrische Analyseschritte können diese vier Kontrollpunkte in einem Datensatz identifiziert werden. Eine Voraussetzung für diesen Prozess ist die *Gefäßmittelachse*, welche aus dem 3D-Voronoi-Diagramm des Trägergefäßes extrahiert werden kann. Aus der auf der Gitteroberfläche definierten Ostium-Kontur kann durch Interpolation ein glattes Gitter erzeugt werden. Da das gesamte Verfahren auf den vier Kontrollpunkten beruht, kann im Fall einer Fehlplatzierung leicht eine manuelle Korrektur vorgenommen werden.

Eine weitere geometrische Differenzierung ist die Unterteilung des Trägergefäßes in Abschnitte mit elliptischem Querschnitt (*Fernbereiche*) und den vom Aneurysma betroffenen Abschnitt (*Nahbereich*). Durch Approximation des Gefäßquerschnitts und des Flächenprofils lassen sich die *Transitionszonen* zwischen dem Nahbereich und den Fernbereichen identifizieren. Die automatisch definierten Transitionszonen lassen sich mit einem einfachen Widget manuell variieren. Ein aus der Gefäßzerlegung ableitbarer geometrischer Deskriptor ist die *Axial-Ebene*. Sie teilt den Datensatz in „Vorder-“ und „Rückseite“ und ermöglicht so die Definition eines lokalen Koordinatensystems. Direkte Anwendungen für die Axial-Ebene ist die automatische Sortierung aller zum Aneurysma benachbarten Gefäße oder die automatische Kamerapositionierung.

Sowohl die Ostium-Extraktion als auch die Zerlegung des Trägergefäßes sind Methoden zur grundlegenden geometrischen Differenzierung des Aneurysma-Datensatzes. Wie am Beispiel der Axial-Ebene zu sehen, lassen sich zahlreiche weitere Deskriptoren davon ableiten. Aber auch die grundlegende Differenzierung ist schon für die Analyse und Visualisierung von Strömungsdaten geeignet. Sowohl Gasteiger et al. als auch Oeltze et al. nutzen die Ostium-Fläche als Startgeometrie für die Integration von Strömungslinien. Diese werden dann genutzt, um aus dem Strömungsfeld den Einströmbereich bzw. repräsentative Streamline-Cluster zu extrahieren [76] [182]. Des Weiteren werden die Konturen des Ostiums und der Transitionszonen für die visuelle Hervorhebung der verschiedenen anatomischen Abschnitte bei der illustrativen Darstellung des Oberflächengitters verwendet [73]. Auch für einige der Methoden des Explorationsworkflows, welcher im folgenden Kapitel beschrieben wird, stellt die geometrische Differenzierung des Aneurysma-Datensatzes eine relevante Grundlage dar.

Im klinischen Workflow der Diagnostik und Therapie zerebraler Aneurysmen spielt der Blutfluss eine untergeordnete Rolle. Trotzdem bietet die Betrachtung des etablierten Workflows Hinweise darauf, wie die zukünftige Einbettung von Blutflussinformationen strukturiert werden kann.

Ein zentraler Bestandteil des Diagnoseprozesses ist die Detektion zerebraler Aneurysmen. CTA- bzw. MRA-Aufnahmen werden schichtweise durchsucht, wobei besonderer Fokus auf die statistisch wahrscheinlichen Entstehungsorte zerebraler Aneurysmen gelegt wird. Studien belegen, dass der Einsatz von computergestützten Screening-Methoden, mit einer vorhergehenden Auswahl und Hervorhebung möglicher Kandidaten, die Detektionsrate erhöhen kann [92].

Wurde ein Aneurysma detektiert, wird es vermessen. Hier hat sich gezeigt, dass eine 3D-Repräsentation des Aneurysmas, meist durch ein Volumen-Rendering der Schichtbilder, die Genauigkeit bei der Erfassung von Formparametern erhöht [91]. Des Weiteren werden auch die möglichen Therapieoptionen untersucht. Die Konfiguration des Trägergefäßes, die Form des Aneurysmas und dessen Position entscheiden darüber, ob eine minimal-invasive Therapie mithilfe von Implantaten oder ein chirurgischer Eingriff möglich sind [228] [188]. Wenn die Symptome nicht eindeutig sind oder mehrere Aneurysmen detektiert wurden, kann in manchen Fällen anhand der Oberflächenform abgeschätzt werden, ob ein Aneurysma schon einmal geblutet hat und dadurch ein erhöhtes Rupturrisiko vorliegt [87].

Bei der Platzierung von Implantaten im Rahmen der intravaskulären Therapie ist eine optische Kontrolle der aktuellen Katheterposition notwendig. Dies geschieht über eine DSA, welche Projektionsbilder liefert und eine hohe zeitliche Auflösung besitzt. Für die Erzeugung der Differenzbilder wird über einen zusätzlichen Katheter Kontrastmittel im Aneurysma-Bereich eingebracht. Das Verteilungsverhalten des Kontrastmittels ermöglicht dem Radiologen eine Abschätzung der Strömungssituation im Aneurysma. Anhand des Zeitraums für eine vollständige Durchspülung des Aneurysmas kann die Strömungsgeschwindigkeit im Aneurysma abgeschätzt werden [213]. Auch der Verwirbelungsgrad und die Flusskonzentration im Einströmbereich können qualitativ bewertet werden. Treten Komplikationen auf, z.B. eine Ruptur oder eine Okklusion, liefert die Kontrastmittelausbreitung Informationen über Art, Ort und Stärke der Komplikation [136].

Zusammenfassend betrachtet orientiert sich der klinische Workflow, von Diagnose bis Therapie, stark an der Anatomie und den lokalen morphologischen Gegebenheiten. Die qualitative Betrachtung der Strömungssituation im Aneurysma spielt eine untergeordnete Rolle. In den meisten Fällen dient die Kontrastmittelausbreitung ausschließlich als Indikator für die Durchspülung des Aneurysmas. Eine detaillierte qualitative oder quantitative Betrachtung spezieller Flusscharakteristika findet nicht statt. Auch wenn sie eher in der medizinischen Forschung als in der klinischen Anwendung angesiedelt sind, setzen die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Methoden zur visuellen Exploration von Strömungsdaten an diesem Punkt an. Sie dienen dazu,

die qualitativen Eigenschaften von Blutflussdaten visuell erfassbar zu machen und so die Strömungscharakteristik intuitiv zu vermitteln.

Blutflussdaten sind multidimensional, liegen in einem komplex geformten Gitter vor und tendieren somit zu starker Selbstverdeckung. Aufgrund des hohen Stellenwertes des wandnahen Flusses, z.B. als Risikoindikator, müssen diese Blutflussdaten zusammen mit der Oberfläche von Aneurysma und Trägergefäß präsentiert werden. Ebenso vielschichtig wie die Datengrundlage sind die möglichen Problemstellungen, die anhand der Daten bearbeitet werden sollen.

Eine visuelle Exploration wird sich somit nur auf eine Teilmenge der insgesamt vorliegenden Blutflussdaten konzentrieren können. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit für verschiedene, auf die jeweilige Teilmenge angepasste, visuelle Explorationsmethoden. Der systematische Einsatz dieser Explorationsmethoden wird im Folgenden als *Explorationsworkflow* bezeichnet.

Die Strukturierung des Explorationsworkflows basiert auf der Identifikation von Teilproblemen, welche dann mit den entsprechenden Methoden visuell exploriert werden können. Diese Problemerkennung kann im Fall von Blutflussdaten auf zwei Arten stattfinden: *datenbezogen* oder *anwendungsbezogen*. Bei der datenbezogenen Strukturierung werden charakteristische Teilmengen in den Blutflussdaten identifiziert und geordnet. Eine Möglichkeit wäre ein Workflow, welcher bei den skalaren Parametern (Druck, Geschwindigkeit) beginnt und dann in jedem Schritt komplexere Beschreibungsformen (Strömungsvektoren, Gruppen von Strömungslinien, Wirbelkerne, Visualisierung der Strömungsfeldtopologie, usw.) für den Blutfluss wählt.

Bei der anwendungsbezogenen Strukturierung des Explorationsworkflows konzentrieren sich die Methoden auf etablierte Arbeitsweisen des potentiellen Anwenders und beziehen spezifische Informationen über die vorliegende Pathologie mit ein. Dieser Ansatz führt dazu, dass die Methoden des Workflows weniger allgemeingültig gestaltet werden. Wie eingangs beschrieben, besitzt der klinische Workflow für Aneurysma-Diagnostik einen starken Bezug zur Anatomie. Dieser Bezug sollte sich in einem anwendungsbezogenen Explorationsworkflow widerspiegeln.

Sowohl datenbezogene als auch anwendungsbezogene Explorationsworkflows sind geeignet, um den Blutfluss in zerebralen Aneurysmen visuell zu explorieren. Ein datenbezogener Workflow führt zu allgemeingültigen Methoden, da er sich an den generellen Datencharakteristika von Strömungsdaten orientiert. Dies kann allerdings zur Folge haben, dass Fragestellungen im Kontext zerebraler Aneurysmen den wechselnden Einsatz mehrerer Methoden mit unterschiedlicher Parametrisierung notwendig machen können. Methoden eines anwendungsbezogenen Workflows wirken dem entgegen, indem verschiedene Visualisierungstechniken in einer Methode so kombiniert werden, dass spezifische, medizinisch motivierte Fragen beantwortet werden können.

Im Folgenden präsentieren wir unseren Vorschlag für einen anwendungsorientierten Explorationsworkflow. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Explorationsmethoden werden in diesen Workflow eingeordnet und anschließend im Detail präsentiert. Der Inhalt dieses Kapitels basiert zum Teil auf folgenden Publikationen:

- Mathias Neugebauer, Rocco Gasteiger, Oliver Beuing, Volker Diehl, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Map displays for the analysis of scalar data on cerebral aneurysm surfaces. *Computer Graphics Forum*, 28(3):895–902, 2009
- Mathias Neugebauer, Rocco Gasteiger, Volker Diehl, Oliver Beuing, and Bernhard Preim. Automatic generation of context visualizations for cerebral aneurysms from

MRA datasets. In *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, volume 4 (Supplement 1), pages 112–113, Juni 2009

- Mathias Neugebauer, Gabor Janiga, Oliver Beuing, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Anatomy-Guided Multi-Level Exploration of Blood Flow in Cerebral Aneurysms. *Computer Graphics Forum*, 30(3):1041–1050, 2011
- Mathias Neugebauer, Kai Lawonn, Oliver Beuing, Philipp Berg, Gabor Janiga, and Bernhard Preim. AmniVis - A System for Qualitative Exploration of Near-Wall Hemodynamics in Cerebral Aneurysms. *Computer Graphics Forum*, 32:251–260, 2013

5.1 Explorationsworkflow

Wie eingangs beschrieben, konzentriert sich der klinische Workflow bei der Diagnose und Therapie von zerebralen Aneurysmen hauptsächlich auf die Anatomie. Radiologen lokalisieren Aneurysmen an spezifischen Gefäßabschnitten, untersuchen die Aneurysmaform und die sich daraus und aus der Trägergefäßkonfiguration ergebenden Therapieoptionen. Diesen Ablauf bilden wir im anwendungsorientierten Explorationsworkflow nach, indem wir anatomische Bereiche identifizieren und die dort relevanten Flussinformationen präsentieren.

5.1.1 Anatomiebasierte Struktur

Ein Aneurysma-Datensatz lässt sich grob in **Trägergefäß** und **Aneurysma** unterteilen. Das Trägergefäß und davon abgehende, benachbarte Gefäße, dienen dazu, die Möglichkeiten zur Implantat-Platzierung und die Risiken bei Gefäßverschluss oder ähnlichen Komplikationen abzuschätzen. Das Aneurysma ist die zu behandelnde Pathologie und somit von zentralem Interesse. Differenzieren wir diese binäre Unterteilung des Datensatzes weiter, ergeben sich folgende relevanten Bereiche:

- **Ostium:** Das durch das Aneurysma zirkulierende Blut muss das Ostium passieren. Will man den Fluss im Aneurysma manipulieren, muss man den Fluss durch das Ostium variieren.
- **Lumen:** Aus der Komplexität der Lumen-Strömung lassen sich Rückschlüsse auf Thrombose-Tendenzen und das globale Rupturrisiko ziehen. Der Strom im Lumen des Trägergefäßes zeigt, wie die Präsenz des Aneurysmas den Durchfluss im Gefäß verändert. In der Nähe des Ostiums können Rückströmungen und andere Effekte durch die Vermischung von Blut aus dem Aneurysma und dem schneller fließenden Blut im Trägergefäß beobachtet werden.
- **Wandnaher Bereich:** Die Ursache für eine Ruptur, die Entstehung und das Wachstum eines Aneurysmas ist die physische und mikrobiologische Interaktion mit dem Blutfluss in diesem Bereich. Somit ist der wandnahe Blutfluss im Aneurysma von zentraler Bedeutung.

Diese räumliche Unterteilung von Aneurysma-Datensätzen ist klinisch motiviert und wurde zusammen mit Radiologen im Rahmen qualitativer Interviews konzipiert. Der Ablauf bei der Exploration der einzelnen anatomischen Bereiche wiederum basiert

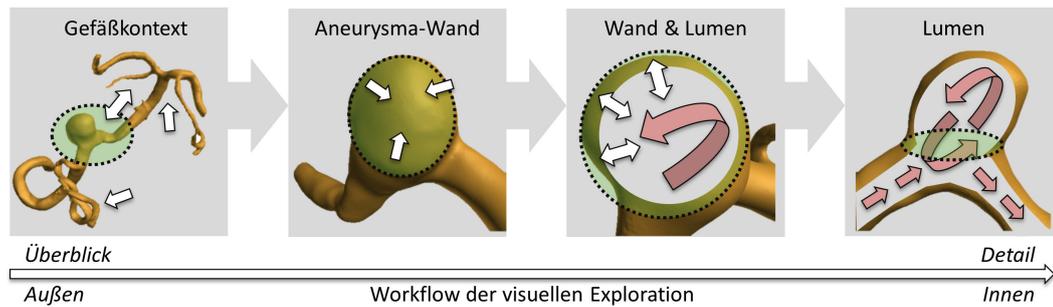


Abbildung 42: Anatomiebasierter Workflow für die visuelle Exploration von Blutfluss in zerebralen Aneurysmen.

auf einem Grundkonzept der visuellen Informationssuche: „Vom Überblick zu den Details“ („*overview first, details on demand*“) [234]. Der von uns vorgeschlagene, anwendungsorientierte Explorationsworkflow koppelt die anatomisch relevanten Bereiche mit diesem Konzept derart, dass die Exploration von „*Außen nach Innen*“ stattfindet (siehe Abb. 42).

Konkret bedeutet dies, dass der Workflow auf einer Skala beginnt, welche die umgebenden Gefäße umfasst, sich dann auf die Aneurysma-Wand konzentriert und im letzten Schritt eine detaillierte Untersuchung spezifischer Abschnitte des Aneurysma- und Gefäßlumens ermöglicht. Dies entspricht der im klinischen Workflow beobachteten Methodik. Dort wird zuerst das Aneurysma im Bezug zum Gefäßkontext lokalisiert und dann werden, je nach Anwendung, spezifische anatomische Abschnitte, wie die Aneurysma-Wand oder der Gefäßbereich unter dem Aneurysmas, untersucht. Ausgehend von dem jeweiligen anatomischen Bereich definieren wir folgende vier Hauptschritte des Explorationsworkflows:

- **Gefäßkontext:** Überblickende Exploration der gesamten Strömungssituation und der anatomischen Konfiguration. Dies umfasst das Aneurysma, sowie das Trägergefäß und benachbarte Gefäße und Strukturen.
- **Aneurysma-Wand:** Exploration der Strömungsinformationen an bzw. in der Nähe der Aneurysma-Wand.
- **Wand & Lumen:** Exploration der Zusammenhänge zwischen wandnaher Strömung und dem Blutfluss im Aneurysma.
- **Lumen:** Exploration anatomisch relevanter Abschnitte des Aneurysma- und Trägergefäßlumens (z.B. Ostium).

Der Ansatz, einen Überblick zu liefern und dem Nutzer die Möglichkeit zu geben, auf Wunsch weitere Kontext- oder Detailinformationen einzublenden, sollte nach Möglichkeit auch innerhalb der einzelnen Explorationsmethoden umgesetzt werden. Es kann vorkommen, dass für spezifische Explorationsaufgaben nur eine Teilmenge des vorgeschlagenen Explorationsworkflows relevant ist. Sehr komplexe Explorationsmethoden wiederum könnten mehrere Workflowschritte in sich vereinen, und somit keinem spezifischen Schritt zugeordnet werden. Nach aktuellem Kenntnisstand gehen wir davon aus, dass sich anatomiebasierte Explorationsmethoden generell in den vorgeschlagenen Workflow einordnen lassen. Wir sind uns aber auch bewusst, dass er

durch neugewonnene Erkenntnisse über das Zusammenspiel von Anatomie und Fluss ergänzt bzw. variiert werden kann. Deswegen sehen wir diesen anwendungsbezogenen Explorationsworkflow als Vorschlag im Rahmen andauernder Forschungstätigkeit.

5.1.2 Einordnung der Methoden

Bei der Exploration kann der Fokus auf quantitative oder qualitative Merkmale des Blutflusses gelegt werden. Während sich die qualitative Exploration eher auf die Form, charakteristische Verteilung und Klassifizierung von Strömungsmerkmalen (Wirbel, Einströmbereich, WSS-Verteilung etc.) konzentriert, spielen bei der quantitativen Exploration Maße und Kennzahlen, wie z.B. die WSS, Wirbelstärke, Verweildauer oder OSI, eine zentrale Rolle [43] [42]. Da sich die quantitative Exploration stark auf die exakten Werte physikalischer Parameter stützt, ist in diesem Fall die Genauigkeit der Simulation von größerer Bedeutung.

Eine Sensitivitätsanalyse von Cebral et al. hat gezeigt, dass die Qualität der geometrischen Rekonstruktion einen großen Einfluss auf die Genauigkeit der Simulationsergebnisse hat [41]. Des Weiteren haben Variationen der Einströmbedingungen und Modellannahmen nur einen geringen Einfluss auf die qualitative Repräsentation des Flusses. Die quantitativen Werte werden jedoch deutlich beeinflusst. Beispielsweise führt die Annahme einer starren Gefäßwand zu einer Überbewertung der WSS, für eine korrekte Simulation des dynamischen Verhaltens fehlen allerdings Informationen über die heterogene Wandzusammensetzung (siehe Abschnitt 3.2.4.3) [55]. In Ermangelung dieser Information werden oftmals homogene Eigenschaften angenommen [252].

Zusammenfassend bedeutet dies, dass für genaue quantitative Flussinformationen viele zusätzliche Eingangsdaten für komplexere Simulationsmodelle zur Verfügung stehen müssen. Sowohl die Verbesserung der bildgebenden Systeme als auch die Validierung komplexerer Simulationsmodelle sind Inhalt aktueller Forschungsanstrengungen [210]. Als Ergebnis könnten dann z.B. quantitative Parameter mit dem Rupturrisiko gekoppelt und Grenzwerte für die Notwendigkeit von Eingriffen definiert werden. Solche binären Klassifikatoren sind vor allem in der klinischen Praxis relevant. Allerdings ist dies als zweiter Schritt anzusehen. Die Grundlagen für die klinische Anwendung werden in der medizinischen Forschung gebildet. Ein besseres Verständnis der qualitativen Flusscharakteristika ist dabei von zentraler Bedeutung, da es die Vorbedingung für die Definition sinnvoller, quantitativer Klassifikatoren bildet [43].

Ausgehend von diesen Überlegungen, konzentrieren sich die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Methoden auf die qualitative Exploration von Blutflussdaten im Rahmen der medizinischen Forschung. Jede der Methoden lässt sich einem Schritt des von uns vorgeschlagenen Explorationsworkflows zuordnen:

- **Gefäßkontext:** *Automatische Generierung von Gefäßkontextvisualisierungen* (Abschnitt 5.2)
- **Aneurysma-Wand:** *Interaktive 2D-Überblicksvisualisierung für skalare Daten auf der Aneurysma-Wand* (Abschnitt 5.3)

- **Wand & Lumen:** *Qualitative Exploration wandnaher Strömung* (Abschnitt 5.4)
- **Lumen:** *Anatomische Multi-Level-Exploration von Blutfluss in Aneurysmen* (Abschnitt 5.5)

Da forschende Mediziner, ohne einen ausgeprägten, technischen Hintergrund, den potentiellen Anwenderkreis bilden, ergeben sich zusätzliche Anforderungen an die Explorationsmethoden. Vergleichbar mit den Anforderungen bei der geometrischen Verarbeitung von Aneurysma-Datensätzen sollen die Explorationsmethoden keine unnötige Komplexität einführen. Dies betrifft sowohl die visuelle Komplexität bei der Darstellung der räumlich komplexen Strömungsdaten als auch die Interaktionskomplexität, beispielsweise bei der Platzierung der virtuellen Kamera oder der Selektion bestimmter Datenbereiche. Dies wird, unter Anderem, durch automatische Parametrisierung der Visualisierungsmethoden, unterstützte Navigation, Widgets und Dimensionsreduzierung umgesetzt.

Die im Anschluss beschriebenen Explorationsmethoden besitzen somit folgende grundlegende Eigenschaften:

- Sie sind in einen anwendungsorientierten und somit anatomiebasierten Explorationsworkflow eingebettet.
- Sie unterstützen vorrangig die qualitative Exploration.
- Sie sind vorrangig für den Einsatz im Rahmen medizinischer Forschung konzipiert.
- Da die Exploration des zerebralen Blutflusses im Schnittbereich einer medizinischen und einer technischen Expertendomäne angesiedelt ist und somit eine hohe Komplexität besitzt, dienen angepasste Visualisierungs- und Interaktionsmethoden dazu, den Explorationsprozess nicht unnötig zu verkomplizieren.

5.2 Automatische Generierung von Gefäßkontextvisualisierungen

Die Blutflusssimulation beschränkt sich auf das Aneurysma und einen lokal begrenzten Bereich des Trägergefäßes. Die Exploration des Blutflusses konzentriert sich somit auch nur auf einen lokalen Bereich des Gefäßsystems. Dies ist für die meisten Explorationsaufgaben auch ausreichend. In einigen Situationen ist es jedoch hilfreich, Informationen über den Aufbau des Gefäßsystems zu erhalten, welche über das Oberflächengitter aus der Simulation hinausgehen.

Gerade zu Beginn des anatomiebasierten Explorationsworkflows ist eine Charakterisierung des Aneurysmas notwendig. Dazu gehört auch, das Aneurysma dem korrekten zerebralen Gefäßen zuzuordnen und die globale Ausrichtung zu bestimmen. Dies lässt sich nicht immer mit dem lokal begrenzten Oberflächengitter bewerkstelligen und macht das Hinzuziehen der Original-Bilddaten notwendig. Dies ist ebenfalls der Fall, wenn man in den vorgelagerten Gefäßen nach morphologischen Deformationen (z.B. Stenosen) sucht, welche eventuell die Aneurysma-Entstehung begünstigen könnten. Ist die visuelle Exploration Teil der Untersuchung neuartiger Implantate, ist der erweiterte Gefäßkontext für die Zugangsplanung von Interesse.

Generell sind in den Bilddaten Informationen gegeben, welche nicht in den Simulationsprozess eingehen, sehr wohl aber bei der Interpretation der Strömungsdaten relevant sind. Kleinere Gefäße sind in den Bilddaten oft unzureichend aufgelöst wiedergegeben, was eine korrekte Rekonstruktion schwierig bzw. unmöglich macht. Da ihr Einfluss auf die Blutflusssimulation in dem vielfach größeren Trägergefäß vernachlässigbar ist, werden abgehende, kleine Gefäße oft nicht rekonstruiert. Untersucht man neuartige Implantate, ist neben der Remodellierung des Blutflusses auch die Platzierung des Implantates relevant. Das Implantat muss im Trägergefäß fixiert werden und kann dabei, abhängig von dem Implantat-Design, Wandbereiche des Gefäßes abdecken. Gehen jedoch in diesem Bereich kleine Gefäße ab, würden diese von der Blutversorgung getrennt werden. Dies kann fatale Folgen für das von ihnen versorgte Gewebe haben.

Ein weiteres Beispiel sind Blutungen, die während der Bildgebung aufgetreten sind. Das austretende Blut zeigt sich durch eine vom Aneurysma ausgehende Kontrastmittelfahne. Wird das Aneurysma rekonstruiert um die Ursache der Blutung zu untersuchen, ist der genaue Austrittsort relevant. Die Rupturstelle bildet sich meist nur ungenau auf der Aneurysma-Oberfläche ab, durch Satelliten oder Bereiche höherer lokaler Krümmung. Die Integration der Kontrastmittelfahne in den Explorationsprozess ermöglicht es, die Rupturstelle zu identifizieren und die Untersuchung auf den Blutfluss in diesem Bereich zu konzentrieren.

Unser Ziel ist es, Bilddaten und das Simulationsgitter in eine gemeinsame Visualisierung zu integrieren. Die Bilddaten werden direkt durch ein Volumen-Rendering dargestellt, in welches das Simulationsgitter integriert wird. Dadurch soll der räumliche Zusammenhang zwischen Simulations- und Bilddaten intuitiv vermittelt werden. Um unnötige visuelle Verdeckungen zu vermeiden, sollen nur relevante Bilddaten dargestellt werden. Ausgehend von den eingangs beschriebenen Anwendungen gehören dazu die zerebralen Hauptgefäße (Aneurysma-Charakterisierung, Suche nach Deformationen, Zugangsplanung) sowie Details und feine Gefäße im Nahbereich (Rupturstellensuche, abgehende Gefäße). Wir betrachten dies als Kontextinformationen, welche die visuelle Exploration der Blutflussdaten unterstützen. Aus dieser unterstützenden Rolle ergeben sich zwei Anforderungen:

- Der visuelle Kontext sollte möglichst ohne zusätzlichen manuellen Aufwand erzeugt werden.
- Eine explizite Rekonstruktion der Kontextinformationen ist nicht notwendig, da keine weiteren Operationen darauf durchgeführt werden.

Aufgrund der zweiten Anforderung ist der Anspruch an die Gefäßextraktion geringer. Wir können die Gefäße einfach *filtern*, anstatt sie explizit zu *segmentieren* [112]. Ein Beispiel für Filterung im Bereich der visuellen Exploration sind die größenbasierten Transferfunktionen [51]. Sie approximieren die Größe von homogenen Voxelgruppen durch Diffusion, ordnen diese jedem zugehörigen Voxel zu und können dann größenabhängig Farbe und Transparenz zuweisen, obwohl keine explizite Segmentierung durchgeführt wurde. Durch die Anwendung einfacher, parameterarmer Filtermethoden ist es uns somit möglich, auch die Anforderung der automatischen Kontextgenerierung zu erfüllen. Im Folgenden charakterisieren wir die zu filternden Datensätze und leiten daraus die Rahmenbedingungen des Filterprozesses ab.

5.2.1 Filterungskonzept

Die von uns angewandte Filtermethode leitet sich direkt aus den Eigenschaften der typischerweise vorliegenden Datensätze ab. Diese sind entweder CTA- oder MRA-Schichtbilddaten. Üblicherweise sind die einzelnen Bildschichten transversal ausgerichtet. Der Scan-Bereich beschränkt sich normalerweise auf den transversalen Bereich des Schädels, in dem das Gehirn liegt. Die Gefäße sind kontrastverstärkt dargestellt.

Bei einer CTA wird dies durch die Vergabe von Kontrastmittel erreicht, bei der MRA können neben Kontrastmitteln auch spezielle Sequenzen, wie die flüssigkeits-sensitive *ToF*-Sequenz, zum Einsatz kommen. Unabhängig von der Modalität besitzen die Gefäße so eine kontrastreiche Abgrenzung zum umgebenden Gewebe. Dies bedeutet, dass eine Filterung auf Basis von Intensitätswerten möglich wäre. Allerdings sind die Intensitäten der Gefäße bei MRA-Datensätzen im Gegensatz zu CTA-Datensätzen nicht normiert. Dies spricht nicht grundsätzlich gegen eine intensitätsbasierte Filterung, allerdings darf diese nicht auf absoluten Grenzwerten beruhen. Stattdessen müssen datensatzabhängige Charakteristika aus dem Intensitätshistogramm einbezogen werden, um einen geeigneten Grenzwert zu finden.

Allerdings können neben den Gefäßen auch weitere Strukturen in den Schichtbilddaten einen ähnlichen Intensitätswert aufweisen. Bei einer CTA sind dies knöcherne Strukturen wie z.B. der Schädel und bei einer MRA eher fetthaltiges Gewebe im Bereich der Kopfhaut. Nutzt man eine globale, intensitätsbasierte Filterung, sind diese Strukturen ebenfalls im Filterergebnis enthalten und müssen nachträglich entfernt werden. Dazu muss, möglichst automatisch, zwischen Gefäßen und diesen Strukturen unterschieden werden. Wir nutzen dazu die anatomischen Gegebenheiten. Die zerebralen Gefäße sind in einer transversalen Schichtbildaufnahme des Kopfes um den zentralen Bereich eines Schichtbildes angeordnet. Die unerwünschten Strukturen, wie Haut und Schädelknochen, liegen im peripheren Bereich. Diese räumliche Klassifikation kann für eine nachfolgende Korrektur des Filterergebnisses genutzt werden.

Die feinen Gefäße im Nahbereich des Aneurysmas weisen meist einen unzureichenden Kontrast auf, weswegen sie auch nicht explizit für die Simulation rekonstruiert werden. Somit kommt eine intensitätsbasierte Filterung für sie nicht in Frage. Stattdessen nutzen wir die Tatsache, dass sie als visueller Kontext vorrangig in der Nähe des Simulationsgitters von Interesse sind. Wir stellen die Bilddaten, in denen sich die kleinen Gefäße befinden können, ungefiltert dar, kontrollieren aber die Transparenz über eine Distanzfunktion. So werden die Bilddaten dicht am Aneurysma weitestgehend ungefiltert dargestellt, während mit steigender Distanz nur noch die großen Gefäße aus dem Filterergebnis sichtbar sind.

Zusammengefasst bedeutet dies, dass wir, ausgehend vom Histogramm, intensitätsbasiert filtern, für die Filterung der großen Gefäße zusätzlich anatomisches Wissen einfließen lassen und für die Darstellung der, potentiell vorhandenen, kleinen Gefäße die Distanz zum Simulationsgitter nutzen. Im Folgenden wird die Umsetzung dieses Konzeptes beschrieben.

5.2.2 Filterung der Kontextgefäße und Details in Gitternähe

Als Eingangsdaten nutzen wir die Schichtbilder und das Oberflächengitter des Simulationsgitters. Die Oberfläche des Gitters ist ausreichend, da wir für die Filterung nur die Distanz zum Simulationsgitter nutzen.

Der anschließend im Detail beschriebene Filterungsprozess strukturiert sich folgendermaßen: Um potentiell relevante Bereiche in den Bilddaten zu finden, wird eine Binarisierung mit einem globalen Schwellenwert durchgeführt. Dieser wird aus dem Intensitätshistogramm abgeleitet. Dann werden die Zusammenkomponenten der binarisierten Bilddaten identifiziert und die Position der einzelnen Komponenten ausgewertet, um die Gefäße von den übrigen Strukturen zu trennen. Die verbleibenden Komponenten können dann in eine Maske überführt werden, um die Gefäße aus den Originalbilddaten zu filtern. Mithilfe einer vom Oberflächengitter ausgehenden Distanztransformation im Bildraum, wird der Maske ein Gradient hinzugefügt, welcher diese mit sinkender Distanz zum Oberflächengitter abschwächt. Dadurch bleiben die Original-Bilddaten im Nahbereich des Simulationsgitters auch nach der Filterung erhalten.

5.2.2.1 Schwellenwert-Binarisierung

Im Intensitätshistogramm bilden sich die kontrastierten Gefäße durch eine Häufung im oberen Intensitätsbereich ab, wobei nicht von genormten Intensitätswerten ausgegangen werden kann. Weiterhin verteilen sich die Intensitätswerte der Gefäße auf einen kleinen Bereich des Intensitätsspektrums. Um diese Variabilität zwischen verschiedenen Datensätzen auszugleichen, wenden wir eine *Histogrammäqualisation* an. Dieses Verfahren zur Kontrastverstärkung überführt die Intensitätsverteilung im Histogramm in eine Gleichverteilung. Dadurch wird der Intensitätsbereich vollständig ausgenutzt, was eine stärkere Trennung zwischen Bereichen niedriger und hoher Intensität zur Folge hat. Des Weiteren wird der Intensitätsbereich der kontrastierten Gefäße vergrößert.

Da wir auch Gefäßvoxel erhalten wollen, die eine geringere Intensität aufweisen, wählen wir einen unterdurchschnittlichen Schwellenwert. Da wir die Bildintensitäten äqualisiert haben, lässt sich ein solcher Schwellenwert leicht aus dem Histogramm ableiten. Wir legen ihn bei der Hälfte der Mittelwertposition im äqualisierten Histogramm fest (siehe Abb. 43). Dadurch werden zwar auch mehr unerwünschte Strukturen erhalten, diese werden aber im Rahmen der Positionsdifferenzierung wieder entfernt.

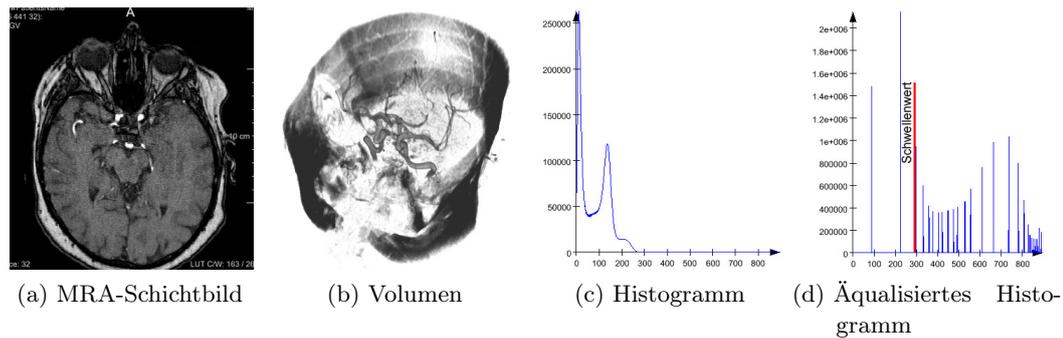


Abbildung 43: Die Gefäße heben sich kontrastreich hervor (a), wobei die größeren Gefäße sind um die transversale Mittelachse des Datensatzes herum angeordnet (b). Der Schwellenwert wird im äqualisierten Histogramm festgelegt (c - d).

5.2.2.2 Positionsdifferenzierung

Die durch das Schwellenwertverfahren erzeugte Binärmaske enthält sowohl Gefäßvoxel als auch Voxel anderer, unerwünschter Strukturen. Um diese zu entfernen, analysieren wir die räumliche Verteilung der Voxel. Wie eingangs beschrieben, sind die Gefäße um die mittlere Transversalachse der Schichtbilder angeordnet, wohingegen die unerwünschten Strukturen eher peripher positioniert sind. Somit lassen sie sich anhand ihrer Position unterscheiden. Bei der Positionsuntersuchung betrachten wir zusammenhängende Voxelgruppen, da die verzweigten Gefäße Voxel enthalten können, die sich im peripheren Bereich der Transversalschichten befinden.

Die notwendigen Zusammenhangsinformationen stammen aus der Analyse der Zusammenhangskomponenten. Alle Voxel, die über eine Sechsernachbarschaft verbunden sind, werden einer Komponente zugeordnet. Alle Komponenten, deren Volumen kleiner als 0.01% des Datensatzvolumens ist, werden verworfen. Diese Fragmente sind auf das Rauschen in den Bilddaten zurückzuführen. Für die verbleibenden Komponenten werden die orthogonalen Distanzen jedes Voxels zur mittleren Transversalachse ermittelt. Die minimale Distanz d_i jeder Komponente K_i wird in einer Liste gespeichert. Diese wird in aufsteigender Reihenfolge sortiert und aus dem minimalen und maximalen d_i die mittlere, minimale Distanz d_m berechnet. Da die Gefäße sich überdurchschnittlich dicht an der mittleren Transversalachse befinden, betrachten wir alle Komponenten K_i , deren minimale Distanz $d_i < d_m \cdot b$ erfüllt, als zu den Gefäßen zugehörig (siehe Abb. 44).

Der Parameter b ist einer von zwei Parametern unseres Verfahrens. Dadurch kann intuitiv die Hinzunahme oder das Verwerfen von Komponenten gesteuert und auf Sonderfälle reagiert werden. So kann es passieren, dass nach der Binarisierung keine unerwünschten Strukturen mehr vorhanden sind und dann eventuell Gefäße verworfen werden. Ist ein Gefäß durch Bild- oder Durchspülungsartefakte nur fragmentiert in den Bilddaten gegeben, kann durch eine Erhöhung von b die Hinzunahme peripherer Fragmente erreicht werden. Standardmäßig setzen wir $b = 1.2$, was bei allen getesteten Datensätzen zu guten Ergebnissen geführt hat.

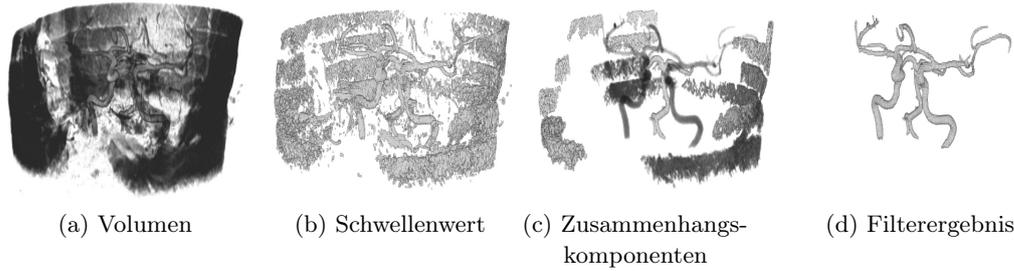


Abbildung 44: Positions-differenzierung: Nach der Filterung mit dem initialen Schwellenwert (b) bleiben nur Strukturen in einer gewissen Distanz um die mittlere Transversalachse erhalten (c - d).

5.2.2.3 Distanzabhängige Filterung

Um potentiell vorhandene, feine, von Trägergefäß abgehende Gefäße in das Filterergebnis einzubinden, nutzen wir die Distanz zum Oberflächengitter. Wir wollen nur Bilddaten dicht an der Oberfläche deutlich erhalten. Dies ist notwendig, um die visuelle Verdeckung beim nachfolgenden, hybriden Rendering so gering wie möglich zu halten und auch ausreichend, da vorrangig der Abgang und nicht der weitere Verlauf des feinen Gefäßes von Interesse ist.

Um die Distanz zum Oberflächengitter zu beschreiben, wenden wir eine Distanztransformation auf den Bilddaten an. Dazu muss das Oberflächengitter in die Bilddaten überführt werden. Dies erreichen wir, indem wir das Oberflächengitter *voxelisieren*. Dazu müssen die globalen Koordinatensysteme von Bilddaten und Oberflächengitter übereinstimmen. Dies muss während des Rekonstruktionsprozesses sichergestellt werden. Das Oberflächengitter wird entlang der Bildschichten geschnitten. Die entstandene Kontur trennt einen *inneren* von einem *äußeren* Bereich, wobei diese Zuordnung anhand der in den Schnittraum projizierten Oberflächennormalen getroffen wird. Alle Voxel eines Schichtbildes, welche sich im Inneren befinden werden dem voxelisierten Oberflächenmodell hinzugefügt.

Die Distanztransformation wird ausgehend vom voxelisierten Oberflächenmodell durchgeführt. Den Randvoxeln des Modells wird die Distanz null zugewiesen und dann allen bisher nicht bearbeiteten, benachbarten Voxeln eine um eins erhöhte Distanz. Dieser Prozess wird iterativ fortgeführt, bis allen Voxeln eine Distanz zugewiesen ist. Das resultierende Distanzfeld F wird zwischen null und eins normiert. Da wir die Distanz direkt auf die Opazität der Bilddaten nach der Filterung anwenden wollen, invertieren wir das Distanzfeld (F') und grenzen es auf den Nahbereich des Oberflächengitters ein. Dies führt zu einem neuen Distanzfeld F_D :

$$F_D = \max \left(0, \left(F' - 1 + \frac{1}{c} \right) \cdot c \right) \quad (23)$$

wobei c der zweite Kontrollparameter des Verfahrens ist. Dieser steuert die prozentuale Breite von F_D bezüglich F . Da das Distanzfeld F normiert ist, sind dessen Skalare nicht von der Voxelauflösung des Datensatzes abhängig. Eine Parameterwahl von $c = 10$ sorgt dafür, dass F_D sich über die ersten 10% des Skalarbereiches von F streckt. Somit würde sich auch für verschieden aufgelöste Datensätzen ein, im Bezug zu der Ausdehnung des Datensatzes, gleichgroßer Nahbereich ergeben. Vergleichbar

mit b erlaubt der Parameter c eine intuitive Vergrößerung bzw. Verkleinerung des Nahbereiches. Er ist standardmäßig auf $c = 10$ festgelegt, was für alle getesteten Datensätze zu guten visuellen Ergebnissen führte.

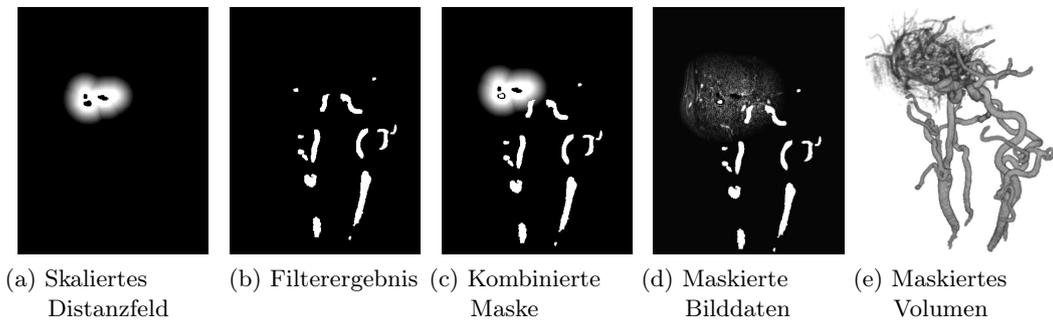


Abbildung 45: Kombination von Filterergebnis und skaliertem Distanzfeld zu einer Maske und Maskierung der Bilddaten.

5.2.2.4 Komposition der Maske

Die aus der Positionsdifferenzierung verbleibenden Zusammenhangskomponenten werden in ein Binärbild überführt. Auf dieses wird schichtweise eine Dilatation mit einem 3×3 Kernel angewendet. Dadurch wird sichergestellt, dass auch schwächer kontrastierte Randvoxel der Gefäße im Filterergebnis erhalten bleiben. Diese erweiterte Maske wird dann über einen Maximum-Operator mit dem Distanzfeld F_D kombiniert. Für die letztendliche Filterung wird die Ergebnismaske mit den Original-Bilddaten multipliziert. In den resultierenden Schichtbildern sind die großen Gefäße und die Original-Bilddaten in der Nähe des Oberflächengitters enthalten (siehe Abb. 45).

5.2.3 Hybride Visualisierung

Während die Oberfläche indirekt, als polygonales Gitter dargestellt wird, wählen wir für die kontextuellen Informationen ein direktes Volumen-Rendering. Dabei kann der Kontext mit abgestuften Detaillierungsgraden hinzugefügt werden. In der ersten Stufe wird nur der Teil der Filtermaske auf die Bilddaten angewendet, welcher die großen Gefäße enthält. Damit kann das Oberflächengitter des Aneurysma-Datensatzes gut in den Gefäßkontext eingeordnet werden. In der zweiten Stufe wird das Distanzfeld hinzugefügt. Dadurch kann das nahe Umfeld des Aneurysma-Datensatzes visuell untersucht werden. Somit können feine Gefäße gefunden und ihre Austrittsbereiche mit dem Simulationsgitter abgeglichen werden. Durch die am Oberflächengitter dargestellten Bilddaten, wird dieses allerdings auch stärker verdeckt. Da so Kontextinformationen den eigentlichen Fokus überlagern, kann die zweite Detailstufe ein- bzw. ausgeblendet werden, je nachdem ob die feinen Gefäße aktuell von Interesse sind oder nicht.

Ein Volumen-Rendering für die Kontextdarstellung bietet sich an, da so keine explizite Rekonstruktion der gefilterten Informationen stattfinden muss. Dies ist sogar

notwendig, da im Falle der potentiell vorhandenen, feinen Gefäße in Oberflächennähe eine Rekonstruktion nicht möglich ist. Des Weiteren hilft diese Darstellungsform bei einer besseren visuellen Trennung von Fokus (indirekte Visualisierung) und Kontext (direkte Visualisierung). Während die harten Kanten des Oberflächenmodells die Aufmerksamkeit des Betrachters auf sich ziehen, wirken die weichen Ränder des Volumen-Rendings als zusätzliche Information ohne stark abzulenken. Tietjen et al. nutzen denselben Wahrnehmungsmechanismus für die Trennung von Fokus und Kontext bei der Visualisierung des Thorax [250].

Beim Volumen-Rending werden den Intensitätswerten in den Bilddaten durch eine Transferfunktion Farbe und Transparenz zugeordnet. Somit beeinflusst die Transferfunktion maßgeblich die visuelle Repräsentation der Kontextinformationen. Im Rahmen informeller Interviews mit zwei Neuroradiologen wurden verschiedene Transferfunktionen diskutiert. Dabei konnten zwei geeignete Transferfunktionen identifiziert werden: eine ungesättigte Transferfunktion mit starker Transparenz, welche den visuellen Stil der DSA-Bildgebung imitiert und eine zweifarbige Transferfunktion, welche den Kontext stärker differenziert. Die Wahl der Transferfunktion hängt dabei vom Ziel der visuellen Exploration ab.

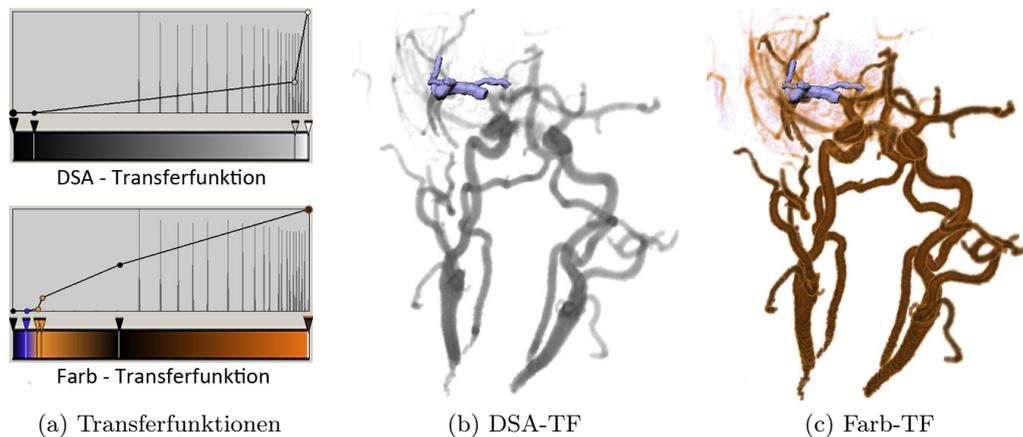


Abbildung 46: Die DSA- und Farb-Transferfunktion.

5.2.3.1 DSA-Transferfunktion

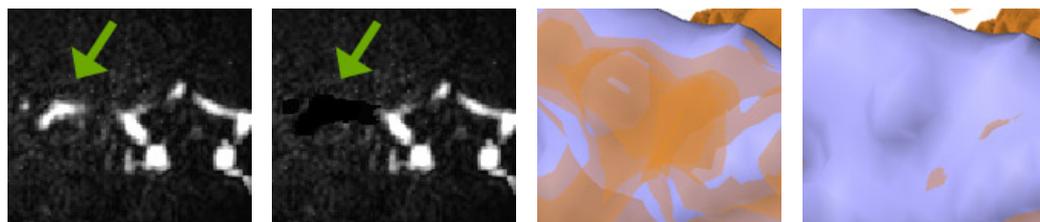
Soll vorrangig die Einbettung des Aneurysma-Datensatzes in den Gefäßkontext vermittelt werden, bietet sich eine Transferfunktion an, welche die DSA-Bildgebung imitiert (siehe Abb. 46b). Die Neuroradiologen sind mit dieser Darstellung vertraut und können so leichter einen mentalen Zusammenhang zwischen dem visuellen Kontext und anderen Bilddaten aus der Therapie und Diagnostik herstellen. Des Weiteren weist diese Transferfunktion eine niedrige Opazität auf. Somit liegt der visuelle Fokus auf dem Oberflächengitter und der Verdeckungsgrad ist gering. Die visuelle Dominanz des Fokus-Bereiches ist allerdings problematisch, wenn feine, schwach kontrastierte Strukturen dicht am Oberflächengitter erfasst werden sollen. In diesem Fall bietet sich eine Transferfunktion an, welche eine stärkere Differenzierung und höhere Opazität besitzt.

5.2.3.2 Farb-Transferfunktion

Diese Transferfunktion nutzt Komplementärfarben für eine bessere Differenzierung (siehe Abb. 46c). Dabei richtet sich ihre Farbgebung nach der Primärfarbe des Oberflächengitters. Im Folgenden wird von einem blau gefärbten Oberflächengitter ausgegangen. Um den schwach kontrastierten Hintergrund in den distanzbasiert gefilterten Bilddaten im Nahbereich von den etwas stärkeren Kontrasten der feinen Gefäße visuell unterscheiden zu können, besitzt die Transferfunktion in diesem Bereich (die unteren 10 % des Intensitätsbereiches) einen Übergang von stark transparentem Blau zu schwächer transparenten Orange. Somit heben sich potentielle, kleine Gefäße komplementär vom Hintergrund in den Bilddaten und dem im Hintergrund liegenden, blauen Oberflächengitter ab. Im weiteren Verlauf nutzen wir einen linearen Übergang von Orange zu Schwarz zu Orange, wobei die Opazität von 10 % auf 100 % ansteigt. Dies führt dazu, dass die Ränder der großen Gefäße hervorgehoben werden, was die räumliche Interpretation erleichtert. Die geringe Transparenz führt dazu, dass die visuelle Fokuswirkung des Oberflächengitters abgeschwächt wird.

5.2.3.3 Interferenzen durch hybrides Rendering

Da das Aneurysma, genau wie die großen Gefäße, einen hohen Kontrast aufweist, ist es in den gefilterten Bilddaten enthalten. Werden diese zusammen mit dem Oberflächengitter dargestellt, wird das Aneurysma somit direkt und indirekt dargestellt. Diese zweifache Darstellung des Aneurysmas führt zu Interferenzen im Bereich des Oberflächengitters. Während das Aneurysma in den Bilddaten durch ein reguläres Voxelgitter repräsentiert wird, ist das Oberflächengitter irregulär und, durch Interpolation während des Rekonstruktionsprozesses, glatter. Die dadurch vorhandenen lokalen Unterschiede beider Repräsentationen sorgen für eine wechselseitige, hochfrequente Verdeckung. Diese treten als auffällige Muster auf dem Oberflächengitter auf, denen keine anatomischen Informationen zugrunde liegen (siehe Abb. 47c).



(a) Maskierte Bilddaten (b) Aneurysma entfernt (c) Interferenzen (d) Nach Entfernung

Abbildung 47: Nachdem das Aneurysma aus den maskierten Bilddaten entfernt wird, reduzieren sich die visuellen Interferenzen.

Um diese visuell ablenkende Interferenz zu entfernen, wird das Aneurysma aus den gefilterten Bilddaten entfernt. Dazu nutzen wir das voxelisierte Aneurysma aus der Distanztransformation. Wir wenden eine 3×3 Dilatation an, um sicherzustellen, dass im Bereich des Oberflächenmodells eine freie Zone geschaffen wird. Dieses erweiterte, voxelisierte Aneurysma wenden wir als Maske auf die gefilterten Bilddaten an, wodurch die Interferenzartefakte weitestgehend entfernt werden.

Datensatz	Auflösung	Mittlere Intensität	Max. Intensität	# Strukturen
An_01	448x512x88	553	880	7 / 2
An_02	256x256x104	621	1094	9 / 3
An_03	256x88x384	766	1619	6 / 2
An_04	696x768x149	431	623	12 / 3
An_05	352x448x92	526	898	5 / 4
An_06	448x512x88	438	897	8 / 2
An_07	448x512x88	396	792	4 / 2
An_08	512x146x512	161	320	5 / 2

Tabelle 3: Die Test-Datensätze (MRA) und Filterergebnisse. In der letzten Spalte steht zuerst die Gesamtzahl der Zusammenhangskomponenten, gefolgt von Anzahl der für die Filtermaske relevanten Strukturen.

5.2.4 Ergebnisse und Diskussion

Die automatische Kontextgenerierung wurde prototypisch in MEVISLAB umgesetzt, wobei vorrangig die ML-Bibliothek für die Bildverarbeitung und *OpenInventor* sowie der GVR-Volumen-Renderer für das hybride Rendering verwendet wurden. Das Verfahren wurde auf acht MRA-Datensätzen, welche im Rahmen von klinischen Interventionen akquiriert wurden, angewendet. Die Auflösungen und Intensitätsbereiche können Tabelle 3 entnommen werden.

In allen Datensätzen wurden leicht unterschiedliche transversale Bereiche des Kopfes gescannt. In allen Fällen konnten die zentralen, großen Gefäße (*Arteria Basilaris*, *Arteria Carotis Interna*) und davon abzweigende Gefäße erfolgreich gefiltert werden (siehe Abb. 48). Die Standardparametrisierung $b = 1.2$ und $c = 10$ musste nicht variiert werden. Um den Einfluss auf die Ergebnisvisualisierung abzuschätzen, wurde b gezielt variiert. Bis zu einer Abweichung von $\pm 20\%$ hatte dies keinen erkennbaren Einfluss auf die Darstellung. Bei einer höheren Abweichung zeigte sich vor allem bei verrauschten Datensätzen eine stärkere Variation. Das Bildrauschen führt zu einer stärkeren Fragmentierung der größeren Gefäße im peripheren Bereich. In der Folge konnten einige dieser Fragmente durch ein erhöhtes b hinzugefügt werden. Allerdings konnte nicht immer verhindert werden, dass auch einige der unerwünschten Strukturen hinzugefügt wurden. Da die Identifikation der Gefäße auf einer erfolgreichen Definition von Zusammenhangskomponenten beruht, ist unser Verfahren auf eine durchgehende Abbildung der großen Gefäße angewiesen. Die Anpassung von c hatte eine nachvollziehbare Größenänderung des Nahbereiches zur Folge.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass mit unserem Verfahren sehr leicht ein visueller Kontext für Aneurysma-Datensätze geschaffen werden kann. Dieser ist passend zu üblichen medizinischen Fragestellungen gestaltet, z.B. nach der Einbettung in den Gefäßkontext oder der möglichen Überlagerung von kleinen Gefäßen durch Implantate. Durch die Anwendung sehr grundlegender, anatomischer Annahmen, gibt es nur zwei, einfach zu interpretierende Parameter, um das automatisch generierte Ergebnis an spezifische Anforderungen anzupassen. Die einfachen Annahmen erfordern allerdings auch eine gewisse Bildqualität um eine erfolgreiche Filterung zu er-

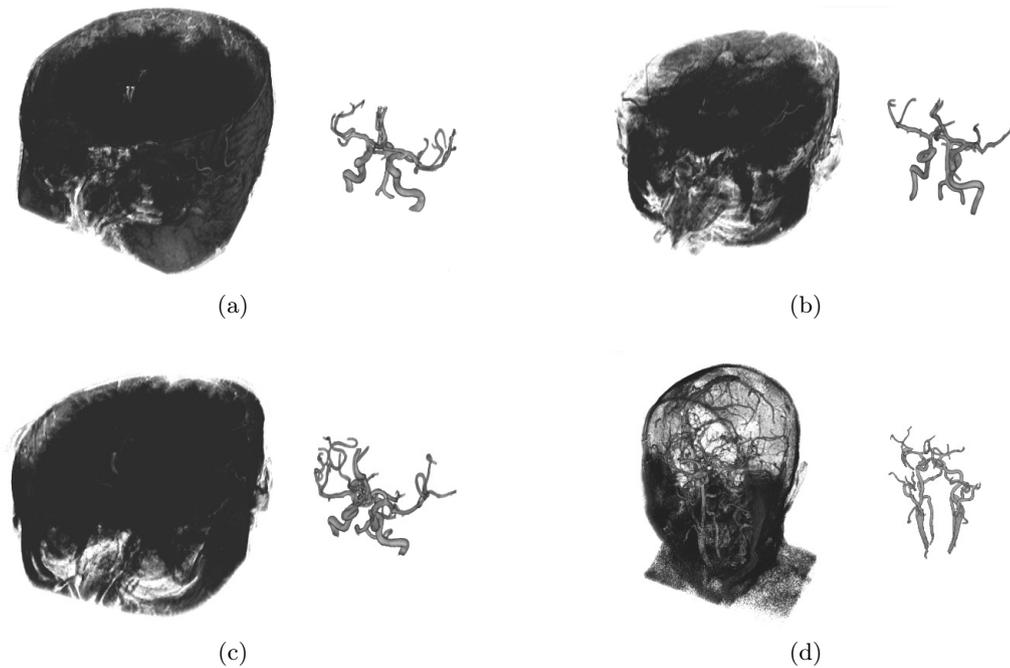


Abbildung 48: Beispiele für die Filterung der großen Gefäße.

möglichen. Die von uns getesteten Datensätze aus der klinischen Anwendung wiesen eine ausreichende Bildqualität auf. Die Möglichkeit, verschiedene Detaillierungsgrade und vorgefertigte Transferfunktionen anzuwenden, ermöglicht es dem Anwender zusätzlich, die visuelle Repräsentation leicht an das aktuelle Explorationsziel (Gefäßüberblick, Inspektion des Nahbereiches) anzupassen (siehe Abb. 49). So kann er mit geringem Aufwand Informationen über das Umfeld des Aneurysmas erlangen und in die nachfolgende, visuelle Exploration des Blutflusses einfließen lassen.

5.3 Interaktive 2D-Überblicksvisualisierung für skalare Daten auf der Aneurysma-Wand

Die qualitative Charakteristik von Blutfluss im Bereich der Aneurysma-Wand ist ein vielgenutzter Indikator bei der Abschätzung des Rupturrisikos [33] [43] [230]. Neben der Beschreibung wandnaher Strömungsmuster werden vor allem skalare Informationen, wie Druck, WSS oder OSI ausgewertet. Die visuelle Exploration von skalaren Daten auf Oberflächen ist auch in anderen medizinischen Bereichen üblich. So wird z.B. die Knochendicke farbkodiert auf der Schädeloberfläche abgebildet, um eventuell vorhandene Knochendefekte sichtbar zu machen [290]. Obwohl diese Informationen statisch sind und der Schädel eine Vielzahl bekannter Landmarken besitzt, ist es kompliziert, sich einen Gesamtüberblick über die Verteilung und räumlichen Zusammenhänge der skalaren Informationen zu verschaffen. Dieser Prozess involviert die interaktive Rotation des Schädelmodells, die Wahrnehmung der aktuell sichtbaren, skalaren Verteilung und die mentale Kombination mit den aus anderen Blickrichtungen wahrgenommenen Verteilungen.

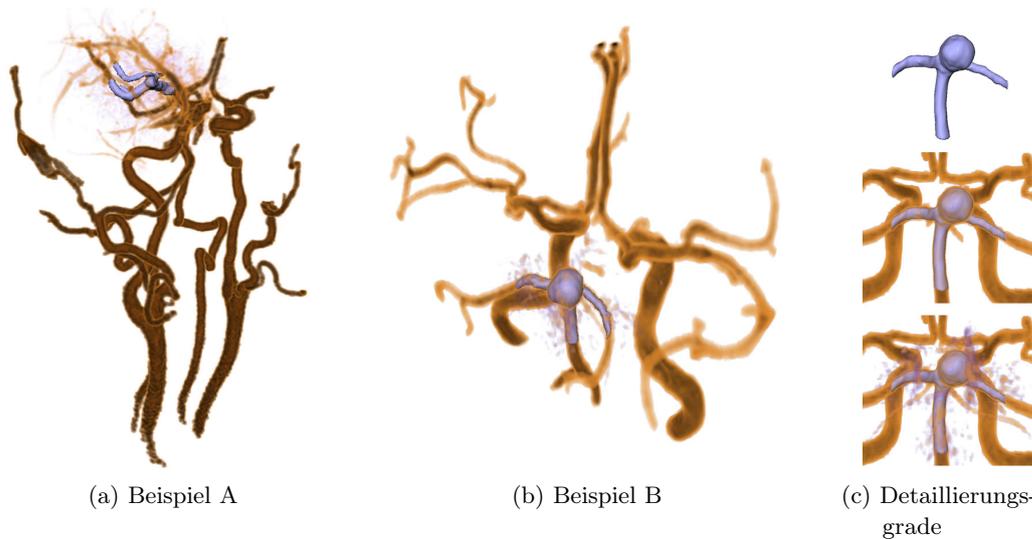


Abbildung 49: Zwei Ergebnisvisualisierungen und die drei Detaillierungsgrade (ohne Kontext, nur große Gefäße, mit Nahbereich).

Im Fall von skalaren Strömungsdaten, welche auf dem Oberflächengitter eines Aneurysma-Datensatz abgebildet sind, gewinnt der Explorationsprozess an Komplexität. Da Aneurysmen das Ergebnis einer pathologischen Wandveränderung sind, weisen sie eine hohe, interpersonelle Formvariabilität auf. Trotz ihrer grundsätzlich konvexen Form, sind so keine verlässlichen Landmarken gegeben, welche die Orientierung während der Exploration unterstützen. Die Verdeckung der Aneurysma-Oberfläche durch benachbarte Gefäße erschwert die Exploration zusätzlich und erfordert eine komplizierte Neuausrichtung der virtuellen Kamera oder das gezielte Ausblenden verdeckender Strukturen.

Eine kartenartige Überblicksvisualisierung kann den Explorationsprozess erleichtern. Durch die simultane Darstellung der gesamten skalaren Verteilung wird vermieden, Informationen aus verschiedenen Blickrichtungen in Bezug zueinander setzen zu müssen. Eventuell notwendige Interaktionen gestalten sich ebenfalls einfacher, da mit einer flachen Karte interagiert wird, anstatt eine virtuelle Kamera mit sechs Freiheitsgraden bezüglich der Aneurysma-Oberfläche auszurichten.

Im Folgenden präsentieren wir eine entsprechende, generelle Strategie, um die Exploration von skalaren Daten auf der Aneurysma-Oberfläche zu unterstützen. Wir beschränken uns dabei auf das Beispiel der Exploration von statischem WSS. Trotzdem lässt sich das Verfahren problemlos auf andere, auch dynamische, skalare Strömungsparameter übertragen. Die kartenartige Überblicksvisualisierung wird durch ein *Flattening*, einer Übertragung einer komplex geformten Oberfläche auf eine planare Domäne, generiert. Die flache Darstellung ist in reguläre Abschnitte unterteilt, um den räumlichen Bezug zur ursprünglichen Oberfläche zu vermitteln. Dieses Vorgehen ist von anderen medizinischen Überblicksverfahren inspiriert, wie z.B. das *Flattening* des Darms oder der *bull's eye plot* im Bereich der kardiovaskulären Perfusionendiagnostik.

Die Überblickskarte soll dabei als Kontext dienen. Sie wird in Kombination mit dem originalen Oberflächengitter des Aneurysmas präsentiert. Während der Anwender die Karte nutzt, um sich einen Überblick zu verschaffen und die verschiedenen skalaren Informationen in räumlichen Kontext zueinander zu setzen, findet die eigentliche Interpretation der Skalare weiterhin auf der originalen Oberfläche statt. Karte und Oberflächengitter sind miteinander gekoppelt. Die Überblickskarte ist nicht statisch, sondern zeigt die potentiell nicht sichtbaren Bereiche der Oberfläche. Wird das Oberflächenmodell rotiert, passt sich die Karte entsprechend an. Umgekehrt kann ein interessanter Bereich auf der Karte ausgewählt und durch eine entsprechende Rotation des Oberflächengitters auf selbigem sichtbar gemacht werden. Das spezielle Layout der Karte erlaubt diese Überführung durch eine intuitive Ziehgeste mit der Maus.

Bevor wir im Folgenden das konzeptuelle Layout der Karte beschreiben, ordnen wir unsere Methode bezüglich vergleichbarer Verfahren ein. Des Weiteren beschreiben wir die technische Umsetzung, das Interaktionsschema, inklusive unterstützender Werkzeuge, und präsentieren das informelle Feedback von vier Neuroradiologen.

5.3.1 Verwandte Arbeiten

In vielen Bereichen der medizinischen Forschung und Diagnostik werden qualitative Informationen auf oder an einer anatomischen Oberfläche visuell exploriert. Ein bekanntes Beispiel ist die visuelle Inspektion von Daten des funktionalen MRT (*fMRT*). Diese beschreiben den Aktivierungsgrad verschiedener Hirnregionen und werden farbkodiert auf einem dreidimensionalen Oberflächenmodell des Gehirns abgebildet. Die aufgrund vieler Windungen und Furchen sehr komplexe Hirnoberfläche erschwert eine direkte visuelle Inspektion der Funktionswerte. Deswegen wird die Hirnoberfläche durch ein *Flattening* in eine glatte Kugeloberfläche überführt. Sind nur spezifische Hirnbereiche von Interesse, können diese auch abschnittsweise winkel- oder flächenerhaltend in eine flache, variable geformte Abbildung überführt werden [102].

Ein anderes typisches Beispiel ist das *flattening* des Darms. Auch dieser weist zahlreiche Windungen auf, was die Suche nach Polypen und anderen Pathologien der Darmwand erschwert. Im Rahmen der virtuellen Koloskopie wird das verschlungene Oberflächenmodell des Darms in eine flache Darstellung überführt. Der Grundform des Darms entsprechend, wird dazu eine Zylinderprojektion verwendet. Durch eine winkelabhängige Abtastung während der Projektion werden Winkel- und Flächenverzerrungen minimiert [86].

Da Gefäße, im Gegensatz zum Darm, auch Verzweigungen aufweisen können, reicht eine einfache, zylindrische Projektion nicht aus, um ein Oberflächengitter eines Gefäßsystems in eine flache Darstellung zu überführen. Zhu et al. stellen in diesem Zusammenhang Verfahren vor, welche über globale Fehlerminimierung und iterative Optimierung ein winkel- bzw. flächentreues *flattening* eines verzweigten Gefäßabschnitts ermöglichen [287]. In [199] wird ein umfassender Überblick über diese und weitere medizinisch motivierte Verfahren der planaren Reformation gegeben.

Viele der vorgenannten *flattening*-Verfahren basieren auf spezifischen Annahmen über die Form des zugrundeliegenden Oberflächenmodells. Sie nutzen generelle geo-

metrische Eigenschaften, wie z.B. die Zylinderform des Darms, oder spezifische anatomische Definitionen, wie die zerebralen Bereiche oder Hemisphären. Auch wenn Aneurysmen grundsätzlich eine konvexe Form aufweisen, können darüber hinaus, aufgrund ihrer pathologischen Natur, keine weiteren Formannahmen oder fixe anatomische Definitionen in den *flattening*-Prozess eingebracht werden. Somit weisen sie, trotz ähnlicher Form, eine größere Variabilität und weniger reguläre Landmarken auf als ein zerebrales Oberflächenmodell.

Somit müssen wir, ähnlich wie Zhu et al., grundlegendere Parametrisierungsverfahren zur Erzeugung einer kartenartigen Darstellung der Aneurysma-Oberfläche in Betracht ziehen. In [232] wird ein Überblick über verschiedene, winkel- oder flächentreue Verfahren zur Parametrisierung von Oberflächengittern gegeben. Will man ein Oberflächengitter in eine planare Domäne überführen, muss eine Schnittkante definiert werden, welche den Rand der Parametrisierung beschreibt. Die Größe, Positionierung und Form dieser Schnittkante beeinflusst maßgeblich die Form der planaren Oberflächenkarte. Wird ein relevanter Oberflächenbereich durch die Kante geschnitten, wird er an zwei räumlich getrennten Bereichen des Kartenrandes repräsentiert.

Um dem entgegenzuwirken, wäre eine interaktive Positionierung der Schnittkante wünschenswert. Dies hätte allerdings eine globale Formveränderung der Karten zur Folge, was die Orientierung erheblich stören würde. Des Weiteren führt die Parametrisierung im Normalfall immer Winkel- oder Flächenverzerrungen ein. Diese würden sich aufgrund globaler Optimierungen während der Interaktion auf nicht nachvollziehbare Weise auf die Karte auswirken. Weiterhin kann aufgrund des rechnerischen Aufwands keine Echtzeitfähigkeit bei der interaktiven Parametrisierung komplexer Oberflächengitter garantiert werden.

Auf Basis dieser Überlegungen und da Verzerrungen grundsätzlich nicht vermieden werden können, basiert unser Verfahren zur Überblicksvisualisierung auf multiperspektivischen Sichten, deren nachvollziehbare, projektionsbedingte Verzerrungen in einem regulären Schema präsentiert werden. Da sie die native Funktionalität der Grafikhardware nutzen, können multiperspektivische Sichten problemlos in Echtzeit erzeugt werden [95]. Die grundlegende Idee dabei ist, aus verschiedenen Sichtrichtungen erzeugte Ansichten einer Szene fließend ineinander übergehen zu lassen und so ein multiperspektivisches Bild zu erzeugen. Obwohl es nicht im medizinischen Gebiet zum Einsatz kommt, hat uns das Verfahren von Lorenz et al. sehr inspiriert [142]. Sie kombinieren die Vogelperspektive und die horizontale Perspektive einer 3D-Stadtkarte miteinander. Dadurch kann sich der Betrachter in der Vogelperspektive einen Überblick über seine globale Position verschaffen, während er zeitgleich in der horizontalen Perspektive lokale Gebäudedetails wahrnehmen kann. Die sich ihm bietende Ansicht kann in drei Bereiche unterteilt werden: die kontextuelle, flache Vogelperspektive, einen fließenden Übergangsbereich und die horizontale, räumliche Perspektive als Fokus.

Unser Verfahren bietet eine vergleichbare Dreiteilung in Kontext, Transitionszone und Fokus, wobei der Kontext multiperspektivisch dargestellt wird. Um diesbezüglich dem Betrachter ein besseres Verständnis für die ursprünglichen Betrachtungsrichtungen zu vermitteln, ist der multiperspektivische Kontext in Zonen unterteilt. Dies ist inspiriert durch den *bull's eye plot* [184]. Dort steht jede Zone der ring-

förmigen Perfusionskarte für einen spezifischen Bereich des *Myokards* (Herzmuskel). Anders als beim *bull's eye plot* gehen wir aber nicht von statisch auf der Oberfläche fixierten Zonen aus. Stattdessen soll es möglich sein, die in der kontextuellen Karte dargestellten Bereiche zu verschieben, wenn eine relevante Information durch den Kartenrand beschnitten wird.

5.3.2 Konzept der Überblicksvisualisierung

Wir wollen die visuelle, qualitative Exploration von skalaren Daten auf der Aneurysma-Oberfläche unterstützen. Konkret bedeutet dies, dass der Betrachter in der Lage sein sollte, relevante Bereiche schnell zu identifizieren und leicht einen räumlichen Bezug zu anderen Oberflächenbereichen herstellen zu können.

Die einfache, farbkodierte Darstellung der skalaren Daten auf dem Oberflächengitter des Aneurysma-Datensatzes ist dafür nicht ausreichend. Zu jedem Zeitpunkt ist nur der dem Betrachter zugewandte Teil der Oberflächendaten sichtbar und dieser kann unter Umständen von nahegelegenen Gefäßen verdeckt sein. Abhängig von der Form des Aneurysmas, ist eine Reihe von Rotationen und Kameratransformationen notwendig, um die skalaren Daten in ihrer Gesamtheit zu inspizieren. Während dieses Prozesses muss der Betrachter einen räumlichen Zusammenhang zwischen allen bisher inspizierten Teilbereichen herstellen. Der damit verbundene, mentale Aufwand ist hoch. Im Falle von dynamischen Daten kann es unter Umständen unmöglich sein, sich einen vollständigen Überblick zu verschaffen, da sich die wahrgenommenen Informationen während der Navigation um den Datensatz verändern. Eine simultane Darstellung des Datensatzes aus verschiedenen Sichtrichtungen kann diesem Problem entgegenwirken. Allerdings muss der Betrachter für eine korrekte Interpretation die jeweiligen Sichtrichtungen in Bezug zueinander und zum Oberflächengitter setzen können. Unsere Fokus-Kontext-Visualisierung unterstützt diesen Prozess durch eine spezifische Anordnung der Ansichten und angepasste Interaktionsschemen.

5.3.2.1 Übersichtskarte als Kontext

Arrangieren wir eine ausreichende Anzahl von Ansichten der Aneurysma-Oberfläche zu einer geschlossenen, flächendeckenden Karte, ist es ohne weitere Interaktion möglich, relevante Bereiche auf der Oberfläche zu identifizieren. Werden zusätzlich Informationen über die Lagebeziehung der Ansichten zueinander und zur Aneurysma-Oberfläche vermittelt, kann außerdem ein räumlicher Bezug (z.B. „gegenüber von“) zu anderen Bereichen hergestellt werden. Somit adressiert eine Überblickskarte viele der oben beschriebenen Probleme bei der Exploration von skalaren Oberflächendaten.

Allerdings besitzt die Kartendarstellung auch Nachteile. Das planare, geschlossene Arrangement von Ansichten aus verschiedenen Blickrichtungen im \mathfrak{R}^3 führt zwangsweise zu Winkel- und Flächenverzerrungen bei der Darstellung der skalaren Oberflächenwerte. Je nach Blickrichtung gehen auch viele visuelle Hinweise über die lokale Form der Oberfläche verloren. Eine korrekte Bewertung der skalaren Oberflächeninformationen ist dadurch eventuell nicht möglich. Um trotzdem die Vorteile der kartenartigen Überblicksvisualisierung zu nutzen, kombinieren wir sie mit der dreidimensionalen Darstellung des ursprünglichen Oberflächengitters (im Folgenden

G). Die Überblickskarte K dient, vergleichbar mit der Vogelperspektive im Verfahren von Lorenz et al., als Kontext. Dort werden alle Oberflächenbereiche dargestellt, die aus der aktuellen Blickrichtung auf G potentiell nicht sichtbar sind. Somit kann der Benutzer in K relevante Informationen auffinden und diese dann in G detailliert untersuchen.

5.3.2.2 Korrelation und Interaktion

Um die Vorzüge einer direkten Darstellung (G) und einer abstrakteren Übersichtskarte (K) zu vereinen, müssen zwei Bedingungen erfüllt sein:

- Der räumliche Bezug zwischen Informationen auf K und deren Position in G muss nachvollziehbar sein.
- In K gefundene, relevante Informationen, müssen auf G übertragen werden können, um sie dort zu bewerten.

K ist aus Ansichten aufgebaut, die G aus verschiedenen Richtungen präsentiert. Diese Sichtrichtungen nutzen wir, um den räumlichen Bezug zwischen Abschnitten in K und G herzustellen. Wir arrangieren K so um G , dass die 2D-Position auf K einen Hinweis auf die ursprüngliche 3D-Sichtrichtung der zugrundeliegenden Ansicht liefert. Da dies für alle 2D-Positionen auf K gilt, kann so, implizit durch ihre Lage bezüglich G , auch ein räumlicher Bezug zwischen verschiedenen Kartenpositionen hergestellt werden.

Interessante Informationen sollen von K auf G übertragen werden. Da K alle Oberflächenbereiche zeigt, die auf G potentiell nicht sichtbar sind, hat diese Übertragung zwangsweise eine Rotation von G zur Folge. Da nun andere Bereiche von G potentiell nicht sichtbar sind, führt dies zu einer Änderung der auf der Karte dargestellten Informationen. Wir nutzen das Arrangement von K um G , um eine nachvollziehbare, interaktive Transition von Informationen von K zu G zu erreichen. Ein Oberflächenbereich, der K verlässt, soll dabei gleich orientiert und dicht an seiner ursprünglichen Kartenposition auf G erscheinen.

Die dabei stattfindende Verschiebung von Informationen auf K soll visuell der Rotation von G entsprechen. Diese Verschiebung adressiert ein weiteres Problem, das durch die Verwendung einer Übersichtskarte eingeführt wird. Die Karte muss einen Rand haben. Da sie aber gleichzeitig eine geschlossene Oberfläche repräsentiert, kann ein kompakter Bereich auf der Oberfläche an zwei räumlich getrennten Positionen auf dem Kartenrand erscheinen. Dies kann der Anwender nun verhindern, indem er eine für ihn relevante Information interaktiv aus dem Randbereich der Karte verschiebt.

5.3.2.3 Zusammenfassung

Diese konzeptuellen Überlegungen stellen die Grundlagen für das Design unserer Überblicksvisualisierung dar. Die Überblickskarte wird aus multiperspektivischen Ansichten der Aneurysma-Oberfläche aufgebaut. Sie dient zum Auffinden interessanter Bereiche, während die eigentliche Bewertung auf dem Oberflächengitter stattfindet. Um visuelle Redundanz zu vermeiden, sind auf der Karte Oberflächenbereiche dargestellt, die aus der aktuellen Betrachtungsrichtung auf dem Oberflächengitter potentiell nicht sichtbar sind. Die Karte muss so um das Oberflächengitter arrangiert werden, dass der Betrachter Rückschlüsse auf die zugrundeliegende Ansicht treffen kann. Interessante Informationen können interaktiv von der Karte auf das Oberflächengitter überführt werden, was dessen Rotation und eine Verschiebung der auf der Karte sichtbaren Oberflächenbereiche zur Folge hat.

5.3.3 Umsetzung und Layout der Überblicksvisualisierung

Als Eingangsdaten dient ein polygonales Oberflächengitter des Aneurysma-Datensatzes. Das aktuell gewählte Skalar (WSS) ist pro Gitterpunkt gegeben und wird, über eine entsprechende Transferfunktion, farbkodiert dargestellt. Die multiperspektivische Darstellung der Aneurysma-Oberfläche wird durch ein *Cube Mapping* generiert. Im generellen Fall dient ein *Cube Mapping* dazu, eine geschlossene Oberfläche zu parametrisieren und entsprechend zu texturieren. Dazu wird eine Textur auf den sechs Seiten eines Würfels definiert. Dann wird durch eine perspektivische Projektion mit einem Öffnungswinkel von 45° die aus den Würfelkoordinaten abgeleiteten Texturkoordinaten und letztendlich auch die Textur auf die Oberfläche übertragen. In unserem Fall nutzen wir das *Cube Mapping* auf umgekehrte Weise. Für jede Würfelseite erzeugen wir eine perspektivische Ansicht des Aneurysma-Datensatzes. Diese Ansichten werden dann in eine Gesamtansicht überführt (siehe Abb. 50).

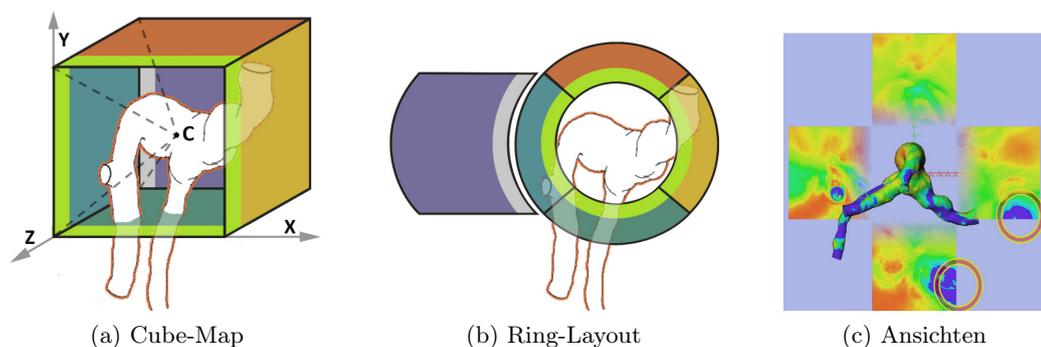


Abbildung 50: Für die Übersichtskarte wird eine Cube-Map (a) in ein Ring-Layout überführt (b). Jede Würfelseite zeigt entsprechend orientierte Ansicht der Aneurysma-Oberfläche (c). Durch Ränder können kompakte Bereiche getrennt abgebildet werden (Ringe).

Da die Gesamtansicht einen Überblick über die Aneurysma-Oberfläche liefern soll, positionieren wir den Würfel im Aneurysma und erzeugen Ansichten von innen (siehe Abb. 50c). Dadurch stellen wir sicher, dass außenliegende Gefäße die skalaren Informationen auf der Aneurysma-Oberfläche nicht überdecken können. Damit die

farbkodierten Skalare auch von innen sichtbar sind, muss das Oberflächengitter doppelseitig gerendert werden. Der Würfel wird so im Aneurysma positioniert, dass der die maximale, innere Distanz zur Aneurysma-Oberfläche aufweist. Dazu wird das Aneurysma über das Ostium von Trägergefäß getrennt (siehe Abschnitt 4.1.4.2), voxelisiert (siehe Abschnitt 5.2.2.3) und eine Distanztransformation auf dem resultierenden Binärbild durchgeführt. Der Würfelmittelpunkt wird dann entsprechend der Weltkoordinaten der Voxelposition mit dem maximalen Distanzwert positioniert.

Durch die grundsätzlich konvexe Form des Aneurysmas wird immer eine eindeutige Position gefunden. Gleichzeitig erreichen wir, dass der Würfel bei ähnlich geformten Aneurysmen an ähnlicher Stelle im Aneurysma positioniert wird. Es ist allerdings möglich, dass ein sehr ungewöhnlich geformtes Aneurysma mit überproportionalen und symmetrischen Satelliten, mehrere maximale, innere Distanzen aufweist. Auch wenn eine derartige Konfiguration aufgrund der pathologischen Natur eines Aneurysmas nicht gänzlich ausgeschlossen werden kann, ist sie sehr unwahrscheinlich. In einem solchen Fall würde eine der möglichen Positionen genutzt werden, die Eindeutigkeit und Vergleichbarkeit ähnlicher Datensätze wäre dann aber nicht mehr gegeben.

Der Würfel ist immer orthogonal zum Betrachter ausgerichtet. Die zum Betrachter zeigende Würfelseite (*von vorn*) wird nicht für die Erzeugung der Gesamtansicht verwendet, da die skalaren Daten in diese Richtung auf dem Oberflächengitter sichtbar sind. Potentiell nicht sichtbar sind die skalaren Daten in Richtung der verbleibenden fünf Würfelseiten (*links, rechts, oben, unten, hinten*). Diese fünf perspektivischen Ansichten der Aneurysma-Oberfläche werden durch ein spezifisches Layout in eine planare, kontextuelle Übersichtsvisualisierung überführt.

5.3.3.1 Layout der Übersichtsvisualisierung

Die vier Ansichten (*links, rechts, oben, unten*) werden in einen aus vier Zonen aufgebauten Ring übertragen. Die Zonen sind im Folgenden entsprechend der zugrundeliegenden Ansicht benannt: *l(inks)-, r(echts)-, o(ben)-* und *u(nten)-*Zone. Der Ring ist zum Betrachter ausgerichtet und um das Oberflächengitter des Aneurysmas angeordnet. Der Mittelpunkt des Rings entspricht dem Mittelpunkt des Projektionswürfels. Die Zonen nehmen gleichgroße Winkelabschnitte auf dem Ring ein, wobei sich, aus Sicht des Betrachters, die *o*-Zone über, die *u*-Zone unter, die *l*-Zone links und die *r*-Zone rechts vom Aneurysma befinden (siehe Abb. 51).

Durch diese Zonenanordnung kann der Betrachter intuitiv Rückschlüsse auf die Blickrichtung der zugrundeliegenden Ansicht treffen. Da sie die Innenseite zeigt, wird die Ansicht bei der Übertragung auf den Ring gespiegelt. Des Weiteren werden die Ansichten so rotiert, dass die Zonengrenzen auf dem Ring den Kanten auf den Projektionswürfel entsprechen. Die Ringinnenseiten der Zonen entsprechen den Kanten der Vorderseite des Projektionswürfels, die Ringaußenseiten denen der Rückseite. Durch diese Transformationen der Ansichten erreichen wir Zweierlei. Zum einen entspricht die visuelle Ausrichtung eines auf dem Ring dargestellten Oberflächenabschnitts dem Original auf dem Oberflächengitter. Zum anderen wird das Prinzip der Nähe umgesetzt. Befindet sich ein Oberflächenabschnitt dicht am inneren Rand des Rings, ist er fast in Richtung des Betrachters ausgerichtet. In Bildschirmkoordinaten liegt seine Position auf der Karte dicht bei der entsprechenden Position auf dem Oberflä-

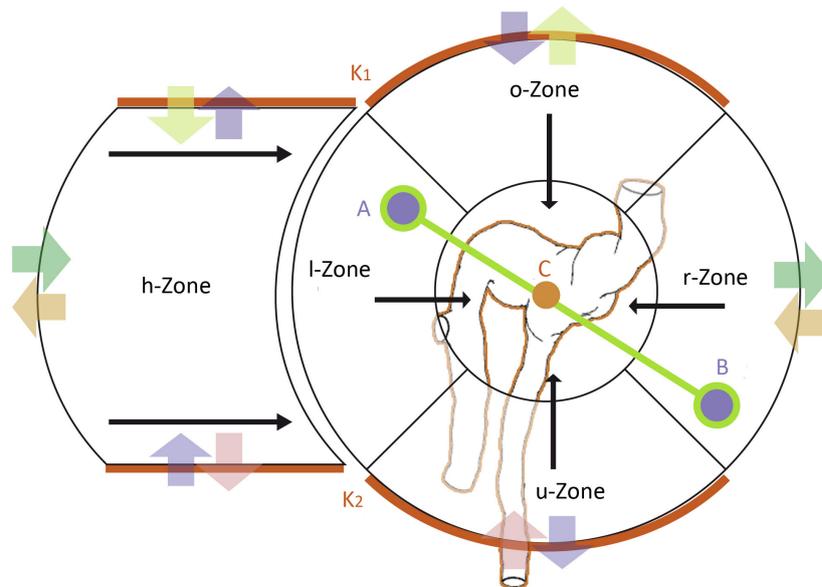


Abbildung 51: Das Kartenlayout. Die Zonen sind entsprechend der zugehörigen Sichtrichtung um das Aneurysma angeordnet. Zwei gegenüberliegende Punkte (A/B) haben immer den selben Abstand. Die breiten Pfeile markieren die Transition zwischen verschiedenen Kartenbereichen. Bei K_1 und K_2 tritt dabei die stärkste Richtungsänderung auf. Die schmalen Pfeile markieren den Pfad, an dem entlang ein Oberflächenbereich von der Karte auf das Oberflächengitter überführt werden kann. Dabei rotiert das Oberflächengitter um C.

chengitter. Je weiter ein Oberflächenabschnitt vom Betrachter abgewandt ist, desto weiter außen befindet er sich auf dem Ring. Diesem Prinzip folgend, ist die Ansicht der Rückseite visuell noch weiter entfernt vom Oberflächengitter positioniert. Die entsprechende Zone (h-Zone) befindet sich links neben dem Ring und ist so geformt und ausgerichtet, dass sie bündig an die l-Zone anschließt. Somit liegt sie mit dem Oberflächengitter visuell auf gleicher Höhe. Dadurch wird ein visueller *side-by-side* Vergleich zwischen Vorder- und Rückseite begünstigt.

5.3.3.2 Interaktion

Durch die simultane Darstellung von Oberflächengitter und den Zonen erhält der Betrachter einen vollständigen Überblick über die skalaren Daten auf der Aneurysma-Oberfläche. Die durch Ring- und Rückenseitenzone gebildete Karte dient als kontextuelle Erweiterung. Aufgrund der eingangs erwähnten Nachteile der Kartendarstellung soll die genaue Bewertung der skalaren Daten auf dem Oberflächengitter stattfinden. Dazu muss der Anwender in die Lage versetzt werden, einen Oberflächenabschnitt aus der Kontextdarstellung (Karte) in den Fokusbereich (Oberflächengitter) zu überführen.

Unser Kartenlayout ermöglicht eine sehr einfache Umsetzung dieses Transitionsprozesses. Der Projektionswürfel ist immer zum Betrachter ausgerichtet. Grundsätzlich muss ein Transfer also die Rotation des Oberflächengitters zur Folge haben. Die Zonen sind so ausgerichtet, dass die Rotation des Oberflächengitters und die Verschiebung des Kartenausschnitts im Einklang sind. Wird das Oberflächengitter

z.B. nach rechts rotiert, verschieben sich die in der l-Zone, r-Zone und h-Zone dargestellten Oberflächenabschnitte ebenfalls nach rechts. In der o- und u-Zone ist eine Rotation zu beobachten. Verlässt ein Abschnitt die l-Zone auf der rechten Seite, taucht er direkt daneben, gleich ausgerichtet, am linken Rand des rotierenden Oberflächengitters auf (siehe Abb. 52b).

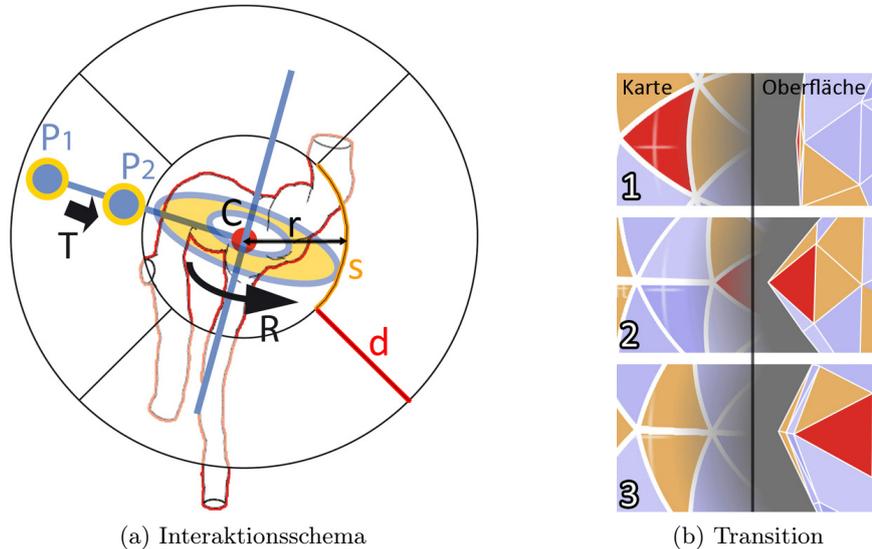


Abbildung 52: Die Transition T auf der Karte, von P_1 zu P_2 , führt zu einer Rotation R des Oberflächengitters (a). Verlässt ein Oberflächenbereich die Karte, erscheint er direkt daneben, gleich orientiert auf der Oberfläche (b).

Demzufolge bewegen sich bei der Rotation bestimmte Abschnitte auf der Karte auf einem linearen Pfad Richtung Oberflächengitter, bevor sie darauf sichtbar werden. Diesen Zusammenhang machen wir uns bei der Interaktion auf umgekehrte Weise zu Nutze. Der Anwender kann auf der Karte einen Oberflächenabschnitt von Interesse mit der Maus selektieren. Dieser selektierte Punkt entspricht einem Punkt auf dem Projektionswürfel. Bildet man von dort den Vektor zum Würfelmittelpunkt kann über das Kreuzprodukt mit der Sichtrichtung eine Rotationsachse generiert werden.

Verschiebt der Anwender den selektierten Kartenpunkt mit der Maus nun Richtung Ringmitte, also zum Oberflächengitter, entspricht dies einer Rotation des Oberflächengitters um die Rotationsachse (siehe Abb. 52a). Dieser Prozess kann fortgesetzt werden, bis der gewünschte Abschnitt auf dem Oberflächengitter sichtbar wird. Nach Beendigung der Transition befindet sich der zu Beginn ausgewählte Oberflächenabschnitt somit im Fokus und kann genauer untersucht werden. Die Karte zeigt dabei als Kontext die nun vom Betrachter abgewandten Bereiche des Oberflächengitters.

5.3.3.3 Rand-Transitionen

Die Karte zeigt Abschnitte, die potentiell nicht sichtbar sind, weil sie nicht direkt in Richtung des Betrachters ausgerichtet sind. Eine absolut redundanzfreie Darstellung wäre aber nur möglich, wenn das Aneurysma und der Projektionswürfel deckungsgleich wären. Durch die Formvariabilität von Aneurysmen kann ein Abschnitt sowohl in der Karte als auch auf dem Oberflächengitter sichtbar sein. Da Aneurysmen eine grundsätzlich konvexe Form aufweisen, kann gerade bei der Transition von Kontext zu Fokus eine redundante Darstellung auftreten. Ein Abschnitt ist dann sowohl am inneren Rand des Rings als auch am äußeren Rand der Gitteroberfläche sichtbar. Um diese Doppelung etwas abzuschwächen und die Transition visuell zu vermitteln, ist der innere Rand nicht durch eine harte Kante, sondern durch einen graduellen Übergang mit geringer werdender Opazität repräsentiert (siehe Abb. 52b).

Während der Interaktion ist die gesamte Karte in Bewegung. Somit bewegen sich Abschnitte nicht nur in Richtung Ringmitte, sondern können die Karte auch am äußeren Rand verlassen. Durch die bündige Anordnung der Zonen wurde die Zahl der äußeren Ränder, im Vergleich zu einem naiven Aufklappen der Würfelseiten, verringert. In vielen Fällen, in denen ein Abschnitt die Karte dennoch über den äußeren Rand verlässt, ist der Wiedereintrittspunkt nachvollziehbar. Ein Abschnitt, der die h-Zone nach links verlässt, taucht am gegenüberliegenden, rechten Rand der r-Zone auf und umgekehrt. Verlässt ein Abschnitt jedoch die o-Zone nach oben, taucht er am oberen Rand der h-Zone auf und bewegt sich nach unten. Die Form und seitliche Anordnung der h-Zone bringt Vorteile (*side-by-side* Vergleich, verringerte Verzerrung), führt in diesem Fall aber zu starken Orientierungswechseln (90° bis 225°) bei einer Rand-Transition (siehe Abb. 51 - K₁, K₂).

Derartige Orientierungswechsel sind nicht vermeidbar. Die bündigen Ränder und das Kreis-Layout ermöglichen nachvollziehbare bzw. nicht wahrnehmbare Transitionen zwischen den Zonen. Dies wird erkauft mit besonders starken Orientierungswechseln an einigen Zonenrändern. Allerdings verringert das vertikale Gesamtlayout und das Interaktionsschema der Karte die visuelle Ablenkung. Abschnitte werden zur Ringmitte bewegt. Die Aufmerksamkeit des Nutzers ist somit vertikal und verstärkt Richtung Ringmitte fokussiert.

Somit wurde das Problem der nicht vermeidbaren Orientierungswechsel zumindest in einen weniger auffälligen Bereich der Karte verlagert, nämlich den am weitesten von der Ringmitte entfernten, oberen und unteren Kartenrändern. Als weitere Hilfestellung sind die Ränder der Karte mit Piktogrammen versehen. Zwei zusammengehörige Kartenränder besitzen die gleiche Art von Piktogramm und Variationen in der Größe ermöglichen die Zuordnung eines Piktogramm-Paares. Verlässt ein Oberflächenbereich die Karte im Bereich eines Piktogramms, taucht er somit bei einem gleichartigen Piktogramm an einem anderen Teil des Kartenrandes wieder auf.

5.3.3.4 Verzerrungen

Die aus dem Projektionswürfel gewonnenen Ansichten weisen ein quadratisches Seitenverhältnis auf. Durch die ringförmige Anordnung werden zwangsweise Winkel- und Flächenverzerrungen eingeführt. Da der äußere Rand des Ringes einen größeren Umfang als der innere Rand besitzt, sind Oberflächenabschnitte am äußeren Rand vergrößert dargestellt. Diese tangentielle Skalierung vom inneren zum äußeren Rand lässt sich durch $c = \frac{1}{2}\pi d$ quantifizieren, wobei d der Ringbreite entspricht und c die Skalierung eines Abschnitts des inneren Randes beschreibt, wenn dieser auf den äußeren Rand übertragen würde. Somit hat die Ringbreite Einfluss auf die Skalierung. Um sie vor allem im Transferbereich zwischen Fokus und Kontext gering zu halten, wählen wir d so, dass es der Länge s des inneren Randes einer Ringzone entspricht (siehe Abb. 52a). Somit sind drei von vier Zonengrenzen gleichlang, was der bestmöglichen Annäherung an die ursprüngliche quadratische Form entspricht.

Aufgrund der Skalierung zum äußeren Rand wurde die Ringform für die links an den Ring angelagerte h-Zone nur teilweise weitergeführt. Nur der linke und rechte Rand entsprechen der Beugung der benachbarten l-Zone. Der obere und untere Rand sind gerade und parallel zueinander gestaltet. Alle vier Ränder haben die gleiche Länge. Somit ist die Ansicht der h-Zone durchgängig gebeugt, weist keine interne Skalierung auf und spiegelt die quadratische Grundform wider. Dies erleichtert den *side-by-side* Vergleich mit dem Oberflächengitter und erlaubt gleichzeitig einen randlosen Übergang zur l-Zone.

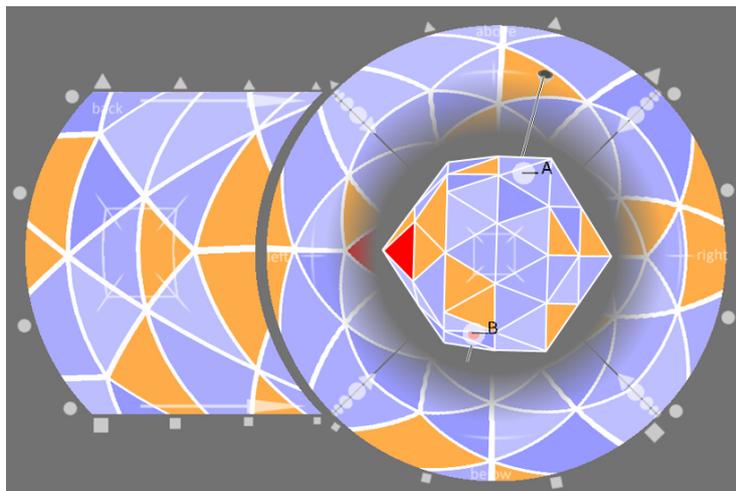


Abbildung 53: Das Oberflächenmodell und die Kartendarstellung eines Ikosaeders zur Verdeutlichung der Winkel- und Flächenverzerrung auf der Karte.

Die Verzerrungen wirken sich auf Winkel und Flächen aus, sind aber insgesamt leicht nachzuvollziehen. Sie resultieren direkt aus der deutlich erkennbaren Form der einzelnen Kartenzonen und stellen sich primär als tangentielle Verzerrung dar. Der Skalierungseffekt kann während der Interaktion beobachtet werden. Weiterhin ist die Karte mit einem dezenten, semi-transparenten Overlay versehen, welches zusätzliche Hinweise auf die Verzerrungen gibt (siehe Abb. 53). Die Zonengrenzen werden angedeutet und der Mittelpunkt jeder Zone ist mit einem entsprechend verzerrten Kreuz markiert. Die h-Zone und das Oberflächengitter sind mittig mit einer Art Ziel-

quadrat überlagert. Neben der genauen Markierung gegenüberliegender Strukturen vermittelt die veränderte Größe und Verzerrung, inwieweit sich die Darstellung auf der h-Zone von der originalen Darstellung auf dem Oberflächengitter unterscheidet. Dies unterstützt die Interpretation bei einem *side-by-side* Vergleich von h-Zone und Oberflächengitter. Die reguläre und durch ein Overlay vermittelte Verzerrung kann somit intuitiv bei der Betrachtung der Karte interpretiert werden. Wir vermuten, dass eine winkel- oder flächentreue Verzerrung in Kombination mit einer interaktiven Veränderung der Parametrisierung weitaus schwerer nachzuvollziehen ist.

Eine zusätzliche Verzerrung ergibt sich durch die perspektivische Projektion bei der Erzeugung der Ansichten. Da das Aneurysma konvex ist und der Projektionswürfel mit maximaler Distanz zur Aneurysma-Oberfläche platziert wurde, ist die perspektivische Verkürzung nur sehr schwach wahrnehmbar. Am deutlichsten tritt sie bei scharf ausgebildeten Satelliten und dem Blick durch das Ostium in das Trägervessel auf. Sofern keine, für Aneurysmen untypische, konkave Oberflächenbereiche vorliegen, sind die skalaren Oberflächendaten aber auch in diesen Fällen erkennbar. Da die genaue Bewertung der skalaren Daten im Fokus stattfinden sollen, können perspektivische Verkürzungen in der Kontextdarstellung sogar als Hilfsmittel für die räumliche Korrelation zwischen Kartenabschnitt und Oberflächengitter betrachtet werden.

5.3.3.5 Korrelationswerkzeug

Da die Zonen direkt vom Projektionswürfel abgeleitet sind, ist leicht zu erkennen, welche Bereiche sich gegenüber liegen. Die Oberflächenabschnitte in der o-Zone liegen gegenüber denen der u-Zone, analoges gilt für die r- und l-Zone. Auch der Bezug zwischen h-Zone und den auf dem Oberflächengitter sichtbaren Oberflächenabschnitten lässt sich leicht herstellen.

Für die vier Ring-Zonen besteht die Möglichkeit, gegenüberliegende Punkte exakt zu bestimmen. In diesem Fall bedeutet gegenüberliegend, dass zwei Punkte durch eine gerade Linie verbunden werden können, welche auch durch den Mittelpunkt des Projektionswürfels verläuft. Da dieser wiederum aus dem Aneurysma-Volumen abgeleitet wurde, kann er als Aneurysma-Mittelpunkt betrachtet werden.

Wie im vorangegangenen Abschnitt beschrieben, entspricht die durch das Ring-Layout eingeführte Verzerrung einer tangentialen Skalierung. In Richtung des Ringmittelpunktes liegt keine Skalierung vor. Das bedeutet, dass zwei nach der obigen Definition gegenüberliegende Punkte auf dem Ring immer den gleichen, von der Ringdicke d abhängigen Abstand haben. Die Verbindungslinie zwischen beiden geht dabei durch die Ringmitte C . Für einen Punkt A auf der Karte ergibt sich der gegenüberliegende Punkt B somit als:

$$B = C + \left(\frac{\overrightarrow{AC}}{\|\overrightarrow{AC}\|} \right) \cdot (r + x) \quad (24)$$

wobei r dem Radius des inneren Ringrandes und x der Distanz von A zum äußeren Rand entspricht (siehe Abb. 52a).

Die Distanz zwischen A und B auf dem Ring ist immer gleich. Um gegenüberliegende Punkte zu markieren, wird dem Anwender ein Werkzeug zur Verfügung gestellt.

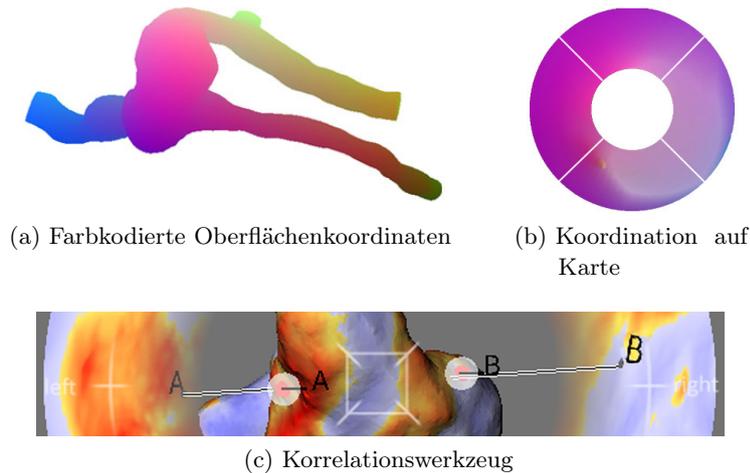


Abbildung 54: Durch einen Shader werden die x -, y -, z - Koordinaten der Oberfläche auf Farbe (r, g, b) abgebildet (a). Bei einem Klick auf die Karte wird die entsprechende Farbe ausgewertet (b) und das Korrelationswerkzeug entsprechend ausgerichtet (c).

Klickt er auf die Karte, wird, entsprechend der obigen Berechnung, der gegenüberliegende Punkt ermittelt und die lineare Verbindung zwischen beiden dargestellt. Gleichzeitig werden die entsprechenden Punkte auf dem Oberflächengitter markiert und annotiert (siehe Abb. 54c). Die Markierungen sind so gestaltet, dass sie auch sichtbar sind, wenn sie vom Oberflächengitter verdeckt werden, die Farbgebung gibt allerdings einen Hinweis auf eine Verdeckung. Dies ist sinnvoll, da gegenüberliegende Punkte auf der Karte markiert werden, welche wiederum Abschnitte zeigt, die auf dem Oberflächengitter potentiell nicht sichtbar sind. Wird das Oberflächengitter durch entsprechende Interaktion rotiert, rotieren die annotierten Punkte mit, was die mentale Korrelation zwischen ihrer Verschiebung auf der Karte und der Rotation des Oberflächengitters erleichtert.

5.3.4 Implementierung

Die prototypische Umsetzung der kartenartigen Überblicksvisualisierung erfolgte in der Entwicklungsumgebung MEVISLAB. Die Darstellung des farb-kodierten Oberflächengitters und der Karte basiert auf der OpenGL-Szenengraph-Bibliothek OPENINVENTOR. Für die multiperspektivischen Ansichten werden pro Frame fünf zusätzliche *offscreen-rendering-passes* (ORP) durchgeführt, einer für jede verwendete Seite des Projektionswürfels. Für jeden ORP wird eine perspektivische Kamera (45° Öffnungswinkel) am Würfelmittelpunkt positioniert und orthogonal zur jeweiligen Würfelseite ausgerichtet. Damit die aufgenommenen Farbwerte nicht verfälscht werden, wird während der ORPs die von der Oberflächenkrümmung abhängige diffuse Beleuchtung deaktiviert und die Szene ambient weiß beleuchtet. Auch der spekulare Anteil der Beleuchtung wird verworfen, da dieser blickwinkelabhängig ist und zu optischen Artefakten beim Zusammenführen der verschiedenen Perspektiven führen würde.

Für jeden der fünf ORPs wird die resultierende Ansicht unter Verwendung der OpenGL *render-to-texture* Funktionalität in eine 512×512 Pixel große Textur gerendert. Für eine übliche Bildschirmauflösung von 1280×1024 ist das ausreichend, da die jeweiligen Zonen in der finalen Visualisierung eine weitaus kleinere Pixelfläche als 512×512 einnehmen. Die gebogenen Zonen werden aus *quad strips* aufgebaut. Da die Texturkoordinaten linear interpoliert werden, besteht jede Zone aus 64 *quads*. Diese feine Unterteilung verringert eventuelle Interpolationsartefakte auf ein nicht wahrnehmbares Maß.

Für das Korrelationswerkzeug ist es notwendig, eine Position auf der Karte mit einer Position auf dem Oberflächengitter zu koppeln. Dazu werden fünf zusätzliche ORPs durchgeführt. Anstatt des farbcodierten Skalars wird allerdings ein GLSL-Shader verwendet, um die Aneurysma-Oberfläche zu färben. Für jeden Gitterpunkt wird die Raumposition (x, y, z) als RGB-Farbwert (r, g, b) abgebildet (siehe Abb. 54a). Da wir pro Farbkanal auf acht Bit begrenzt sind, wird die Position für eine optimale Ausnutzung des Wertebereichs relativ zu der *bounding box* des Oberflächengitters angegeben. Diese zusätzlichen Ansichten werden ebenso verzerrt wie die der farbcodierten Skalare und während der Interaktion mit dem Korrelationswerkzeug ausgewertet.

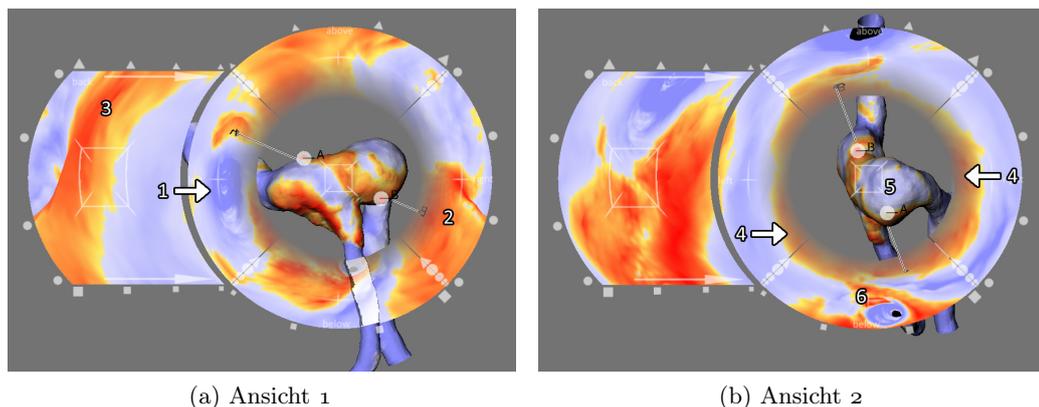


Abbildung 55: Fusiformes Aneurysma: **Ansicht 1:** Es zeigt sich ein erkennbarer Zusammenhang zwischen einem Gebiet erhöhter WSS (2) und dem gegenüberliegenden Einströmbereich (1). Gleichzeitig liegt auf der nicht sichtbaren Rückseite des Oberflächengitters ebenfalls eine erhöhte WSS vor(3). **Ansicht 2:** Ein geschlossener Ring (4) um ein Gebiet niedriger WSS (5) ist deutlich erkennbar. Die perspektivische Verkürzung zeigt sich deutlich bei Gefäßabgängen (6).

Die *quad strips*, aus denen die Karte aufgebaut ist, sind zum Betrachter ausgerichtet und auf Höhe des Mittelpunktes des Projektionswürfels platziert. Diese mittige Positionierung bewirkt, dass bei der Rotation des Oberflächengitters benachbarte Gefäße vor die Karte rotiert werden können und diese verdecken. Dies ist hilfreich für die Vermittlung der räumlichen Ausdehnung des Oberflächengitters. Damit die skalaren Werte unter dem verdeckenden Gefäß trotzdem weiterhin wahrnehmbar sind, wird die Gefäßdarstellung angepasst. Dazu wird ein *stencil* in Form der Karte erzeugt. Auf alle Teile des Oberflächengitters innerhalb dieses *stencils* wird ein *toon shading* angewandt. Das Gefäßinnere wird semi-transparent weiß gerendert. Darun-

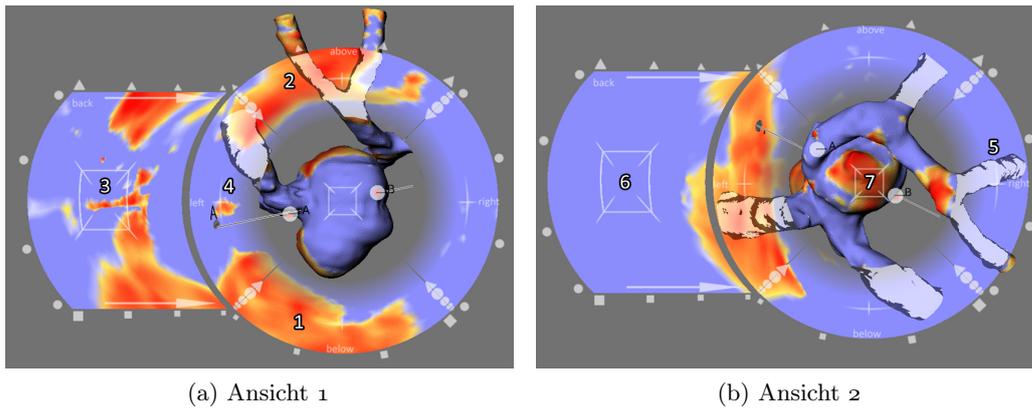


Abbildung 56: Sakkuläres Aneurysma: **Ansicht 1:** Gebiete höherer WSS im oberen und unteren Bereich (1 - 2) und ein kleines, definiertes Gebiet höherer WSS auf der Rückseite (3). Korrelationswerkzeug: eine Markierung wurde im Bereich lokal erhöhter WSS platziert (4). **Ansicht 2:** Verdeckende Gefäße werden mit einem *toon shading* dargestellt (5). Niedrige WSS auf der Rückseite (6) und erhöhte WSS auf der Vorderseite, im Fokus (7).

ter sind die auf der Karte dargestellten Skalare weiterhin, zwar mit höherem Weißanteil aber immer noch korrekt gefärbt, wahrnehmbar. Damit die Form des Gefäßes weiterhin interpretiert werden kann, wird dessen Rand durch flächige, schwarze Bereiche dargestellt. Dazu werden alle Dreiecke des Gefäßgitter, deren Normale einen Winkel von mindestens 85° zur Blickrichtung aufweisen, als Randbereich definiert.

5.3.5 Evaluierung

Im Rahmen einer informellen Evaluierung haben wir die Überblicksvisualisierung auf zwei Aneurysma-Datensätze angewendet: ein fusiformes Aneurysma ($\#\Delta : 65.180$) (siehe Abb. 55) und ein sakkuläres Riesenneurysma ($\#\Delta : 30.946$) mit ausgeprägten Satelliten und erhöhter Selbstverdeckung durch benachbarte Gefäße (siehe Abb. 56). Für jeden Datensatz war die WSS aus einer stationären Simulation als skalare Oberflächendaten gegeben. Auf einem Unterklasse-Laptop (2Ghz Duo Core, 2 GB Ram, 256 MB Ati HD 2600) ließen sich, trotz der nicht optimierten, prototypischen Implementierung, interaktive Frameraten ($\geq 15\text{fps}$) erreichen.

Die Überblicksvisualisierung wurde vier erfahrenen Neuroradiologen (je mehr als fünf Jahre Berufserfahrung) präsentiert. Jeder der Experten war mit der Schichtbilddarstellung und dem direkten Volumen-Rendering von Aneurysma-Datensätzen vertraut. Da die visuelle Exploration skalarer Oberflächendaten in keiner klinischen Standardprozedur eine Rolle spielt, war ein direkter Vergleich mit existierenden Verfahren nicht möglich. Stattdessen wurden die Experten gebeten, die Oberfläche frei zu explorieren und Aussagen über die Gesamtcharakteristik der WSS zu treffen. Während der Verwendung der Überblicksvisualisierung wurden sie gebeten, sich zu den von ihnen durchgeführten Aktionen zu äußern. Zum Abschluss sollten sie bestimmte Aspekte der Interaktion bewerten (siehe Tabelle 4) und ihre generelle Einschätzung wiedergeben.

	Exp. 1	Exp. 2	Exp. 3	Exp. 4	θ
Lernaufwand	2	1	2	3	2
Bedienbarkeit	2	2	3	2	2.25
Überblick	2	1	1	2	1.75
Korrelation	3	1	2	3	2.5
Korrelation (W)	1	1	2	2	1.5

Tabelle 4: Die Einschätzung der Experten auf einer Skala von 1 (gut) bis 5 (schlecht). Die Korrelation verschiedener Oberflächenbereiche sollte einmal ohne und einmal mit dem Korrelationswerkzeug (W) bewertet werden.

Obwohl sie keinerlei Erfahrung mit derartigen Oberflächendarstellungen hatten, waren alle Experten in der Lage, mithilfe der Überblicksvisualisierung die Oberflächendaten zu explorieren. Nach einer Eingewöhnungszeit von wenigen Minuten waren sie in der Lage, interessante Oberflächenbereiche aufzufinden und genauer zu untersuchen. So konnte einer der Experten einen Zusammenhang zwischen erhöhter WSS und dem gegenüberliegenden Einströmbereich herstellen. In einem anderen Fall konnte ein Experte einen geschlossenen Ring erhöhter WSS auf dem fusiformen Aneurysma entdecken. Dieser war, aufgrund seiner Ausrichtung und der Verdeckung durch Gefäße, bei einer vorhergehenden Inspektion, ohne Übersichtskarte, als zwei getrennte Bereiche erhöhter WSS interpretiert worden. Generell wurde die Möglichkeit, zu jeder Zeit gegenüberliegende Oberflächenbereiche in Bezug zueinander setzen zu können, als sehr hilfreich bewertet.

Die Overlay-Informationen wurden als hilfreich für die Interpretation des dynamischen Kartenverhaltens bewertet. Auch das Korrelationswerkzeug wurde häufig verwendet, um sich den Bezug zwischen Karte und Oberflächengitter sowie gegenüberliegenden Punkten zu verdeutlichen. In diesem Zusammenhang war es überraschend, dass eine Neuroradiologin, die überwiegend mit Schichtbilddaten arbeitete, die projektive Verkürzung in der Karte ohne Verwendung des Korrelationswerkzeugs problemlos einem Gefäßausgang zuordnen konnte. Generell wurde die Verzerrung der Karte als kaum ablenkend bewertet, da sie global eine nachvollziehbare, sphärische Form aufweist („... als würde man in eine Schüssel blicken“).

Im Rahmen der Evaluierung wurde der Austausch mit den Experten genutzt, um eine passende Farbtabelle für die Darstellung der WSS zu definieren. Ausgehend von den Untersuchungen von Levkowitz et al. wählten wir folgende, etablierte Farbtabellen: Lineare Grauwerttabelle (LG), optimierte Farbtabelle (OF) und die Wärmefarbtabelle (WF) (siehe Abb. 57) [138]. Alle ermöglichen die Wahrnehmung einer Ordnung sowie den quantitativen Vergleich zweier Datenwerte. Obwohl Neuroradiologen an Grauwertdarstellungen gewöhnt sind, wurde LG am schlechtesten bewertet. Die Experten forderten den Einsatz von Farbe, um eine differenzierte Darstellung der WSS zu erreichen. Diesbezüglich wurden OF und WF besser bewertet, die Experten bemängelten allerdings die fehlende Differenzierung niedriger und hoher Bereiche. Als Konsequenz erzeugten wir eine geteilte Farbtabelle mit jeweils separaten Farbverläufen für den niedrigen und hohen Bereich der skalaren Daten. Der dafür notwendige Grenzwert wurde manuell festgelegt. Alle Kombinationen von

LG, OF und WF in geteilten Farbtabelle wurden als verwirrend bewertet. Dies war vor allem auf die hohe Anzahl verschiedener Farben sowie die Verwendung gleicher Farben für unterschiedliche Datenwerte zurückzuführen.

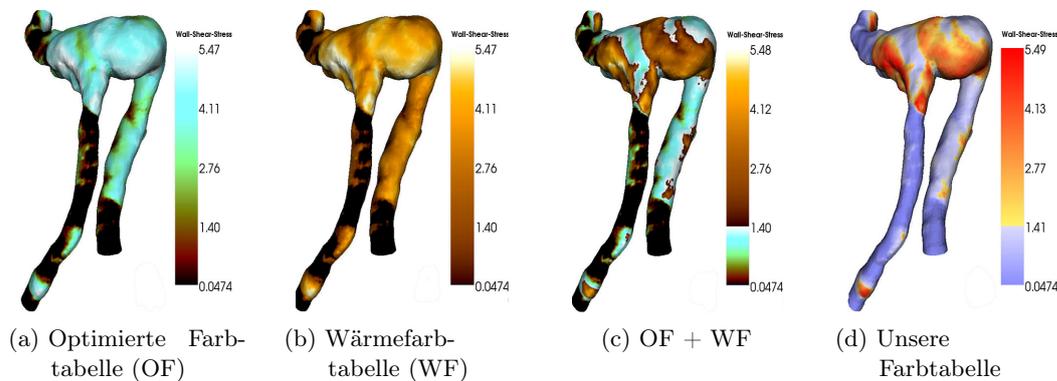


Abbildung 57: Eine Auswahl der im Rahmen der Evaluierung diskutierten Farbtabelle sowie die zusammen mit den Experten entwickelte Farbtabelle (d).

Deswegen wurde zusammen mit den Experten eine vollständig neue Farbtabelle entwickelt. Angelehnt an die Rot-Blau Differenzierung, die Neuroradiologen aus der Doppler-Sonographie kennen, wurde der niedrige Bereich mit blauen und der hohe Bereich mit gelb bis roten Farbwerten gestaltet. Der graduelle Verlauf der WSS wird primär durch die Helligkeit der Farbwerte vermittelt. Somit verläuft die Farbtabelle von Dunkelblau zu Hellblau für niedrige WSS, und für Bereiche erhöhter WSS von gelb über Orange zu Rot. Da es sich um Komplementärfarben handelt, ist der Übergang von niedrigem (hellblau) zu hohem (gelb) WSS harmonisch und trotzdem gut unterscheidbar. Des Weiteren ist Rot im medizinischen Kontext eine etablierte Signalfarbe.

5.3.6 Zusammenfassung

Wir verwenden eine Übersichtskarte als Kontext, um die Exploration farbkodierter, skalarer Oberflächenwerte zu unterstützen. Die Karte stellt die Oberflächenbereiche dar, welche für den Betrachter auf dem Oberflächengitter potentiell nicht sichtbar sind. Dazu vereint die Karte multiperspektivische Darstellungen der Aneurysma-Oberfläche. Die Ausnutzung der Grafik-Hardware und das spezielle Layout der Karte ermöglichen eine intuitive, interaktive Kontext-zu-Fokus-Transition durch eine spezifische Rotation des Oberflächengitters. Weiterhin begünstigt das Layout der Karte eine intuitive Korrelation gegenüberliegender Oberflächenbereiche. Die Möglichkeit zur Interaktion, die globale, sphärische Verzerrung, die reduzierte Anzahl an Kartenrändern und die Verschiebung von Randbereichen vermindern die unvermeidbaren Nachteile der kartenartigen Darstellung einer geschlossenen Oberfläche.

Die informelle Evaluierung zeigt, dass Neuroradiologen schon nach einer kurzen Eingewöhnungszeit (≤ 5 min.) die Überblicksvisualisierung effektiv zur Exploration von skalaren Oberflächendaten nutzen können. Die Experten bewerteten die Überblickskarte als hilfreich um Regionen von Interesse ausfindig zu machen, die WSS-

Verteilung insgesamt zu bewerten und gegenüberliegende Bereich in Bezug zueinander zu setzen. Die interaktive Kontext-Fokus-Transition empfanden sie als intuitiv.

Aufgrund des generellen Ansatzes kann die Überblicksvisualisierung auf jede Art von skalaren Oberflächendaten angewendet werden. Durch zusätzliche Visualisierungstechniken, wie z.B. Konturlinien oder Texturen, könnten auch mehrere Informationen gleichzeitig dargestellt werden. Des Weiteren gehen wir davon aus, dass die Vorteile eines Gesamtüberblicks bei der Exploration von dynamischen Daten noch stärker zum Tragen kommen. Die planare Überblickskarte reduziert die Exploration der Oberflächendaten von einem 3D- auf ein 2D-Problem. Dies ermöglicht viele, weiterführende Anwendungen. So könnte sie im Bereich der Dokumentation, zum Beispiel in gedruckten Patientenakten, zum Einsatz kommen. Weiterhin könnte die ungenutzte dritte Dimension für die Abbildung zusätzlicher Oberflächendaten, Longitudinalstudien oder Vergleichsvisualisierungen verwendet werden.

5.4 Qualitative Exploration wandnaher Strömung

Die Exploration wandnaher Strömungscharakteristika nimmt eine zentrale Rolle bei der Risikoanalyse zerebraler Aneurysmen ein. Um die physische Interaktion zwischen Wand und Blutstrom zu quantifizieren, wird oft die WSS genutzt [42]. Allerdings ist die Aussagekraft der WSS-Werte und abgeleiteter Parameter umstritten und wird aktuell kontrovers diskutiert (siehe Abschnitt 2.3.3.3) [146] [233] [158] [105]. Eine Ursache dafür könnte die durch Bildgebung nicht erfassbare, inhomogene Struktur der krankhaft veränderten Aneurysma-Wand sein [103].

Um eine bessere Wissensbasis für eine quantitative Risikoanalyse zu schaffen, konzentrieren sich einige Untersuchungen auf die qualitativen Eigenschaften des Blutflusses[43]. Eine konkrete Beschreibung, welche wandnahen Strömungsmuster eine Ruptur fördern können, ist jedoch zur Zeit noch nicht gegeben. Für das Entwickeln entsprechender Beschreibungen, ist es notwendig, den wandnahen Fluss über die Zeit an verschiedenen Orten visuell zu bewerten, zu vergleichen und Auffälligkeiten zu charakterisieren. Dies ist ein komplexer, manuell aufwändiger Prozess.

Bestimmte klinische Datensätze sind besonders geeignet ein grundsätzliches Verständnis für charakteristische Auffälligkeiten zu entwickeln. Dazu gehören seltene Datensätze, bei denen die Ruptur während der Bildgebung auftrat und somit die genaue Rupturstelle bekannt ist. Ein weiteres Beispiel sind Datensätze mit multiplen Aneurysmen in einem Patienten, wobei eines der Aneurysmen rupturiert ist. Eine vergleichende, qualitative Untersuchung umfasst die Selektion relevanter Bereiche auf der Aneurysma-Oberfläche (*region of interest* - ROI), die Visualisierung des Blutflusses an dieser Stelle, sowie den visuellen Vergleich und eine daraus abgeleitete Charakterisierung. Wir haben den AMNIVIS-Explorer entwickelt, welcher mit angepassten Visualisierungen und Interaktionsmöglichkeiten diesen Prozess unterstützt. Seine zentralen Eigenschaften sind:

- Eine automatische Selektion von potentiellen ROIs sowie die automatische Erzeugung (*seeding* und Parametrisierung) einer Strömungsvisualisierung durch Strömungslinien im Bereich dieser ROIs.

- Eine 2D-Überblicksvisualisierung aller Strömungsvisualisierungen, die den Vergleich und die binäre Charakterisierung (un-/auffällig) der visualisierten Strömungsabschnitte ermöglicht.
- Unterstützung bei der Interaktion durch selektive Hervorhebung von Strömungsabschnitten und geführter 3D-Navigation mithilfe einer automatischen Kamerapositionierung.

5.4.1 Verwandte Arbeiten

Es gibt ein breites Spektrum an Visualisierungstechniken, die eine qualitative, visuelle Exploration von Blutflussdaten ermöglichen. Dabei kann grundlegend in vollständige, merkmalsbasierte und integrationsbasierte Verfahren unterschieden werden [196] [155]. Aufgrund der intuitiven Interpretierbarkeit der Visualisierungen und der Möglichkeit, die volumetrische Natur von Flussmustern abzubilden, finden integrationsbasierte Verfahren, wie z.B. Strömungs- oder Pfadlinien, eine häufige Anwendung. Dabei kommt der gewählten *seeding*-Strategie besondere Bedeutung zu, da sie maßgeblich beeinflusst, welche Untermenge der Flussdaten visualisiert wird.

Rosenawo et al. nutzen einen zweiten, orthogonal zum Vektorfeld ausgerichteten Satz an Strömungslinien, sogenannte duale Strömungslinien, für das *seeding*. Der derartig eingeschränkte Suchraum ermöglicht eine effiziente, strömungsabhängige Verteilung von Strömungslinien und damit die gleichmäßige und vollständige Abbildung des wandnahen Blutflusses in zerebralen Aneurysmen [212]. Allerdings beschränkt sich diese auf den zur Wand tangentialen Teil des Flusses und berücksichtigt nicht die volumetrische Natur wandnaher Flusscharakteristika. Van Pelt et al. nutzen orthogonal zum Gefäß ausgerichtete, interaktiv verschiebbare Ebenen als *seeding*-Geometrie, um spezifische Flussabschnitte hervorzuheben [261]. Eine ähnliche, allerdings stärker auf die anatomischen Gegebenheiten ausgerichtete, Strategie nutzen wir, wenn wir das Ostium als *seeding*-Geometrie für die Abbildung von Blutfluss im Aneurysma nutzen [176].

Dieses Konzept, lokale, anatomische Abschnitte als *seeding*-Geometrie zu nutzen, lässt sich direkt auf die Visualisierung wandnaher Strömung überführen. Köhler et al. präsentieren ein Verfahren, bei dem Bereiche der Aneurysma-Oberfläche manuell selektiert werden können. Diese werden leicht nach innen verschoben um eine volumetrische *seeding*-Geometrie zu generieren. Von dieser Geometrie gestartete Strömungslinien repräsentieren dann das Vektorfeld in der Nähe des selektierten Bereichs [116]. Wir verwenden einen vergleichbaren Ansatz, allerdings mit einer automatischen Selektion der relevanten Oberflächenbereiche.

Studien zeigen einen Zusammenhang zwischen einem erhöhten Rupturrisiko und der Präsenz von lokalen Bereichen stärkerer Krümmung, sogenannten *blebs*, auf der Aneurysma-Oberfläche [157]. Somit wird davon ausgegangen, dass vorrangig in Bereichen höherer Oberflächenkrümmung mit auffälligen Flusscharakteristika zu rechnen ist. Deswegen nutzen wir die Oberflächenkrümmung als Metrik für die automatische Selektion relevanter Oberflächenbereiche. Ein vergleichbarer Ansatz wird von Yoshida et al. im Bereich der virtuellen Koloskopie verwendet [286]. Dort zeichnen sich Anomalien, wie z.B. Polypen, ebenfalls durch eine stärkere, lokale Krümmung aus. Zur automatischen Detektion verwenden sie zwei Krümmungsmaße: den *shape index*

und die *curvedness* [60]. Wir nutzen diese Krümmungsmaße auf ähnliche Weise, um auffällig gekrümmte und somit relevante Bereiche auf der Oberfläche automatisch zu selektieren.

Neben dem *seeding* ist die eigentliche Darstellung der Strömungslinien und eine adäquat gewählte Kameraposition entscheidend für eine korrekte Interpretation des abgebildeten Blutflusses. Gasteiger et al. präsentieren ein illustratives Rendering-Verfahren, welches die gegenseitige Verdeckung bei simultaner Darstellung von Strömungslinien und umgebender Oberfläche minimiert [73]. Wir verwenden einen vergleichbaren Darstellungsstil. Mühler et al. stellen ein generelles Verfahren für die Selektion informativer Kamerapositionen bei der Visualisierung medizinischer Datensätze vor [167]. Der Fokus liegt auf der Anwendung in der Chirurgieplanung. Das Verfahren ist vor allem für Datensätze mit zahlreichen kompakten, sich gegenseitig verdeckenden Strukturen geeignet, wie z.B. Lymphknoten, Wirbel, Tumore und die Muskulatur im Halsbereich. Ein speziell auf die Flussvisualisierung ausgerichteter Ansatz zur Kamerapositionierung wird von Tao et al. vorgestellt [243]. Für jede potentielle Kameraposition wird der Informationsverlust bei der Projektion der Strömungslinie in den Bildraum quantifiziert und die Kameraposition entsprechend bewertet. Je nach Anzahl der Strömungslinien kann diese Methode einen hohen Rechenaufwand besitzen, vor allem wenn man Strömungslinien aus mehreren Zeitschritten betrachtet. Da wir uns auf die Abbildung wandnaher Strömungscharakteristika beschränken, nutzen wir geometrische Informationen über die darüber liegende Aneurysma-Oberfläche, um die Kamera automatisch auf die Flussdarstellung auszurichten.

Das Konzept einer 2D-Überblicksvisualisierung ist vergleichbar mit unserer vorhergehend beschriebenen Methode einer kartenartigen Überblicksvisualisierung für die visuelle Exploration von skalaren Oberflächendaten. Allerdings ist aufgrund der komplexen, räumlichen Struktur der wandnahen Strömung ein multiperspektivischer Ansatz nicht geeignet, um den Formverlauf zu vermitteln. Stattdessen werden die Strömungslinien über ein lokales Verfahren in eine planare Repräsentation überführt.

5.4.2 Funktionalität und unterstützte Aufgaben

Die Funktionalität des AMNIVIS-Explorers ergibt sich aus den Eigenschaften der zu explorierenden Daten, den Explorationsaufgaben und dem Anwenderkreis. Im Folgenden werden diese Zusammenhänge erläutert und die notwendige Funktionalität daraus abgeleitet, bevor in den nächsten Abschnitten die konkrete Umsetzung beschrieben wird.

5.4.2.1 Datenbezogene Funktionalität

Angestrebt wird die Identifikation auffälliger, wandnaher Flussmuster im Bereich vorselektierter Wandabschnitte. Da die Charakterisierung auffälliger Muster eine visuelle Inspektion voraussetzt, muss der Explorer Funktionalität zur Visualisierung wandnaher Strömungen bereitstellen. Eine merkmalsbasierte Visualisierung setzt oft eine vorhergehende, quantitative und qualitative Charakterisierung der relevanten Flussmerkmale voraus. Da die qualitative Charakterisierung das Ziel der Exploration ist und diese wiederum die Grundlage für eine quantitative Charakterisierung darstellt, sind derartige Informationen nicht gegeben.

Vollständige Verfahren, wie zum Beispiel *line integral convolution* (LIC) zielen darauf ab, die im Vektorfeld enthaltenen Informationen lückenlos zu repräsentieren. Durch die dabei zwangsweise stattfindende Verdeckung bei der Abbildung von volumetrischem Fluss, sind sie eher geeignet um planare Ausschnitte eines Strömungsfeldes detailliert zu visualisieren, z.B. an orthogonalen Querschnitten durch das Gefäß. Auch wandnaher Fluss könnte als planare Untermenge der Gesamtströmung interpretiert und über eine LIC-Textur auf dem Oberflächengitter repräsentiert werden. Allerdings ist das Zusammenspiel mit dem umliegenden Strömungsfeld bei der Charakterisierung auffälliger Flussmuster ebenfalls von Interesse. Somit sollte nicht nur das planare Strömungsfeld direkt an der Wand, sondern auch die volumetrische Natur wandnaher Strömung repräsentiert werden. Dies kann über vollständige Visualisierungsverfahren nicht ohne starke visuelle Überdeckung erreicht werden.

Integrationsbasierte Verfahren ermöglichen durch eine entsprechende *seeding*-Strategie die ausgedünnte Darstellung volumetrischer Abschnitte eines Strömungsfeldes. Dadurch ist der Grad der Verdeckung reduziert. Darüber hinaus können die linienhaften Flussdarstellungen auf intuitive Weise interpretiert und so die Struktur eines Flussmusters leichter erfasst werden. Des Weiteren kann über die Integrationslänge und die Platzierung der *seeding*-Region auf einfache Weise eine räumliche Selektion relevanter Flussabschnitte durchgeführt werden. Somit entsprechen die Eigenschaften integrationsbasierter Flussvisualisierung unseren Anforderungen: die qualitative Abbildung volumetrischer Flussmuster im Umfeld vorgegebener Regionen.

Eine grundlegende qualitative Charakterisierung konzentriert sich auf einfache, direkt aus dem Vektorfeld ableitbare Informationen, nämlich die Richtung und Geschwindigkeit der Strömung. Eine leicht zu interpretierende, linienbasierte Flussvisualisierung ist ausreichend, um derartige Informationen visuell zu vermitteln. Deswegen beschränken wir uns auf eine integrationsbasierte Visualisierung, welche Linien und keine höherdimensionalen Strukturen, wie z.B. deformierte Ebenen, zur Flussdarstellung verwendet. Die linienhafte Strömungsvisualisierung kann auf die temporale oder räumliche Komponente der Strömung ausgerichtet sein. Ist die zeitliche Veränderung von Interesse, sind Pfadlinien angemessen, da sie Bahnkurven von Partikeln über die Zeit repräsentieren. Strömungslinien hingegen bieten eine volumetrische Momentaufnahme eines Vektorfeldes. Dies wurde mit unseren klinischen Partnern diskutiert. Dabei zeigte sich, dass sie den räumlichen Fokus präferieren. Sie wollen den Zustand des Strömungsfeldes in Wandnähe zu spezifischen Zeitpunkten untersuchen. Die temporäre Komponente des Flusses soll trotzdem exploriert werden können. Deswegen entschieden wir uns, für jeden gegebenen Zeitschritt Strö-

mungslinien für die Visualisierung der zu diesem Zeitpunkt vorliegenden, wandnahen Strömung zu verwenden.

5.4.2.2 Aufgabenbezogene Funktionalität

Die Selektion von ROIs und der visuelle Vergleich der dort vorliegenden wandnahen Strömung für die binäre Klassifizierung sind die zentralen Aufgaben während der Exploration. Die manuelle Selektion von Oberflächenbereichen kann ein aufwändiger Prozess sein, zu verschiedenen Bereichen des Oberflächengitters navigiert werden muss, um dort eine ROI manuell zu begrenzen. Wie eingangs beschrieben, stellen lokal auffällige gekrümmte Oberflächenabschnitte potentiell relevante Bereiche dar. Deshalb verwenden wir eine krümmungsbasierte Oberflächenmetrik, um automatische Vorschläge für die Selektion der ROIs zu generieren. Da während des Selektionsprozesses allerdings weitere, nicht über die Krümmung quantifizierbare Parameter einfließen können, kann die automatisch generierte Selektion manuell angepasst werden.

Die durch die Strömungslinien abgebildete Form eines Flussmusters bildet die Grundlage der qualitativen Charakterisierung und des Vergleichs. Allerdings sind die volumetrischen Flussmuster unterschiedlich orientiert und an diversen Bereichen der Oberfläche verteilt. Ein nicht unterstützter, visueller Vergleich dieser Muster würde einen noch höheren Aufwand als die manuelle Selektion der ROIs bedeuten. Der Anwender müsste nicht nur zu, sondern um die Flussmuster navigieren und die dabei gewonnen Informationen mit allen weiteren Mustern abgleichen, zu denen er ebenfalls navigieren müsste. Eine Überblicksvisualisierung aller Muster würde einen Vergleich ohne eine derartig aufwändige Navigation ermöglichen.

Allerdings müssen die Muster dabei so abgebildet werden, dass sie in einem Überblick präsentiert und ihre Formen untereinander verglichen werden können. Dazu reduzieren wir die volumetrischen Flussmuster auf eine 2D- Repräsentation, welche Verlauf und Form der originalen Strömungslinien in Bezug zum zugehörigen Wandbereich repräsentiert. Auch wenn die volumetrische Komponente verloren geht, ist die richtungsbezogene Charakteristik (z.B. Wirbel, parallel, auftrennend, zusammenführend etc.) des zugrundeliegenden Flussmusters immer noch erkennbar. Um den Vergleich zwischen verschiedenen Mustern zu vereinfachen, wird jede 2D- Repräsentation entsprechend der Hauptströmungsrichtung des zugehörigen Flussmusters orientiert. Ähnliche Flussmuster erhalten so ähnliche 2D-Repräsentationen. Die dimensionale Reduzierung der Flussmuster erlaubt außerdem eine vergleichende, *side-by-side* Darstellung eines Flussmusters zu verschiedenen Zeitpunkten.

Die dimensional reduzierte Repräsentation der Flussmuster führt allerdings zwangsweise zu Verzerrungen. Deswegen nutzen wir die Überblicksvisualisierung, wie schon bei der Exploration skalarer Oberflächenwerte, vorrangig als visuellen Kontext. Die grundlegende Charakteristik der Flussmuster sowie die Unterschiede zwischen den Mustern können dort untersucht werden. Die endgültige Entscheidung, ob ein Flussmuster als auffällig zu charakterisieren ist, wird jedoch auf Basis der originalen, volumetrischen Darstellung des Musters getroffen. Dies erfordert eine Kopplung zwischen dem 2D-Überblick aller Muster und ihrer dreidimensionalen Darstellung innerhalb des Oberflächengitters. Wir erreichen dies durch ein spezielles Layout des Explorers (siehe Abb. 58). Die 2D-Repräsentationen sind links oder rechts neben der

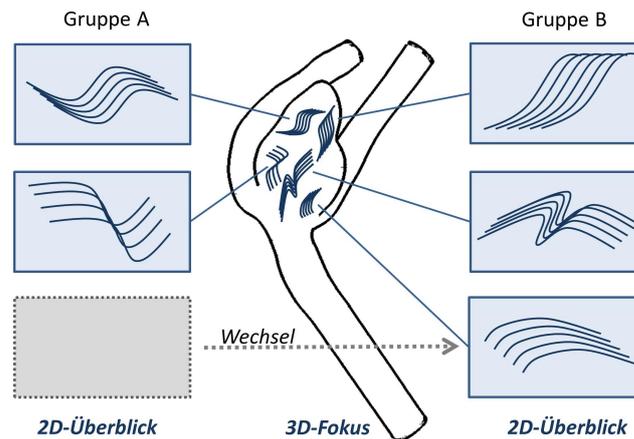


Abbildung 58: Entwurf des Explorer-Layouts: 2D-Strömungsrepräsentationen dienen als Überblick. Ihre Anordnung links bzw. rechts der 3D-Fokusvisualisierung repräsentiert die Zugehörigkeit zu Klasse.

3D-Darstellung angeordnet. Durch die visuelle Integration von 2D-Überblick und 3D-Darstellung können wir die 2D-Überblicksdarstellung gleichzeitig als Benutzerschnittstelle verwenden. Sie dient dazu, bestimmte Flussmuster zu selektieren und optisch hervorzuheben bzw. zu ihnen zu navigieren. Die nutzerseitige Anordnung auf der linken oder rechten Seite ermöglicht eine intuitive Klassifikation in auffällige und unauffällige Muster.

5.4.2.3 Nutzerbezogene Funktionalität

Einem medizinischen Forscher, der mit den technischen Hintergründen nicht vertraut ist, sollten automatisch Vorschläge für die Parametrisierung der Visualisierungsverfahren unterbreitet werden. Dies beinhaltet die Generierung von *seeding*-Regionen, die Verteilung der *seed*-Punkte, die Integration der Strömungslinien sowie die nachfolgende Visualisierung der Oberfläche, der Strömungslinien und ihrer 2D-Repräsentationen. Die dafür notwendigen Parameter werden über Templates, die zusammen mit den Neuroradiologen definiert wurden, direkt aus den Oberflächen- und Strömungsdaten abgeleitet. Die einfach gestaltete, auf Selektion und Klassifikation spezialisierte Benutzerschnittstelle, soll den Interaktionsaufwand so gering wie möglich halten. Die Navigation zu einzelnen Flussmustern in der 3D-Darstellung wird durch automatisch berechnete Kamerapfade mit einer optimalen Ausrichtung der Kamera unterstützt.

5.4.3 ROI Selektion und Seeding

Als Eingangsdaten dienen Simulationsdaten auf einem unstrukturierten hybriden Volumengitter. Für eine genauere Auflösung der wandnahen Strömung besteht das Gitter in Wandnähe aus drei schmalen Prismen-Schichten. Das innere Volumengitter besteht aus Tetraedern. Es wurde eine zeitabhängige Simulation durchgeführt und die im Datensatz vorliegenden Zeitschritte umfassen einen vollständigen Herzzyklus. Die Einströmbedingungen wurden experimentell bestimmt, auf Basis von PC-MRT-Messungen an gesunden Patienten. Da keine Wandstärkenmessungen möglich waren und um den Simulationsaufwand zu reduzieren, wurden die Gefäßwände starr modelliert. Da der zerebrale Gefäßdurchmesser durchschnittlich nur 5 % über einen Herzzyklus variiert, hat diese Vereinfachung nur geringen Einfluss auf die Genauigkeit der Simulation [258].

Das Oberflächengitter wurde über eine Extraktion der äußeren Kontur direkt aus dem Simulationsgitter generiert. Eine automatisch generierte, polygonale Repräsentation des Ostiums (siehe Abschnitt 4.1) wurde genutzt um das Oberflächengitters in Aneurysma und Trägergefäß zu unterteilen. Da die Selektion der ROIs sich auf das Aneurysma beschränken, finden alle nachfolgenden Operationen, die automatische Selektion und die Erzeugung der *seeding*-Geometrie, auf diesem Teil des Oberflächengitters statt.

5.4.3.1 ROI Selektion

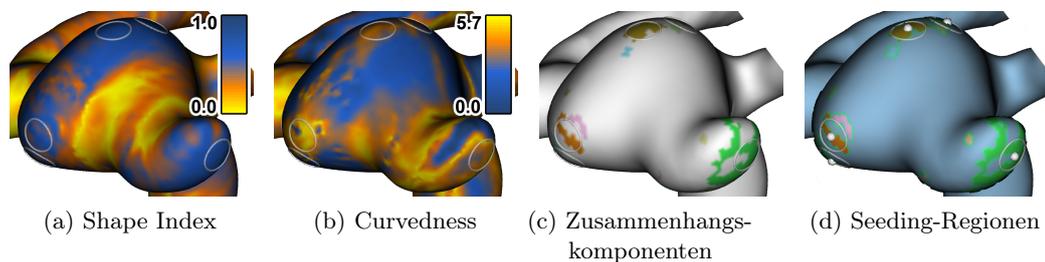


Abbildung 59: Die Selektion der ROIs basiert auf *shape index* und *curvedness* (a - b). Die Zusammenhangskomponenten werden für alle überdurchschnittlich gekrümmten Bereiche mit einem *shape index* > 0.9 berechnet. Darauf aufbauend werden die *seeding*-Regionen entsprechend eines Wichtigkeitsmaßes generiert.

Die Wandregionen, in denen unsere klinischen Partner vorrangig nach auffälligen Strömungsmustern suchen, zeichnen sich durch eine erhöhte, lokale Krümmung aus. Von besonderem Interesse sind dabei nach außen gewölbte Bereiche, sogenannte *blebs*. Unser automatischer ROI-Vorschlag konzentriert sich deshalb auf überdurchschnittlich gekrümmte, nach außen gewölbte Bereiche der Aneurysma-Oberfläche. Somit müssen wir Form und Krümmung für jeden Punkt des Oberflächengitters quantifizieren. Die Form an einem Oberflächenpunkt p kann durch den *shape index* s beschrieben werden:

$$s(p) = \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi} \tan^{-1} \frac{\kappa_1(p) + \kappa_2(p)}{\kappa_1(p) - \kappa_2(p)} \quad (25)$$

wobei κ_1 und κ_2 der maximalen und minimalen Hauptkrümmung an Punkt p , mit $\kappa_1 \geq \kappa_2$, entsprechen. Der Wertebereich des *shape index* liegt zwischen null und eins, wobei $s = 0$ eine kreisförmige Einwölbung, $s = 1$ eine entsprechenden Auswölbung und die Zwischenwerte verschiedene Sattelkonfigurationen beschreiben [60]. Für flache Bereiche mit $\kappa_1 = \kappa_2 = 0$ ist der *shape index* nicht definiert und wird symbolisch mit -1 angegeben. Da wir an Auswölbungen interessiert sind, betrachten wir Oberflächenbereiche mit $s = 1$ als ROIs. Da *blebs* nicht zwangsweise kreisförmig ausgebildet sind, lockern wir das Kriterium und beziehen alle Regionen mit $s \geq 0.9$ in den Selektionsprozess mit ein. Der *shape index* ist sensitiv für Auswölbungen beliebiger Größe. Damit wir nur lokal ausgeprägte Auswölbungen auf dem Aneurysma und nicht dessen globale Auswölbung finden, beziehen wir den Grad der lokalen Krümmung c , die sogenannte *curvedness*, mit ein:

$$c(p) = \sqrt{\frac{\kappa_1^2(p) + \kappa_2^2(p)}{2}} \quad (26)$$

Für flache Oberflächenabschnitte ist $c = 0$. Mit ansteigender Krümmung erhöht sich auch c entsprechend. Wir berechnen die mittlere *curvedness* c_m für die gesamte Aneurysma-Oberfläche. Alle Oberflächenbereiche mit einer überdurchschnittlichen *curvedness* $c \geq c_m$ gelten als potentielle ROIs. Weisen sie zusätzlich einen *shape index* von $c \geq 0.9$ auf, werden die zugehörigen Oberflächenpunkte entsprechend markiert (siehe Abb. 59). Um auf diesem binären Skalarfeld letztendlich ROIs zu definieren, wird eine Analyse der Zusammenhangskomponenten durchgeführt. Es besteht ein Zusammenhang zwischen erhöhtem Rupturrisiko und ausgeprägten Auswölbungen auf der Aneurysma-Oberfläche. Um diesen Zusammenhang in den Selektionsprozess einfließen zu lassen, wird den ROIs eine Wichtigkeit zugewiesen. Eine ROI gilt als wichtiger, je stärker sie gekrümmt, d.h. je größer ihre maximale *curvedness* ist.

5.4.3.2 Kreisförmiger Seeding-Bereich

Die aus der Analyse der Zusammenhangskomponenten gewonnen ROIs können eine variable Form aufweisen. Um die Vergleichbarkeit der späteren Flussvisualisierungen zu erhöhen, wird jeder ROI ein gleichgeformter, kreisförmiger *seeding*-Bereich (KSB) zugewiesen. Dazu wird eine Kugel im Bereich der ROI positioniert. Ihr Mittelpunkt entspricht dem Oberflächenpunkt mit der maximaler *curvedness* der ROI. Alle Oberflächenpunkte innerhalb der Kugel werden dem KSB zugeordnet.

Um den Vergleich zwischen verschiedenen Datensätzen zu ermöglichen, wird der Radius des KSB nicht absolut festgelegt, sondern von der Größe des jeweiligen Aneurysmas abgeleitet. Um die Größe des Aneurysmas zu quantifizieren, approximieren wir seine Form mit einem Ellipsoid. Die Achsen des Ellipsoids sind die mit den Eigenwerten skalierten Eigenvektoren der Kovarianzmatrix aller Oberflächenpunkte des Aneurysmas. Die mittlere Länge l_m aller drei Achsen approximiert den mittleren Durchmesser des Aneurysmas. Als vorgeschlagene Parametrisierung wird der KSB-Radius $r = l_a/6$ gesetzt. Auf einer Kugel würde der KSB damit einen polaren Durchmesser von ca. 20° besitzen, was von unseren klinischen Partnern als adäquate Größe für eine *seeding*-Region definiert wurde.

Um nachfolgend den wandnahen Fluss durch Streamlines abbilden zu können, müssen die *seeding*-Punkte leicht unterhalb der Aneurysma-Oberfläche positioniert werden. Der notwendige Versatz wird direkt aus dem Aufbau des volumetrischen Simulationsgitters abgeleitet. Damit die Strömungslinien mitten im wandnahen Strömungsbereich beginnen, werden die *seed*-Punkte von der Oberfläche in die mittlere der drei Prismen-Schichten am Rand des Simulationsgitters verschoben. Dies geschieht anhand des Verschiebungsvektors $\vec{d} = -1.5 \cdot t \vec{n}$, wobei \vec{n} die Normale des Oberflächendreiecks ist und t der Dicke einer Prismen-Schicht entspricht.

Dazu müssen jedoch zuerst *seed*-Punkte auf der Aneurysma-Oberfläche definiert werden. Für die Vergleichbarkeit der resultierenden Visualisierungen, muss dies unabhängig von der Tesselierung des Oberflächengitters passieren, gleichzeitig sollen die Punkte aber in die Dreiecksfläche eingebettet sein. Deswegen wird jedem Dreieck eine flächenabhängige Wahrscheinlichkeit p_A zugewiesen, mit der ein *seed*-Punkt in ihm platziert wird. Durch $p_A = A_\Delta/A_O$, wobei A_Δ der Dreiecksfläche und A_O der Gesamtfläche aller Dreiecke der Aneurysma-Oberfläche entspricht, werden *seed*-Punkte mit höherer Wahrscheinlichkeit in größeren Dreiecken platziert. Wurde ein Dreieck $\Delta(i, j, k)$ für die Platzierung eines *seed*-Punktes p_s ausgewählt, wird dieser gleichverteilt zufällig auf dem Dreieck positioniert:

$$p_s = \alpha_1 \vec{ij} + \alpha_2 \vec{ik} \quad (27)$$

wobei α_1 und α_2 gleichverteilte Zufallsparameter im Intervall $[0, 1]$ sind und der Positionierungsprozess solange wiederholt wird, bis ein p_s innerhalb der Dreiecksdomäne liegt.

Die Größe der wandnahen volumetrischen Zellen im Simulationsgitter entspricht der Größe der Oberflächendreiecke. Weiter innen liegende Zellen sind größer. Um eine adäquate Abtastung der in den Zellen vorliegenden Strömungsinformationen abzusichern, platzieren wir im Durchschnitt vier *seed*-Punkte pro KSB-Dreieck. Somit ergibt sich die Anzahl n_s der *seed*-Punkte eines KSB durch $n_s = A_{KSB}/A_m$, wobei A_{KSB} der aufsummierte Fläche aller Oberflächendreiecke des KSB und A_m der mittlere Dreiecksfläche der Aneurysma-Oberfläche entsprechen.

5.4.3.3 Automatisierungsgrade

Alle KSB werden entsprechend der Wichtigkeit der ihnen zugrundeliegenden ROIs absteigend sortiert. Bei einer vollautomatischen Selektion liefert der Nutzer lediglich die gewünschte KSB-Anzahl n_{KSB} . Die ersten n_{KSB} Einträge aus der sortierten KSB-Liste werden dann als *seeding*-Regionen zur Verfügung gestellt.

Bei einer semi-automatischen Selektion der KSB wird die Wichtigkeit nicht beachtet. Dem Anwender werden alle KSB präsentiert und er wählt eine Teilmenge für das nachfolgende *seeding* aus. Die manuelle Selektion präsentiert überhaupt keine Vorschläge auf Basis der krümmungsbasierten Oberflächenmetrik. Stattdessen kann der Anwender durch die Selektion eines Oberflächenpunktes das Zentrum einer KSB in diesem Bereich definieren.

Die drei Formen der Selektion (automatisch, semi-automatisch, manuell) können miteinander kombiniert werden. So wählt der Anwender beispielsweise die ersten fünf automatisch vorgeschlagenen KSB, fügt die zehnte semi-automatisch hinzu und

definiert zwei weitere KSB in Bereichen, die keine auffällige Krümmung aufweisen. Dadurch ist der Selektionsprozess schneller als bei einer vollständig manuellen Selektion, trotzdem kann flexibel auf besondere Anforderungen reagiert werden.

Die Parameter bei der KSB-Generierung, wie z.B. die Anzahl der *seed*-Punkte pro KSB oder die Größe der KSB, können als Vorlage aufgefasst werden. Sie wurden zusammen mit unseren klinischen Partnern definiert und entsprechen ihren Präferenzen. Nichtsdestotrotz können sie bei veränderten Anforderungen leicht angepasst werden, während sie weiterhin von direkt aus dem Datensatz abgeleiteten Informationen, wie z.B. dem mittleren Aneurysma-Durchmesser, abhängen.

5.4.4 Generierung der Strömungsrepräsentation

Die *seed*-Punkte jedes KSB, dienen dazu, Strömungslinien zu generieren, welche den wandnahen Blutfluss im Bereich des KSB repräsentieren. Da der Explorer neben der 3D-Darstellung auch ein 2D-Überblick bieten soll, werden für jede KSB zwei Arten der Strömungsrepräsentation erzeugt. Die originalen, im Volumengitter verlaufenden Strömungslinien und davon abgeleitete, flache Repräsentationen für die Überblicksvisualisierung.

5.4.4.1 Integration der Strömungslinien

Ausgehend von jedem *seed*-Punkt wird bidirektional eine Runge-Kutta-Integration vierten Grades für die Strömungsliniengenerierung verwendet. Dies wird für jeden Zeitschritt im Datensatz durchgeführt. Die maximale Propagationslänge l_p beeinflusst die Länge der Strömungslinien und somit, wie viel vom zugrundeliegenden Strömungsfeld repräsentiert wird. Auf Wunsch unserer klinischen Partner wird die Propagationslänge, wie schon die Größe der KSB, von der Größe des Aneurysmas abgeleitet. Wie vorangegangen, nutzen wir die mittlere Länge l_a der approximierten, lokalen Aneurysma-Achsen zur Beschreibung der Aneurysma-Größe. Wir verwenden eine Propagationslänge von $l_p = l_a/1.7$. Damit entspricht die Länge einer Strömungslinie einem polaren Durchmesser von ca. 70° auf einer Kugeloberfläche. Dies wurde von unseren klinischen Partnern als adäquate Größe für den Repräsentationsbereich der wandnahen Strömung an einem KSB festgelegt. Wie schon bei der Generierung der KSB, sind diese Parameter datenbezogene Vorlagen, welche leicht an veränderte Anforderungen angepasst werden können.

5.4.4.2 2D-Repräsentation

Die für die Überblicksvisualisierung notwendige, planare Repräsentation der Strömung wird im Folgenden als 2D-Strömungslinien bezeichnet. Um die Strömungslinien in 2D-Strömungslinien zu überführen, benötigen wir für jeden KSB eine entsprechende 2D-Domäne. Dazu definieren wir einen Ebenen P_{KSB} , deren Normale \vec{n}_{KSB} der mittleren Normalen aller Punktnormalen des KSB entspricht. Der Ursprung von P_{KSB} liegt im geometrischen Zentrum der KSB.

Im Folgenden betrachten wir eine Strömungslinie S_i der an einer KSB gestarteten Strömungslinien $S_1 \dots S_n$. Die Überführung dieser Strömungslinie in eine 2D-Strömungslinie erfolgt über eine lokale Methode und wird konsekutiv für alle Strö-

mungslinien eines KSB durchgeführt. Der resultierende Satz an 2D-Strömungslinien dient der 2D-Repräsentation der wandnahen Strömung des entsprechenden KSB in der Überblicksvisualisierung. Für jeden KSB und jeden Zeitschritt wird ein solcher Satz an 2D-Strömungslinien generiert.

Die Strömungslinie S_i besteht aus linear miteinander verbundenen Punkten $S_i = p_0, p_1, \dots, p_k$ wobei p_0 einem *seed*-Punkt des KSB entspricht. Als Initialisierung wird p_0 orthogonal in die Ebene P_{KSB} projiziert. Alle weiteren Punkte von S_i werden entsprechend dem Projektionsvektor verschoben. Die Generierung der 2D-Strömungslinie basiert auf einer wiederholten Rotation von Punktuntermengen von S_i .

Zu Beginn der ersten Iteration ist $p_l = p_0$. Der auf der Strömungslinie nachfolgende Punkt p_{l+1} wird durch eine Rotation um p_l in die Ebene verschoben. Um die Rotationsachse zu definieren, wird p_{l+1} zunächst orthogonal in die Ebenen projiziert. Zwischen dem projizierten Punkt p'_{l+1} und p_l wird ein in der Ebene liegender Richtungsvektor $\vec{d} = p'_{l+1} - p_l$ definiert. Da die Rotationsachse $\vec{\alpha}_{\text{rot}}$ orthogonal zu \vec{d} in der Ebene liegen soll, definieren wir sie als das Kreuzprodukt zwischen \vec{d} und der Ebenen-Normalen \vec{n}_{KSB} :

$$\alpha_{\text{rot}} = \frac{\vec{d} \times \vec{n}_{\text{KSB}}}{\|\vec{d} \times \vec{n}_{\text{KSB}}\|} \quad (28)$$

Der Rotationswinkel α entspricht dem Winkel zwischen \vec{d} und $p_{l+1} - p_l$. Alle nachfolgenden Punkte der Strömungslinie p_{l+1}, \dots, p_k werden mit diesem Winkel α um $\vec{\alpha}_{\text{rot}}$ rotiert:

$$p_{l+i}^{\text{neu}} = Q \cdot (p_{l+1} - p_l) + p_l \quad (29)$$

wobei Q die entsprechende Rotationsmatrix ist. Nach dieser Rotation liegt der Punkt p_{l+1} in der Ebene und die nächste Iteration beginnt, wobei nun um p_{l+1} rotiert wird (siehe Abb. 60a). Wurde dies für alle Punkte der Strömungslinie durchgeführt, liegt sie vollständig in der Ebene.

Da eine Rotation isometrisch ist, werden die Längen der linearen Strömungslinien-segmente erhalten, aber nicht zwangsweise der Winkel zwischen ihnen. Da wir die Rotation für eine Überführung von 3D auf 2D verwenden, ist eine Winkelverzerrung unvermeidbar. Sei β der originale Winkel zwischen zwei linearen Segmenten der Strömungslinie. Wir nutzen die orthogonale Projektion eines Punktes p_{l+1} um seine Rotationsachse $\vec{\alpha}_{\text{rot}}$ zu definieren. Dadurch erhalten wir während der Überführung von 3D zu 2D zumindest die Winkelkomponente von β , die parallel zur Ebene P_{KSB} liegt.

Somit bilden die 2D-Strömungslinien den lokalen Verlauf der originalen Strömungslinien für die parallel zur KSB-Ebene verlaufenden Abschnitte weitestgehend originalgetreu ab. Vor allem im zentralen Bereich des KSB weisen die Strömungslinien einen solchen parallelen Verlauf auf. Durch die konvexe Form der Aneurysma-Oberfläche, weichen wandnahe Strömungslinien mit stärkerer Entfernung zum KSB entsprechend ab und weisen somit eine stärkere Winkelverzerrung auf. Allerdings ist für eine erste Charakterisierung vor allem der Strömungsverlauf dicht am KSB relevant, wo die 2D-Strömungslinien die geringste Verzerrung aufweisen.

Durch den konvexen Verlauf der wandnahen Strömungslinien gibt es einen impliziten Zusammenhang zwischen der Distanz zur KSB-Ebene und dem Grad der

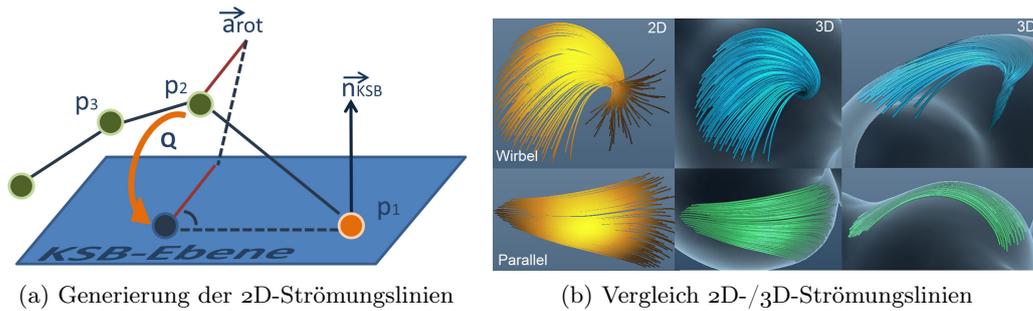


Abbildung 60: Durch wiederholte Rotation in die KSB-Ebene werden 2D-Strömungslinien erzeugt (a). Verzerrungen treten verstärkt auf, wenn die Strömungslinien in das Aneurysma verlaufen. Dies wird über die Farbgebung der 2D-Strömungslinien repräsentiert (b).

lokalen Winkelverzerrung der zugehörigen 2D-Strömungslinie: je höher die Distanz ist, desto stärker verläuft die Strömungslinie weg von der KSB-Ebene und desto höher ist die Wahrscheinlichkeit einer verzerrten Winkelabbildung. Somit kann die Distanz zwischen Strömungslinie und Ebene als einfacher, qualitativer Indikator für den möglichen Verzerrungsgrad der entsprechenden 2D-Strömungslinie herangezogen werden (siehe Abb. 60b). Da die Gesamtcharakteristik der Strömungslinie nicht betrachtet wird, kann er für visuelle Hinweise in der Kontextvisualisierung, nicht jedoch für eine Quantifizierung der Verzerrung oder Unsicherheit genutzt werden.

5.4.5 Der Explorer: Visualisierung, Layout und Interaktion

Das Layout des AMNIVIS-Explorers beruht auf dem Fokus-Kontext-Konzept. Für jeden Zeitschritt des Datensatzes liegen 2D- und 3D-Repräsentationen des wandnahen Flusses vor. Da sie das Strömungsfeld räumlich abbilden, wird die endgültige Entscheidung, ob ein Strömungsmuster auffällig ist, auf Basis der 3D-Strömungslinien getroffen. Ohne kontextuelle Unterstützung gestaltet sich dieser Vorgang allerdings kompliziert: es ist mental sehr aufwändig, alle an der Oberfläche verteilten Strömungsmuster in Bezug zueinander zu setzen. Sie weisen unterschiedliche Orientierungen auf, verändern ihre Charakteristik über die Zeit und aufgrund ihrer oberflächennahen Positionierung treten häufig gegenseitige Verdeckungen auf.

Der Kontext in Form einer 2D-Übersicht unterstützt den Anwender dabei, potentiell auffällige Muster aufzufinden und in Bezug zu den restlichen Strömungsmustern zu setzen. Die planare Strömungsrepräsentation erlaubt es, viele Strömungsmuster zu verschiedenen Zeitschritten gleichzeitig und vergleichbar ausgerichtet zu visualisieren. Gleichzeitig dient die Kontextdarstellung als Benutzerschnittstelle, anhand derer der Anwender Strömungsmuster selektieren und hervorheben, sich einen temporalen Überblick verschaffen und die letztendlich angestrebte, binäre Klassifizierung durchführen kann.

Zu diesem Zweck sind die 2D-Strömungslinien in sogenannte Strömungslinien-Widgets (SL-Widgets) integriert. Kontrollelemente unter der Darstellung der 2D-Strömungslinien ermöglichen spezifische Interaktionen (Selektion, Navigation, Zeitüberblick) bezüglich des zugehörigen Strömungsmusters. Die zentrale Aufgabe, die

binäre Klassifizierung der Strömungsmuster, wird über das Arrangement der SL-Widgets realisiert. Zu Beginn der Exploration sind die SL-Widgets an der linken Seite, neben der 3D-Visualisierung von Gefäß und Strömungslinien, angeordnet und zwar in absteigender Reihenfolge, entsprechend der Wichtigkeit des zugehörigen KSB (siehe Abb. 61a). Wenn der Anwender im Verlauf der Exploration entscheidet, dass ein bestimmtes Strömungsmuster nicht mehr der aktuellen Gruppe (z.B. links = unauffällig) zugehörig ist, kann er das entsprechende SL-Widget einfach auf die gegenüberliegende Seite verschieben. Dieser Prozess ist reversibel. Dadurch können während der Exploration auf intuitive Weise zwei Gruppen (z.B. auffällig/unauffällig) von Strömungsmustern definiert werden.

3D-Visualisierung: Um die durch die Strömungslinien repräsentierte wandnahe Strö-

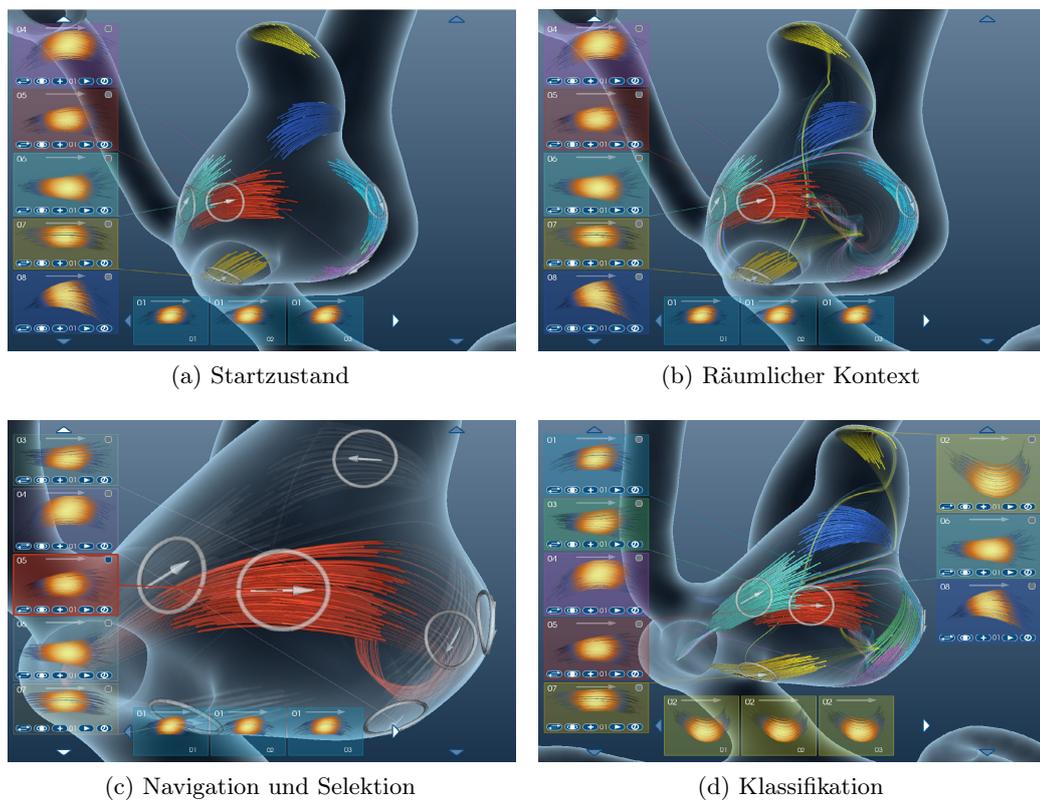


Abbildung 61: Beispiel-Workflow: Zu Beginn sind alle SL-Widgets auf der linken Seite angeordnet (a). Die Zeitleiste für das erste Strömungsmuster ist aktiviert. In (b) wurden lange Strömungslinien für einen Überblick über das Strömungsfeld aktiviert. Durch die automatische Kamerapositionierung navigiert der Anwender zum dritten Strömungsmuster (c). In (d) wurde nach der Inspektion der Muster eine Klassifikation über die Anordnung (links/rechts) der SL-Widgets festgelegt.

mung räumlich korrekt interpretieren zu können, muss die Aneurysma-Oberfläche abgebildet werden. Allerdings sind die Strömungslinien im Aneurysma eingebettet und werden demzufolge von dessen Oberfläche überdeckt. Um die visuelle Überdeckung so gering wie möglich zu halten und trotzdem die Form der Oberfläche visuell zu vermitteln, verwenden wir einen dualen Darstellungsstil. Die zum Be-

trichter ausgerichteten Bestandteile der Aneurysma-Oberfläche werden durch ein semi-transparentes, weißes *fresnel shading* dargestellt, die Rückseite hingegen opak dunkelblau. Somit unterstützt die Rückseite den Kontrast der heller dargestellten Strömungslinien. Das *fresnel shading* wiederum koppelt die Transparenz mit dem Winkel zwischen Sichtrichtung und Oberflächennormale. Die Aneurysma-Oberfläche ist durch ihrer grundsätzlich konvexen Form für diese Darstellungsform besonders geeignet. Blickt der Betrachter direkt von oben auf einen Bereich der Oberfläche, z.B. um ein darunterliegendes Strömungsmuster genauer zu untersuchen, wird dieser fast vollständig transparent gerendert. Gleichzeitig weisen die peripheren, zur Sichtrichtung nicht orthogonalen Bereiche der Oberfläche eine geringere Transparenz auf und vermittelt somit weiterhin einen Eindruck der generellen Oberflächenform [73].

Für die Strömungsrepräsentation verwenden wir zwei Sorten von Strömungslinien, welche sich hauptsächlich aufgrund ihrer Propagationslänge unterscheiden. Die erste Sorte verwendet die Propagationslänge l_p . Sie repräsentieren den Fluss im lokalen Umfeld des KSB und auf ihnen basieren die 2D-Strömungslinien. Die zweite Sorte an Strömungslinien besitzen keine fest vorgegebene Propagationslänge. Stattdessen endet ihre Integration, wenn sie die Ostium-Ebene schneiden. Sie dienen dazu, den globalen Fluss im Aneurysma ausschnittsweise zu repräsentieren und die lokalen, wandnahen Flussmuster so in den Strömungskontext einzubetten. Ihre Darstellung ist optional (siehe Abb. 61b).

Für eine visuelle Differenzierung der beiden Sorten von Strömungslinien verwenden wir unterschiedliche Darstellungsformen. Die lokalen Strömungslinien werden durch polygonale Röhren dargestellt. Dies ermöglicht eine bessere visuelle Interpretation der räumlichen Zusammenhänge in einem Strömungsmuster. Um eine visuelle Überfrachtung zu vermeiden, werden die kontextuell genutzten, langen Strömungslinien reduziert, durch semi-transparente Linienzüge repräsentiert. Sowohl die lokalen als auch die langen Strömungslinien werden mit derselben, für jeden KSB spezifischen Farbe eingefärbt.

Die vom Anwender selektierten KSBs werden durch semi-transparente Ringe auf der Oberfläche repräsentiert. Ein in der Mitte positionierter, semi-transparenter Pfeil-Glyph zeigt die durchschnittliche Strömungsrichtung \vec{d}_m im Bereich des KSB. Diese wird aus dem Durchschnitt der Richtungen aller ersten Liniensegmente der vorwärts integrierten Strömungslinien eines KSB bestimmt.

SL-Widgets: Um für alle 2D-Strömungslinien eine vergleichbare Darstellung zu erreichen, werden sie so ausgerichtet, dass die jeweilige durchschnittliche Strömungsrichtung \vec{d}_m parallel zur x-Achse des Bildschirmkoordinatensystems verläuft. Dies wird zusätzlich durch einen entsprechend von links nach rechts ausgerichteten Pfeil unter den 2D-Strömungslinien verdeutlicht. Somit kann intuitiv die durchschnittliche Strömungsrichtung eines Musters vermittelt werden, ohne dass eine entsprechende Farbkodierung auf den 2D-Strömungslinien verwendet werden muss.

Stattdessen können wir die Färbung der 2D-Strömungslinien nutzen, um zusätzliche Informationen über den Formverlauf der originalen Strömungslinien zu vermitteln. Dazu nutzen wir die Distanz zwischen Strömungslinie und KSB-Ebene. Wie bereits beschrieben, kann sie auch als qualitativer Indikator der potentiellen Verzerrung der 2D-Strömungslinie betrachtet werden. Wir verwenden eine Farbtabelle, die dicht an der KSB-Ebene liegende Abschnitte der Strömungslinie opak gelb färbt und

mit zunehmender Distanz über ein semi-transparentes Orange in ein fast transparentes Dunkelblau übergeht.

Um die visuelle Korrespondenz zwischen einem SL-Widget und den zugehörigen Strömungslinien in der 3D-Visualisierung zu vermitteln, besitzen der semi-transparente Hintergrund und der Rand des SL-Widgets die Farbe der Strömungslinien. Zusätzlich verläuft eine ebenso gefärbte Annotationslinie vom SL-Widget zur Bildschirmkoordinatenposition der Strömungslinien (siehe Abb. 61c). Für eine bessere Unterscheidbarkeit besitzt jeder KSB eine eindeutige numerische ID, welche auf dem zugehörigen SL-Widget dargestellt ist.

5.4.5.1 Interaktion

Zum SL-Widget gehören mehrere Kontrollelemente, mit denen der Anwender unterschiedliche Interaktionsmechanismen für die Klassifikation, Selektion und Navigation initiieren kann (siehe Abb. 62).

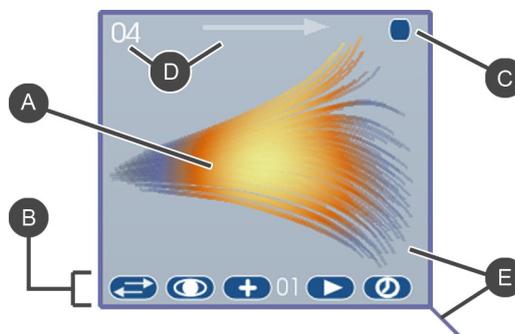


Abbildung 62: SL-Widget: die 2D-Strömungslinien (A) sind das zentrale Element. Die Buttons (B) ermöglichen folgende Funktionalität (von links nach rechts): Klassifikation, automatische Kamerapositionierung auf das Muster, manuelle und automatische Selektion eines Zeitschritts und Darstellung der Zeitleiste. Die maussensitive Hervorhebung kann permanent gestaltet werden (C). Die ID und der Pfeilglyph der mittleren Strömungsrichtung (D) unterstützen Differenzierung und Vergleich verschiedener Muster. Hintergrundfarbe und Annotationslinie haben die selbe Farbe wie die Strömungslinien der 3D-Ansicht (E).

Binäre Klassifizierung: Aktiviert der Anwender das entsprechende Kontrollelement, wechselt das SL-Widget die Seite und repräsentiert so einen Wechsel der Klasse des zugehörigen Strömungsmusters. Wenn auf der Seite, auf welcher das SL-Widget nun platziert wird, schon SL-Widgets vorhanden sind, wird es automatisch entsprechend der KSB-Wichtigkeit einsortiert. Die Klassifizierung der Strömungsmuster wird im Hintergrund protokolliert.

Hervorhebung: Positioniert der Anwender den Mauszeiger im Bereich eines SL-Widgets, werden automatisch die zugehörigen Strömungslinien hervorgehoben. Während der Hervorhebung werden alle anderen Strömungslinien weiß und mit erhöhter Transparenz dargestellt. Dies gilt auch für die langen Strömungslinien, sofern diese dargestellt werden. Das aktuell hervorgehobene Strömungsmuster wird dadurch mit

minimaler Verdeckung sichtbar. Durch die automatische Hervorhebung erhält der Anwender, während er die Übersichtsvisualisierung exploriert, sofortiges Feedback über die räumliche Position des in der 2D-Übersicht dargestellten Strömungsmusters. Durch einen entsprechenden Schalter kann eine permanente Hervorhebung aktiviert werden und der Nutzer kann z.B. mit der 3D-Visualisierung interagieren oder weitere Strömungsmuster hervorheben.

Selektion von Zeitschritten: Die Strömungslinien und 2D-Strömungslinien wurden pro KSB für jeden Zeitschritt im Datensatz erzeugt. Durch zwei entsprechende Kontrollelemente kann der Anwender den vorherigen bzw. nächsten Zeitschritt auswählen. Alternativ kann er auch eine automatische, zyklische Iteration über alle Zeitschritte aktivieren. Dies bietet sich vor allem bei Datensätzen mit vielen Zeitschritten an. Die Strömungslinien werden automatisch angepasst. Die 2D-Strömungslinien sind dabei entsprechend der durchschnittlichen Strömungsrichtung \vec{d}_m des ersten Zeitschritts orientiert. Dadurch werden Richtungsänderungen über die Zeit sichtbar. Allerdings führt dies dazu, dass der Richtungspfeil des SL-Widgets nur für den ersten Zeitschritt korrekt ist. Solange keine Richtungsumkehr stattfindet, vermittelt er jedoch zumindest die grundsätzliche Strömungsrichtung des Strömungsmusters.

Zeitleiste: Um einen Überblick über die zeitabhängige Änderung eines Strömungsmusters zu erhalten, kann der Anwender eine sogenannte *Zeitleiste* aktivieren. Die Zeitleiste wird unter der 3D-Visualisierung positioniert und besteht aus mehreren, horizontal angeordneten Elementen. In jedem Element sind die 2D-Strömungslinien für einen bestimmten Zeitschritt, ein Richtungspfeil und die numerische ID des jeweiligen Zeitschrittes dargestellt. Für eine bessere Vergleichbarkeit der einzelnen Zeitschritte, sind die jeweiligen 2D-Strömungslinien entsprechend \vec{d}_m des ersten Zeitschrittes ausgerichtet.

Automatische 3D Navigation: Um Strömungsmuster in der 3D-Visualisierung genauer untersuchen zu können, muss der Anwender die virtuelle Kamera beim Strömungsmuster positionieren und entsprechend ausrichten. Dafür steht ihm ein standardisiertes Maus-Tastatur-Interaktionsschema zur Verfügung. Bewegt er den Mauszeiger bei gedrückter linker Maustaste, rotiert die Kamera um einen Pivot. Durch zusätzliches Drücken der Tasten *Strg* bzw. *Shift* wird die Kamera parallel bzw. orthogonal zur Sichtebeine verschoben. Derartige Interaktionsschemen sind üblich in Anwendungen, die eine 3D-Navigation benötigen. Allerdings stellt eine derartige, sequentielle Manipulation der Kamera-Freiheitsgrade für unerfahrene Anwender eine Herausforderung dar.

Deswegen stellen wir eine optionale Möglichkeit zur automatischen Navigation bereit. Der Nutzer selektiert in der 2D-Übersicht ein bestimmtes Flussmuster, welches er in der 3D-Ansicht genauer untersuchen möchte. Die automatische Navigation transformiert die beliebig positionierte und ausgerichtete virtuelle Kamera entlang eines automatisch berechneten Kamerapfades. Wurde der Endpunkt des Pfades erreicht, ist die Kamera so positioniert und ausgerichtet, dass der Anwender von oben auf das Flussmuster blickt und der Rotationspivot ist so gewählt, dass die Kamera um das selektierte Flussmuster rotiert werden kann.

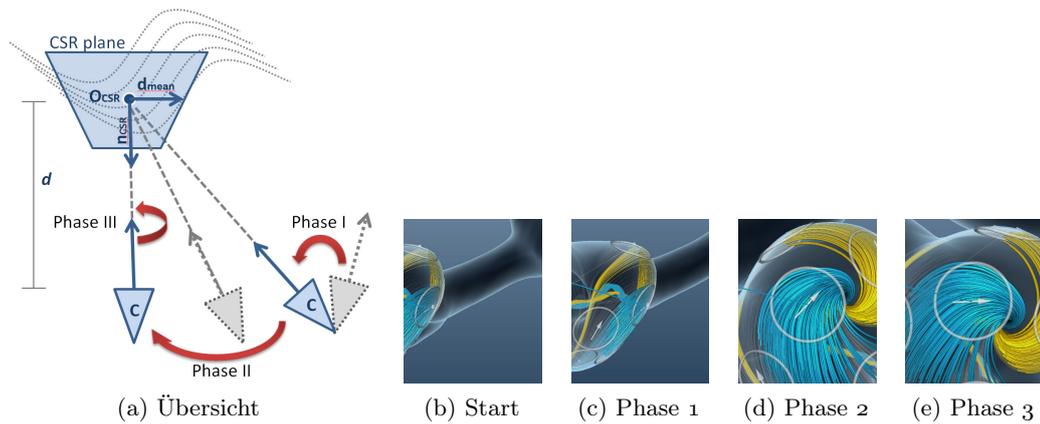


Abbildung 63: Animation: Zuerst wird der Blick auf die KSB zentriert (b), dann wird die Kamera über die KSB bewegt (c) und schließlich entsprechend d_m ausgerichtet.

Die Transition entlang des Kamerapfades resultiert in einer Animation. Während dieses Vorgangs verändern sich die Position der Kamera, ihre Blickrichtung und der Roll-Winkel (Rotation um die Sichtachse). Um diese Veränderungen visuell nachvollziehbar vermitteln, haben wir uns entschieden sie in drei separaten Animationsphasen aufzuteilen, anstatt sie gleichzeitig anzuwenden (siehe Abb. 63).

- **Phase 1:** Die Blickrichtung der Kamera wird auf das selektierte Flussmuster ausgerichtet.
- **Phase 2:** Während die Blickrichtung weiterhin darauf ausgerichtet bleibt, wird die Kamera über das selektierte Flussmuster bewegt.
- **Phase 3:** Die Kamera wird um ihre Sichtachse rotiert, so dass die abgebildete Orientierung des Flussmusters dem der zugehörigen 2D-Strömungslinien entspricht.

Die ersten beiden Phasen positionieren die Kamera und richten sie auf die selektierte Struktur aus. Die dritte Phase dient hauptsächlich dazu, die visuelle Korrespondenz zwischen 2D-Übersicht und 3D-Darstellung zu fördern.

Während der ersten Phase wird die Kamera so ausgerichtet, dass der Bildmittelpunkt den Bildschirmkoordinaten des Ursprungs o_{KSB} der KSB-Ebene des selektierten Flussmusters entspricht. Die Animation wird durch die lineare Interpolation zwischen der ursprünglichen Sichtrichtung und der angestrebten Sichtrichtung $\vec{v}_{neu} = o_{KSB} - p_{kam}$ erzeugt, wobei p_{kam} der Kameraposition entspricht. Für alle nachfolgenden Transformationen, welche p_{kam} verändern, wird \vec{v}_{neu} entsprechend neu berechnet. So wird sichergestellt, dass o_{KSB} weiterhin im Bildmittelpunkt liegt.

In der zweiten Animationsphase soll die Kamera in einer gewissen Distanz d über dem Flussmuster positioniert werden. Diese angestrebte Position p_{kam}^{final} lässt sich über die Normale n_{KSB} der KSB-Ebene und o_{KSB} ausdrücken:

$$p_{kam}^{final} = n_{KSB}d + o_{KSB} \quad (30)$$

Für die Animation beschreiben wir p_{kam} und p_{kam}^{final} als Vektoren bezüglich o_{KSB} : $\vec{p}_{kam} = p_{kam} - o_{KSB}$ und $\vec{p}_{kam}^{final} = n_{KSB}d$. Vergleichbar mit der ersten Animati-

onsphase berechnen sich die Kamerapositionen während Animation aus der linearen Interpolation zwischen diesen beiden Vektoren:

$$\mathbf{p}_{\text{kam}}^{\text{ani}} = \mathbf{o}_{\text{KSB}} + (1 - i)\vec{\mathbf{p}}_{\text{kam}} + i\vec{\mathbf{p}}_{\text{kam}}^{\text{final}} \quad (31)$$

wobei i der Interpolationsparameter im Intervall $[0, 1]$ ist, mit dem die Schrittweite und somit die Geschwindigkeit der Animation kontrolliert werden kann.

Die Distanz d der angestrebten Kameraposition entspricht dem Aneurysma-Größenindikator l_a . Somit wird bei kleineren Aneurysmen die Kamera entsprechend dichter über der Oberfläche platziert. Wenn $\mathbf{p}_{\text{kam}}^{\text{final}}$ erreicht wurde, wird ein Strahl von der Bildmitte zu \mathbf{o}_{KSB} erzeugt. Durch Schnitttests mit dem Oberflächengitter stellen wir fest, ob sich weitere Strukturen, z.B. benachbarte Gefäße, zwischen virtueller Kamera und \mathbf{o}_{KSB} befinden. Ist dies der Fall, ist das Strömungsmuster höchstwahrscheinlich verdeckt. Um diese Verdeckung aufzulösen, wird d solange halbiert, bis der Schnitttest keine weiteren Überdeckungen ergibt. Durch eine zusätzliche Animation wird diese Annäherung an das Aneurysma vermittelt.

Die in der letzten Phase durchgeführte Kamerarotation um die Sichtachse erzeugen wir durch die lineare Interpolation zwischen dem aktuellen und einem neuen Up -Vektor \mathbf{u}_{neu} . Dieser ist orthogonal zur Sichtrichtung definiert und liegt parallel zur y -Achse des Bildschirmkoordinatensystems. \mathbf{u}_{neu} wird so gewählt, dass die Abbildung der mittlere Strömungsrichtung \mathbf{d}_m parallel zur x -Achse des Bildschirmkoordinatensystems verläuft. Dies erreichen wir durch $\mathbf{u}_{\text{neu}} = \mathbf{n}_{\text{KSB}} \times \mathbf{d}_m$. Nach Abschluss der letzten Animationsphase kann der Anwender die Kamera manuell transformieren. Da zu erwarten ist, dass der Anwender vorrangig um das Strömungsmuster rotiert, wird \mathbf{o}_{KSB} als Rotationspivot verwendet. Dadurch sind, neben der Rotation bei gedrückter linker Maustaste, keine zusätzlichen, manuellen Kamera-Transformationen notwendig, um das Flussmuster zu umrunden.

5.4.6 Umsetzung und Datensätze

Der AMNIVIS-Explorer wurde prototypisch in MEVISLAB umgesetzt [209]. Er basiert zum Teil auf Datenstrukturen und Algorithmen, die durch die integrierte VTK-Bibliothek zur Verfügung gestellt werden [115]. Als Eingangsdaten dient ein unstrukturiertes, hybrides Volumengitter. Für jeden Gitterpunkt liegen Richtung und Geschwindigkeit der Strömung über alle Zeitschritte vor. Das Gitter und die Daten stammen aus instationären Simulationen, welche mit dem kommerziellen ANSYS-Solver generiert wurden. Das für die 3D-Visualisierung notwendige Oberflächengitter wurde mit einem Konturfilter aus dem Volumengitter gewonnen. Als geometrisches Abbruchkriterium für die langen, kontextuellen Strömungslinien wurde zusätzlich das Ostium als polygonales Gitter generiert (siehe Abschnitt 4.1).

Als Grundlage für eine informelle Evaluierung wurden acht Datensätze ausgewählt (siehe Abb. 64). Zwei Datensätze mit multiplen Aneurysmen pro Patient (insgesamt fünf Aneurysmen), drei Datensätze bei denen die Rupturstelle aufgrund einer Ruptur während der Bildgebung bekannt ist sowie drei Datensätze mit nicht-rupturierenden Aneurysmen. Für jeden Datensatz liegen 20 Zeitschritte über einen kompletten Zyklus vor.

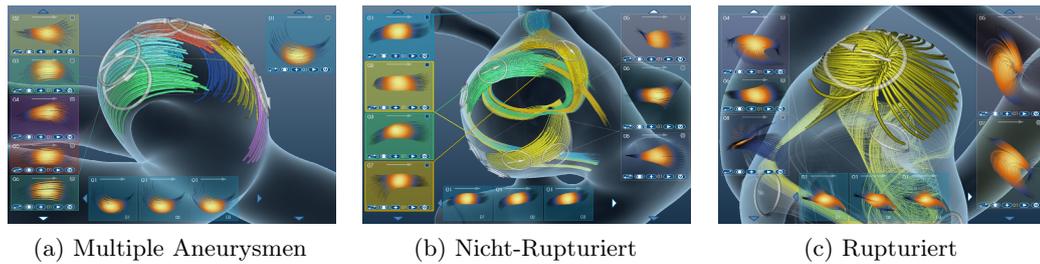


Abbildung 64: Auswahl der Test-Datensätze: paralleler Fluss in dem kleineren von zwei Aneurysmen (a), eine Experten-Klassifikation eines nicht-rupturierten Aneurysmas (b) und ein rupturiertes Aneurysma mit Sicht auf die vermutliche Rupturstelle (c).

Die Vorverarbeitung umfasst die Berechnung der Oberflächenmetrik, die Identifikation von ROIs, die Generierung der KSBs, die Integration der Strömungslinien und die Erzeugung der 2D-Strömungslinien. Abhängig von der Auflösung des Simulationsgitters liegt die Vorverarbeitungszeit bei drei bis sechs Sekunden pro ROI auf einem Mittelklasse-System (Core 2 Duo 3.16, 4GB RAM, nVidia GeForce 6000). Die softwarebasierte Integration der Strömungslinien hatte den größten Anteil an der Vorverarbeitungszeit. Eine hardwarebasierte Integration könnte eine Echtzeit-Integration der Strömungslinien ermöglichen. Allerdings wäre dafür eine reguläre Abtastung des unstrukturierten Volumengitters notwendig. Dies könnte Interpolationsfehler einführen könnte und außerdem wäre eine generell sehr hohe Abtastrate notwendig, um auch die Details der wandnahen Prismen-Schichten abzubilden. Auch ohne eine hardwarebasierte Integration ist die aktuelle Vorverarbeitungszeit akzeptabel für die praktische Anwendung. Nach der Vorverarbeitung erfolgt die eigentliche Exploration, inklusive Selektion, Klassifikation und automatischer Navigation, in Echtzeit ($\geq 30\text{fps}$).

5.4.7 Informelle Nutzerbefragung

Das Ziel der Befragung war es, in Erfahrung zu bringen, ob der AMNIVIS-Explorer die qualitative, visuelle Exploration der wandnahen Strömung unterstützen kann. Konkret bedeutet dies, dass der Anwender in der Lage sein muss, wandnahe Flussmuster zu explorieren und eine binäre Klassifikation auf Basis der Explorationsergebnisse zu definieren. Für die Befragung haben sich drei Experten zur Verfügung gestellt: zwei Neuroradiologen und ein Simulationsexperte, der an bio-medizinischer Blutfluss-Forschung beteiligt ist. Alle Experten haben Vorerfahrungen mit generellen Visualisierungslösungen wie z.B. ENSIGHT. Somit waren sie in der Lage, diese mit dem AMNIVIS-Explorer zu vergleichen.

Nach einer kurzen Einführung in den Funktionsumfang des Explorers wurden die Experten gebeten, die wandnahen Strömungsmuster eines einzelnen Aneurysmas zu untersuchen. Dabei sollten sie mithilfe der SL-Widgets eine binäre Klassifikation festlegen und ihre Entscheidung sowie die generelle Vorgehensweise begründen. Im Anschluss wurden sie gebeten, zwei Aneurysmen in einer *side-by-side*-Darstellung unter Verwendung des AMNIVIS-Explorers zu untersuchen und miteinander zu verglei-

chen. Nach den Explorationsaufgaben wurde ein Interview durchgeführt, in dem die Experten ihre Erfahrungen zusammenfassend beschrieben und gefragt wurden, welche Funktionalität vermisst oder als überflüssig empfunden wurde. Um den Einfluss der daraus resultierenden Änderungen zu überprüfen, wurde die informelle Nutzerbefragung mit einer entsprechend angepassten Version des AMNIVIS-Explorers ein zweites Mal durchgeführt.

5.4.7.1 Exploration und Bedienung

Alle Experten gaben an, dass die automatisch erzeugten KSBs sich weitestgehend mit den Oberflächenbereichen überschneiden, welche sie für eine Inspektion des wandnahen Flusses ausgewählt hätten. Trotzdem haben zwei von ihnen manuell zusätzliche KSBs in flachen Regionen platziert, um während der Exploration zusätzliche, kontextuelle Informationen über den benachbarten, wandnahen Fluss zur Verfügung zu haben. Während der Exploration zeigten sich Zusammenhänge zwischen der Nutzung der 2D-Übersicht und dem Erfahrungsgrad im Umgang mit 3D-Visualisierungen.

Der 3D-erfahrene Experte (Simulation) hat sich während der gesamten Exploration hauptsächlich auf die 3D-Visualisierung konzentriert. Die 2D-Übersicht diente ihm nur zum groben Vergleich der Strömungsmuster. Die beiden weniger erfahrenen Experten (Medizin) stützten sich bei der Exploration eher auf die 2D-Übersicht und wechselten zur 3D-Visualisierung, wenn sie der Meinung waren, dass die 2D-Strömungslinien die Form des Flussmusters nicht eindeutig wiedergaben. Für die Untersuchung der zeitlichen Änderung der Strömungsmuster wurden alle angebotenen Möglichkeiten (schrittweise, zyklisch iterierend, Zeitleiste) genutzt. Da jeder Experte einen anderen Ansatz präferierte, konnte keine der Möglichkeiten als obsolet verworfen werden.

Die Experten waren sich darin einig, dass die Navigation mithilfe automatisch generierter Kamerapfade eine sehr komfortable Möglichkeit darstellt, zwischen den einzelnen Strömungsmustern in der 3D-Visualisierung zu wechseln. Dabei hoben sie positiv hervor, dass nach Beendigung der Animation das Strömungsmuster in der 2D-Übersicht und der 3D-Darstellung dieselbe Orientierung aufwies. Sogar der Experte mit mehr Erfahrung im Umgang mit 3D-Navigation wechselte während der Exploration von der manuellen Positionierung der Kamera zur automatischen Navigation.

Ebenfalls positiv bewertet wurde die Integration der Benutzerschnittstelle in die 2D-Übersichtsdarstellung. Alle Experten beschrieben die Bedienführung als leicht zu verstehen und hoben hervor, dass die binäre Klassifizierung durch das Verschieben der SL-Widgets sehr intuitiv ist. Es wurde z.B. positiv hervorgehoben, dass während der Klassifizierung jederzeit ein Überblick über die Zusammensetzung einer Klasse gegeben ist und im Zweifelsfall einzelne Strukturen nochmals detailliert untersucht werden könnten. Die *side-by-side*-Darstellung für den Vergleich zweier Datensätze empfanden sie als ausreichend. Auf die Frage, ob sie sich eine integrierte Darstellung, z.B. mit zwei Reihen von SL-Widgets auf jeder Seite, wünschen, verneinten dies alle Experten. Die aktuelle Komplexität der Benutzerschnittstelle sollte möglichst nicht weiter erhöht werden.

In der ersten Version des Explorers waren die KSBs nicht hervorgehoben und es gab in der 3D-Visualisierung keine Richtungspfeile für die mittlere Strömungs-

geschwindigkeit. Diese Funktionalität wurde von zwei Experten gefordert. Des Weiteren hatten die Elemente der Zeitleiste dieselbe Größe wie die SL-Widgets. Ein Experte forderten kleinere Elemente, da so mehr Zeitschritte simultan in der Zeitleiste sichtbar wären. Die hier beschriebene Version des Explorers ist das Ergebnis einer entsprechende Anpassung.

5.4.7.2 Klassifikation

Da eine Definition auffälliger Strömungsmuster aktuell nicht gegeben ist, können die Klassifikations-Ergebnisse während der informellen Nutzerbefragung nur implizit interpretiert werden. Wir konnten beobachten, dass die Experten die Strömungsmuster grundsätzlich entsprechend ihrer Komplexität und Stabilität klassifizierten. Flussmuster die sich über die Zeit deutlich änderten oder zwar zeitlich stabil waren, dafür aber einen komplexen räumlichen Verlauf aufwiesen, wurden mit höherer Wahrscheinlichkeit als auffällig klassifiziert. Es gab auch kleine, spezifische Variationen. So hat ein Experte zusätzlich stabile, parallele Flussmuster als auffällig klassifiziert, wenn sie im Bereich des KSB eine Aufspaltung oder Zusammenführung des Blutflusses beschrieben. Abgesehen davon konnte grundsätzlich eine breite Übereinstimmung zwischen den einzelnen Experten-Klassifikationen beobachtet werden.

So haben zum Beispiel alle Experten die Flussmuster im Bereich einer bekannten Rupturstelle als auffällig klassifiziert. Dabei spielte es keine Rolle, ob sie sich bei der Exploration eher auf die 2D-Übersicht oder die 3D-Darstellung konzentriert haben. Die Übereinstimmung der einzelnen Klassifikationen wurde geringer, wenn der Gesamtfluss im Aneurysma homogen war, wie z.B. der weitestgehend stabile, parallele Fluss in einem nicht-rupturierten Aneurysma. Wir vermuten, dass dies ein Hinweis darauf sein könnte, dass keine auffälligen Flussmuster vorhanden waren und die Experten sich deshalb auf kleine, untergeordnete Mustervariationen konzentrierten, um dennoch eine Klassifikation zu erreichen. Alle im Rahmen dieser Nutzerbefragung durchgeführten Beobachtungen in Bezug auf die Klassifikation müssen als vorläufig und nicht gesichert angesehen werden, da die eigentlichen Klassifikationen erst noch definiert werden müssen.

5.4.7.3 Zusammenfassung

Die Rückmeldungen aus der informellen Nutzerbefragung unterstützen die Annahme, dass der Explorer in seiner aktuellen Form für die Exploration wandnaher Strömungsmuster geeignet ist. Der entsprechende Workflow, von der Selektion von ROIs über die Visualisierung und Exploration bis hin zur binären Klassifikation, wird vollständig unterstützt. Die Experten bewerteten die zur Verfügung gestellte Funktionalität als dafür ausreichend. Weiterhin ermöglicht der Explorer verschiedene Explorationsstrategien, die trotzdem in vergleichbaren Klassifikationen resultieren. Im Rahmen der weiteren Anwendung des Explorers wird sich zeigen, ob die Unterschiede in der Strategie aus persönlichen Präferenzen resultieren, oder ob eine verstärkte Vertrautheit mit derartigen Datensätzen zu einer einheitlichen Explorationsstrategie führt. Die Anwendung auf eine größere Zahl von Datensätzen wird außerdem eine Quantifizierung der Klassifikationsvarianz und somit eine Untersuchung eventueller systematischer Ursachen ermöglichen.

5.4.8 Ausblick

Der aktuelle Funktionsumfang des Explorers ermöglicht eine qualitative Exploration und binäre Klassifikation der wandnahen Strömung an ausgewählten Bereichen der Aneurysma-Oberfläche. Allerdings wird sich im weiteren Verlauf ein vertieftes Verständnis für die relevanten Klassen an Strömungsmustern entwickeln. Diese zusätzlichen Erkenntnisse müssen in die zukünftige Gestaltung des AMNIVIS-Explorers einfließen.

Des Weiteren bleibt zu untersuchen, inwieweit Pfadlinien und Partikel-Animationen die temporale Komponente der Datensätze deutlicher vermitteln können, ohne die klare Präsentation und einfache Bedienbarkeit des Explorers zu beeinträchtigen. Liegen mehr Informationen über die Eigenschaften auffälliger Strömungsmuster vor, könnte der Selektionsprozess entsprechend erweitert werden. So könnten neben der Krümmungsmetrik auch wandnahe Strömungsinformationen, wie z.B. die WSS oder der OSI, verwendet werden um potentielle ROIs zu definieren.

Teile der Explorer-Funktionalität könnten auch auf andere Anwendungsfelder übertragen werden. Einer der befragten Experten äußerte sein Interesse, das Explorer-Konzept auch auf die Exploration von Fluss in Aorten-Aneurysmen, krankhaft veränderten Herzkranzgefäßen oder intrakraniellen Stenosen anzuwenden. Wir gehen davon aus, dass der modulare Aufbau und die generellen Interaktionsschemen eine gute Grundlage für die Erweiterung und Anpassung des AMNIVIS-Explorers bieten.

5.5 Anatomische Multi-Level Exploration von Blutfluss in Aneurysmen

Bei der Exploration von Blutfluss im Lumen ist der Anwender mit einer höheren räumlichen Komplexität konfrontiert, da sich die zu explorierenden Daten nicht mehr auf den planaren Wandbereich des Datensatzes beschränken. Um mit dieser Komplexität umzugehen, ist es eine übliche Herangehensweise, Ausschnitte aus dem volumetrischen Vektorfeld zu extrahieren und diese genauer zu untersuchen. Dazu platziert man einen Schnittkörper im Vektorfeld und extrahiert den Teil der Daten, der mit dem Schnittkörper deckungsgleich ist. Nutzt man beispielsweise eine Ebene als Schnittkörper, erhält man einen planaren, beliebig orientierten Querschnitt durch das Vektorfeld. Dieser nun verdeckungsfreie Teil der Strömung kann detailliert untersucht werden.

Lumen-Exploration mit Schnittebenen: Cebra et al. beispielsweise platzieren eine Schnittebene im Aneurysma und bilden die Geschwindigkeit des geschnittenen Strömungsfeldes auf Farbe ab, um den Einströmbereich des Blutes zu visualisieren und qualitativ zu charakterisieren [43]. Für eine aussagekräftige Visualisierung muss die Ebene so platziert werden, dass der Einströmbereich möglichst mittig geschnitten wird. Um den Blutfluss im Aneurysma-Lumen insgesamt abzubilden, platzieren Chatziprodromou et al. mehrere Ebenen orthogonal zur zentralen Aneurysma-Achse und bilden Geschwindigkeit und Richtung der Strömung über darauf platzierte Pfeilglyphen ab [48]. Die Anzahl der Ebenen bestimmt, wie genau der Blutfluss im Aneurysma-Lumen abgetastet wird. Gasteiger et al. wiederum nutzen orthogonale

zur Gefäßmittelachse ausgerichtete Schnittebenen, um den Blutfluss im Aneurysma abzubilden. Die auf der Ebene abgebildeten Informationen werden für einen quantitativen Vergleich zwischen Blutflussmessung und -simulation verwendet [74]. Die orthogonale Ausrichtung ist wichtig für einen korrekten Vergleich beider Informationsquellen. Anhand dieser drei Beispiele für die ausschnittsweise Exploration von Blutfluss zeigt sich, dass die Ausrichtung der Schnittebene entscheidend für die korrekte Interpretation des abgebildeten Strömungsausschnittes ist.

Interaktive Schnittebenen: Diese Anforderung gilt auch im Rahmen einer interaktiven Exploration. Um eine Schnittebene sinnvoll im Strömungsfeld zu platzieren, muss der Anwender bis zu sechs Freiheitsgrade bei der Transformation der Ebene berücksichtigen. Um ihre Aussagekraft zu bewerten, muss er während dieses Prozesses die virtuelle Kamera auf die Ebene ausrichten, was sechs zusätzliche potentielle Freiheitsgrade einführt. Durch die Einschränkung der Freiheitsgrade bei der Platzierung der Schnittebene kann die Interaktionskomplexität reduziert werden [218]. Allerdings muss sich diese Einschränkung an den anatomischen Gegebenheiten des Datensatzes orientieren, damit aussagekräftige Informationen aus der abgebildeten Teilmenge des Strömungsfeldes gewonnen werden können. Beispielsweise nutzen van Pelt et al. Schnittebenen, welche orthogonal zur Gefäßmittelachse der Aorta ausgerichtet sind und entlang dieser interaktiv verschoben werden können [261].

Kontext: Zusätzlich sollten Kontextinformationen geliefert werden, da es aufgrund des nur ausschnittsweise abgebildeten Strömungsfeldes aufwändig sein kann, eine günstige Position für die Schnittebene zu bestimmen. Weiterhin müssen passende Visualisierungstechniken für die multiplen, auf der Schnittebene abgebildeten Flussinformationen gewählt werden. Van Pelt et al. nutzen z.B. eine illustrative Darstellung der Aorta als anatomischen Kontext und bilden die Flussraten an der Schnittebene durch illustrative Pfeile ab.

Anatomisch motivierte Schnittebenen: Wenn es um die ausschnittsweise Abbildung des Flusses im Lumen geht, nimmt das Ostium eine zentrale Rolle ein. Der dort vorliegende charakteristische Ein- und Ausstrom des Aneurysmas erfordert eine entsprechend angepasste Visualisierung der Strömungsinformationen. Beispielsweise differenzieren Mantha et al. den Ein- und Ausströmbereich auf der Ostium-Ebene durch eine unterschiedliche Farbgebung [147].

Ausgehend von diesen Beobachtungen haben wir ein Verfahren entwickelt, mit dem der Anwender den Blutfluss im Lumen auf verschiedenen, anatomisch motivierten *Leveln* explorieren kann. Es basiert auf der in den vorangegangenen Abschnitten beschriebenen Differenzierung in Trägergefäß, Ostium und Aneurysma. Der Wechsel zwischen den einzelnen *Leveln* ist in Form eines eigenen Workflows gestaltet, welcher sich in den Gesamtworkflow der visuellen Blutflussexploration einbettet und auf demselben Prinzip („vom Überblick zu den Details“) beruht.

5.5.1 Konzeption und Anforderungen

Die Exploration beginnt auf dem *globalen Level* und vermittelt einen qualitativen Gesamtüberblick über den Blutfluss in Trägergefäß und Aneurysma. Dabei wird sich vor allem auf den Teil der Strömung konzentriert, welcher aus dem Trägergefäß heraus das Aneurysma durchspült. Dieser Überblick dient dazu, das Aneurysma bezüglich seiner Lumen-Strömung zu charakterisieren und eventuell auffällige Flussmuster zu identifizieren.

Wurde sich ausreichend über die Gesamtlage informiert, konzentriert sich die Exploration auf lokale Ausschnitte der Strömung. Im nächsten Schritt ermöglicht das *Ostium Level* die genaue Untersuchung der Strömungsverhältnisse am Ostium. Hier kann der Blutaustausch mit dem Aneurysma genauer charakterisiert werden. Untersucht man beispielsweise den Einfluss von Implantaten im Trägergefäß auf den Blutfluss im Aneurysma, sind die Strömungsverhältnisse am Ostium ein wichtiger Indikator.

Der letzte Schritt des Explorationsworkflows, das *lokale Level*, konzentriert sich auf lokale Abschnitte des Blutflusses im Trägergefäß und im Aneurysma. Da dafür keine Landmarken zur Verfügung stehen, erfolgte diese Exploration interaktiv. Schnittebenen werden vom Anwender in Trägergefäß und Aneurysma platziert. Auf diesen werden verschiedene Parameter des geschnittenen Strömungsfeldes abgebildet.

Es kann flexibel zwischen den drei Leveln gewechselt werden. Wie der gesamte Explorationsworkflow ist auch dieser Workflow primär auf die Anwendung in der medizinischen Forschung ausgerichtet. Er kann bei der Bearbeitung verschiedener Fragestellungen zum Einsatz kommen, wie z.B. bei der Evaluierung einer Simulationspipeline oder der Untersuchung verschiedener Implantat-Designs für eine risikoreduzierte Therapie.

5.5.1.1 Anwendungsbezogene Anforderungen

Der potentielle Anwender der Multi-Level-Exploration ist der forschende Mediziner. Wir haben drei zentrale Anforderungen identifiziert, die erfüllt sein sollten, um ihm eine einfache, ausschnittsweise Exploration des Lumens mit ausreichender Flexibilität zu ermöglichen:

Visualisierungsvorlagen: Sowohl das Ostium-Level als auch das lokale Level nutzen planare Ausschnitte um Details des Strömungsfeldes zu repräsentieren. Somit können verschiedene, vollständige Methoden zur Strömungsvisualisierung (z.B. LIC) verwendet werden. Um den Interaktionsaufwand gering zu halten und der Möglichkeit, ungünstige Visualisierungszustände zu erzeugen, entgegen zu wirken, bieten wir für beide Level einen festen Satz an Visualisierungsverfahren an. Dadurch und durch die Bereitstellung definierter Detaillierungsgrade kann der Anwender die Darstellung auf einfache Weise seinen Anforderungen entsprechend anpassen. Neben den Visualisierungstechniken werden auch die Farbtabelle vorgegeben. Beim globalen Level können dadurch verschiedene Aspekte der Gesamtströmung hervorgehoben werden.

Anatomischer Bezug: Alle drei Level des Explorationsworkflows zeigen mehr oder

weniger große Ausschnitte des Strömungsfeldes. Diese sollten sich an der Anatomie von Aneurysma und Trägergefäß orientieren. Konkret bedeutet dies: das globale Level gibt eine Übersicht über den Blutstrom, der das Ostium passiert. Das Ostium-Level liefert einen detaillierten Blick auf die dort vorliegenden Strömungsverhältnisse und das lokale Level ermöglicht die freie Selektion von planaren Ausschnitten in Trägergefäß und Aneurysma. Diese sollten entsprechend der Gefäßmittellachse bzw. der zentralen Aneurysma-Achse ausgerichtet sein.

Unterstützte Interaktion: Die interaktive Selektion der planaren Strömungsausschnitte beim lokalen Level kann mit potentiell sechs Freiheitsgraden erfolgen (x , y , z -Positionierung & Rotation). Entsprechend der vorrangegangenen Anforderung nach einem anatomischen Bezug, wird der Freiheitsgrad der Positionierung auf die Gefäßmittellachse bzw. zentrale Aneurysma-Achse eingeschränkt. Ob und wie der Anwender die verbleibenden Freiheitsgrade manipulieren kann, ist davon abhängig, ob die Selektion im Trägergefäß oder im Aneurysma stattfindet. Um Irritationen zu minimieren, muss bei der Interaktionsgestaltung berücksichtigt werden, dass diese 3D-Manipulation normalerweise über eine 2D-Mausposition erfolgt.

5.5.1.2 Geometrische Vorverarbeitung

Als Eingangsdaten liegt das volumetrische Strömungsgitter vor. Wie schon bei der visuellen Exploration der wandnahen Strömung dient das Oberflächengitter von Aneurysma und Trägergefäß als anatomischer Kontext und wird über einen Konturfilter aus dem volumetrischen Simulationsgitter extrahiert. Alle weiteren zu extrahierenden geometrischen Deskriptoren ergeben sich aus der anwendungsbezogenen Forderung nach einem anatomischen Bezug. Wir verwenden das Ostium, die Gefäßmittellachse und die zentrale Aneurysma-Achse.

Das Ostium wird automatisch aus dem Oberflächengitter extrahiert (siehe Abschnitt 4.1). Für diesen Extraktionsprozess wird die Gefäßmittellachse des Trägergefäßes benötigt. Diese wird mithilfe des VMTK aus dem Oberflächenmodell extrahiert. Auch wenn durch die Verwendung des 3D-Voronoi-Diagramms eine glatte Gefäßmittellachse erzeugt werden kann, tendiert sie im Bereich unter dem Aneurysma zu verstärkter, lokaler Variabilität und einer Beugung in Richtung Aneurysma.

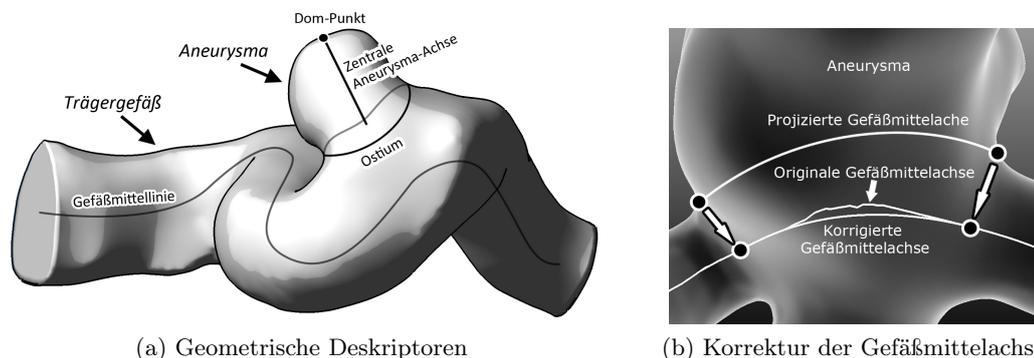


Abbildung 65: Als geometrische Deskriptoren dienen die Gefäßmittellachse, das Ostium und die zentrale Aneurysma-Achse (a). Die Gefäßmittellachse muss im Bereich des Ostiums korrigiert werden (b).

Dies ist ungünstig, wenn wir sie für die Einschränkung der Freiheitsgrade bei der interaktiven Selektion im Trägergefäß verwenden wollen. Bei der Erzeugung des glatten Ostium-Gitters wird dieser kritische Teil der Gefäßmittelachse in den Ostium-Bereich projiziert und durch ein kubisches Polynom approximiert (siehe Abschnitt 4.1.2.5). Dieses Zwischenergebnis der Ostium-Extraktion wird nun verwendet, um den ungeeigneten Abschnitt der Gefäßmittelachse zu ersetzen (siehe Abb. 65b).

Als zweite Achse für die interaktive Selektion benötigen wir die zentrale Aneurysma-Achse. Diese verläuft vom Dom-Punkt zum Ostium. Im Gegensatz zur Gefäßmittelachse ist sie eine Gerade und berücksichtigt nicht die Abstände zu Aneurysma-Wand (siehe Abb. 65a). Der Mittelpunkt des Ostiums entspricht dem Mittelpunkt des in den Ostium-Bereich projizierten und approximierten Abschnitts der Gefäßmittelachse. Der Dom-Punkt ist der Punkt auf dem Aneurysma-Dom mit dem maximalen euklidischen Abstand zum Ostium-Mittelpunkt.

5.5.2 Globales Level

Da bei der Vermittlung eines Überblicks grundsätzlich das ganze Strömungsfeld von Interesse ist, müssen volumetrische Visualisierungstechniken zum Einsatz kommen. Strömungslinien erlauben die intuitive Vermittlung von Strömungsrichtungen und eine ausgedünnte Darstellung des volumetrischen Strömungsfeldes. Eine ausgedünnte Darstellung ist notwendig, um auch interne Strukturen des Strömungsfeldes abbilden zu können. Des Weiteren ermöglicht sie die zusätzliche Darstellung des Oberflächen-gitters von Trägergefäß und Aneurysma als anatomischen Kontext. Dabei nutzen wir denselben Darstellungsstil, der schon für die Exploration wandnaher Strömungen zum Einsatz kam (siehe Abschnitt 5.4.5).

Welchen Bereich des Strömungsfeld die Strömungslinien abbilden, hängt maßgeblich von der Platzierung der *seed*-Punkte ab. Da wir die Durchströmung des Aneurysmas vermitteln wollen, platzieren wir die *seed*-Punkte am Ostium. Die Strömungslinien werden durch einen Runge-Kutta-Integrator vierten Grades sowohl in positiver (mit der Strömung) als auch negativer (gegen die Strömung) Richtung generiert. So bilden wir sowohl den in das Aneurysma strömenden als auch den aus dem Trägergefäß kommenden Fluss ab. Fluss im Trägergefäß, der das Aneurysma nur passiert und nicht durchströmt, wird nicht abgebildet. Diese implizite Filterung weniger relevanter Strömungsabschnitte verringert die visuelle Komplexität und ermöglicht einen freieren Blick auf die Strömungsmuster im Einströmbereich.

Ebenfalls entscheidend für die Aussagekraft der Strömungslinien ist die Verteilung der *seed*-Punkte. Eine naheliegende Wahl ist es, die Punkte des Ostium-Gitters als *seed*-Punkte zu verwenden. Die bi-lineare Interpolation, die bei der Erzeugung des Ostium-Gitters zum Einsatz kommt (siehe Abschnitt 4.1.2.5) sorgt allerdings dafür, dass die Punkte des Ostium-Gitters regulär und inhomogen verteilt sind (siehe Abb. 66a). In Bereichen höherer Punktdichte würde das zugrundeliegende Strömungsfeld dichter und somit visuell dominanter repräsentiert werden, während sich die Regularität gleichzeitig als wahrnehmbare Struktur im Strömungslinienbündel widerspiegelt. Beides sind Artefakte ohne Grundlagen im eigentlichen Strömungsfeld und stören somit die visuelle Interpretation des Flusses.

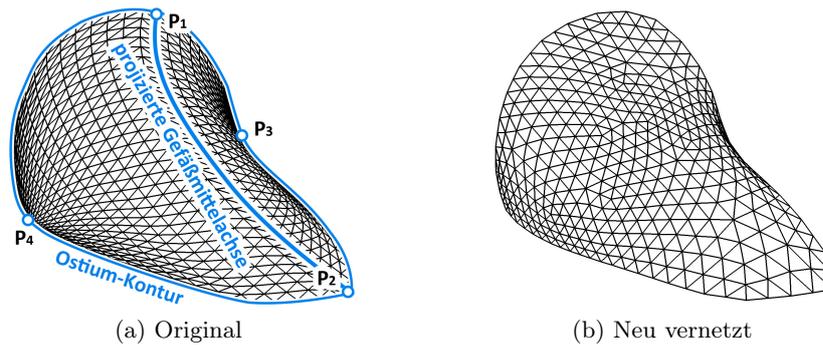


Abbildung 66: Die Punkte des Ostium-Gitters sind durch die bi-lineare Interpolation an einigen Punkte (P_3, P_4) besonders dicht verteilt (a). Durch das Remeshing wird eine uniforme Verteilung erreicht (b).

Um dem entgegenzuwirken, wird das Oberflächengitter über ein *advancing front*-Verfahren neu vergittert. Um eine ausreichende Abtastung des Strömungsfeldes zu erreichen, entspricht der Radius des Umkreises der neu generierten Dreiecke ungefähr der Hälfte des mittleren Durchmessers der volumetrischen Elemente des Volumengitters. In der resultierenden Delaunay-Triangulierung sind die Gitterpunkte annähernd uniform verteilt (siehe Abb. 66b). Da sie nicht regulär verteilt sind, sind keine regulären Strukturen im resultierenden Strömungslinienbündel wahrnehmbar. Trotzdem wird das Ostium gleichmäßig abgetastet. Dies kann bei einer vollständig zufälligen Verteilung der *seed*-Punkte nicht sichergestellt werden, ebenso wenig wie die visuelle Vergleich- und Reproduzierbarkeit.

Für jeden Punkt einer Strömungslinie liegen skalare Informationen vor. Diese können die Strömungslinie selbst betreffen (z.B. Torsion, Krümmung) oder sich aus den physikalischen Merkmalen des zugrundeliegenden Strömungsfeld ergeben (z.B. Geschwindigkeit, Druck). Indem wir sie auf Farbe und Transparenz der Strömungslinien übertragen, können Strömungscharakteristika abgebildet werden. Für das globale Level ist vor allem die Strömungsgeschwindigkeit und der Ein- und Ausstrom relevant, da diese Informationen den Strömungsübergang von Trägergefäß ins Aneurysma und umgekehrt charakterisieren.

5.5.2.1 Hervorhebung der Flussgeschwindigkeit

Die Flussgeschwindigkeit im Aneurysma ist deutlich geringer als im Trägergefäß. Im Aneurysma wiederum ist der Fluss im Inneren langsamer als der wandnahe Fluss. Wir schlagen eine spezifische Transferfunktion vor, um die komplexen, langsamen Flussmuster im Aneurysma abzubilden und zusätzlich den einbettenden, schnellen Fluss als visuellen Kontext zu erhalten. Die Farbtabelle basiert auf komplementären Farben: Orange zu gelb entspricht niedrigen, blau zu weiß hingegen schnellen Geschwindigkeiten. Die Opazität korreliert invers exponentiell zur Strömungsgeschwindigkeit. Dadurch wird sehr schneller Fluss in kontrastreichem Blau-Weiß, aber mit geringer Opazität dargestellt. Es verdeckt somit kaum den weniger transparenten, gelb-orange gefärbten, langsamen Fluss, ist durch die komplementäre Farbgebung jedoch weiterhin als Kontext wahrnehmbar (siehe Abb. 67a).

Es können sich auch Fragestellungen zur qualitativen Strömungscharakteristik im Trägergefäß ergeben. Beispielsweise könnte die Veränderung der Strömung hinter einem, in das Trägergefäß eingebrachten, Implantat von Interesse sein, oder generell der Einfluss des Aneurysmas auf die Strömung im Trägergefäß. Da in diesem Fall der schnelle Fluss im Fokus steht und der langsame Fluss als Kontext anzusehen ist, verwenden wir zwar dieselbe Farbtabelle, allerdings mit invertierter Opazität. Dadurch tritt der schnelle Fluss deutlicher hervor, während der transparentere, langsame Fluss als komplementär gefärbter Kontext dient (siehe Abb. 67b).

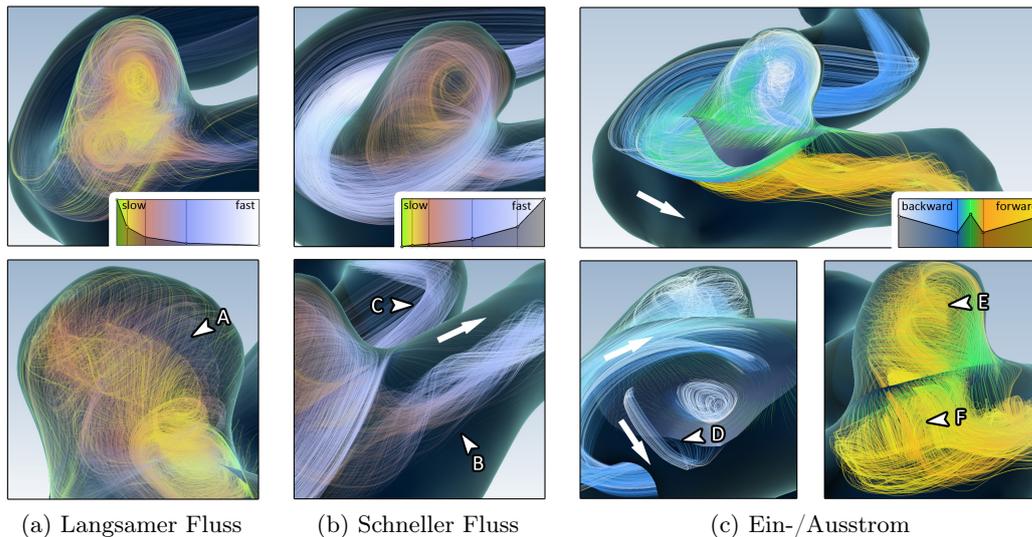


Abbildung 67: Durch die Hervorhebung des langsamen Flusses werden die Wirbelstrukturen (A) im Aneurysma sichtbar (a). Die Hervorhebung des schnellen Flusses zeigt, wie der parallele Fluss (C) im Trägergefäß nach dem Aneurysma einen helikalen Verlauf (B) aufweist (b). Wenn der Ein- und Ausstrom separat dargestellt werden, können Rückströmungen (D) oder auch Wechsel der Wirbelorientierung (E - F) beobachtet werden (c).

5.5.2.2 Hervorhebung des Ein- und Ausstroms

Um besser zu verstehen, wie der Fluss aus dem Trägergefäß in das Aneurysma strömt und dieses wieder verlässt, ist eine farbliche Trennung von Ein- und Ausstrom hilfreich. In diesem Zusammenhang profitieren wir von der anatomisch motivierten Platzierung der *seed*-Punkte auf dem Ostium. In diesem Bereich trennt sich der Ein- vom Ausstrom. Um die Strömungslinien entsprechend zu differenzieren, brauchen wir somit nur die Integrationsrichtung zu betrachten. Eine negative Integrationsrichtung entspricht dem Einstrom ins Aneurysma, wohingegen Strömungslinien mit positiver Integrationsrichtung den Strom aus dem Aneurysma beschreiben. Um die Distanz zum Ostium ebenfalls visuell zu kodieren, überführen wir die Integrationszeit auf Farbe. Ansteigend negative Integrationszeit wird von weiß zu blau gefärbt und ansteigend positive von orange zu gelb. Werden Ein- und Ausstrom gleichzeitig dargestellt, sind sie aufgrund dieser komplementären Farbgebung gut voneinander zu unterscheiden. Durch die Differenzierung nach Integrationsrichtung können die

Strömungslinien des Ein- und Ausstroms aber auch separat dargestellt werden (siehe Abb. 67c).

5.5.3 Ostium-Level

Eine Reihe von Parametern am Ostium können für eine Charakterisierung der Ein- und Ausströmbedingungen genutzt werden. In Zusammenarbeit mit Neuroradiologen wurden die Folgenden als relevant identifiziert: Die räumliche Verteilung von Ein- und Ausströmbereich, das Geschwindigkeitsprofil, die Flussrichtung und die volumetrische Flussrate. Mit diesen vier Parametern lässt sich beschreiben, wo, wie viel Blut in welcher Richtung und mit welcher Geschwindigkeit zwischen Aneurysma und Trägervessel fließt. Während das Geschwindigkeitsprofil direkt aus dem vom Ostium geschnittenen Strömungsfeld abgeleitet werden kann, wird die volumetrische Flussrate r_v für jedes Dreieck i des Ostium-Gitters berechnet:

$$r_v^i = A_i (\vec{n}_i \cdot \vec{v}_i) \quad (32)$$

wobei A_i der Fläche, \vec{n}_i der Normalen des jeweiligen Dreiecks und \vec{v}_i der mittleren Geschwindigkeit im vom Dreieck geschnittenen Strömungsfeld entsprechen. Somit beschreibt r_v^i den Anteil des Stroms, der ein spezifisches Ostium-Dreieck zu einem Zeitpunkt durchströmt. Durch die Abhängigkeit von der Dreiecksfläche A_i , ist die volumetrische Flussrate von der Tessellierung des Ostium-Gitters abhängig. Dies beeinträchtigt die qualitative Vergleichbarkeit des volumetrischen Flussprofils verschiedener Datensätze. Deswegen normieren wir die volumetrische Flussrate abhängig von der Gesamtrate aller k Dreiecke des Ostiums und der maximalen volumetrischen Flussrate r_{\max} :

$$\hat{r}_v^i = \frac{r_v^i \sum_{i=0}^k r_v^i}{r_{\max}} \quad (33)$$

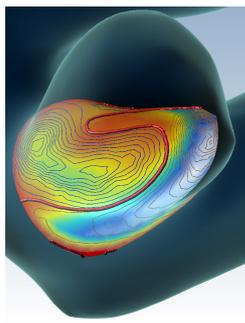
Das Profil der volumetrischen Flussrate über dem Ostium wird zwischen null und der Gesamtflussrate normiert. Dadurch können die Profile zweier Datensätze qualitativ, entsprechend der jeweiligen Gesamtflussrate, miteinander verglichen werden.

Die vier Parameter: Verteilung, Geschwindigkeit, Richtung und Flussrate überlagern sich räumlich auf der Ostium-Fläche. Die simultane Darstellung erleichtert es zwar, sie in Bezug zueinander zu setzen, allerdings muss dann eine entsprechende Multiparametervisualisierung mit möglichst geringer Überlagerung konzipiert werden. Die Wahl der Visualisierungstechnik für jeden Parameter wurde zusammen mit unseren klinischen Partnern erarbeitet.

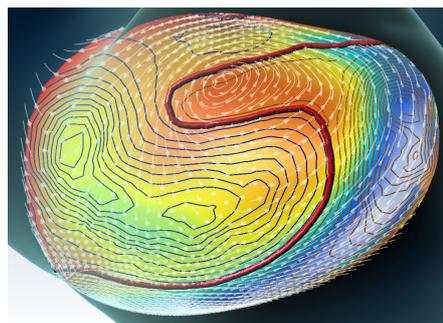
5.5.3.1 Skalare Parameter

Die Strömungsgeschwindigkeit wird über Farbe auf der Ostium-Fläche abgebildet. Zur Förderung der visuellen Konsistenz wurde die Gelb/Orange-Blau/Weiß Farbtabelle des globalen Levels verwendet. Die volumetrische Flussrate wird durch Konturlinien dargestellt, wobei zwischen zwei Konturlinien eine feste, vom Anwender vorgegebene Differenz der Flussraten besteht. Durch die so ausgedünnte Darstellung der Flussrate ist eine simultane Darstellung mit der farbkodierten Strömungsgeschwindigkeit möglich.

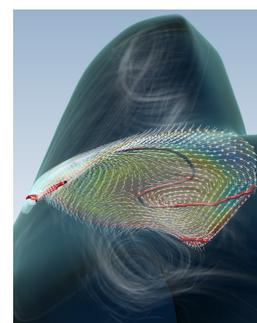
Angelehnt an die Farbgebung der Strömungsrichtung in Ultraschallaufnahmen, markieren orangene Konturlinien den Einstrom (positive Strömungsrichtung) und blaue Konturlinien den Ausstrom (negative Strömungsrichtung). Der Nulldurchgang zwischen diesen beiden Bereichen wird durch eine rote Konturlinie repräsentiert. Somit werden durch die Konturlinien nicht nur die volumetrische Flussrate visualisiert, sondern auch die implizit dadurch gegebene Abgrenzung von Ein- und Ausström-bereich. Unsere klinischen Partner bewerteten Konturlinien als ausreichend, um die volumetrische Flussrate qualitativ abzuschätzen. Die zweigeteilte Farbgebung mit Orange und Blau verringert die visuelle Interferenz mit der darunter auf Farbe abgebildeten Strömungsgeschwindigkeit (siehe Abb. 68a).



(a) Skalare Daten



(b) Vektorielle Daten



(c) Kontextuelle Strömungslinien

Abbildung 68: Abbildung der skalaren Parameter (Geschwindigkeit - Farbe, volumetrische Flussrate - Kontur, Trennung Ein-/Ausstrom - rote Kontur) im Ostium-Level (a). Vektorielle Informationen über die Strömungsrichtung werden durch Pfeil-Glyphen und kurze Strömungslinien vermittelt (b). Kontextuelle Strömungslinien stellen den Bezug zum globalen Level her (c).

5.5.3.2 Vektorielle Parameter

Im einfachsten Detaillierungsgrad liegt eine skalare Multiparametervisualisierung (Strömungsgeschwindigkeit, volumetrischer Fluss, Ein- und Ausströmbereich) vor. Für den nächst höheren Detaillierungsgrad wird die Strömungsrichtung als vektorielle Information hinzugefügt. Dazu verwenden wir Kegel-Glyphen und kurze Strömungslinien. An jedem Punkt des Ostium-Gitters wird ein Kegel-Glyph platziert und entsprechend der dort vorliegenden Strömungsrichtung ausgerichtet. Der Kegel besitzt ein Länge-zu-Radius-Verhältnis von 3 : 1, wobei die Länge einem Viertel der mittleren Kantenlänge im Ostium-Gitter entspricht.

Allerdings beschreibt der Kegel-Glyph die Strömungsrichtung nur für einen singulären Punkt. Dadurch könnten kleine Flussmuster nicht ausreichend deutlich repräsentiert werden. Deswegen verwenden wir kurze Strömungslinien, die bidirektional von jedem Punkt des Ostium-Gitters integriert werden. Die Integrationslänge für jede Richtung entspricht dabei der mittleren Kantenlänge im Ostium-Gitter. Durch die Strömungslinien werden Wirbel im Bereich des Ostiums deutlicher erkennbar (siehe Abb. 68b). Die Kegel-Glyphen und kurzen Strömungslinien werden in semi-transparentem Weiß dargestellt. Dadurch können die farbkodierten, skalaren Informationen weiterhin separat wahrgenommen und simultan mit den vektoriellen Informationen interpretiert werden.

5.5.3.3 Räumlicher Kontext

Um die Interpretation der skalaren und vektoriellen Informationen weiter zu unterstützen, wird ein weiterer Detaillierungsgrad bereitgestellt. In diesem werden zusätzlich zur Multiparametervisualisierung die Strömungslinien im Umfeld des Ostiums dargestellt. Dadurch kann der Anwender leichter einen mentalen Bezug zu vorher, im globalen Level, wahrgenommen Mustern herstellen und diese mit den Strömungsmustern auf der Ostium-Fläche in Verbindung bringen.

Allerdings kann für die Strömungslinien nicht dieselbe Darstellungsform wie im globalen Level verwendet werden, da sie das Ostium umgeben und somit den Blick auf die Multiparametervisualisierung verdecken würden. Verglichen mit dem globalen Level wird nur die Hälfte der Strömungslinien dargestellt. Es wird derselbe Opazitätsverlauf wie bei der Abbildung der langsamen Strömung verwendet. Allerdings wird anstelle der Orange-Blau-Farbgebung eine Farbtabelle von Weiß (geringe Geschwindigkeiten) zu Schwarz (hohe Geschwindigkeiten) verwendet. Die Strömungslinien werden durch zum Betrachter ausgerichtete, lineare Segmente gleicher Breite dargestellt. Für die kontextuelle Darstellung der Strömungslinien koppeln wir diese Breite mit der Strömungsgeschwindigkeit. Durch die Überlagerung und geringe Intensität der Strömungslinien in Bereichen schnellerer Strömung wird dort eine unscharfe Darstellung erreicht.

Durch diese „wolkenartige“ Darstellung interferieren die kontextuellen Strömungslinien visuell kaum mit der farbigen, scharf abgegrenzten Multiparametervisualisierung. Während bei statischen Bildern die Multiparametervisualisierung den Kontext visuell dominiert, treten durch kleine Variationen der Kameraposition die räumlichen Strukturen (z.B. Wirbel) in den kontextuellen Strömungslinien deutlich hervor.

5.5.4 Lokales Level

Im lokalen Level kann der Anwender den Lumen-Fluss jenseits fixer anatomischer Landmarken explorieren. Da der zu explorierende Strömungsausschnitt frei gewählt werden kann, ist ein erhöhter Grad an Interaktivität notwendig. Für die Selektion eines planaren Strömungsausschnittes müssen multiple Transformationen (Rotation, Translation) angewendet werden.

Um die damit einhergehende Interaktionskomplexität niedrig zu halten und trotzdem eine angemessene Flexibilität zu ermöglichen, werden Pfade für eine geführte Interaktion bereitgestellt. Zur Selektion und visuellen Darstellung des Strömungsausschnittes dienen *Widgets*. Sie können entlang der Pfade verschoben werden, wodurch die Translation sich auf eine eindimensionale Interaktion reduziert. Für jeden der beiden Hauptbereiche des Datensatzes, Trägergefäß und Aneurysma, werden ein entsprechender Pfad und Widget zur Verfügung gestellt.

5.5.4.1 Trägergefäß-Widget

Das Trägergefäß-Widget (TW) stellt sich als polygonale Schnittebene durch das Trägergefäß dar. Der Rand des TW entspricht der Schnittkontur der Gefäßoberfläche. Als Pfad für die geführte Interaktion verwenden wir die korrigierte Gefäßmittelachse. Das TW ist orthogonal dazu ausgerichtet. Da der Fluss im Trägergefäß üblicherweise orthogonal zur Strömung exploriert wird, welche wiederum parallel zur Gefäßmittelachse verläuft, ist eine manuelle Rotation des TW normalerweise nicht notwendig. Wird der Mauszeiger über dem TW platziert und dann mit gedrückter linker Maustaste verschoben, verschiebt sich das TW entsprechend.

Dabei ist das Mapping zwischen Mausposition und Position auf dem Pfad entscheidend. Ein naiver Ansatz wäre es, die x -Position des Mauszeigers direkt auf eine parametrische Position auf der Gefäßmittelachse zu überführen. Erhöht sich die x -Position, verschiebt sich das TW entlang des Pfades in positiver Richtung. Ist der Pfad allerdings nicht an der x -Achse des Bildschirmkoordinatensystems ausgerichtet, führt dies zur Diskrepanz zwischen der Mausbewegung und der wahrgenommenen TW-Bewegung. So kann z.B. eine Mausbewegung nach links eine TW-Bewegung nach rechts oder unten zur Folge haben.

Deswegen überführen wir den Pfad in das Bildschirmkoordinatensystem. Das TW wird an der Pfadposition platziert, dessen Bildschirmkoordinate am dichtesten an der Mauszeigerposition liegt. Dadurch entspricht die wahrgenommene TW-Bewegung immer weitgehend der Mausbewegung. Des Weiteren kann flexibel zwischen verschiedenen Positionen des Pfades gewechselt werden, ohne den gesamten, dazwischenliegenden Pfadabschnitt traversieren zu müssen.

Im lokalen Level werden auf einem Widget multiple Parameter visualisiert. Unsere klinischen Partner sind an der Richtung und Geschwindigkeit der Strömung, sowie an dem Flussmuster im Strömungsausschnitt interessiert. Die Strömungsgeschwindigkeit wird durch ein Höhenfeld in Richtung der Strömung abgebildet (siehe Abb. 69). Die Skalierung ist so gewählt, dass die maximale Geschwindigkeit im Trägergefäß einem Fünftel des mittleren Gefäßdurchmessers entspricht. Diese Parametrisierung kann vom Anwender angepasst werden. Zusätzlich wird das Höhenfeld entsprechend

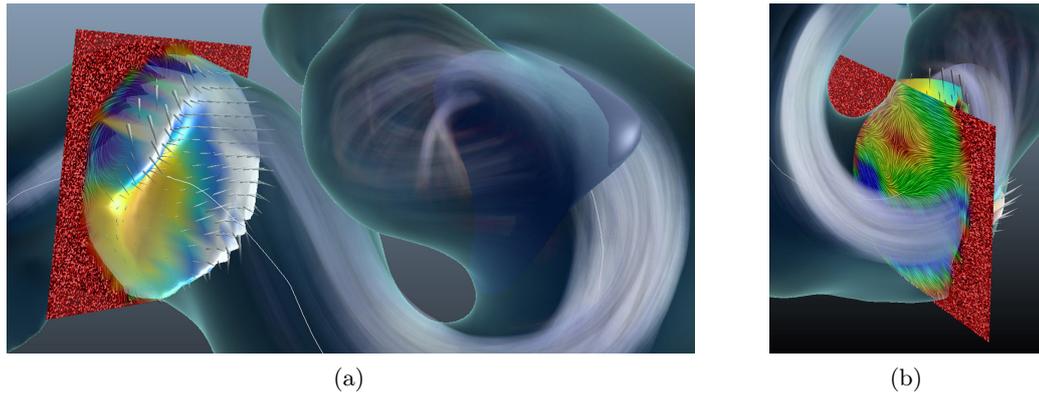


Abbildung 69: Die Geschwindigkeit wird beim Trägergefäß-Widget über ein Höhenfeld visualisiert. Weich dargestellte Strömungslinien dienen als Kontext (a). Auf der Rückseite bildet eine LIC die Details der Strömungsmuster ab (b).

der Geschwindigkeit eingefärbt. Wir nutzen die gleichen Farbtabelle wie im Ostium-Level.

Die Strömungsrichtung wird über Kegel-Glyphen auf dem Höhenfeld repräsentiert. Zur besseren Unterscheidung vom farbigen Höhenfeld sind sie in semi-transparentem Weiß dargestellt. Dadurch wird die Sicht auf das Höhenfeld nicht verdeckt. Auf der entgegen zur Strömungsrichtung ausgerichteten „Rückseite“ des TW wird eine LIC-Textur verwendet, um die Strömungsmuster des Strömungsausschnittes zu repräsentieren. Zusätzlich zu den vektoriellen Informationen können Strömungslinien als Kontextinformationen über den Lumen-Strom eingeblendet werden. Wir verwenden dazu die Strömungslinien und den wolkenartigen Darstellungsstil aus dem Ostium-Level. Wie schon beim Ostium-Level ergeben sich so drei vom Anwender wählbare Detaillierungsgrade: nur skalare Informationen (Höhenfeld), zusätzliche vektorielle Informationen (Kegel-Glyphen, LIC) und Kontextinformationen durch Strömungslinien.

5.5.4.2 Aneurysma-Widget

Ebenso wie das TW ist das Aneurysma-Widget (AW) als polygonale Querschnittsfläche durch das Aneurysma repräsentiert. Zu Beginn ist das AW orthogonal zur zentralen Aneurysma-Achse ausgerichtet. Da, im Gegensatz zum Trägergefäß, im Aneurysma keine zylindrische Anatomie mit eindeutiger Strömungsrichtung vorliegt, muss die Möglichkeit zur freien Rotation gegeben werden. Das AW ist in zwei maus-sensitive Bereiche unterteilt, den äußeren und den zentralen Bereich. Durch einen linken Mausklick im zentralen Bereich wird der Translations-Modus aktiviert. Durch die Bewegung des Mauszeigers bei gedrückter linker Maustaste wird das AW entlang der Aneurysma-Achse verschoben. Analog zum TW werden für das Mapping die Bildschirmkoordinaten der Aneurysma-Achse verwendet.

Der äußere Bereich des AW ist durch einen breiten, weißen Rand auf der polygonalen Querschnittsfläche repräsentiert. Durch einen Linksklick darauf wird der Rotations-Modus gewählt. Zwischen der durch den Klick gewählten Randposition p_b und dem Schnittpunkt p_a von zentraler Aneurysma-Achse und AW wird ein Vek-

tor \vec{v}_{ab} berechnet. Die Rotationsachse wird durch das Kreuzprodukt aus zentraler Aneurysma-Achse und \vec{v}_{ab} berechnet.

Um die Rotation nachvollziehbar mit der Mausbewegung abzugleichen, überführen wir \vec{v}_{ab} in Bildschirmkoordinaten und projizieren die Mausposition orthogonal darauf. Die Distanz zwischen projizierter Mausposition p_m und p_a wird skaliert und auf den Rotationswinkel überführt, so dass ein Winkel von 90° erreicht wird, wenn p_m auf p_a liegt. Dadurch entspricht die wahrnehmbare Rotationsbewegung der Richtung der Mausbewegung.

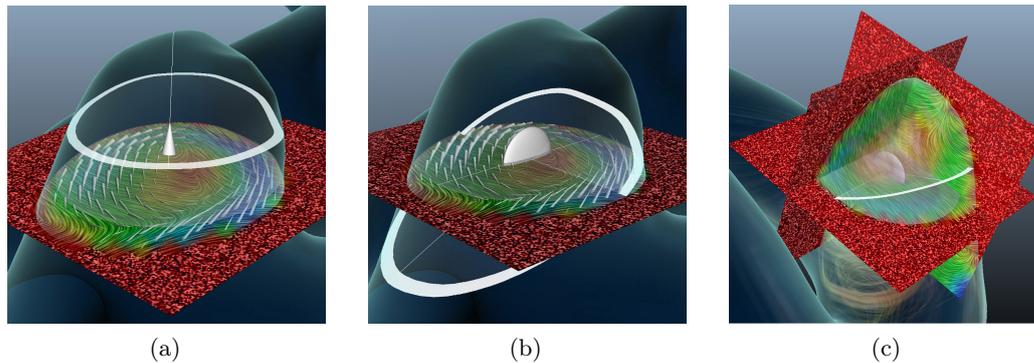


Abbildung 70: Das Aneurysma-Widget besitzt zwei Transformations-Modi: Translation (a) und Rotation (b). Es können zusätzliche, orthogonale Ebenen und kontextuelle Strömungslinien eingeblendet werden (c).

Da p_a der Pivot-Punkt der Rotation ist und die Rotationsachse durch einen Klick auf den Randbereich definiert wird, kann jede gewünschte Rotation ohne einen Wechsel der Kameraposition realisiert werden. Während der Rotation wird die Rotationsachse angezeigt. Der weiße Rand verbleibt an seiner ursprünglichen Position und wird erst rotiert, wenn der Rotationsprozess durch Loslassen der linken Maustaste abgeschlossen wird (siehe Abb. 70b). Dies vermittelt den Winkelunterschied zwischen der bisherigen und der neuen Ausrichtung des AW. Derselbe Effekt kommt auch bei der Verschiebung des AW zum Einsatz. Anstelle einer Rotationsachse wird die zentrale Aneurysma-Achse während der Verschiebung angezeigt (siehe Abb. 70a).

Abgesehen von dem Höhenfeld kommen dieselben Visualisierungstechniken wie beim TW zum Einsatz. Zusätzlich zur Schnittebene des AW können bis zu zwei weitere, orthogonale Ebenen eingeblendet werden (siehe Abb. 70c). Sie werden entsprechend der aktuellen Rotationsachse ausgerichtet. Durch einen Rechtsklick auf die AW-Ebene kann ihr Kreuzungspunkt verschoben werden. Wird das AW verschoben, werden sie entsprechend mitverschoben. Das orthogonale Layout entspricht dem den Radiologen vertrauten Konzept orthogonaler Ebenen in Volumendatensätzen. Wie schon beim TW können zusätzlich kontextuelle Strömungslinien eingeblendet werden. Der Anwender kann somit bis zu drei Schnittebenen in den vertrauten drei Detaillierungsgraden (skalar, vektoriell, Kontext) darstellen, rotieren und verschieben.

5.5.5 Umsetzung und Datensätze

Das Verfahren wurde in MEVISLAB prototypisch umgesetzt. Als Grundlagen dienen der Szenengraph und die Datenstrukturen der Visualisierungsbibliothek VTK. Für eine informelle Evaluierung verwendeten wir fünf repräsentative Datensätze. Ein klinischer Datensatz enthielt ein kleines Aneurysma an der linken *Arteria vertebralis* (An_1 : $2\text{mm}\phi$), ein weiteres ein großes Basilaraneurysma (An_2 : $7\text{mm}\phi$ - siehe Abb. 71a). Als Beispiel für eine komplexe Konfiguration dienten der Datensatz des VISC-Challenge 2009, ein Fenster-Aneurysma mit einer lokalen Aufspaltung im abführenden Bereich des Trägergefäßes (An_3 - siehe Abb. 71b). Weiterhin wurde ein aus einem Validierungsphantom rekonstruierter Datensatz mit multiplen Aneurysmen verwendet, von denen zwei Aneurysmen (An_4 : $8\text{mm}\phi$, An_5 : $10\text{mm}\phi$) einbezogen wurden (siehe Abb. 71c).

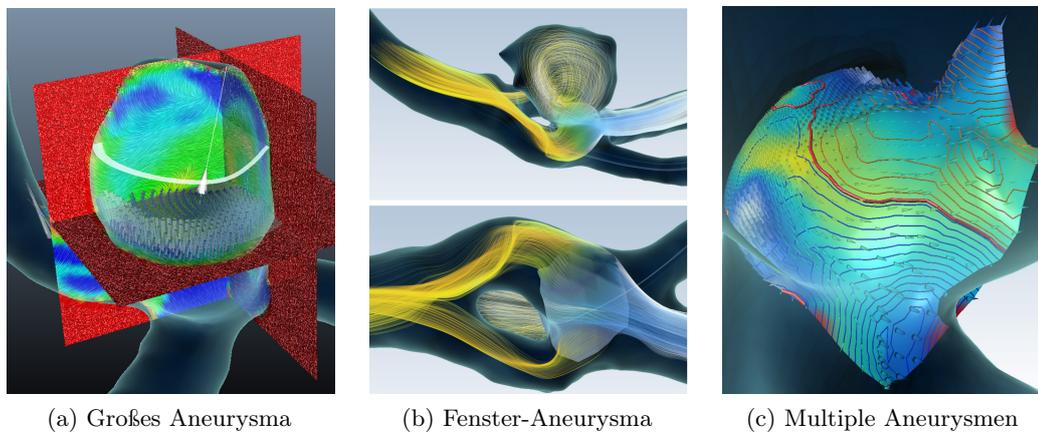


Abbildung 71: Der Trägergefäß-Widget im Translationsmodus in einem Riesenaneurysma (a). Das globale Level mit Hervorhebung von Ein- / Ausstrom in einem Fenster-Aneurysma (b). Das Ostium-Level (altes Layout) in einem von multiplen Aneurysmen (c).

Alle Simulationen waren stationär und die Komplexität der Simulationsgitter reichte von ca. 180.000 (An_1) bis $4.6 \cdot 10^6$ (VISC) Volumenelementen. Abhängig von der Ostium-Form wurde zwischen 2500 und 3500 *seed*-Punkte und ebenso viele Strömungslinien generiert. Mit der prototypischen Umsetzung dauerte die Vorverarbeitung, inklusive des Ladens der Daten, der Ostium-Generierung und der Integration der Strömungslinien, zwischen 10 und 40 Sekunden auf einem Mittelklasse-System (Core 2 Duo 2.16, 4GB Ram, nVidia GForce 9600). Während der eigentlichen Exploration konnten alle Aufgaben, wie Wechsel der Kameraposition, Selektion des Detaillierungsgrades oder Widget-Interaktionen mit interaktiven Frameraten (15 - 30 fps) durchgeführt werden.

5.5.6 Informelle Nutzerbefragung

Es wurden insgesamt drei Interviews mit zwei Radiologen (Experte A / B), die nicht an der Konzipierung des Verfahrens beteiligt waren, durchgeführt. Das erste Interview wurde nur mit dem Experten A durchgeführt. Ziel dieses Interviews war es, grundsätzliche Schwächen des Verfahrens zu identifizieren, um diese vor den nachfolgenden Interviews zu korrigieren. Ziel der Nutzerbefragung war es, zu bewerten, ob die Exploration des Lumen-Stroms mit unserem Verfahren unterstützt werden kann, ob die notwendigen Level korrekt identifiziert wurden und ob die geführte Interaktion und die Visualisierungsvorlagen den Prozess vereinfachen und trotzdem ausreichend Flexibilität bieten.

Während der Interviews verwendeten die Experten das Verfahren für eine freie Exploration der Datensätze An_1 bis An_5 . Entsprechend der Level wurde das Interview in drei Bereiche unterteilt. Die Experten wurden nach der Durchführbarkeit, der gefühlten Komplexität und unnötiger oder fehlender Funktionalität befragt. Beim Ostium-Level wurden die Experten mit einem alternativen Konzept konfrontiert. Anstelle der Höhenlinien wurde die volumetrische Flussrate durch ein Höhenfeld repräsentiert und anstelle kurzer Strömungslinien wurden gefärbte Kegel-Glyphen für die Darstellung der Strömungsrichtung verwendet (siehe Abb. 71c). Dies war das erste Konzept für die Visualisierung im Ostium-Level. Es wurde im ersten Interview von Experte A kritisch bewertet. Ausgehend von seinem Feedback wurde daraufhin die hier vorgestellte Variante der Visualisierung im Ostium-Level entwickelt.

Nach den Befragungen zu den jeweiligen Leveln wurden die Experten gebeten, ein generelles Feedback zum Multi-Level-Ansatz zu geben. Dabei war vor allem von Interesse, ob eine feinere Unterteilung oder zusätzliche Level gewünscht werden. Damit sie unser Verfahren besser mit den Möglichkeiten genereller Visualisierungssysteme, wie z.B. ENSIGHT, vergleichen konnten, haben wir den Anatomiebezug, die Visualisierungsvorlagen und die geführte Interaktion deaktiviert. Die Experten konnten die Visualisierungstechniken (Strömungslinien, Farbkodierung, Konturen, Höhenfeld und Pfeilglyphen) frei wählen und parametrisieren. Des Weiteren konnte die *seeding*-Geometrie und die Schnittebene für die ausschnittsweise Abbildung des Strömungsfeldes mit allen sechs Freiheitsgraden beliebig platziert werden. Dazu dienten die Standard-Widgets der VTK-Bibliothek, die denen entsprechen, die auch in ENSIGHT oder PARAVIEW zum Einsatz kommen. Die Parametrisierung erfolgte über die grafische Benutzerschnittstelle der MEVISLAB-Umgebung.

Beide Experten zogen unser geführtes Verfahren der Möglichkeit einer vollständig freien Exploration vor. Bei der freien Exploration konnte beobachtet werden, dass die Experten gezielt versuchten, die in unserem Verfahren vorgegebenen Zustände herzustellen. So investierten sie zum Beispiel viel Zeit darin, die Schnittebene im Trägergefäß orthogonal zur Gefäßmittelachse auszurichten. Dies war mit einem hohen manuellen Aufwand verbunden, da sie mehrfach die Kamera nachjustieren mussten, um mit der üblichen Widget-Rotation um die Sichtrichtung die gewünschte Ausrichtung zu erreichen.

Trotzdem gaben die Experten an, dass in relativ seltenen, anatomisch stark abweichenden Fällen eine nicht-geführte Interaktion notwendig sein kann. Die Option, die Widgets von den Führungspfaden zu lösen, sollte deswegen gegeben sein. Insgesamt

bewerteten die Experten die drei Level als ausreichend für eine visuelle Exploration des Lumen-Stroms. Ihrer Meinung nach besteht keine Notwendigkeit für eine feinere Unterteilung oder zusätzliche Level. Positiv bewerteten sie die nachvollziehbare Ordnung von global zu lokal sowie die Möglichkeit, jederzeit flexibel zwischen den Leveln zu wechseln. Das in allen Leveln verwendete, komplementäre Orange-Blau-Farbschema, wurde als leicht interpretierbar bewertet und den Experten gefiel die Möglichkeit, durch Invertierung der Opazität sowohl langsamen als auch schnellen Fluss hervorheben zu können.

Das hier vorgestellte, überarbeitete Konzept zur Visualisierung im Ostium-Level wurde ebenfalls positiv bewertet. Die Konturlinien sind ausreichend um die volumetrische Flussrate zu vermitteln. Die ursprünglich vorgeschlagene Deformation des Ostiums durch ein Höhenfeld wurde vor allem deswegen negativ bewertet, weil es die anatomische Information ändert, anstatt die Anatomie mit Informationen anzureichern. Die weichgezeichneten, kontextuellen Strömungslinien wurden für Spezialfälle als nützlich angesehen, grundsätzlich bevorzugten die Experten allerdings den Wechsel zwischen globalen Level und Ostium-Level, um beides in Bezug zu setzen.

Die Bedienung von Trägergefäß- und Aneurysma-Widget wurde als einfach erlernbar und nachvollziehbar bewertet. Auch die freie Rotation des AW, sowie der Wechsel zwischen Translation und Rotation wurde nach einer kurzen Lernphase als einfach bewertet. Wir vermuten, dass dies vor allem daran liegt, dass kein Wechsel der Sichtposition notwendig ist, um eine beliebige Rotation durchzuführen. Generell wurde die Kameraposition bei unserem Verfahren deutlich seltener variiert als bei der freien Exploration. Diesbezüglich wurde allerdings kritisch bemerkt, dass in wenigen Fällen der Sichtwinkel auf die vom Widget repräsentierten Strömungsinformationen ungünstig ist und deswegen die Kamera nachjustiert werden muss. Eine Möglichkeit, dem entgegenzuwirken, wäre eine zusätzliche Draufsicht auf das Widget, die abseits der 3D-Visualisierung platziert wird, vergleichbar mit den orthogonalen Strömungsansichten von van Pelt et al. [261]. Eine andere Möglichkeit wäre eine automatische Ausrichtung der Kamera, vergleichbar mit dem in Abschnitt 5.4.5.1 beschriebenen Verfahren.

5.5.7 Zusammenfassung

Für die Exploration von Strömungsdaten im Lumen schlagen wir ein Verfahren vor, das auf drei anatomisch motivierten Leveln aufbaut:

- Das globale Level für einen Überblick über den Lumen-Strom
- Das Ostium-Level für die Repräsentation des Bluttransfers zwischen Aneurysma und Trägergefäß
- Das lokale Level für die detaillierte, ausschnittsweise Abbildung des Strömungsfeldes im Trägergefäß und dem Aneurysma

Dieses Level-Konzept impliziert gleichzeitig einen Workflow, dessen Grundlage „vom Überblick zu den Details“ der des Gesamtworkflows entspricht. Die Parametrisierung der Visualisierungstechniken leitet sich aus den Datensätzen ab und kann über die

Auswahl von Vorlagen vom Anwender variiert werden. Die interaktive Selektion von Strömungsausschnitten wird entlang anatomisch motivierter Pfade geführt.

Das Feedback im Rahmen einer informellen Nutzerbefragung unterstützt die Annahme, dass die Exploration des Lumen-Stroms mit unserem Multi-Level-Verfahren unterstützt werden kann. Für die Bearbeitung einzelner Kritikpunkte kann auf Methoden zurückgegriffen werden, die im Rahmen anderer Verfahren entwickelt wurden. Ein Punkt ist die Einbeziehung mehrerer Zeitschritte. Um die grundsätzliche Nützlichkeit des Multi-Level-Ansatzes zu untersuchen, beschränkt sich unser Verfahren auf stationäre Simulationen. Stellt man, wie schon in Abschnitt 5.4.5.1 beschrieben, die räumliche Komponente der Strömungsdaten in den Vordergrund, kann eine Erweiterung durch ähnliche Bedienelemente erfolgen.

Beispielsweise könnte eine planare Zeitleistenansicht des Ostium-Levels verwendet werden, um Anhaltspunkte über die Strömungsvariation zu liefern und die gezielte Selektion einzelner Zeitschritte zu ermöglichen. Ebenfalls denkbar wären links und rechts angeordnete Widgets, um die Vorder- und Rückansicht des Aneurysma- und Trägergefäß-Widgets jederzeit überblicken zu können. Generell sehen wir dies als Hinweis darauf, dass eine zukünftige Integration in den AMNIVIS-Explorer möglich ist. Dies würde letztendlich auch den fließenden Übergang zwischen der Exploration wandnaher Strömung und der Strömung im Lumen fördern.

Der Blutfluss ist eine der zentralen Informationsquellen für ein vertieftes Verständnis des Krankheitsverlaufes zerebraler Aneurysmen und die Entwicklung optimierter, intravaskulärer Therapieformen. Üblicherweise werden die notwendigen Strömungsinformationen aus CFD-Simulationen auf Basis patientenindividueller Bilddaten gewonnen. Das Ergebnis sind komplexe, multidimensionale Daten. Um die Zusammenhänge zwischen Strömungscharakteristika und dem Krankheitsverlauf besser zu verstehen, ist die visuelle Exploration ein wichtiger Teilbereich des Analyseprozesses. Durch sie können qualitative Zusammenhänge identifiziert, und in nachfolgenden, quantitativen Analysen als relevant bestätigt oder widerlegt werden. Die visuelle Exploration findet im Schnittbereich zweier hochspezifischer Expertendomänen statt, die der Strömungsmechanik und die der Neuroradiologie. Ein medizinischer Forscher wird in diesem Zusammenhang mit komplexen, nicht aus seiner Domäne stammenden Informationen konfrontiert. Verfahren, welche den Mediziner bei der Exploration zielgerichtet unterstützen, können helfen, diese Hürde zu überbrücken.

Die Exploration von Strömungsdaten ist noch nicht Teil des klinischen Workflows. Trotzdem lassen sich aus dem vorhandenen Workflow der bildgeführten Diagnose- und Therapieplanung Hinweise auf die Gestaltung eines Workflows für die visuelle Exploration gewinnen. Anatomische Informationen sowie die Konzentration auf zentrale Landmarken und spezifische Zeitschritte sind zentrale Merkmale. Ausgehend davon schlagen wir einen anatomiebezogenen Explorationsworkflow vor, welcher auf dem Grundsatz „*Vom Überblick zu den Details*“ beruht. Im Kontext der Gefäßanatomie lässt sich dies auch als „*von außen nach innen*“ ausdrücken.

Konkret bedeutet dies, dass der Mediziner sich zuerst einen Überblick über die Einbettung des Aneurysmas im Gefäßsystem verschafft. Dazu wurde von uns ein Verfahren entwickelt, welches durch eine automatische Filterung der Bilddaten relevante Kontextgefäße extrahiert. Daraus wird eine automatisch parametrisierte Kontextvisualisierung generiert, welche den räumlich begrenzten Gefäßabschnitt des CFD-Simulationsgitters ergänzt. Eine distanzbasierte Filterung ermöglicht die Abbildung feiner Strukturen im direkten Umfeld des Aneurysmas.

Nachdem der Mediziner nun über Lage, Ausrichtung und Zugangsmöglichkeiten des Aneurysmas informiert ist, konzentriert er sich auf die Wechselwirkung zwischen Strömung und Aneurysma-Wand. Wir präsentieren dafür ein Verfahren, mit dem er sich einen kartenartigen Gesamtüberblick über die qualitative Verteilung von skalaren Strömungsdaten auf der Aneurysma-Wand verschaffen kann. Die Karte dient als Kontext, in dem relevante Bereiche aufgefunden werden können. Durch eine interaktive Kopplung von Kartendarstellung und Ausrichtung des Simulationsgitters, kann der Mediziner auf einfache Weise zu einem ihm relevant erscheinenden Bereich navigieren und diesen bewerten. Des Weiteren erlaubt das spezielle Karten-Layout, einen räumlichen Bezug zwischen verschiedenen Bereichen auf der Aneurysma-Oberfläche herzustellen.

Zusätzlich zu lokalen Effekten direkt an der Aneurysma-Wand sind auch wandnahe Flussmuster von Interesse. Sie verursachen diese Effekte und sind wiederum selbst das Ergebnis der Strömungscharakteristika im Gefäß- und Aneurysma-Lumen. Für die Vorbereitung einer Studie, in welcher wandnahe Flussmuster charakterisiert und Auffälligkeiten abgeleitet werden sollten, haben wir ein Verfahren für die visuelle Exploration wandnaher Strömungsmuster entwickelt. Dazu wird der Mediziner bei der Selektion relevanter Strömungsbereiche durch automatisch generierte Vorschläge unterstützt. An selektierten Bereichen wird die wandnahe Strömung visualisiert, sowohl in 3D als auch als 2D-Repräsentation in einer Überblicksliste. Neben einer räumlichen und zeitlichen Übersicht ermöglicht diese Liste auch die binäre Klassifizierung der Strömungsmuster. Durch die interaktive Kopplung von Überblicksliste und 3D-Visualisierung wird dem Mediziner eine einfach zu bedienende Schnittstelle für die Selektion, visuelle Hervorhebung und 3D-Navigation zur Verfügung gestellt.

Unser Verfahren für die visuelle Exploration der Strömung im Lumen beinhaltet einen eigenen Workflow, welcher sich in den Gesamtworkflow einbettet und nach demselben Überblick-zu-Details-Grundprinzip gestaltet ist. Er besteht aus drei Leveln: dem globalen Level (Übersicht), dem Ostium-Level (spezielle Landmarke) und dem lokalen Level (lokale Details). Im globalen Level wird nur der Teil der Strömung visualisiert, welcher durch das Aneurysma verläuft. Dabei können durch Vorlagen die langsame, die schnelle und die ein- bzw. ausfließende Strömung visuell hervorgehoben werden. Das Ostium-Level präsentiert die lokale Strömung im Trennbereich zwischen Aneurysma und Trägergefäß mithilfe einer Multiparametervisualisierung, deren Detailgrad in verschiedenen, vordefinierten Stufen gewählt werden kann. Das lokale Level ermöglicht die manuelle, detaillierte Exploration lokaler Strömungsausschnitte im Aneurysma und im Gefäß. Um den Interaktionsaufwand gering zu halten, werden dazu spezielle gestaltete Widgets bereitgestellt.

Der von uns vorgeschlagene Workflow für die visuelle Exploration von Strömung in zerebralen Aneurysmen beginnt „außen“, bei den zum Aneurysma benachbarten Gefäßen, konzentriert sich dann auf die Aneurysma-Wand bevor der Lumen-Strom auf verschiedenen Leveln mit variablen Detailgraden exploriert wird. Die von uns für jeden Schritt bereitgestellten Verfahren sind exemplarisch. Es kann davon ausgegangen werden, dass zukünftige, spezielle Fragestellungen weitere Verfahren hervorbringen werden. Des Weiteren ist die Workflow-Richtung nicht zwingend von „außen“ nach „innen“. Vielmehr sollte flexibel zwischen den verschiedenen Skalen, die durch jeden Schritt repräsentiert werden, gewechselt werden können.

Damit die visuelle Exploration keine unnötige Komplexität einführt, ist der Grundsatz aller von uns entwickelten Verfahren eine möglichst einfache, parameterarme Bedienung. Um dies zu ermöglichen, müssen, neben der expliziten Oberflächenrepräsentation von Aneurysma und Trägergefäß, zusätzliche geometrische Deskriptoren vorliegen. Ein typisches Beispiel dafür ist die Gefäßmittelachse. Für zerebrale Aneurysmen ergeben sich weitere Deskriptoren, welche die Trennung zwischen Trägergefäß und Aneurysma charakterisieren. Dazu wurden von uns zwei Verfahren entwickelt. Das erste Verfahren ermöglicht die automatische Generierung einer geometrischen Repräsentation der Ostium-Fläche. Diese Fläche ist für verschiedenste Anwendungen einsetzbar, sei es für die geometrische Trennung von Aneurysma und Trägergefäß oder als *seeding*-Geometrie bei der Strömungsvisualisierung. Das zweite Verfahren

ermöglicht die automatische Trennung zwischen den gesunden, zylindrischen und den vom Aneurysma betroffenen, nicht-zylindrische Abschnitte des Trägergefäßes. Auch diese geometrische Information ist vielseitig einsetzbar, z.B. für die visuelle Hervorhebung des Gefäßverlaufs oder die automatische Berechnung von günstigen Sichtpunkten.

6.1 Empfehlungen

Die visuelle Exploration von Strömung in zerebralen Aneurysmen ist aufgrund der thematischen Verknüpfung nicht-verwandter Domänen ein komplexes Anwendungsgebiet. Die aktuelle Debatte über die klinische Sinnhaftigkeit der CFD-Simulationen ist ein Indiz für Akzeptanzschwierigkeiten, welche aus dieser Komplexität resultieren. Die qualitative, visuelle Exploration kann klinischen Experten den Zugang zu dieser sehr technischen Datenquelle erleichtern. Durch das so stärker in die Debatte einfließende, klinische Wissen kann eine bessere Bewertung der Fülle an aktuell vorhandenen, potentiell relevanten Strömungsindikatoren erfolgen. Auf klinischer Seite wiederum kann sich ein Verständnis für die technische Hintergründe entwickeln. Dadurch können sie die Vorteile von in der Visualisierungsgemeinschaft etablierten Methoden der Strömungsvisualisierung besser bewerten, was letztendlich zu einer praktischen Anwendung dieser Methoden im Rahmen der medizinischer Forschung führen wird. Damit ein Verfahren für visuelle Exploration diese Brückenfunktion möglichst gut erfüllen kann, sollten aus unserer Erfahrung heraus folgende Grundlagen beachtet werden.

Vorrangig anwendungsbezogene Entwicklung: Bei der Gestaltung des Workflows für die visuelle Exploration bestand die Option einer datenbezogenen oder einer anwendungsbezogenen Ausrichtung. Wir haben uns für eine anwendungsbezogene Ausrichtung entschieden und die Gestaltung der einzelnen Explorationsschritte an vorhandene Konzepte und Gewohnheiten der Neuroradiologen angelehnt. Da ihr Fokus bisher auf der Gefäßanatomie liegt, wurden die einzelnen Schritte der Strömungsexploration an anatomischen Landmarken ausgerichtet. Dies war möglich, da ein enger Bezug zwischen Strömung und Anatomie besteht. Aus Gesprächen mit medizinischen Experten ergab sich, dass diese Herangehensweise, Bekanntes mit zusätzlichen Daten zu erweitern, es erleichtert, den Sinn und Informationsgehalt der neuen Informationsquelle abzuschätzen. Ist eine solche Grundlage geschaffen und sind die entsprechenden Verfahren etabliert, kann ein stärkerer Bezug zur Charakteristik der Strömungsdaten hergestellt und stärker abstrahierte Strömungsdarstellungen zur visuellen Exploration verwendet werden.

Dimensionale Reduktion: Die zentrale Herausforderung bei der visuellen Exploration der Strömung besteht in der räumlichen Überlagerung multipler, komplex angeordneter Informationen. Eine direkte Visualisierung der Strömungsinformationen ist deswegen nur ausschnittsweise sinnvoll möglich. Eine Möglichkeit, dem Problem der räumlichen Überlagerung zu begegnen, ist die dimensionale Reduktion. Die Überführung der 3D-Informationen auf eine 2D-Repräsentation ermöglicht es, sich einen Überblick zu verschaffen ohne die Betrachterposition bezüglich des Datensatzes an-

passen zu müssen. Des Weiteren können 2D-Repräsentationen schneller miteinander verglichen werden. Die nicht belegte, dritte Dimension kann für die Abbildung zusätzlicher Parameter oder der temporalen Komponente genutzt werden. Da Neuroradiologen vorrangig mit zweidimensionalen Abbildungen arbeiten, kann die dimensionale Reduktion auch als Ausprägung der anwendungsbezogenen Entwicklung gesehen werden. Allerdings muss sorgfältig darauf geachtet werden, dass bei der Überführung von 3D auf 2D der zentrale Informationsgehalt erhalten bleibt. Des Weiteren führt die dimensionale Reduktion zwangsweise Verzerrungen ein. Deswegen empfehlen wir zusätzlich, die dimensionale Reduktion für Kontextvisualisierungen zu nutzen. Dort kommen ihre Vorteile zur Geltung (Überblick, Vergleich, zusätzliche Parameter, einfache Interaktion) während ihre Nachteile (Verlust der räumlichen Komponente, Verzerrungen) durch die zusätzliche 3D-Abbildung in der Fokus-Visualisierung abgefangen werden. Eine dimensional reduzierte Kontextvisualisierung unterstützt somit die Exploration der komplexen 3D-Strömungsvisualisierung.

Parametrisierung über Vorlagen: Bei der visuellen Exploration kommt eine Reihe von Verfahren zum Einsatz, sei es für die Generierung von Strömungsrepräsentationen oder die eigentliche Visualisierung. Jedes dieser Verfahren besitzt einen mehr oder weniger umfangreichen Satz an Parametern. Die Wahl der Parameter entscheidet letztendlich darüber, wie die Strömung visuell präsentiert wird. Eine ungünstige Parametrisierung erhöht somit das Risiko, dass die dargebotenen Informationen nicht korrekt interpretiert werden. Viele der Parameter haben einen engen Bezug zu den technischen Grundlagen des Verfahrens. Ihre Bedeutung und ihr Einfluss auf die Visualisierung erschließt sich für einen medizinischen Anwender nur selten sofort. Somit ist das Risiko einer ungünstigen Parameterwahl deutlich erhöht. Dem Anwender keine Möglichkeit zur Parametrisierung zu geben, würde dies zwar verhindern, es würde ihm aber auch die Möglichkeit nehmen, auf Abweichungen im Datensatz oder geänderte Fragestellungen zu reagieren. Stattdessen empfehlen wir den Einsatz von Vorlagen. Die Art und Spannbreite der Vorlagen-Parameter muss in Interviews erarbeitet werden, wobei von technischer Seite aus verstanden werden muss, welche Strömungscharakteristika für welche Fragestellung relevant sind. Die konkrete Parametrisierung sollte sich aus den Eigenschaften des Datensatzes und vorher zusammen mit den Medizinern erarbeiteten Variationsmöglichkeiten ableiten. Da eine Vorlage das Bindeglied zwischen dem technischen Parametersatz und der klinischen Fragestellung bildet, sollten die Variationsmöglichkeiten sich an der Begriffs- und Verständniswelt der Mediziner orientieren („Hervorhebung des schnellen Flusses“) und so die technischen Aspekte (Opazitäts- und Farbverlauf) kapseln.

Reduzierte Interaktionskomplexität: Durch die räumliche Komplexität der Strömungsinformationen ergeben sich auch erhöhte Anforderungen an die Interaktion während der visuellen Exploration. Allein die grundlegende Aufgabe, bestimmte Abschnitte der Strömung genauer zu untersuchen, macht den Wechsel der Betrachterposition notwendig. Die Manipulation der virtuellen Kamera erfolgt mit sechs Freiheitsgraden. Soll dabei noch mit dem Datensatz interagiert werden, z.B. die Selektion eines bestimmten räumlichen Ausschnitts, erhöht sich die Menge an zu kontrollierenden Freiheitsgraden deutlich. Die effiziente Manipulation der Freiheitsgrade und korrekte Wahl der einzelnen Interaktionsschritte setzt einschlägige Erfahrungen mit

3D-Interaktion und 3D-Navigation voraus. Da derartige Erfahrungen bei einem medizinischen Anwender nicht als Voraussetzung angenommen werden kann, empfehlen wir eine geführte Interaktion, um den Zugang zu den verschiedenen Explorationstechniken zu erleichtern. Unter geführter Interaktion ist die sinnvolle Einschränkung von Freiheitsgraden zu verstehen. Für die Interaktion mit dem Datensatz können dazu z.B. anatomisch abgeleitete Pfade (Gefäßmittelachse) verwendet werden. Die Platzierung der virtuellen Kamera bei der 3D-Navigation kann durch die automatische Bestimmung günstiger Kamerapositionen stark vereinfacht werden. Was allerdings unter einer günstigen Kameraposition oder einem sinnvoll eingeschränkten Freiheitsgrad zu verstehen ist, richtet sich konkret nach der Fragestellung der jeweiligen Explorationsaufgabe. Da die Einschränkung der Freiheitsgrade auch Flexibilitätsverluste beinhaltet, muss dies zusammen mit dem potentiellen Anwenderkreis erarbeitet werden. Des Weiteren besteht ein enger Bezug zwischen der Visualisierungsmethode und den Möglichkeiten der Interaktionsunterstützung. Wurde die Strömungsvisualisierung z.B. durch dimensional reduzierte Kontextvisualisierungen ergänzt, können eventuell 2D-Interaktionstechniken für die 3D-Navigation verwendet werden.

Wie eingangs beschrieben, stellt die Kopplung zwei verschiedener Expertendomänen die zentrale Herausforderung dar. Unsere Empfehlungen zielen darauf ab, die Einstiegshürde für den medizinischen Anwender zu senken, indem sich die Explorationsverfahren an seiner bisherigen Arbeitsweise orientieren und die Komplexität des Explorationsprozesses, d.h. die räumliche Komplexität, die Parameterkomplexität und die Interaktionskomplexität, zielgerichtet reduziert wird.

6.2 Ausblick

Langfristig sollen Blutflussinformationen als zusätzliche, diagnostische Informationsquelle bei der Therapie von Aneurysmen zur Verfügung stehen. Dadurch können Ruptur- und Behandlungsrisiko genauer abgeschätzt, Risikogruppen identifiziert und personalisierte, risikoreduzierte Therapieformen entwickelt werden. Die qualitative Betrachtung individueller, patientenspezifischer Strömungscharakteristika ist einer der ersten Schritte in Richtung einer klinischen Anwendung. Durch die qualitative Exploration können Hypothesen gebildet werden, z.B. über den Zusammenhang zwischen bestimmten Strömungsverteilungen und dem Rupturrisiko. Ausgehend davon können quantitative Deskriptoren entwickelt werden. Diese wiederum müssen im Rahmen klinischer Studien für eine große Anzahl an Datensätzen erfasst und analysiert werden. Aus den Hypothesen, die dadurch bestätigt werden können, ließen sich Richtlinien und Grenzwerte für eine klinische Risikoabschätzung formulieren. Auf klinischer Seite müssen dann patientenindividuelle Strömungsinformationen akquiriert und mit diesen Grenzwerten abgeglichen werden, um z.B. die Notwendigkeit einer Therapie abschätzen zu können. Nach der Entscheidung für eine Therapie entschieden, muss diese unter Berücksichtigung der danach veränderten Strömungssituation geplant werden. Dazu sind Informationen notwendig, die ebenfalls über klinische Studien mit verschiedenen Implantatkonfigurationen sowie variablen anatomischen und hämodynamischen Gegebenheiten gewonnen werden müssen. Bevor das eigentliche Ziel, die klinische Anwendung von Strömungsinformationen, erreicht werden kann,

müssen also noch eine Reihe von Fragestellungen bearbeitet werden. Mit Fokus auf die visuelle Exploration ist im Folgenden eine Auswahl sich daraus ergebender, weiterführender Themengebiete gegeben.

Vergleichsvisualisierung: Die von uns entwickelten Verfahren konzentrieren sich auf die Exploration eines Aneurysmas. Der nächste Schritt ist die vergleichende Analyse mehrerer Datensätze. Dabei kann es sich z.B. um verschiedene anatomische Konfigurationen, um dasselbe Aneurysma und seine Veränderung über die Zeit oder um ein Aneurysma vor und nach einer Therapie handeln. Je nach Anzahl der gleichzeitig betrachteten Datensätze vervielfacht sich die Anzahl an zu explorierenden Strömungscharakteristika, welche schon für einen individuellen Datensatz eine hohe Komplexität aufweisen. Für eine vergleichende, visuelle Exploration müssen geeignete Ausschnitte aus dieser hochdimensionalen Datenmenge definiert werden. Techniken aus der Informationsvisualisierung können dazu hilfreich sein. Auch die von uns entwickelten Methoden zur Dimensionsreduktion können in diesem Zusammenhang nützlich sein, da die frei werdende Dimension für die Abbildung weiterer Datensätze genutzt werden könnte. Generell ist davon auszugehen, dass die Datenkomplexität bei der Vergleichsvisualisierung einen noch höheren Grad an visueller Abstraktion notwendig macht, als dies bei der Untersuchung eines einzelnen Datensatzes der Fall ist.

Unsicherheitsvisualisierung: Um die Strömungsinformationen in Richtung klinischer Anwendung zu bringen, muss die Verlässlichkeit der Daten bekannt sein. Von der Akquise der Patientenanatomie über die Rekonstruktion bis zu Generierung der Strömungsinformationen werden viele verschiedene Datenverarbeitungsschritte durchgeführt. Jeder dieser Schritte hat Einfluss auf die Genauigkeit der Strömungsinformationen, die letztendlich für die Entscheidungsfindung herangezogen werden. Um valide Entscheidungen zu ermöglichen, muss dieser Einfluss mit in den Entscheidungsprozess einfließen. Dies ist in erster Linie eine technische Herausforderung. Die verschiedenen Einflussfaktoren (Signalqualität, Interpolation, veränderter Abstrakte, Glättung, Filterung etc.) müssen identifiziert, und entsprechend ihres Einflusses auf das Endergebnis klassifiziert und gewichtet werden. Dies gilt nicht nur für Akquise und Rekonstruktion, sondern auch für Modellannahmen bei der Beschreibung der Strömung. Vereinfachte Annahmen beeinflussen das Strömungsergebnis, sind aber zum Teil unvermeidbar, weil die notwendigen Parameter nicht zur Verfügung stehen. Ein Beispiel dafür ist die Modellierung der Wanddicke. Sie hat nachvollziehbar einen großen Einfluss auf das Rupturrisiko, kann aber durch die aktuelle Bildgebung nicht erfasst werden. Diese Lücke soll durch intravaskuläre Bildgebung (IVUS, OCT) geschlossen werden. Die quantitative Beschreibung der zentralen Unsicherheitsfaktoren ist somit Inhalt andauernder technischer Weiterentwicklung. Liegen sie entsprechend gewichtet und klassifiziert vor, müssen sie auch visuell vermittelt werden. Da Unsicherheitsfaktoren voneinander abhängig sein können und die Strömung eher in Form von Intervallen als absolut beeinflussen, bildet sich eine neue, komplexe Klasse an Daten, welche in Kombination mit den eigentlichen Strömungsinformationen vermittelt werden muss. Wie schon bei der Vergleichsvisualisierung müssen dazu neue, stärker abstrahierende Visualisierungstechniken in Betracht gezogen werden.

Therapiemodellierung: Wie schon bei der Beschreibung von Unsicherheiten muss auch bei der Therapiemodellierung eine Reihe technischer Hürden überwunden werden. Sollen intravaskuläre Implantate in das Gefäß eingebracht werden, müssen realistische Deformationsmodelle für das Implantat und die Gefäßwand vorliegen. Dazu muss unter Anderem auch die Dicke der Gefäßwand quantifiziert werden. Um den Einfluss des Implantats auf den Blutfluss und das Gefäß zu beschreiben, müssen Thrombose und andere mikrobiologische Prozesse realistisch modelliert werden können. Dies ist Inhalt aktueller Forschungsvorhaben (z.B. EU-Projekt Thrombus). Ist die valide Modellierung möglich, müssen die Wirkungsweise und Unterschiede der Therapieoptionen visuell vermittelt werden, um eine detaillierte Entscheidungsfindung zu ermöglichen. Dazu müssen speziell angepasste Umsetzungen von Vergleichs- und auch Unsicherheitsvisualisierungen bereitgestellt werden. Die Planung von therapeutischen Maßnahmen hat auch eine stark interaktive Komponente. Verschiedene Implantate müssen an verschiedenen Positionen platziert und verglichen werden. Somit ist auch die Entwicklung angepasster Interaktionsmöglichkeiten, sei es durch spezielle Widgets oder Eingabegeräte, ein wichtiger Teil dieses Themengebiets.

Klinische Strömungsakquise und Analyse: Auch wenn die vorrangig beschriebenen Themengebiete den Transfer von Strömungsinformationen in die klinische Anwendung fördern, sind sie doch weiterhin vorrangig in der medizinischen Forschung angesiedelt. Es werden neue Informationsquellen generiert (multiple Datensätze, Unsicherheitsfaktoren, Wanddicke und dynamisches Verhalten, Implantatmodelle, erweitertes Blutmodell etc.) um die für die klinische Anwendung relevanten Fragen beantworten zu können. Die Menge an Parametern und zu explorierenden Informationen erhöht sich. Wurden auf Basis dieser Informationen Maßnahmen für die Therapie abgeleitet, ist in der klinischen Praxis das Gegenteil zu erwarten. Systeme zur Unterstützung der therapeutischen Entscheidungsfindung werden eher binäre Indikatoren und eine überschaubare Menge an Grenzwerten bereitstellen. Es ist davon auszugehen, dass viele Systeme, welche für die visuelle Exploration in der medizinischen Forschung Verwendung finden, in vereinfachter Form als klinisches Entscheidungswerkzeug zum Einsatz kommen. Anstelle einer Bandbreite zu variierender Parameter werden Vorlagen angeboten, aus denen der Kliniker wählen kann. Vergleichsvisualisierungen werden sich auf eine therapeutisch relevante Facette der Strömungsdaten konzentrieren, anstatt eine freie Exploration aller Unterschiede zu ermöglichen. Unsicherheiten werden eher quantitativ beschrieben anstatt ihre qualitative Verteilung zu präsentieren.

Auch wenn die Visualisierungen einfacher gestaltet sind, sind die dahinter stehenden Prozesse weiterhin komplex. Auf Basis der Forschungsergebnisse und der vorliegenden, patientenindividuellen Strömungsinformationen müssen eindeutige, unmissverständliche Repräsentationen entwickelt werden. Die Parametrisierung und Interaktion mit diesen Visualisierungen müssen den Ansprüchen des klinischen Umfeldes (geringe Latenzzeiten, einfache Bedienung) und den verschiedenen Expertengruppen (Sichten für Neuroradiologen oder Chirurgen) entsprechen. Eine zentrale Herausforderung stellt die Strömungsakquise dar. Im klinischen Umfeld gibt es derzeit keinen praktikablen Weg, Strömungsinformationen eines Patienten zu gewinnen. Simulationen benötigen, je nach Komplexität, zwischen Stunden und Tagen und die dafür notwendige geometrische Rekonstruktion besitzt einen hohen manuellen Aufwand,

wenn einfache, schwellenwertbasierte Segmentierungsverfahren nicht auf Anhieb die notwendige Qualität liefern. Flussmessungen (4D-PCMRT) sind zwar zeitlich weniger aufwändig, haben aber derzeit, zumindest in der klinisch zugelassenen Feldstärke, eine für zerebrale Gefäße nicht ausreichende Auflösung. All diese Beschränkungen sind technischer Natur und werden in den nächsten Jahren an Bedeutung verlieren. Somit ist abzusehen, dass die in der Forschung zum Einsatz kommende Datenverarbeitung und Akquise in ähnlicher Form auch im klinischen Umfeld verwendet wird.

Allerdings wäre für eine frühere Verfügbarkeit der Daten und eine geringere Abhängigkeit von bildgebenden Systemen auch eine alternative Strategie denkbar. Ein repräsentatives Spektrum an patientenspezifischen Datensätzen könnte verwendet werden, um eine Falldatenbank aufzubauen. Jeder Datensatz würde detailliert rekonstruiert werden und verschiedene Strömungssituationen (Ruhepuls, hoher oder niedriger Blutdruck etc.) würden simuliert. Des Weiteren würden Strömungssimulationen für alle plausiblen Implantat-Typen und Positionen durchgeführt. Läge eine derartige Datenbank vor, könnte auf klinischer Seite ein zum aktuellen Patienten möglichst passender Fall (Aneurysma-Typ, Gefäßkonfiguration, generelle Blutphysiologie) ausgewählt und eine Therapieentscheidung durch die simulierten Therapieoptionen unterstützt werden. Natürlich gibt es auch hier eine Reihe von Herausforderungen. So muss die korrekte Auswahl einer ausreichenden Anzahl an Fällen für die Datenbank sichergestellt werden. Die Durchführung zahlreicher verschiedener Simulationen pro Fall ist sehr aufwändig und datenintensiv. Die Datenbank muss den Kliniken über eine entsprechende Infrastruktur zur Verfügung gestellt werden und es müssen Methoden entwickelt werden, die einen korrekten Vergleich zwischen einem Fall aus der Datenbank und den Informationen des jeweiligen Patienten ermöglichen.

Trotz dieser ungelösten Problemstellungen sind wir der Meinung, dass dieser Ansatz eine durchaus praktikable Möglichkeit darstellt, die im Forschungsumfeld generierten Daten einer klinischen Anwendung zuzuführen. Beide Felder würden davon profitieren. Die klinische Seite würde eine neue Datenquelle erhalten und die Verwendung dieser Daten könnte helfen, relevante Strömungsparameter schneller zu identifizieren und Problemfelder aufzudecken, die im Rahmen der medizinischen Forschung bisher nicht betrachtet wurden.

Fazit: Die visuelle Exploration der Strömungsdaten wird sowohl bei der Generierung neuer Informationsquellen im Bereich der medizinischen Forschung als auch bei der Anwendung von Strömungsdaten in der klinischen Praxis eine zentrale Rolle einnehmen. Abhängig vom spezifischen Anwendungsgebiet werden die Anforderungen an Visualisierung und Interaktion im Hinblick auf Komplexität, Freiheitsgrade und Abstraktion natürlich variieren. Gleichbleibend ist jedoch die Anforderung, vielschichtige, aus unterschiedlichen Expertendomänen stammende Informationen effektiv zu vermitteln. Wir glauben, dass dies durch anwendungsbezogene Konzepte, welche sich an der Arbeitsweise und den Erfahrungen eines Mediziners orientieren, erreicht werden kann.

LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Rune Aaslid, Thomas-Marc Markwalder, and Helge Nornes. Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries. *Journal of Neurosurgery*, 57(6):769–774, 1982.
- [2] Pierre Alliez, Giuliana Ucelli, Craig Gotsman, and Marco Attene. Recent advances in remeshing of surfaces. In *Shape Analysis and Structuring*, pages 53–82. Springer, 2008.
- [3] Paolo Angelelli and Helwig Hauser. Straightening tubular flow for side-by-side visualization. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 17(12):2063–2070, 2011.
- [4] Luca Antiga, Bogdan Ene-Iordache, and Andrea Remuzzi. Computational geometry for patient-specific reconstruction and meshing of blood vessels from MR and CT angiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(5):674–684, 2003.
- [5] Luca Antiga, Marina Piccinelli, Lorenzo Botti, Bogdan Ene-Iordache, Andrea Remuzzi, and David A Steinman. An image-based modeling framework for patient-specific computational hemodynamics. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(11):1097–1112, 2008.
- [6] S. Appanaboyina, F. Mut, R. Löhner, CM. Putman, and JR. Cebral. Computational fluid dynamics of stented intracranial aneurysms using adaptive embedded unstructured grids. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, 57(5):475–493, 2008.
- [7] Siamak Asgari, Isabel Wanke, Beate Schoch, and Dietmar Stolke. Recurrent hemorrhage after initially complete occlusion of intracranial aneurysms. *Neurosurgical Review*, 26(4):269–274, 2003.
- [8] H. Baek, MV. Jayaraman, PD. Richardson, and GE. Karniadakis. Flow instability and wall shear stress variation in intracranial aneurysms. *Journal of The Royal Society Interface*, 7(47):967–988, 2010.
- [9] Alexandra Baer, Rocco Gasteiger, Douglas Cunningham, and Bernhard Preim. Perceptual Evaluation of Ghosted View Techniques for the Exploration of Vascular Structures and Embedded Flow. *Computer Graphics Forum*, 30(3): 811–820, 2011.
- [10] Roland Bammer, Thomas A Hope, Murat Aksoy, and Marcus T Alley. Time-resolved 3D quantitative flow MRI of the major intracranial vessels: Initial experience and comparative evaluation at 1.5 T and 3.0 T in combination with parallel imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57(1):127–140, 2007.

- [11] Julia F Barrett and Nicholas Keat. Artifacts in CT: Recognition and avoidance. *Radiographics*, 24(6):1679–1691, 2004.
- [12] Ralf W. Baumgartner. Transcranial color duplex sonography in cerebrovascular disease: a systematic review. *Cerebrovascular Diseases*, 16(1):4–13, 2003.
- [13] Philipp Berg, Gabor Janiga, Oliver Beuing, Mathias Neugebauer, and Dominique Thévenin. Hemodynamics in Multiple Intracranial Aneurysms: The Role of Shear Related to Rupture. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, 3:177–181, 2013.
- [14] Katja Bühler, Petr Felkel, and Alexandra La Cruz. *Geometric Modeling for Scientific Visualization*, chapter Geometric Methods for Vessel Visualization and Quantification — A Survey, pages 399–419. Springer Berlin Heidelberg, 2004.
- [15] Kaya Bilguvar, Katsuhito Yasuno, Mika Niemelä, Ynte M Ruigrok, Mikael von und zu Fraunberg, Cornelia M van Duijn, Leonard H van den Berg, Shrikant Mane, Christopher E Mason, Murim Choi, et al. Susceptibility loci for intracranial aneurysm in European and Japanese populations. *Nature Genetics*, 40(12):1472–1477, 2008.
- [16] Alessandra Biondi, Vallabh Janardhan, Jeffrey M Katz, Kimberly Salvaggio, Howard A Riina, and Y Pierre Gobin. Neuroform stent-assisted coil embolization of wide-neck intracranial aneurysms: strategies in stent deployment and midterm follow-up. *Neurosurgery*, 61(3):460–469, 2007.
- [17] Christopher F Bladin, Alan CF Colchester, David J Hawkes, Alexander M Seifalian, Najma Iqbal, and Charles R Hardingham. Morphological and hemodynamic assessments of carotid stenosis using quantitative digital subtraction angiography. *Stroke*, 27(9):1672–1678, 1996.
- [18] Pablo J Blanco, MR Pivello, SA Urquiza, and RA Feijóo. On the potentialities of 3D–1D coupled models in hemodynamics simulations. *Journal of Biomechanics*, 42(7):919–930, 2009.
- [19] Jules Bloomenthal and Keith Ferguson. Polygonization of non-manifold implicit surfaces. In *Proceedings of the 22nd annual conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, pages 309–316. ACM, 1995.
- [20] Brian M Boesiger and Joseph R Shiber. Subarachnoid hemorrhage diagnosis by computed tomography and lumbar puncture: are fifth generation CT scanners better at identifying subarachnoid hemorrhage? *The Journal of Emergency Medicine*, 29(1):23–27, 2005.
- [21] Róbert Bordás, Santhosh Seshadhri, Gábor Janiga, Martin Skalej, and Dominique Thévenin. Experimental validation of numerical simulations on a cerebral aneurysm phantom model. *Interventional Medicine and Applied Science*, 4(4):193–205, 2012.

- [22] Ed Boring and Alex Pang. Directional flow visualization of vector fields. In *Proceedings of the 7th conference on Visualization'96*, pages 389–ff. IEEE Computer Society Press, 1996.
- [23] Silvia Born, Matthias Pfeifle, Michael Markl, and Gerik Scheuermann. Visual 4D MRI blood flow analysis with line predicates. In *IEEE Pacific Visualization Symposium*, pages 105–112. IEEE, 2012.
- [24] Silvia Born, Michael Markl, Matthias Gutberlet, and Gerik Scheuermann. Illustrative visualization of cardiac and aortic blood flow from 4D MRI data. In *IEEE Pacific Visualization Symposium*, pages 129–136. IEEE, 2013.
- [25] Loic Boussel, Vitaliy Rayz, Charles McCulloch, Alastair Martin, Gabriel Acevedo-Bolton, Michael Lawton, Randall Higashida, Wade S Smith, William L Young, and David Saloner. Aneurysm growth occurs at region of low wall shear stress patient-specific correlation of hemodynamics and growth in a longitudinal study. *Stroke*, 39(11):2997–3002, 2008.
- [26] William R Brody. Digital subtraction angiography. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 29(3):1176–1180, 1982.
- [27] RD Brown Jr, J Huston, R Hornung, T Foroud, DF Kallmes, D Kleindorfer, I Meissner, D Woo, L Sauerbeck, J Broderick, et al. Screening for brain aneurysm in the Familial Intracranial Aneurysm study: frequency and predictors of lesion detection. *Journal of Neurosurgery*, 108(6):1132, 2008.
- [28] Greg Byrne and Juan Cebal. Vortex Dynamics in Cerebral Aneurysms. *arXiv:1309.7875, preprint*, 2013.
- [29] Hong Sik Byun and Kyehan Rhee. CFD modeling of blood flow following coil embolization of aneurysms. *Medical engineering & Physics*, 26(9):755–761, 2004.
- [30] Brian Cabral and Leith Casey Leedom. Imaging vector fields using line integral convolution. In *Proceedings of the 20th annual conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, pages 263–270. ACM, 1993.
- [31] Rubén Cárdenes, José María Pozo, Hrvoje Bogunovic, Ignacio Larrabide, and Alejandro F Frangi. Automatic aneurysm neck detection using surface Voronoi diagrams. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 30(10):1863–1876, 2011.
- [32] Marcelo Castro, Christopher Putman, Alessandro Radaelli, Alejandro Frangi, and Juan Cebal. Hemodynamics and rupture of terminal cerebral aneurysms. *Academic Radiology*, 16(10):1201–1207, 2009.
- [33] Marcelo A Castro, Christopher M Putman, MJ Sheridan, and JR Cebal. Hemodynamic patterns of anterior communicating artery aneurysms: a possible association with rupture. *American Journal of Neuroradiology*, 30(2):297–302, 2009.

- [34] JR Cebral, S Hendrickson, and CM Putman. Hemodynamics in a lethal basilar artery aneurysm just before its rupture. *American Journal of Neuroradiology*, 30(1):95–98, 2009.
- [35] JR Cebral, M Sheridan, and CM Putman. Hemodynamics and bleb formation in intracranial aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 31(2):304–310, 2010.
- [36] JR Cebral, F Mut, M Raschi, E Scrivano, R Ceratto, P Lylyk, and CM Putman. Aneurysm rupture following treatment with flow-diverting stents: computational hemodynamics analysis of treatment. *American Journal of Neuroradiology*, 32(1):27–33, 2011.
- [37] Juan R Cebral and R Lohner. Efficient simulation of blood flow past complex endovascular devices using an adaptive embedding technique. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(4):468–476, 2005.
- [38] Juan R Cebral and Rainald Lohner. From medical images to CFD meshes. In *Proc. 8th Int. Meshing Roundtable*. Citeseer, 1999.
- [39] Juan R Cebral and Hui Meng. Counterpoint: realizing the clinical utility of computational fluid dynamics—closing the gap. *American Journal of Neuroradiology*, 33(3):396–398, 2012.
- [40] Juan R Cebral, Monica Hernandez, AF Frangi, CM Putman, Richard Pergolizzi, and JE Burgess. Subject-specific modeling of intracranial aneurysms. In *Proc. of SPIE Medical Imaging*, volume 5369, pages 319–327, 2004.
- [41] Juan R Cebral, Marcelo A Castro, Sunil Appanaboyina, Christopher M Putman, Daniel Millan, and Alejandro F Frangi. Efficient pipeline for image-based patient-specific analysis of cerebral aneurysm hemodynamics: technique and sensitivity. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(4):457–467, 2005.
- [42] Juan R Cebral, Fernando Mut, Jane Weir, and Christopher Putman. Quantitative characterization of the hemodynamic environment in ruptured and unruptured brain aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 32(1):145–151, 2011.
- [43] Juan R Cebral, Fernando Mut, Jane Weir, and Christopher M Putman. Association of hemodynamic characteristics and cerebral aneurysm rupture. *American Journal of Neuroradiology*, 32(2):264–270, 2011.
- [44] C Cedzich and A Roth. Neurological and psychosocial outcome after subarachnoid haemorrhage, and the Hunt & Hess scale as a predictor of clinical outcome. *Zentralblatt für Neurochirurgie*, 66(03):112–118, 2005.
- [45] Nohra Chalouhi, Muhammad S. Ali, Robert M. Starke, Pascal M. Jabbour, Stavropoula I. Tjoumakaris, L. Fernando Gonzalez, Robert H. Rosenwasser, Walter J. Koch, and Aaron S. Dumont. Cigarette Smoke and Inflammation: Role in Cerebral Aneurysm Formation and Rupture. *Mediators of Inflammation*, 2012:12 pages, 2012.

- [46] Krishnan B Chandran, Ajit Prithiviraj Yoganathan, and Stanley E Rittgers. *Biofluid mechanics: the human circulation*. CRC Press, 2012.
- [47] I Chatziprodromou, A Tricoli, D Poulidakos, and Y Ventikos. Haemodynamics and wall remodelling of a growing cerebral aneurysm: a computational model. *Journal of Biomechanics*, 40(2):412–426, 2007.
- [48] Iordanis Chatziprodromou, Vincent D Butty, Vinod B Makhijani, Dimos Poulidakos, and Yiannis Ventikos. Pulsatile blood flow in anatomically accurate vessels with multiple aneurysms: a medical intervention planning application of computational haemodynamics. *Flow, Turbulence and Combustion*, 71(1-4):333–346, 2003.
- [49] Albert CS Chung, J Alison Noble, and Paul Summers. Vascular segmentation of phase contrast magnetic resonance angiograms based on statistical mixture modeling and local phase coherence. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(12):1490–1507, 2004.
- [50] Harry J Cloft and David F Kallmes. Cerebral aneurysm perforations complicating therapy with Guglielmi detachable coils: a meta-analysis. *American Journal of Neuroradiology*, 23(10):1706–1709, 2002.
- [51] Carlos Correa and Kwan-Liu Ma. Size-based transfer functions: A new volume exploration technique. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 14(6):1380–1387, 2008.
- [52] T Crawford. Some observations on the pathogenesis and natural history of intracranial aneurysms. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 22(4):259–266, 1959.
- [53] R Webster Crowley, Avery J Evans, Neal F Kassell, Mary E Jensen, and Aaron S Dumont. Endovascular treatment of a fusiform basilar artery aneurysm using multiple “in-stent stents” Technical note. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*, 3(6):496–500, 2009.
- [54] Alan Dardik, Leiling Chen, Jared Frattini, Hidenori Asada, Faisal Aziz, Fabio A Kudo, and Bauer E Sumpio. Differential effects of orbital and laminar shear stress on endothelial cells. *Journal of Vascular Surgery*, 41(5):869–880, 2005.
- [55] Laura Dempere-Marco, Estanislao Oubel, Marcelo Castro, Christopher Putman, Alejandro Frangi, and Juan Cebal. Cfd analysis incorporating the influence of wall motion: application to intracranial aneurysms. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 438–445. Springer, 2006.
- [56] Colin P Derdeyn, Christopher J Moran, DT Cross, RL Grubb, and RG Dacey. Intraoperative digital subtraction angiography: a review of 112 consecutive examinations. *American Journal of Neuroradiology*, 16(2):307–318, 1995.

- [57] Sujan Dhar, Markus Tremmel, J Mocco, Minsuok Kim, Junichi Yamamoto, Adnan H Siddiqui, L Nelson Hopkins, and Hui Meng. Morphology parameters for intracranial aneurysm rupture risk assessment. *Neurosurgery*, 63(2):185–197, 2008.
- [58] Joachim Diepstraten, Daniel Weiskopf, and Thomas Ertl. Transparency in interactive technical illustrations. *Computer Graphics Forum*, 21(3):317–325, 2002.
- [59] Richard Dodel, Yaroslav Winter, Florian Ringel, Annika Spottke, Nadir Gharavi, Ines Müller, Thomas Klockgether, Johannes Schramm, Horst Urbach, and Bernhard Meyer. Cost of Illness in Subarachnoid Hemorrhage A German Longitudinal Study. *Stroke*, 41(12):2918–2923, 2010.
- [60] Chitra Dorai and Anil K. Jain. Cosmos-a representation scheme for 3d free-form objects. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 19(10):1115–1130, 1997.
- [61] Charles G Drake, Allen H Friedman, and Sydney J Peerless. Failed aneurysm surgery: reoperation in 115 cases. *Journal of Neurosurgery*, 61(5):848–856, 1984.
- [62] Ulrike U Ernemann, Eckart Grönwäller, Frank B Duffner, Oezlem Guervit, Joerg Claassen, and Martin D Skalej. Influence of geometric and hemodynamic parameters on aneurysm visualization during three-dimensional rotational angiography: an in vitro study. *American Journal of Neuroradiology*, 24(4):597–603, 2003.
- [63] Maarten H Everts, Henk Bekker, Jos BTM Roerdink, and Tobias Isenberg. Depth-dependent halos: Illustrative rendering of dense line data. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 15(6):1299–1306, 2009.
- [64] D Fiorella, C Sadasivan, HH Woo, and B Lieber. Regarding “aneurysm rupture following treatment with flow-diverting stents: computational hemodynamics analysis of treatment”. *American Journal of Neuroradiology*, 32(5):E95–E97, 2011.
- [65] Elliot K Fishman, Derek R Ney, David G Heath, Frank M Corl, Karen M Horton, and Pamela T Johnson. Volume Rendering versus Maximum Intensity Projection in CT Angiography: What Works Best, When, and Why. *Radio-graphics*, 26(3):905–922, 2006.
- [66] Leonardo Flórez-Valencia, Maciej Orkisz, Johan Montagnat, et al. 3d graphical models for vascular-stent pose simulation. *Machine Graphics and Vision*, 13(3):235–248, 2004.
- [67] Edouard Fonck, Georg G Feigl, Jean Fasel, Daniel Sage, Michael Unser, Daniel A Rüfenacht, and Nikolaos Stergiopoulos. Effect of aging on elastin functionality in human cerebral arteries. *Stroke*, 40(7):2552–2556, 2009.

- [68] A.B. Forbes and National Physical Laboratory (Great Britain). *Least-squares Best-fit Geometric Elements*. NPL report DITC. National Physical Laboratory, 1991.
- [69] Matthew D Ford, Hristo N Nikolov, Jaques S Milner, Stephen P Lownie, Edwin M DeMont, Wojciech Kalata, Francis Loth, David W Holdsworth, and David A Steinman. PIV-measured versus CFD-predicted flow dynamics in anatomically realistic cerebral aneurysm models. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(2):21015, 2008.
- [70] MD Ford, Y Hoi, M Piccinelli, L Antiga, and DA Steinman. An objective approach to digital removal of saccular aneurysms: technique and applications. *British Journal of Radiology*, 82(Special Issue 1):S55–S61, 2009.
- [71] Shunichi Fukuda, Nobuo Hashimoto, Hiroaki Naritomi, Izumi Nagata, Kazuhiko Nozaki, Soichiro Kondo, Michiharu Kurino, and Haruhiko Kikuchi. Prevention of rat cerebral aneurysm formation by inhibition of nitric oxide synthase. *Circulation*, 101(21):2532–2538, 2000.
- [72] Ling Gao, Yiemeng Hoi, Daniel D Swartz, John Kolega, Adnan Siddiqui, and Hui Meng. Nascent aneurysm formation at the basilar terminus induced by hemodynamics. *Stroke*, 39(7):2085–2090, 2008.
- [73] Rocco Gasteiger, Mathias Neugebauer, Christoph Kubisch, and Bernhard Preim. Adapted Surface Visualization of Cerebral Aneurysms with Embedded Blood Flow Information. In *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*, pages 25–32, 2010.
- [74] Rocco Gasteiger, Gabor Janiga, Daniel Stucht, Anja Hennemuth, Ola Friman, Oliver Speck, Michael Markl, and Bernhard Preim. Vergleich zwischen 7 Tesla 4D PC-MRI Flussmessung und CFD-Simulation. In *Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 304–308, Lübeck, 20.-22. März 2011.
- [75] Rocco Gasteiger, Mathias Neugebauer, Oliver Beuing, and Bernhard Preim. The FLOWLENS: A focus-and-context visualization approach for exploration of blood flow in cerebral aneurysms. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 17(12):2183–2192, 2011.
- [76] Rocco Gasteiger, Dirk J. Lehmann, Roy van Pelt, Gabor Janiga, Oliver Beuing, Anna Vilanova, Holger Theisel, and Bernhard Preim. Automatic Detection and Visualization of Qualitative Hemodynamic Characteristics in Cerebral Aneurysms. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 18(12)(12):2178–2187, December 2012.
- [77] Peter D Gatehouse, Jennifer Keegan, Lindsey A Crowe, Sharmeen Masood, Raad H Mohiaddin, Karl-Friedrich Kreitner, and David N Firmin. Applications of phase-contrast flow and velocity imaging in cardiovascular MRI. *European Radiology*, 15(10):2172–2184, 2005.

- [78] FJH Gijzen, FN Van de Vosse, and JD Janssen. The influence of the non-newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model. *Journal of Biomechanics*, 32(6):601–608, 1999.
- [79] Amy Gooch, Bruce Gooch, Peter Shirley, and Elaine Cohen. A non-photorealistic lighting model for automatic technical illustration. In *Proceedings of the 25th annual conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, pages 447–452. ACM, 1998.
- [80] L Goubergrits, B Thamsen, A Berthe, J Poethke, U Kertzscher, K Affeld, C Petz, H-C Hege, H Hoch, and A Spuler. In vitro study of near-wall flow in a cerebral aneurysm model with and without coils. *American Journal of Neuroradiology*, 31(8):1521–1528, 2010.
- [81] Leonid Goubergrits, Sarah Weber, Ch Petz, H-Ch Hege, Andreas Spuler, Jens Pöthke, Andre Berthe, and Ulrich Kertzscher. Wall-PIV as a near wall flow validation tool for CFD: Application in a pathologic vessel enlargement (aneurysm). *Journal of Visualization*, 12(3):241–250, 2009.
- [82] Christoph Groden, Jochen Laudan, Scott Gatchell, and Herrmann Zeumer. Three-dimensional pulsatile flow simulation before and after endovascular coil embolization of a terminal cerebral aneurysm. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, 21(12):1464–1471, 2001.
- [83] T. Günther, C. Rössl, and H. Theisel. Opacity Optimization for 3D Line Fields. *ACM Transactions on Graphics*, 32(4):120:1–120:8, 2013.
- [84] GJ Hademenos, TF Massoud, F Turjman, and JW Sayre. Anatomical and morphological factors correlating with rupture of intracranial aneurysms in patients referred for endovascular treatment. *Neuroradiology*, 40(11):755–760, 1998.
- [85] Horst K Hahn, Bernhard Preim, Dirk Selle, and H-O Peitgen. Visualization and interaction techniques for the exploration of vascular structures. In *Proc. of Visualization*, pages 395–402. IEEE, 2001.
- [86] Steven Haker, Sigurd Angenent, Allen Tannenbaum, and Ron Kikinis. Non-distorting flattening for virtual colonoscopy. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 358–366. Springer, 2000.
- [87] Nobuo Hashimoto and Hajime Handa. The size of cerebral aneurysms in relation to repeated rupture. *Surgical Neurology*, 19(2):107–111, 1983.
- [88] Monica Hernandez and Alejandro F Frangi. Non-parametric geodesic active regions: Method and evaluation for cerebral aneurysms segmentation in 3DRA and CTA. *Medical Image Analysis*, 11(3):224–241, 2007.
- [89] Roland Hess. *The essential Blender: guide to 3D creation with the open source suite Blender*. No Starch Press, 2007.

- [90] Fernando Vega Higuera, Natascha Sauber, Bernd Tomandl, Christopher Nimschy, Guenther Greiner, and Peter Hastreiter. Automatic adjustment of bidimensional transfer functions for direct volume visualization of intracranial aneurysms. In *Medical Imaging*, pages 275–284. International Society for Optics and Photonics, 2004.
- [91] Toshinori Hirai, Yukunori Korogi, Ken Ono, Yuka Murata, Kenji Suginozawa, Toshio Omori, Shozaburo Uemura, and Mutsumasa Takahashi. Preoperative Evaluation of Intracranial Aneurysms: Usefulness of Intraarterial 3D CT Angiography and Conventional Angiography with a Combined Unit—Initial Experience. *Radiology*, 220(2):499–505, 2001.
- [92] Toshinori Hirai, Yukunori Korogi, Hidetaka Arimura, Shigehiko Katsuragawa, Mika Kitajima, Masayuki Yamura, Yasuyuki Yamashita, and Kunio Doi. Intracranial Aneurysms at MR Angiography: Effect of Computer-aided Diagnosis on Radiologists’ Detection Performance. *Radiology*, 237(2):605–610, 2005.
- [93] M Hohlrieder, M Spiegel, J Hinterhoelzl, K Engelhardt, B Pfausler, A Kampfl, H Ulmer, P Waldenberger, I Mohsenipour, and E Schmutzhard. Cerebral vasospasm and ischaemic infarction in clipped and coiled intracranial aneurysm patients. *European Journal of Neurology*, 9(4):389–399, 2002.
- [94] Yiemeng Hoi, Hui Meng, Scott H Woodward, Bernard R Bendok, Ricardo A Hanel, Lee R Guterman, and L Nelson Hopkins. Effects of arterial geometry on aneurysm growth: three-dimensional computational fluid dynamics study. *Journal of Neurosurgery*, 101(4):676–681, 2004.
- [95] Xianyou Hou, Li-Yi Wei, Heung-Yeung Shum, and Baining Guo. Real-time multi-perspective rendering on graphics hardware. In *Proceedings of the 17th Eurographics conference on Rendering Techniques*, pages 93–102. Eurographics Association, 2006.
- [96] Michael C Huang, Ali A Baaj, Katheryne Downes, A Samy Youssef, Eric Sauvageau, Harry R van Loveren, and Siviero Agazzi. Paradoxical Trends in the Management of Unruptured Cerebral Aneurysms in the United States Analysis of Nationwide Database Over a 10-Year Period. *Stroke*, 42(6):1730–1735, 2011.
- [97] S Ikeda, F Arai, T Fukuda, EH Kim, M Negoro, K Irie, and I Takahashi. In vitro patient-tailored anatomical model of cerebral artery for evaluating medical robots and systems for intravascular neurosurgery. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1558–1563. IEEE, 2005.
- [98] Tor Ingebrigtsen, Michael K Morgan, Ken Faulder, Linda Ingebrigtsen, Trygve Sparr, and Henrik Schirmer. Bifurcation geometry and the presence of cerebral artery aneurysms. *Journal of Neurosurgery*, 101(1):108–113, 2004.
- [99] Gábor Janiga, Philipp Berg, Oliver Beuing, Mathias Neugebauer, Rocco Gastegger, Bernhard Preim, Georg Rose, Martin Skalej, and Dominique Thévenin.

- Recommendations for accurate numerical blood flow simulations of stented intracranial aneurysms. *Biomedical Engineering*, 58(3):303–314, 2013.
- [100] Gábor Janiga, Christian Rössl, Martin Skalej, and Dominique Thévenin. Realistic virtual intracranial stenting and computational fluid dynamics for treatment analysis. *Journal of Biomechanics*, 46(1):7–12, 2013.
- [101] L-D Jou, DH Lee, H Morsi, and ME Mawad. Wall shear stress on ruptured and unruptured intracranial aneurysms at the internal carotid artery. *American Journal of Neuroradiology*, 29(9):1761–1767, 2008.
- [102] Lili Ju, Monica K Hurdal, Josh Stern, Kelly Rehm, Kirt Schaper, and David Rottenberg. Quantitative evaluation of three cortical surface flattening methods. *NeuroImage*, 28(4):869–880, 2005.
- [103] Laith M Kadasi, Walter C Dent, and Adel M Malek. Cerebral aneurysm wall thickness analysis using intraoperative microscopy: effect of size and gender on thin translucent regions. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 5(3):201–206, 2013.
- [104] Nikolaos MP Kakalis, Aristotelis P Mitsos, James V Byrne, and Yiannis Ventikos. The haemodynamics of endovascular aneurysm treatment: a computational modelling approach for estimating the influence of multiple coil deployment. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27(6):814–824, 2008.
- [105] David F Kallmes. Point: CFD—computational fluid dynamics or confounding factor dissemination. *American Journal of Neuroradiology*, 33(3):395–396, 2012.
- [106] Christof Karmonik, Anil Arat, Goetz Benndorf, Sergin Akpek, Richard Klucznik, Michel E Mawad, and Charles M Strother. A technique for improved quantitative characterization of intracranial aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 25(7):1158–1161, 2004.
- [107] Y Kawanabe, A Sadato, W Taki, and N Hashimoto. Endovascular occlusion of intracranial aneurysms with Guglielmi detachable coils: correlation between coil packing density and coil compaction. *Acta Neurochirurgica*, 143(5):451–455, 2001.
- [108] David N Kenwright and Gordon D Mallinson. A 3-d streamline tracking algorithm using dual stream functions. In *Proceedings of the 3rd conference on Visualization*, pages 62–68. IEEE Computer Society Press, 1992.
- [109] Khalil M Khanafer, Ramon Berguer, Marty Schlicht, and Joseph L Bull. Numerical modeling of coil compaction in the treatment of cerebral aneurysms using porous media theory. *Journal of Porous Media*, 12(9), 2009.
- [110] In-Young Kim, Shin Jung, Tae-Young Jung, Sam-Suk Kang, Kyug-Sub Moon, and Sung-Pil Joo. Intracranial tuberculoma with adjacent inflammatory aneurysms. *Journal of Clinical Neuroscience*, 15(10):1174–1176, 2008.

- [111] Minsuok Kim, Dale B Taulbee, Markus Tremmel, and Hui Meng. Comparison of two stents in modifying cerebral aneurysm hemodynamics. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(5):726–741, 2008.
- [112] Cemil Kirbas and Francis Quek. A review of vessel extraction techniques and algorithms. *ACM Computing Surveys*, 36(2):81–121, 2004.
- [113] Hiro Kiyosue, Shuichi Tanoue, Mika Okahara, Yuzo Hori, Takaharu Nakamura, Hirofumi Nagatomi, and Hiromu Mori. Anatomic features predictive of complete aneurysm occlusion can be determined with three-dimensional digital subtraction angiography. *American Journal of Neuroradiology*, 23(7):1206–1213, 2002.
- [114] Joe Kniss, Gordon Kindlmann, and Charles Hansen. Multidimensional transfer functions for interactive volume rendering. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 8(3):270–285, 2002.
- [115] Matthias Koenig, Wolf Spindler, Jan Rexilius, Julien Jomier, Florian Link, and Heinz-Otto Peitgen. Embedding VTK and ITK into a visual programming and rapid prototyping platform. In *Proc. of SPIE*, volume 8, 2006.
- [116] Benjamin Köhler, Mathias Neugebauer, Rocco Gasteiger, Gábor Janiga, Oliver Speck, and Bernhard Preim. Surface-Based Seeding for Blood Flow Exploration. In *Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 81–86. Springer, 2012.
- [117] Masahiro Kojima, Keiko Irie, Seiichi Ikeda, Toshio Fukuda, Fumihito Arai, Yuichi Hirose, and Makoto Negoro. The hemodynamic study for growth factor evaluation of rupture cerebral aneurysm followed up for five years. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 5:884–891, 2012.
- [118] Masaki Komiyama, Katsuhiko Tamura, Yasunori Nagata, Yoshihiko Fu, Hisat-sugu Yagura, and Toshihiro Yasui. Aneurysmal rupture during angiography. *Neurosurgery*, 33(5):798–803, 1993.
- [119] Olaf Konrad-Verse, Arne Littmann, and Bernhard Preim. Virtual Resection with a Deformable Cutting Plane. In *SimVis*, pages 203–214, 2004.
- [120] Jan Kretschmer, Christian Godenschwager, Bernhard Preim, and Marc Stamminger. Interactive Patient-Specific Vascular Modeling with Sweep Surfaces. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 19(12):2828–2837, 2013.
- [121] D. Krex, H. K. Schackert, and G. Schackert. Genesis of Cerebral Aneurysms - An Update. *Acta Neurochirurgica*, 143(5):429–449, 2001. ISSN 0001-6268.
- [122] Harinarayan Krishnan, Christoph Garth, Jens Guhring, Mehmet Akif Gulsun, Andreas Greiser, and Kenneth I Joy. Analysis of time-dependent flow-sensitive PC-MRI data. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 18(6):966–977, 2012.

- [123] Christoph Kubisch, Sylvia Glaßer, Mathias Neugebauer, and Bernard Preim. *Visualization in Medicine and Life Sciences II*, chapter Vessel Visualisation with Volume Rendering, pages 109–134. Springer, 2012.
- [124] Alexander Kuhn, Dirk J Lehmann, Rocco Gasteiger, Mathias Neugebauer, Bernhard Preim, and Holger Theisel. A Clustering-based Visualization Technique to Emphasize Meaningful Regions of Vector Fields. In *Vision, Modeling, Visualization*, pages 191–198, 2011.
- [125] Zsolt Kulcsár, A Ugron, M Marosfői, Z Berentei, G Paal, and I Szikora. Hemodynamics of cerebral aneurysm initiation: the role of wall shear stress and spatial wall shear stress gradient. *American Journal of Neuroradiology*, 32(3): 587–594, 2011.
- [126] Vinay Kumar, Abul K Abbas, Nelson Fausto, and Jon C Aster. *Robbins & Cotran pathologic basis of disease*. Elsevier Health Sciences, 2009.
- [127] Robert S Laramée, Helwig Hauser, Helmut Doleisch, Benjamin Vrolijk, Frits H Post, and Daniel Weiskopf. The State of the Art in Flow Visualization: Dense and Texture-Based Techniques. In *Computer Graphics Forum*, volume 23, pages 203–221. Wiley Online Library, 2004.
- [128] Robert S Laramée, Helwig Hauser, Lingxiao Zhao, and Frits H Post. Topology-based flow visualization, the state of the art. In *Topology-based Methods in Visualization*, pages 1–19. Springer, 2007.
- [129] Ignacio Larrabide, Pedro Omedas, Yves Martelli, Xavier Planes, Maarten Nieber, Juan A Moya, Constantine Butakoff, Rafael Sebastián, Oscar Camara, Mathieu De Craene, et al. GIMIAS: an open source framework for efficient development of research tools and clinical prototypes. In *Functional Imaging and Modeling of the Heart*, pages 417–426. Springer, 2009.
- [130] Ignacio Larrabide, Minsuok Kim, Luca Augsburger, Maria Cruz Villa-Uriol, Daniel Rüfenacht, and Alejandro F Frangi. Fast virtual deployment of self-expandable stents: Method and in vitro evaluation for intracranial aneurysmal stenting. *Medical Image Analysis*, 16(3):721–730, 2012.
- [131] Eckart Laurien and Herbert Oertel. *Numerische Strömungsmechanik*. Vieweg Teubner, 2009.
- [132] Max WK Law and Albert CS Chung. Vessel and intracranial aneurysm segmentation using multi-range filters and local variances. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pages 866–874. Springer, 2007.
- [133] Kai Lawonn, Rocco Gasteiger, and Bernhard Preim. Adaptive Surface Visualization of Vessels with Embedded Blood Flow Based on the Suggestive Contour Measure. In *Vision, Modeling, Visualization*, pages 113–120, 2013.
- [134] Teng-Yok Lee, Oleg Mishchenko, Han-Wei Shen, and Roger Crawfis. View point evaluation and streamline filtering for flow visualization. In *IEEE Pacific Visualization Symposium*, pages 83–90. IEEE, 2011.

- [135] Stéphanie Lehoux, François Tronc, and Alain Tedgui. Mechanisms of blood flow-induced vascular enlargement. *Biorheology*, 39(3):319–324, 2002.
- [136] Harold Z Lehrer, Leonard A Gross, and Tung P Poon. Ruptured intracranial aneurysm: Contrast agent extravasation during brachial arteriography. *Archives of Neurology*, 27(4):351, 1972.
- [137] David Lesage, Elsa D Angelini, Isabelle Bloch, and Gareth Funka-Lea. A review of 3D vessel lumen segmentation techniques: Models, features and extraction schemes. *Medical Image Analysis*, 13(6):819–845, 2009.
- [138] Haim Levkowitz. *Color theory and modeling for computer graphics, visualization, and multimedia applications*, volume 402. Springer, 1997.
- [139] Ming-Hua Li, Bu-Lang Gao, Chun Fang, Ying-Sheng Cheng, Yong-Dong Li, Jue Wang, and Guo-Ping Xu. Prevention and management of intraprocedural rupture of intracranial aneurysm with detachable coils during embolization. *Neuroradiology*, 48(12):907–915, 2006.
- [140] FHH Linn, GJE Rinkel, A Algra, and J Van Gijn. Headache characteristics in subarachnoid haemorrhage and benign thunderclap headache. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 65(5):791–793, 1998.
- [141] William E Lorensen and Harvey E Cline. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. In *ACM Siggraph Computer Graphics*, volume 21, pages 163–169. ACM, 1987.
- [142] Haik Lorenz, Matthias Trapp, Jürgen Döllner, and Markus Jobst. Interactive multi-perspective views of virtual 3D landscape and city models. In *The European Information Society*, pages 301–321. Springer, 2008.
- [143] Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, and Michael Galanski. Cardiovascular flow measurement with Phase-Contrast MR imaging: Basic facts and implementation. *Radiographics*, 22(3):651–671, 2002.
- [144] Pedro Lylyk, Carlos Miranda, Rosana Ceratto, Angel Ferrario, Esteban Scrivano, Hugh Ramirez Luna, Aaron L Berez, Quang Tran, Peter K Nelson, and David Fiorella. Curative endovascular reconstruction of cerebral aneurysms with the pipeline embolization device: the Buenos Aires experience. *Neurosurgery*, 64(4):632–643, 2009.
- [145] Baoshun Ma, Robert E Harbaugh, and Madhavan L Raghavan. Three-dimensional geometrical characterization of cerebral aneurysms. *Annals of Biomedical Engineering*, 32(2):264–273, 2004.
- [146] A. Mantha, C. Karmonik, G. Benndorf, C. Strother, and R. Metcalfe. Hemodynamics in a Cerebral Artery before and after the Formation of an Aneurysm. *American Journal of Neuroradiology*, 27(5):1113–1118, 2006.
- [147] Aishwarya R Mantha, Goetz Benndorf, Andres Hernandez, and Ralph W Metcalfe. Stability of pulsatile blood flow at the ostium of cerebral aneurysms. *Journal of Biomechanics*, 42(8):1081–1087, 2009.

- [148] Michael Markl, Alex Frydrychowicz, Sebastian Kozerke, Mike Hope, and Oliver Wieben. 4D flow MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 36(5):1015–1036, 2012.
- [149] Donald W Marquardt. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *Journal of the Society for Industrial & Applied Mathematics*, 11(2):431–441, 1963.
- [150] Alberto Marzo, Pankaj Singh, Philippe Reymond, Nikos Stergiopoulos, Umang Patel, and Rodney Hose. Influence of inlet boundary conditions on the local haemodynamics of intracranial aneurysms. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 12(4):431–444, 2009.
- [151] Yoshitaka Masutani, Ken Masamune, and Takeyoshi Dohi. Region-growing based feature extraction algorithm for tree-like objects. In *Visualization in Biomedical Computing*, pages 159–171. Springer, 1996.
- [152] Colin D Mathers, Alan D Lopez, Christopher JL Murray, et al. The burden of disease and mortality by condition: data, methods, and results for 2001. *Global Burden of Disease and Risk Factors*, 45:88, 2006.
- [153] Oliver Mattausch, Thomas Theußl, Helwig Hauser, and Eduard Gröller. Strategies for interactive exploration of 3d flow using evenly-spaced illuminated streamlines. In *Proceedings of the 19th Spring Conference on Computer Graphics*, pages 213–222. ACM, 2003.
- [154] AM McKinney, CS Palmer, CL Truwit, A Karagulle, and M Teksam. Detection of aneurysms by 64-section multidetector CT angiography in patients acutely suspected of having an intracranial aneurysm and comparison with digital subtraction and 3D rotational angiography. *American Journal of Neuroradiology*, 29(3):594–602, 2008.
- [155] Tony McLoughlin, Robert S Laramee, Ronald Peikert, Frits H Post, and Min Chen. Over Two Decades of Integration-Based, Geometric Flow Visualization. In *Computer Graphics Forum*, volume 29, pages 1807–1829. Wiley Online Library, 2010.
- [156] H. Meng, V.M. Tutino, J. Xiang, and A. Siddiqui. High WSS or Low WSS? Complex Interactions of Hemodynamics with Intracranial Aneurysm Initiation, Growth, and Rupture: Toward a Unifying Hypothesis. *American Journal of Neuroradiology*, ahead of print, 2013.
- [157] Hui Meng, Yixiang Feng, Scott Woodward, Bernard Bendok, Ricardo Hanel, Lee Guterman, and L Nelson Hopkins. Mathematical model of the rupture mechanism of intracranial saccular aneurysms through daughter aneurysm formation and growth. *Neurological Research*, 27(5):459–465, 2005.
- [158] Hui Meng, Zhijie Wang, Yiemeng Hoi, Ling Gao, Eleni Metaxa, Daniel D Swartz, and John Kolega. Complex hemodynamics at the apex of an arterial bifurcation induces vascular remodeling resembling cerebral aneurysm initiation. *Stroke*, 38(6):1924–1931, 2007.

- [159] Francesco Migliavacca, Lorenza Petrini, Valeria Montanari, Isabella Quagliana, Ferdinando Auricchio, and Gabriele Dubini. A predictive study of the mechanical behaviour of coronary stents by computer modelling. *Medical Engineering & Physics*, 27(1):13–18, 2005.
- [160] P Mitchell, ID Wilkinson, N Hoggard, MNJ Paley, DA Jellinek, T Powell, C Romanowski, T Hodgson, and PD Griffiths. Detection of subarachnoid haemorrhage with magnetic resonance imaging. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 70(2):205–211, 2001.
- [161] Tobias Mönch, Mathias Neugebauer, and Bernhard Preim. Optimization of Vascular Surface Models for Computational Fluid Dynamics and Rapid Prototyping. In *Second International Workshop on Digital Engineering*, pages 16–23, 2011.
- [162] Tobias Moench, Christoph Kubisch, Kai Lawonn, Ruediger Westermann, and Bernhard Preim. Visually Guided Mesh Smoothing for Medical Applications. In *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*, pages 91–98, 2012.
- [163] Andrew Molyneux. International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised trial. *The Lancet*, 360(9342):1267–1274, 2002.
- [164] C Mönninghoff, S Maderwald, JM Theysohn, O Kraff, SC Ladd, ME Ladd, M Forsting, HH Quick, and I Wanke. Evaluation of Intracranial Aneurysms with 7 T versus 1.5 T Time-of-Flight MR Angiography-Initial Experience. In *RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*, volume 181, pages 16–23. © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart-New York, 2008.
- [165] Hernán G Morales, Ignacio Larrabide, Martha L Aguilar, Arjan J Geers, Juan M Macho, Luis San Roman, and Alejandro F Frangi. Comparison of two techniques of endovascular coil modeling in cerebral aneurysms using CFD. In *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, pages 1216–1219. IEEE, 2012.
- [166] HG Morales, Minsuok Kim, EE Vivas, M-C Villa-Uriol, Ignacio Larrabide, T Sola, Leopoldo Guimaraens, and AF Frangi. How do coil configuration and packing density influence intra-aneurysmal hemodynamics? *American Journal of Neuroradiology*, 32(10):1935–1941, 2011.
- [167] Konrad Mühler, Mathias Neugebauer, Christian Tietjen, and Bernhard Preim. Viewpoint selection for intervention planning. In *Proc. of EuroVis*, pages 267–274, 2007.
- [168] Yuichi Murayama, Yih Lin Nien, Gary Duckwiler, Y Pierre Gobin, Reza Jahan, John Frazee, Neil Martin, and Fernando Viñuela. Guglielmi detachable coil embolization of cerebral aneurysms: 11 years' experience. *Journal of Neurosurgery*, 98(5):959–966, 2003.

- [169] A. Narracott, S. Smith, P. Lawford, H. Liu, R. Himeno, I. Wilkinson, P. Griffiths, and R. Hose. Development and validation of models for the investigation of blood clotting in idealized stenoses and cerebral aneurysms. *Journal of Artificial Organs*, 8(1):56–62, 2005.
- [170] Mathias Neugebauer and Bernhard Preim. Generation of a Smooth Ostium Surface for Aneurysm Surface Models. In *Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 399–403, Lübeck, 20.–22. März 2011.
- [171] Mathias Neugebauer, Gabor Janiga, Stefan Zachow, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Generierung qualitativ hochwertiger Modelle für die Simulation von Blutfluss in zerebralen Aneurysmen. In *Proc. Simulation and Visualization*, pages 221–236, 2008.
- [172] Mathias Neugebauer, Rocco Gasteiger, Oliver Beuing, Volker Diehl, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Map displays for the analysis of scalar data on cerebral aneurysm surfaces. *Computer Graphics Forum*, 28(3):895–902, 2009.
- [173] Mathias Neugebauer, Rocco Gasteiger, Volker Diehl, Oliver Beuing, and Bernhard Preim. Automatic generation of context visualizations for cerebral aneurysms from MRA datasets. In *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, volume 4 (Supplement 1), pages 112–113, Juni 2009.
- [174] Mathias Neugebauer, Volker Diehl, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Geometric Reconstruction of the Ostium of Cerebral Aneurysms. In Reinhard Koch, Andreas Kolb, and Christoph Rezk-Salama, editors, *Vision, Modeling, Visualization*, pages 307–314, Siegen, 15.–17. November 2010.
- [175] Mathias Neugebauer, Gabor Janiga, Oliver Beuing, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Modellbildung und Simulation - Computer-Aided Modelling of Blood Flow for the Treatment of Cerebral Aneurysms. *Biomedical Engineering*, 55:37–41, 2010.
- [176] Mathias Neugebauer, Gabor Janiga, Oliver Beuing, Martin Skalej, and Bernhard Preim. Anatomy-Guided Multi-Level Exploration of Blood Flow in Cerebral Aneurysms. *Computer Graphics Forum*, 30(3):1041–1050, 2011.
- [177] Mathias Neugebauer, Kai Lawonn, O. Beuing, and Bernhard Preim. Automatic Generation of Anatomic Characteristics from Cerebral Aneurysm Surface Models. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 8:279–289, 2013.
- [178] Mathias Neugebauer, Kai Lawonn, Oliver Beuing, Philipp Berg, Gabor Janiga, and Bernhard Preim. AmniVis - A System for Qualitative Exploration of Near-Wall Hemodynamics in Cerebral Aneurysms. *Computer Graphics Forum*, 32: 251–260, 2013.
- [179] Dennis J Nieuwkamp, Larissa E Setz, Ale Algra, Francisca HH Linn, Nicolien K de Rooij, and Gabriël JE Rinkel. Changes in case fatality of aneurysmal subarachnoid haemorrhage over time, according to age, sex, and region: a meta-analysis. *The Lancet Neurology*, 8(7):635–642, 2009.

- [180] Alexander M Nixon, Murat Gunel, and Bauer E Sumpio. The critical role of hemodynamics in the development of cerebral vascular disease: a review. *Journal of Neurosurgery*, 112(6):1240–1253, 2010.
- [181] PE Norman and JT Powell. Site specificity of aneurysmal disease. *Circulation*, 121(4):560–568, 2010.
- [182] S. Oeltze, D.J. Lehmann, H. Theisel, and B. Preim. Evaluation of Streamline Clustering Techniques for Blood Flow Data. Technical report, Fakultät für Informatik - Otto von Guericke Universität Magdeburg, 2012.
- [183] Steffen Oeltze and Bernhard Preim. Visualization of Vascular Structures: Method, Validation and Evaluation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25(4)(4):540–549, April 2005.
- [184] Steffen Oeltze, Anja Kuß, Frank Grothues, Anja Hennemuth, and Bernhard Preim. Integrated visualization of morphologic and perfusion data for the analysis of coronary artery disease. In *Proceedings of the Eighth Joint Eurographics/IEEE VGTC conference on Visualization*, pages 131–138. Eurographics Association, 2006.
- [185] Steffen Oeltze, Dirk J. Lehmann, Alexander Kuhn, Gabor Janiga, Holger Theisel, and Bernhard Preim. Blood Flow Clustering and Applications in Virtual Stenting of Intracranial Aneurysms. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, page in print, 2014.
- [186] Hiroki Ohkuma, Hisanobu Tsurutani, and Shigeharu Suzuki. Incidence and significance of early aneurysmal rebleeding before neurosurgical or neurological management. *Stroke*, 32(5):1176–1180, 2001.
- [187] Robert C Orth, Michael J Wallace, and Michael D Kuo. C-arm cone-beam CT: general principles and technical considerations for use in interventional radiology. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 19(6):814–820, 2008.
- [188] I Pechlivanis, K Schmieder, M Scholz, M König, L Heuser, and A Harders. 3-Dimensional computed tomographic angiography for use of surgery planning in patients with intracranial aneurysms. *Acta Neurochirurgica*, 147(10):1045–1053, 2005.
- [189] Constantine C Phatouros, Terence YJ Sasaki, Randall T Higashida, Adel M Malek, Philip M Meyers, Christopher F Dowd, and Van V Halbach. Stent-supported coil embolization: the treatment of fusiform and wide-neck aneurysms and pseudoaneurysms. *Neurosurgery*, 47(1):107–115, 2000.
- [190] Marina Piccinelli, Alessandro Veneziani, David A Steinman, Andrea Remuzzi, and Luca Antiga. A framework for geometric analysis of vascular structures: application to cerebral aneurysms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(8):1141–1155, 2009.

- [191] Marina Piccinelli, David A Steinman, Yiemeng Hoi, Frank Tong, Alessandro Veneziani, and Luca Antiga. Automatic neck plane detection and 3D geometric characterization of aneurysmal sacs. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(10):2188–2211, 2012.
- [192] Laurent Pierot, Laurent Spelle, Xavier Leclerc, Christophe Cognard, Alain Bonafé, and Jacques Moret. Endovascular Treatment of Unruptured Intracranial Aneurysms: Comparison of Safety of Remodeling Technique and Standard Treatment with Coils. *Radiology*, 251(3):846–855, 2009.
- [193] M Piotin, P Gailloud, L Bidaut, S Mandai, M Muster, J Moret, and DA Rüfenacht. CT angiography, MR angiography and rotational digital subtraction angiography for volumetric assessment of intracranial aneurysms. An experimental study. *Neuroradiology*, 45(6):404–409, 2003.
- [194] Pixologic. Sculptris, 2013. URL <http://pixologic.com/sculptris/>.
- [195] Armin Pobitzer, Ronald Peikert, Raphael Fuchs, Benjamin Schindler, Alexander Kuhn, Holger Theisel, Krešimir Matković, and Helwig Hauser. The State of the Art in Topology-Based Visualization of Unsteady Flow. In *Computer Graphics Forum*, volume 30, pages 1789–1811. Wiley Online Library, 2011.
- [196] Frits H Post, Benjamin Vrolijk, Helwig Hauser, Robert S Laramee, and Helmut Doleisch. The state of the art in flow visualisation: Feature extraction and tracking. In *Computer Graphics Forum*, volume 22, pages 775–792. Wiley Online Library, 2003.
- [197] J-S Prašni, Timo Ropinski, Jörg Mensmann, and Klaus Hinrichs. Shape-based transfer functions for volume visualization. In *IEEE Pacific Visualization Symposium (PacificVis)*, pages 9–16. IEEE, 2010.
- [198] Bernhard Preim and Dirk Bartz. *Visualization in medicine: theory, algorithms, and applications*. Morgan Kaufmann, 2007.
- [199] Bernhard Preim and Charl Botha. *Visual Computing for Medicine*. Morgan Kaufmann, 2 edition, 2013. ISBN 978-0124158733.
- [200] Bernhard Preim and Steffen Oeltze. 3D visualization of vasculature: an overview. In *Visualization in Medicine and Life Sciences*, pages 39–59. Springer, 2008.
- [201] AG Radaelli, Luca Augsburger, JR Cebal, M Ohta, DA Rüfenacht, R Balosino, G Benndorf, DR Hose, A Marzo, R Metcalfe, et al. Reproducibility of haemodynamical simulations in a subject-specific stented aneurysm model—a report on the Virtual Intracranial Stenting Challenge 2007. *Journal of Biomechanics*, 41(10):2069–2081, 2008.
- [202] Madhavan L Raghavan, Baoshun Ma, and Robert E Harbaugh. Quantified aneurysm shape and rupture risk. *Journal of Neurosurgery*, 102(2):355–362, 2005.

- [203] EC Raps, JD Rogers, SL Galetta, RA Solomon, L Lennihan, LM Klebanoff, and ME Fink. The clinical spectrum of unruptured intracranial aneurysms. *Archives of Neurology*, 50(3):265, 1993.
- [204] VL Rayz, L Boussel, MT Lawton, G Acevedo-Bolton, L Ge, WL Young, RT Higashida, and D Saloner. Numerical modeling of the flow in intracranial aneurysms: prediction of regions prone to thrombus formation. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(11):1793–1804, 2008.
- [205] Freek Reinders, I Ari Sadarjoen, Benjamin Vrolijk, and Frits H Post. Vortex tracking and visualisation in a flow past a tapered cylinder. In *Computer Graphics Forum*, volume 21, pages 675–682. Wiley Online Library, 2002.
- [206] Christof Rezk-Salama, Peter Hastreiter, Christian Teitzel, and Thomas Ertl. Interactive exploration of volume line integral convolution based on 3D-texture mapping. In *Proceedings of the conference on Visualization'99: celebrating ten years*, pages 233–240. IEEE Computer Society Press, 1999.
- [207] Gabriel JE Rinkel, Mamuka Djibuti, Ale Algra, and J Van Gijn. Prevalence and risk of rupture of intracranial aneurysms a systematic review. *Stroke*, 29(1):251–256, 1998.
- [208] Felix Ritter, Christian Hansen, Volker Dicken, Olaf Konrad, Bernhard Preim, and H-O Peitgen. Real-time illustration of vascular structures. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 12(5):877–884, 2006.
- [209] Felix Ritter, Tobias Boskamp, André Homeyer, Hendrik Laue, Michael Schwier, Florian Link, and H Peitgen. Medical image analysis. *IEEE Pulse*, 2(6):60–70, 2011.
- [210] AM Robertson and PN Watton. Computational fluid dynamics in aneurysm research: critical reflections, future directions. *American Journal of Neuroradiology*, 33(6):992–995, 2012.
- [211] YBWEM Roos, RJ De Haan, LFM Beenen, RJM Groen, KW Albrecht, and M Vermeulen. Complications and outcome in patients with aneurysmal subarachnoid haemorrhage: a prospective hospital based cohort study in the Netherlands. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 68(3):337–341, 2000.
- [212] Olufemi Rosanwo, Christoph Petz, Steffen Prohaska, H-C Hege, and Ingrid Hotz. Dual streamline seeding. In *IEEE Pacific Visualization Symposium*, pages 9–16. IEEE, 2009.
- [213] Chander Sadasivan, Baruch B Lieber, Matthew J Gounis, Demetrius K Lopes, and LN Hopkins. Angiographic quantification of contrast medium washout from cerebral aneurysms after stent placement. *American Journal of Neuroradiology*, 23(7):1214–1221, 2002.
- [214] Chander Sadasivan, Liliana Cesar, Jaehoon Seong, Ajay K Wakhloo, and Baruch B Lieber. Treatment of rabbit elastase-induced aneurysm models by flow

- diverters: development of quantifiable indexes of device performance using digital subtraction angiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(7):1117–1125, 2009.
- [215] O Sahni, J Müller, KE Jansen, MS Shephard, and CA Taylor. Efficient anisotropic adaptive discretization of the cardiovascular system. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 195(41):5634–5655, 2006.
- [216] Onkar Sahni, Kenneth E Jansen, Mark S Shephard, Charles A Taylor, and Mark W Beall. Adaptive boundary layer meshing for viscous flow simulations. *Engineering with Computers*, 24(3):267–285, 2008.
- [217] Tobias Salzbrunn, Heike Jänicke, Thomas Wischgoll, and Gerik Scheuermann. The State of the Art in Flow Visualization: Partition-Based Techniques. In *SimVis*, pages 75–92, 2008.
- [218] Tim Salzman, Szymon Stachniak, and Wolfgang Stürzlinger. Unconstrained vs. Constrained 3D scene manipulation. In *Engineering for Human-Computer Interaction*, pages 207–219. Springer, 2001.
- [219] Tobias Schafhitzel, Eduardo Tejada, Daniel Weiskopf, and Thomas Ertl. Point-based stream surfaces and path surfaces. In *Proceedings of Graphics Interface*, pages 289–296. ACM, 2007.
- [220] Wouter I Schievink. Genetics of intracranial aneurysms. *Neurosurgery*, 40(4):651–663, 1997.
- [221] Clemens M Schirmer and Adel M Malek. Critical influence of framing coil orientation on intra-aneurysmal and neck region hemodynamics in a sidewall aneurysm model. *Neurosurgery*, 67(6):1692–1702, 2010.
- [222] J.J. Schneiders, H.A. Marqueringa, L. Antiga, R. van den Berg, E. VanBavel, and C.B. Majoiea. Intracranial Aneurysm Neck Size Overestimation with 3D Rotational Angiography: The Impact on Intra-Aneurysmal Hemodynamics Simulated with Computational Fluid Dynamics. *American Journal of Neuroradiology*, 34:121–128, 2013.
- [223] Susanne Schnell, Sameer A Ansari, Parmede Vakil, Michael Hurley, James Carr, Hunt Batjer, Bernard R Bendok, Timothy J Carroll, and Michael Markl. Characterization of cerebral aneurysms using 4D FLOW MRI. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 14:1–3, 2012.
- [224] Joachim Schöberl. NETGEN An advancing front 2D/3D-mesh generator based on abstract rules. *Computing and Visualization in Science*, 1(1):41–52, 1997.
- [225] Will Schroeder, Ken Martin, and Bill Lorensen. *An Object-Oriented Approach To 3D Graphics*. Prentice hall, 1997.
- [226] Beth A Schueler, David F Kallmes, and Harry J Cloft. 3D cerebral angiography: radiation dose comparison with digital subtraction angiography. *American Journal of Neuroradiology*, 26(8):1898–1901, 2005.

- [227] Christian Schumann, Mathias Neugebauer, Ragnar Bade, Bernhard Preim, and Heinz-Otto Peitgen. Implicit Vessel Surface Reconstruction for Visualization and Simulation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2(5):275–286, 2008.
- [228] Lali HS Sekhon, Michael K Morgan, William Sorby, and Verity Grinnell. Combined endovascular stent implantation and endosaccular coil placement for the treatment of a wide-necked vertebral artery aneurysm: technical case report. *Neurosurgery*, 43(2):380–383, 1998.
- [229] Taewon Seo, Levanto G Schachter, and Abdul I Barakat. Computational study of fluid mechanical disturbance induced by endovascular stents. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(4):444–456, 2005.
- [230] Daniel M Sforza, Christopher M Putman, and Juan Raul Cebal. Hemodynamics of Cerebral Aneurysms. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 41:91–107, 2009.
- [231] DM Sforza, CM Putman, E Scrivano, P Lylyk, and JR Cebal. Blood-flow characteristics in a terminal basilar tip aneurysm prior to its fatal rupture. *American Journal of Neuroradiology*, 31(6):1127–1131, 2010.
- [232] Alla Sheffer, Emil Praun, and Kenneth Rose. Mesh parameterization methods and their applications. *Foundations and Trends in Computer Graphics and Vision*, 2(2):105–171, 2006.
- [233] Yuji Shimogonya, Takuji Ishikawa, Yohsuke Imai, Noriaki Matsuki, and Takami Yamaguchi. Can temporal fluctuation in spatial wall shear stress gradient initiate a cerebral aneurysm? A proposed novel hemodynamic index, the gradient oscillatory number (GON). *Journal of Biomechanics*, 42(4):550–554, 2009.
- [234] Ben Shneiderman. The eyes have it: A task by data type taxonomy for information visualizations. In *IEEE Symposium on Visual Languages*, pages 336–343. IEEE, 1996.
- [235] Masaaki Shojima, Marie Oshima, Kiyoshi Takagi, Ryo Torii, Motoharu Hayakawa, Kazuhiro Katada, Akio Morita, and Takaaki Kirino. Magnitude and role of wall shear stress on cerebral aneurysm computational fluid dynamic study of 20 middle cerebral artery aneurysms. *Stroke*, 35(11):2500–2505, 2004.
- [236] Hang Si. *A quality tetrahedral mesh generator and three-dimensional delaunay triangulator*. Weierstrass Institute for Applied Analysis and Stochastic, Berlin, Germany, 2006.
- [237] Menno Sluzewski, Willem Jan van Rooij, Marian J Slob, Javier Oliván Bescós, Cornelis H Slump, and Douwe Wijnalda. Relation between Aneurysm Volume, Packing, and Compaction in 145 Cerebral Aneurysms Treated with Coils. *Radiology*, 231:653–658, 2004.
- [238] M Spiegel, T Redel, T Struffert, J Hornegger, and A Doerfler. A 2D driven 3D vessel segmentation algorithm for 3D digital subtraction angiography data. *Physics in Medicine and Biology*, 56(19):6401, 2011.

- [239] AF Stalder, MF Russe, A Frydrychowicz, J Bock, J Hennig, and M Markl. Quantitative 2D and 3D phase contrast MRI: optimized analysis of blood flow and vessel wall parameters. *Magnetic Resonance in Medicine*, 60(5):1218–1231, 2008.
- [240] DA Steinman. Computational modeling and flow diverters: a teaching moment. *American Journal of Neuroradiology*, 32(6):981–983, 2011.
- [241] Gordan R Stuhne and David A Steinman. Finite-element modeling of the hemodynamics of stented aneurysms. *Journal of Biomechanical Engineering*, 126(3):382–387, 2004.
- [242] I Szikora, Z Berentei, Z Kulcsar, M Marosfoi, ZS Vajda, W Lee, A Berez, and PK Nelson. Treatment of intracranial aneurysms by functional reconstruction of the parent artery: the budapest experience with the pipeline embolization device. *American Journal of Neuroradiology*, 31(6):1139–1147, 2010.
- [243] Jun Tao, Jun Ma, Chaoli Wang, and Ching-Kuang Shene. A Unified Approach to Streamline Selection and Viewpoint Selection for 3D Flow Visualization. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, pages 393–406, 2013.
- [244] Andreas Tappenbeck, Bernhard Preim, and Volker Dicken. Distance-based transfer function design: Specification Methods and Applications. In *SimVis*, pages 259–274. Citeseer, 2006.
- [245] Charles A Taylor and David A Steinman. Image-based modeling of blood flow and vessel wall dynamics: applications, methods and future directions. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(3):1188–1203, 2010.
- [246] Roger Temam. *Navier–Stokes Equations*. American Mathematical Soc., 1984.
- [247] Holger Theisel, Ch Rössl, and H-P Seidel. Compression of 2D vector fields under guaranteed topology preservation. In *Computer Graphics Forum*, volume 22, pages 333–342. Wiley Online Library, 2003.
- [248] Holger Theisel, Tino Weinkauff, H-C Hege, and H-P Seidel. Saddle connectors—an approach to visualizing the topological skeleton of complex 3D vector fields. In *IEEE Visualization*, pages 225–232. IEEE, 2003.
- [249] Philippe Thériault, Patrick Terriault, Vladimir Brailovski, and Richard Gallo. Finite element modeling of a progressively expanding shape memory stent. *Journal of Biomechanics*, 39(15):2837–2844, 2006.
- [250] Christian Tietjen, Tobias Isenberg, and Bernhard Preim. Combining Silhouettes, Surface, and Volume Rendering for Surgery Education and Planning. In *IEEE/Eurographics Symposium on Visualization*, pages 303–310, 2005.
- [251] Lucas H Timmins, Michael R Moreno, Clark A Meyer, John C Criscione, Alexander Rachev, and James E Moore Jr. Stented artery biomechanics and device design optimization. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(5):505–513, 2007.

- [252] Ryo Torii, Marie Oshima, Toshio Kobayashi, Kiyoshi Takagi, and Tayfun E Tezduyar. Fluid–structure interaction modeling of a patient-specific cerebral aneurysm: influence of structural modeling. *Computational Mechanics*, 43(1):151–159, 2008.
- [253] Ryo Torii, Marie Oshima, Toshio Kobayashi, Kiyoshi Takagi, and Tayfun E Tezduyar. Fluid–structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: significance of artery and aneurysm shapes. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 198(45):3613–3621, 2009.
- [254] Bernd Turowski, Stephan Macht, Zolt Kulcsár, Daniel Hänggi, and Walter Stummer. Early fatal hemorrhage after endovascular cerebral aneurysm treatment with a flow diverter (SILK-Stent). *Neuroradiology*, 53(1):37–41, 2011.
- [255] Hiroshi Ujiie, Kazuei Sato, Hideaki Onda, Akihiro Oikawa, Mizuo Kagawa, Kintomo Takakura, and Naotoshi Kobayashi. Clinical analysis of incidentally discovered unruptured aneurysms. *Stroke*, 24(12):1850–1856, 1993.
- [256] Ender Uysal, B Yanbuloglu, M Erturk, BM Kilinc, and M Basak. Spiral CT angiography in diagnosis of cerebral aneurysms of cases with acute subarachnoid hemorrhage. *Diagn Interv Radiol*, 11(2):77–82, 2005.
- [257] Alvaro Valencia and Francisco Solis. Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery. *Computers & Structures*, 84(21):1326–1337, 2006.
- [258] Alvaro Valencia, Hernan Morales, Rodrigo Rivera, Eduardo Bravo, and Marcelo Galvez. Blood flow dynamics in patient-specific cerebral aneurysm models: the relationship between wall shear stress and aneurysm area index. *Medical Engineering & Physics*, 30(3):329–340, 2008.
- [259] I van der Schaaf, A Algra, M Wermer, A Molyneux, M Clarke, J van Gijn, and G Rinkel. Endovascular coiling versus neurosurgical clipping for patients with aneurysmal subarachnoid haemorrhage. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 4, 2005.
- [260] Jan van Gijn, Richard S Kerr, and Gabriel JE Rinkel. Subarachnoid haemorrhage. *The Lancet*, 369(9558):306–318, 2007.
- [261] Roy van Pelt, Javier Olivan Bescos, Marcel Breeuwer, Rachel E Clough, M Eduard Groller, Bart ter Haar Romenij, and Anna Vilanova. Exploration of 4D MRI blood flow using stylistic visualization. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 16(6):1339–1347, 2010.
- [262] Roy van Pelt, Javier Olivan Bescos, Marcel Breeuwer, Rachel E Clough, M Eduard Groller, Bart ter Haar Romeny, and Anna Vilanova. Interactive virtual probing of 4D MRI blood-flow. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 17(12):2153–2162, 2011.
- [263] Willem Jan van Rooij, ME Sprengers, Anjob N de Gast, JPP Peluso, and Menno Sluzewski. 3D rotational angiography: the new gold standard in the

- detection of additional intracranial aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 29(5):976–979, 2008.
- [264] M Vermeulen and J Van Gijn. The diagnosis of subarachnoid haemorrhage. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 53(5):365–372, 1990.
- [265] Meike W Vernooij, M Arfan Ikram, Hervé L Tanghe, Arnaud JPE Vincent, Albert Hofman, Gabriel P Krestin, Wiro J Niessen, Monique MB Breteler, and Aad van der Lugt. Incidental findings on brain MRI in the general population. *New England Journal of Medicine*, 357(18):1821–1828, 2007.
- [266] Fernando Viñuela, Gary Duckwiler, and Michel Mawad. Guglielmi detachable coil embolization of acute intracranial aneurysm: perioperative anatomical and clinical outcome in 403 patients. *Journal of Neurosurgery*, 86(3):475–482, 1997.
- [267] Monique HM Vlak, Ale Algra, Raya Brandenburg, and Gabriël JE Rinkel. Prevalence of unruptured intracranial aneurysms, with emphasis on sex, age, comorbidity, country, and time period: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Neurology*, 10(7):626–636, 2011.
- [268] Irina Waechter, Joerg Bredno, Roel Hermans, Juergen Weese, Dean C Barratt, and David J Hawkes. Model-based blood flow quantification from rotational angiography. *Medical Image Analysis*, 12(5):586–602, 2008.
- [269] Isabel Wanke and Michael Forsting. Stents for intracranial wide-necked aneurysms: more than mechanical protection. *Neuroradiology*, 50(12):991–998, 2008.
- [270] Scott M Wasserman and James N Topper. Adaptation of the endothelium to fluid flow: in vitro analyses of gene expression and in vivo implications. *Vascular Medicine*, 9(1):35–45, 2004.
- [271] PN Watton, A Selimovic, NB Raberger, P Huang, GA Holzapfel, and Y Ventskos. Modelling evolution and the evolving mechanical environment of saccular cerebral aneurysms. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 10(1):109–132, 2011.
- [272] Bryce Weir, Lew Disney, and Theodore Karrison. Sizes of ruptured and unruptured aneurysms in relation to their sites and the ages of patients. *Journal of Neurosurgery*, 96(1):64–70, 2002.
- [273] Bryce Weir, Christina Amidei, Gail Kongable, J Max Findlay, Neal F Kassell, John Kelly, Lanting Dai, and Theodore G Karrison. The aspect ratio (dome/neck) of ruptured and unruptured aneurysms. *Journal of Neurosurgery*, 99(3):447–451, 2003.
- [274] Daniel Weiskopf. *GPU-based interactive visualization techniques*. Springer, 2007.
- [275] MJH Wermer, IC Van der Schaaf, BK Velthuis, A Algra, E Buskens, and GJE Rinkel. Follow-up screening after subarachnoid haemorrhage: frequency and

- determinants of new aneurysms and enlargement of existing aneurysms. *Brain*, 128(10):2421–2429, 2005.
- [276] John West Day and NeilH Raskin. Thunderclap headache: symptom of unruptured cerebral aneurysm. *The Lancet*, 328(8518):1247–1248, 1986.
- [277] Philip M White, Stephanie C Lewis, Anil Gholkar, Robin J Sellar, Hans Nahser, Christophe Cognard, Lynn Forrester, and Joanna M Wardlaw. Hydrogel-coated coils versus bare platinum coils for the endovascular treatment of intracranial aneurysms (HELPS): a randomised controlled trial. *The Lancet*, 377(9778):1655–1662, 2011.
- [278] David O Wiebers, Jack P Whisnant, Thoralf M Sundt Jr, and W Michael O’Fallon. The significance of unruptured intracranial saccular aneurysms. *Journal of Neurosurgery*, 66(1):23–29, 1987.
- [279] George KC Wong, Marco CL Kwan, Rebecca YT Ng, Simon CH Yu, and Wai Sang Poon. Flow diverters for treatment of intracranial aneurysms: current status and ongoing clinical trials. *Journal of Clinical Neuroscience*, 18(6):737–740, 2011.
- [280] Jianping Xiang, Sabareesh K Natarajan, Markus Tremmel, Ding Ma, J Mocco, L Nelson Hopkins, Adnan H Siddiqui, Elad I Levy, and Hui Meng. Hemodynamic–morphologic discriminants for intracranial aneurysm rupture. *Stroke*, 42(1):144–152, 2011.
- [281] Takanobu Yagi, Ayaka Sato, Manabu Shinke, Sara Takahashi, Yasutaka Tobe, Hiroyuki Takao, Yuichi Murayama, and Mitsuo Umezu. Experimental insights into flow impingement in cerebral aneurysm by stereoscopic particle image velocimetry: transition from a laminar regime. *Journal of The Royal Society Interface*, 10(82):ahead of print, 2013.
- [282] Shuhei Yamashita, Haruo Isoda, Masaya Hirano, Hiroyasu Takeda, Shoichi Inagawa, Yasuo Takehara, Marcus T Alley, Michael Markl, Norbert J Pelc, and Harumi Sakahara. Visualization of hemodynamics in intracranial arteries using time-resolved three-dimensional phase-contrast MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 25(3):473–478, 2007.
- [283] Mahmut Gazi Yasargil. *Microneurosurgery: Microsurgical Anatomy of the Basal Cisterns and Vessels of the Brain, Diagnostic Studies, General Operative Techniques and Pathological Considerations of the Intracranial Aneurysms*. Thieme, 1984.
- [284] Xiangong Ye, David Kao, and Alex Pang. Strategy for seeding 3D streamlines. In *IEEE Visualization*, pages 471–478. IEEE, 2005.
- [285] Jaeyoun Yi and Jong Beom Ra. A locally adaptive region growing algorithm for vascular segmentation. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 13(4):208–214, 2003.

- [286] Hiroyuki Yoshida and Abraham H Dachman. Computer-aided diagnosis for CT colonography. In *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, volume 25, pages 419–431. Elsevier, 2004.
- [287] Lei Zhu, Steven Haker, and Allen Tannenbaum. Flattening maps for the visualization of multibranched vessels. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(2):191–198, 2005.
- [288] Jiachen Zhuo and Rao P Gullapalli. Mr artifacts, safety, and quality control. *Radiographics*, 26(1):275–297, 2006.
- [289] Malte Zockler, Detlev Stalling, and H-C Hege. Interactive visualization of 3D-vector fields using illuminated stream lines. In *Proc. of Visualization*, pages 107–113. IEEE, 1996.
- [290] Karel J Zuiderveld, Anton HJ Koning, Rik Stokking, JB Maintz, Fred JR Appelman, and Max A Viergever. Multimodality visualization of medical volume data. *Computers & Graphics*, 20(6):775–791, 1996.