



Klassifizierung des Blutflusses in zerebralen Aneurysmen an
Bifurkationen

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

Bachelorarbeit

vorgelegt von

Andreas Petrow

Juni 2016

Gutachter:	Prof. Dr.-Ing. habil. Bernhard Preim
Betreuer:	Dr.-Ing. Steffen Oeltze-Jafra
Praktikumsbetreuer:	Priv.-Doz. Dr.-Ing. Gabor Janiga

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich, die vorliegende Abschlussarbeit selbstständig und nur unter Verwendung der von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verfasst zu haben. Sowohl inhaltlich als auch wörtlich entnommene Inhalte wurden als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit hat in dieser oder vergleichbarer Form noch keinem anderem Prüfungsgremium vorgelegen.

Datum: _____ Unterschrift: _____

Inhaltsverzeichnis

Eidesstattliche Erklärung	II
Inhaltsverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	VII
1 Einführung	1
2 Medizinischer Hintergrund	3
2.1 Medizinischer Hintergrund von Aneurysmen	3
2.1.1 Charakteristika	3
2.1.2 Ausgehende Gefahr	6
2.1.3 Risikofaktoren	6
2.1.4 Behandlungsmethoden	7
2.2 Hämodynamik	8
2.2.1 Bildgebung	10
2.2.2 Segmentierung und Rekonstruktion	11
2.2.3 Simulation	13
2.3 Zusammenfassung	15
3 Verwandte Arbeiten	16
3.1 Morphologische Parameter	16
3.2 Hämodynamische Charakterisierung	17
4 Gewählter Ansatz	21
4.1 Ein- und Ausströmungsbereiche	22
4.2 Bereich des Aneurysma-Sacks	23
4.3 Stromlinien generieren	25
4.4 Stromlinien Klassifizierung	26

5 Umsetzung	27
5.1 Extraktion der Ein- und Ausströmungsbereiche	27
5.2 Extraktion des Ostiums	30
5.3 Stromliniengenerierung	31
5.4 Stromlinien zuordnen	32
6 Ergebnisse	33
6.1 Testdatensätze	33
6.2 Durchführung des Algorithmuses	34
6.3 Auswertung der Ergebnisse	48
6.4 Zusammenfassung	50
7 Ausblick	51
7.1 Verbesserung der verwendeten Methode	51
7.2 Weiterentwicklung der Methode	51
7.3 Alternative Ansätze	52
Literaturverzeichnis	54

Abbildungsverzeichnis

2.1	Prozentuales Auftreten von zerebralen Aneurysmen (Quelle: [1] S. 1270 Abb. 28.19)	4
2.2	Aufbau von Aneurysmen anhand zweier Beispiele (Quelle: [2])	5
3.1	Schematische Zeichnung der vier beobachteten Flussmuster (Typ I - IV von oben nach unten) nach Cebral et al. [3] in kleinen (links) und großen (rechts) Aneurysmen (Quelle: [3])	19
3.2	Klassifikation von Flussmustern mit Bezug auf das Trägergefäß	20
4.1	Bereiche eines Aneurysmas für die Klassifizierung der Stromlinien: Einströmungsbereich (rot), Ausströmungsbereiche (blau) und Aneurysma-Sack (grün)	22
4.2	ROI eines Datensatzes (blau)	23
4.3	Beispiel eines rekonstruierten gesunden Trägergefäßes: Aneurysma (a) und das rekonstruierte Trägergefäß in blau (b)	24
4.4	Rekonstruierte Trägergefäß (blau) und ursprüngliche Form der Arterie (rot) übereinandergelegt	25
5.1	Extrahierte Schnittflächen: vtkThreshold(a), entwickelte Methode(b)	29
6.1	Übersicht aller Testdatensätze	35
6.2	ROIs der Testdatensätze VII bis XI	37
6.3	Ostiumgenerierung: Datensatz II (<i>an_mas02</i>)	38
6.4	Ostiumgenerierung: Datensatz III (<i>an_visc2010</i>)	39
6.5	Ostiumgenerierung: Datensatz IV (<i>Case_347</i>)	39
6.6	Ostiumgenerierung: Datensatz V (<i>Challenge_2013_Case_1</i>)	39
6.7	Ostiumgenerierung: Datensatz VI (<i>Challenge_2013_Case_2</i>)	40
6.8	Ostiumgenerierung: Datensatz VII (<i>Challenge_2015_Case_1</i>)	40
6.9	Ostiumgenerierung: Datensatz VIII (<i>Challenge_2015_Case_2</i>)	40
6.10	Ostiumgenerierung: Datensatz IX (<i>Challenge_2015_Case_3</i>)	41

6.11	Ostiumgenerierung: Datensatz X (<i>Challenge_2015_Case_4</i>)	41
6.12	Ostiumgenerierung: Datensatz XI (<i>Challenge_2015_Case_5</i>)	41
6.13	Datensatz IX: aussortierte Stromlinien	46
6.14	2000 klassifizierte Stromlinien der Testdatensätze	48
7.1	ROI für die Normalisierung der Aneurysmen	53
7.2	Querschnitt Datensatz I (a), Querschnitt des gleichen Datensatzes in eine Einheitskugel überführt (b)	53

Tabellenverzeichnis

3.1	Morphologische Parameter eines Aneurysmas [4].	17
6.1	Testdatensätze	34
6.2	Bounding Box Maße der herausgeschnittenen ROIs	36
6.3	Trägergefäßrekonstruktion	38
6.4	Stromlinienklassifizierung: Datensatz I	42
6.5	Stromlinienklassifizierung: Datensatz II	43
6.6	Stromlinienklassifizierung: Datensatz III	43
6.7	Stromlinienklassifizierung: Datensatz IV	44
6.8	Stromlinienklassifizierung: Datensatz V	44
6.9	Stromlinienklassifizierung: Datensatz VI	44
6.10	Stromlinienklassifizierung: Datensatz VII	45
6.11	Stromlinienklassifizierung: Datensatz VIII	45
6.12	Stromlinienklassifizierung: Datensatz IX	45
6.13	Stromlinienklassifizierung: Datensatz X	46
6.14	Stromlinienklassifizierung: Datensatz XI	46
6.15	Trägergefäßrekonstruktion	50

1 Einführung

Zerebrale Aneurysmen sind krankhafte Gefäßauswölbung von Hirnarterien. Die Ruptur eines Aneurysmas ist für den Patienten die größte Gefahr, die sogar lebensbedrohlich sein kann. Daher ist nach der Erkennung eines zerebralen Aneurysmas die Abwägung zwischen dem Behandlungs- und Rupturrisiko von hoher Relevanz. Eine möglichst genaue Einschätzung des Rupturrisikos ist deshalb erstrebenswert. Die Forschung versucht dahingehend immer mehr Faktoren zu spezifizieren, die in einem Vergleich das Rupturrisiko optimal prognostizieren lassen. Für die Prognose werden patientenspezifische Daten analysiert. Dazu werden sowohl die Gewohnheiten, wie beispielsweise Nikotin- oder Alkoholkonsum und andere patientenspezifische Daten, wie Alter, Bluthochdruck etc., des Patienten als auch die Anatomie des Aneurysmas betrachtet. Bei der Betrachtung des Aufbaus des Aneurysmas werden unter anderem quantitative Faktoren ermittelt. Darüber hinaus konzentriert sich die Forschung auf eine immer genauere Betrachtung der Hämodynamik, nahe und innerhalb des Aneurysmas. Diese wird für die Untersuchung simuliert. Gängige Bildgebungsverfahren bilden die Grundlage zur detaillierten Erfassung der Anatomie und der Extraktion der Geometrie. Auf Basis der extrahierten Geometrie kann anschließend die Simulation der Hämodynamik über einen Herzzyklus hinweg ablaufen. Des Weiteren wird auch die Gefäßwand erforscht, hinsichtlich ihrer Belastung und Ausdehnung während eines Herzzykluses.

Cebral et al. [3] klassifizieren in ihrer Arbeit die Aneurysmen anhand ihrer Hämodynamik, indem sie Flussmuster visuell beurteilen und in vier Kategorien zusammenfassen. Castro et al. [5] untersuchen hingegen in deren Arbeit die Flussrichtung von Aneurysmen an Bifurkationen. Dabei klassifizieren sie den Verlauf von Stromlinien dahingehend, ob diese das Aneurysma betreten und in welche der Abzweigung des Trägergefäßes sie hinführen. Diese Herangehensweise lässt eine Quantifizierung der Flussrichtung und somit eine Charakterisierung der Hämodynamik zu. In dieser Arbeit wird der Ansatz von Castro et al. [5] aufgegriffen und die Klassifizierung der Stromlinien konkretisiert.

Mithilfe der Charakterisierung der Aneurysmen, durch eine Klassifizierung der

Stromlinien, soll für zukünftige Arbeiten ein weiterer vergleichbarer Faktor zur Kalkulation des Rupturrisikos geschaffen werden.

Aufbau der Arbeit Die für diese Thematik erforderlichen medizinische Grundlagen werden im folgendem Kapitel (Kapitel 2) erläutert. Darüber hinaus werden die notwendigen Schritte bis zur Simulation der Hämodynamik und die Simulation selbst kurz zusammengefasst. Anschließend werden mit dieser Thematik verwandte Arbeiten genannt (Kapitel 3). In Kapitel 4 wird der gewählte Ansatz zur Lösung der Aufgabenstellung beschrieben. Kapitel 5 befasst sich mit der Umsetzung des gewählten Lösungsansatzes. Das darauf folgende Kapitel (Kapitel 6) enthält die Evaluation des Ansatzes inklusive einer Beschreibung der verwendeten Testdatensätze. Zum Schluss (Kapitel 7) werden im Ausblick mögliche Erweiterungen bzw. Verbesserungen des Lösungsansatzes zusammengefasst. Darüber hinaus wird ein alternativer Ansatz für den Vergleich der Hämodynamik unterschiedlicher Aneurysmen kurz beschrieben.

2 Medizinischer Hintergrund

Bevor auf die eigentliche Thematik dieser Arbeit eingegangen wird, wird das Umfeld für die thematische Einordnung dieser Bachelorarbeit beschrieben. Dazu wird zunächst der medizinische Hintergrund beleuchtet und anschließend die dazugehörige technische Extraktion und Simulation für die digitale Weiterverarbeitung der dadurch gewonnenen Daten erläutert.

2.1 Medizinischer Hintergrund von Aneurysmen

Aneurysmen, auch Arterienerweiterungen genannt, sind pathologische Dilatationen von Blutgefäßen. Diese Ausbuchtungen an den Arterienwänden sehen meist beeren- oder sackförmig aus und entstehen an geschwächten Gefäßwänden.

2.1.1 Charakteristika

Bei der Ausdehnung eines arteriellen Gefäßes um mehr als das 1,5-fache des durchschnittlichen Gefäßdurchmessers wird im Allgemeinen von einem Aneurysma gesprochen [6].

Dabei wird außerdem zwischen den echten (*Aneurysma verum*) und falschen Aneurysmen (*Aneurysma spurium*) unterschieden. Ein *Aneurysma verum* entsteht durch eine lokale Aufweitung aller drei Gefäßschichten, der *Intima* (innerste Schicht), der *Media* (mittlere) und der *Adventia* (äußerste Bindegewebeschiicht). Falsche Aneurysmen ähneln sich in ihrer Form zu den Echten, werden jedoch durch eine punktuelle Verletzung hervorgerufen. Das bei der Verletzung austretende Blut wird nur von der Bindegewebeschiicht, aus der sich auch die Auswölbung bildet, zurückgehalten.

Zerebrale Aneurysmen treten häufig an arteriellen Verzweigungen, auch Bifurkationen genannt, im Bereich der Hirnbasis auf. Dazu wurde bereits eine umfassende

Meta-Studie zur Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Aneurysmas in bestimmten Abschnitten des *Circulus Willisii*, einem im Bereich der Hirnbasis lokalisierten arteriellen Gefäßring, oder benachbarte Verzweigungen durchgeführt [7]. Die Studie bringt hervor, dass die häufigsten Stellen für die Bildung von Aneurysmen die *Arteria cerebri media* (35 %) sowie die *Arteria communicans anterior/posterior* (32 %) sind [7]. Eine Übersicht zum *Circulus Willisii* und die prozentuale ortsbezogene Verteilung zerebraler Aneurysmen wird in Abbildung 2.1 dargestellt.

Abbildung 2.1: Prozentuales Auftreten von zerebralen Aneurysmen (Quelle: [1] S. 1270 Abb. 28.19)

Für die Bestimmung der Aneurysmaform (*Morphometrie*) werden Größe, verschiedene Durchmesser und Flächenverhältnisse quantifiziert.

Die Form der Aneurysmen lässt sich grundsätzlich, ihrem Aufbau entsprechend, in zwei Gruppen unterteilen, den *fusiformen* und den *sakkulären* Aneurysmen. Bei den *fusiformen* Aneurysmen weitet sich der gesamte Umfang innerhalb eines lokalen Bereiches des Gefäßes aus. *Fusiforme* Aneurysmen treten selten auf (< 1 %) [8]. Die dahingegen häufig auftretenden *sakkulären* Aneurysmen lassen sich durch ihre kugelähnliche Auswölbung an einer Stelle des Gefäßes charakterisieren. Bei dieser Form der Aneurysmen wird der Aufbau in zwei Bereiche gegliedert, der *Aneurysma-Hals* und der *Aneurysma-Dom* (siehe Abb. 2.2a) [9].

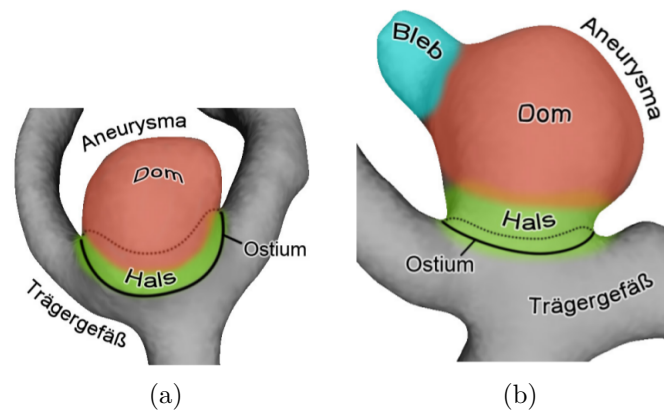


Abbildung 2.2: Aufbau von Aneurysmen anhand zweier Beispiele (Quelle: [2])

Ein weiterer geometrischer Parameter, der für den weiteren Verlauf dieser Arbeit von großer Relevanz ist, ist das Ostium [10].

“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.” [2]

Des Weiteren werden die Variationen an sakkulären Aneurysmen in drei Formklassen unterteilt: rund, hantelförmig oder multilobular (mit vielen Auswölbungen) [11]. Meistens werden lediglich uni- und multilobulare Aneurysmen unterschieden [12].

Außerdem kann es dazu kommen, dass sich weitere Aneurysmen an der Wand von bereits entstandenen Aneurysmen bilden. Diese erweiterten Aneurysmen werden *Tochter-Aneurysmen* oder auch *Blebs* genannt (siehe Abb. 2.2b) [13, 14].

Grundsätzlich ist davon auszugehen, dass die Form von Aneurysmen sehr stark variiert.

2.1.2 Ausgehende Gefahr

Laut offizieller Zählung der WHO zählt ein durch eine zerebrovaskuläre Erkrankung hervorgerufener Schlaganfall mit einem Anteil von 9 % zu der zweitgrößten Todesursache weltweit [15]. Die Prävalenz von zerebralen Aneurysmen in der Bevölkerung liegt im Mittel bei ca. 3 %¹.

Nicht-rupturierte zerebrale Aneurysmen mit einer größeren Raumforderung können auf Grund des Kontaktes zu benachbarten Nervengewebe zu neurologischen Symptomen wie Störungen des visuellen Systems oder migräneartigen Kopfschmerzen führen [18].

Die Hauptgefahr zerebraler Aneurysmen liegt jedoch in deren möglicher Ruptur, dem Aufreißen der Wand eines Aneurysmas, und der darauf folgenden Blutung, auch Subarachnoidalblutung genannt. Bei dieser gelangt Blut in den mit Hirnflüssigkeit gefüllten Hirnzwischenraum (Subarachnoidalraum). Die Ruptur eines Aneurysmas ist eine spezielle Form eines Schlaganfalles. Eine schwere Folge einer Subarachnoidalblutung ist die Rezidivblutung. Diese treten bei den Patienten in ca. 15 % der Fälle innerhalb von wenigen Stunden nach der initialen Blutung auf [19]. In bis zu 80 % der Fälle mit einer Rezidivblutung erleiden die Patienten schwere neurologische Einschränkungen oder sterben [20].

2.1.3 Risikofaktoren

Es wurde bereits festgestellt, dass sich die Wahrscheinlichkeit zur Entwicklung eines Aneurysmas in Abhängigkeit gewisser Faktoren statistisch erhöht. Beispielsweise steigt die Prävalenz unter anderem bei Bluthochdruck, genetischer Vorbelastung, Nikotin- oder Alkoholkonsum auf 6 %. Darüber hinaus nimmt die Wahrscheinlichkeit, ein Aneurysma auszubilden, im höheren Alter zu [16]. Außerdem wurde ein statistischer Zusammenhang zwischen der Lokalisation eines Aneurysmas und dessen Rupturrisiko festgestellt [21]. Da diese Arbeit zur Risikoberechnung einer Ruptur beiträgt, wird zu späterem Abschnitt darauf nochmals genauer eingegangen.

¹Unterschiedliche Quellen geben verschiedene Prozente für die Prävalenz von Aneurysmen an: 2,3 % [16], 3,2 % [7] und 3,6 - 6 % [17].

2.1.4 Behandlungsmethoden

Zur Beurteilung, des Rupturrisikos, werden verschiedene Faktoren wie beispielsweise die Grösse, Form und Lage des Aneurysmas betrachtet. Außerdem muss bei der Entscheidung einer Behandlungsmethode das Risiko der Behandlung selbst mit berücksichtigt werden. Ziel einer Behandlung ist die Unterbindung der Durchströmung des Aneurysmas, indem es vom vaskulären System abgeschirmt wird und dadurch der ursprüngliche Blutstrom wiederhergestellt werden kann. Zur Zielerfüllung haben sich zwei Herangehensweisen bewährt, das chirurgische *Clipping* und das minimal-invasive *Coiling*.

Neurochirurgisches Clipping Beim neurochirurgischen Clipping wird zunächst ein Zugang durch eine Öffnung im Schädel (*Kraniotomie*) geschaffen. Anschließend muss das Hirngewebe schonend zur Seite gedrückt werden. Nach der darauffolgenden Freilegung des Aneurysma-Halses, wird dieser mit einer Klammer abgeklemmt. Bei dieser Behandlungsmethode ist insbesondere darauf zu achten, dass durch das Clipping keine benachbarten Blutgefäße mit abgeklemmt werden. Des Weiteren können schwer oder gar nicht zu erreichende Stellen, beispielsweise in der Nähe des Hirnstamms, eine ungünstige Gefäßkonstellation oder eine unzureichend ausgeprägter Aneurysma-Hals, Gründe sein, weshalb das Clipping auszuschließen wäre.

Minimal-invasives Coiling Eine für den Patienten weniger belastende und risikoärmere Behandlungsmethode ist das minimal-invasive Coiling. Dazu werden kleine, komprimierte Platinspiralen, sogenannte *Guglielmi Detachable Coils*, über einen Mikrokatheter in das Aneurysma eingebracht [22]. Dieser Mikrokatheter wird durch eine kleine Öffnung in der Oberschenkelarterie (*Arteria femoralis*) des Patienten eingeführt. Die Platintspiralen werden so in das Aneurysma hineingelegt, dass sich dieses nach und nach verschließt und nicht mehr mit Blut füllt. Situationbedingt kann auch zusätzlich ein Ballon oder eine Gefäßschiene (*Stent*) eingesetzt werden. Diese Methode ist im Vergleich schonender, führt jedoch ein erhöhtes Risiko einer Rezidivblutung mit sich [23].

Stenting Beim Stenting handelt es sich um eine weitere invasive Behandlungsform eines Aneurysmas. Dabei wird ein faltbarer Gitterzylinder, welches die Gefäßwand stützt, in das Trägergefäß eingebracht. Dieses feinmaschige Gestell wird über einen Katheter in das Trägergefäß des Aneurysmas eingeführt und entfaltet. Die Entfaltung kann bspw. mithilfe eines Ballons durchgeführt werden. Stents dienen zur Unterstützung der zuvor eingeführten Coils, sodass diese vor dem Herausfallen gehindert werden [24]. Teilweise werden die Stents auch vor den Coils eingesetzt [25]. Die neuste Entwicklung von Stents verzichtet auf Coils. Diese Implantate besitzen eine dichter gewebte Wand mit feineren Streben (*struts*) [26]. Diese Art von Stents wird *Flow-Diverter* genannt [27]. Dabei wird der Blutfluss durch den Stent derart beeinflusst, dass nur noch wenig Blut in das Aneurysma fließen kann. Dadurch wird eine Thrombose erreicht und eine Okklusion tritt ein. Die Okklusionsrate beträgt nach dem Einsetzen des *Pipeline Embolization Device*, einem selbstenfaltendem *Flow-Diverter*, laut einer Studie mit anatomisch schwierigen Aneurysmen nach einem Monat 61,9 % und nach sechs Monaten bereits 85,7 % [28].

Trotz bekannter Vor- und Nachteile beider Methoden ist eine Entscheidung für die *richtige* Therapie nicht immer eindeutig. Ein Eingriff bei nicht-rupturierten Aneurysmen hängt vom Risiko der Behandlung ab.

Zur Risikoabschätzung wurden bereits einige Faktoren zur Charakterisierung eines Aneurysmas genannt (siehe Abschnitt 2.1.3). Ein weiterer Faktor von einer immer größer werdende Relevanz ist die innerhalb des Aneurysmas stattfindenden Hämodynamik, auf die sich auch diese Arbeit im weiteren Verlauf konzentriert.

2.2 Hämodynamik

Der Begriff Hämodynamik beschreibt im Allgemeinen die Strömungsmechanik des Bluts innerhalb von Gefäßen. Um die Hämodynamik genauer untersuchen zu können, stehen zwei grundlegende Möglichkeiten zur Verfügung. Zum einen kann sie mittels verschiedener Aufnahmeverfahren direkt gemessen werden. Zum anderen

kann die Strömung basierend auf der zuvor extrahierten Geometrie des Gefäßes simuliert werden.

Die direkte Aufnahme des Blutflusses ist für die Erfassung innerhalb von Gefäßen und Aneurysmen aufgrund der geringen Auflösung (1.0-1.6 mm Schichtabstand) und zu großem Rauschen ungeeignet [29]. Diese Verfahren kommen in der Regel an in-vivo Patienten nur bei der Untersuchung des Herzens vor.

Da die Methoden für die vorliegende Arbeit keine Rolle spielen, werden sie lediglich der Vollständigkeit halber erwähnt. Im weiteren Verlauf wird auf diese Verfahren nicht näher eingegangen.

Für diese Arbeit ist die Erfassung der Hämodynamik durch die computergestützte Strömungssimulation relevant. Die computergestützte Strömungssimulation (*Computational Fluid Dynamics - CFD*) ist die am weitesten verbreitete Methode für die Beschreibung der Hämodynamik in zerebralen Aneurysmen [2]. Der Vorteil dieser Methode gegenüber einer experimentellen Nachbildung und dessen hämodynamische Analyse innerhalb eines Aneurysmas ist das Wegfallen der dafür notwendigen komplexen Aufbauten. Des Weiteren kann eine Veränderung bzw. Anpassung verschiedener Parameter wesentlich leichter vorgenommen werden. Außerdem finden die dreidimensionalen Aneurysma-Repräsentationen aus klinisch etablierten Bildgebungsverfahren dafür Verwendung. Somit müssen keine anderweitigen Verfahren zur Erfassung eines Aneurysmas etabliert werden [30]. Ein weiterer Vorteil der numerischen Simulation ist die Möglichkeit zur direkten Ableitung verschiedener Parameter, auch höherer Ordnung, aus dem mathematischem Blutflussmodell. Dies ist darauf zurückzuführen, dass das durch die Simulation erstellte Strömungsfeld kein Signalrauschen enthält.

Die für die Simulation notwendigen Schritte werden in den folgenden Abschnitten beschrieben. Dazu gehören die Aufnahme der Aneurysmen mittels bilderfassenden Techniken, die Rekonstruktion der Geometrie aus den erfassten Bilddaten und letztendlich die zielführende computergestützte Simulation.

2.2.1 Bildgebung

Als Basis für die numerische Simulation müssen zunächst Aneurysmen mit dessen Trägergefäß graphisch erfasst werden können. Die spezialisierte Bildgebung zur Darstellung von Gefäßen wird in der Medizin als Angiographie bezeichnet. Hierfür werden die drei angiographischen Bildgebungsverfahren für das zerebrale Gefäßsystem, *CTA*, *MRA* und *3DRA*, kurz erläutert.

CTA Die computertomographische Angiographie (*CTA*) erfasst angiographische Schichtbilder. Die Schichtbilder werden mittels Röntgenstrahlung registriert. Um die Blutgefäße optisch besser vom restlichen Gewebe differenzieren zu können, wird dem Patienten jodhaltiges Kontrastmittel injiziert.

MRA Die Magnetresonanzangiographie, auch MR-Angiographie oder kurz *MRA*, erfasst Blutgefäße mittels der Methode der Magnetresonanztomographie (*MRT*). Diese Methodik der Blutgefäßfassung verzichtet auf Röntgenstrahlung und Kontrastmittel. Besagtes Verfahren bietet somit eine Alternative für Patienten mit einer Kontrastmittelunverträglichkeit. Dank der erhöhten Magnetisierung von frisch nachließendem Blut lassen sich Blutgefäße mit der *Time-of-Flight-Sequenz* abbilden und dadurch Aneurysmen erfassen [31].

3DRA Die 3D-Rotationsangiographie baut auf der *digitalen Subtraktionsangiographie (DSA)* auf. Auf Röntgenstrahlung basierend ermöglicht die *DSA* die Aufnahme von zeitlich und räumlich hochaufgelösten, projektiven 2D-Bildern des Gefäßsystems [32]. Ein *DSA*-System enthält die Röntgenquelle mit gegenüberliegenden Sensor. Dieser Aufbau wird als C-Bogen bezeichnet [33]. Bei dieser invasiven Bildgebung wird das Kontrastmittel in der Regel über einen Katheter nahe des Aneurysmas injiziert. Bei der *DSA* werden aufeinanderfolgende Bilder mit und ohne Kontrastmittel voneinander subtrahiert. Das Ergebnis sind die vom Kontrastmittel durchströmten Gefäße. Für die 3D-Rotationsangiographie wird der bereits erwähnte C-Bogen um den Patienten rotiert. Das Gefäßvolumen wird abschließend aus den Aufnahmen verschiedenen Richtungen gerendert. Dieses Verfahren

gilt aktuell als Goldstandart für die dreidimensionelle Erfassung von zerebralen Aneurysmen [34].

Grundlegend bei diesen bildgebenden Verfahren ist die Segmentierung des relevanten Bereichs, in dem vor allem das Aneurysma inklusive des Trägergefäßes gut erkennbar ist. Hentschke et al. [35] beschreiben in ihrer Arbeit eine Methode für die automatische Detektion von Aneurysmen aus unterschiedlichen Bildgebungen. Dazu gehört die Eliminierung möglichst aller Störfaktoren als auch die Minimierung von Artefakten. Unabhängig davon, ob das Signal mittels Magnetfeld oder Röntgenstrahlung erfasst wird, können bei allen Modalitäten Artefakte entstehen [36, 37]. Ursachen von Artefakten können ungünstig konfigurierte Hardware, Probleme bei der Signal-Rekonstruktion, eine fehlerhafte Konfiguration des Signals selbst oder andere äußere Einflüsse sein. Zu den Artefakten gehören unter anderem:

- Bildrauschen
- Verzerrung
- Unzureichende Durchblutung

Artefakte, die durch Bewegung hervorgerufen werden, sind bei zerebralen Aufnahmen ungewöhnlich. Dies ist darauf zurückzuführen, dass während der Aufnahmen nahezu keine Bewegungen innerhalb des Gehirns stattfinden. Die Atembewegung hat keinen Einfluss. Die einzige Bewegung, die Veränderung des Gefäßdurchmesser während des Herzzykluses, wird in dieser Arbeit vernachlässigt.

Andere aktuelle Arbeiten analysieren speziell das Verhalten der Gefäßwand während des Herzzykluses. Diese befassen sich mit der Fluid-Struktur-Simulation, bei der neben der Hämodynamik auch die Gefäßwand unter Berücksichtigung von mechanischen Wandeigenschaften und Pathologien simuliert wird [38].

2.2.2 Segmentierung und Rekonstruktion

Im nächsten Schritt wird aus den angiographischen Schichtbildern ein explizites Gitter erstellt. Dafür wird die segmentierte Struktur in ein Oberflächengitter umgewandelt. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Bildgebung aktuell nur das Lumen

abbildet. Deshalb entspricht das zu extrahierende Oberflächengitter dem inneren Rand der Gefäßwände. Zusätzlich ist zu erwähnen, dass die Gefäßwände als starres Konstrukt betrachtet werden. Die Ausdehnung der Gefäßwände wird daraufhin für die Simulation, bis auf spezielle Fälle, nicht berücksichtigt.

Es existieren unterschiedliche Herangehensweisen zur Segmentierung der Gefäße aus den Bilddaten. So können beispielsweise *Region Growing Threshold*, *Chan-Vese model* oder *Threshold-Based Level Set* verwendet werden [39]. Das Ergebniss der Segmentierung entspricht einem Oberflächengitter. Als Zellstruktur werden Dreiecke gewählt. Das Dreiecks-Oberflächengitter kann noch an einigen Stellen von der Segmentierung bedingt kantig sein oder noch ungeeignete zu spitzwinklige oder langgezogene Dreiecke enthalten. Idealerweise sollte jedoch das Gitter aus gleichgroßen und gleichwinkligen Dreiecken bestehen. Um das Oberflächengitter für die Simulation nutzen zu können, wird es diesen Kriterien entsprechend angepasst [40].

Gitteroptimierung Das Ziel der Gitteroptimierung ist die Erzeugung eines glatten Oberflächengitters mit möglichst gleichwinkligen Dreiecken in einer angemessenen Auflösung. Die Größe der Dreiecke sollte adäquat gewählt werden, da die nachfolgenden Schritte auf dessen Auflösung aufbauen. Dabei dürfen die Dreiecke nicht zu groß sein, da ansonsten zu große Informationslücken entstehen. Eine zu klein gewählte Größe kann bei der Simulation keine neuen Erkenntnisse zur Strömung beifügen und kostet daher nur unnötige Berechnungszeit und verschwendete Speicherkapazität.

Zur Glättung der Oberfläche werden Filter (wie zum Beispiel *Laplace*) eingesetzt [41]. Unter anderem kann auch die Konturextraktion angepasst werden. So können dafür *MPU implicits* angewendet werden [42]. Dabei werden die außen liegenden Eckpunkte der Randvoxel als Kontrollpunkte für ein lokales Fitting einer quadratischen Funktion genutzt, die anschließend zu einer zusammenhängenden Oberfläche zusammengesetzt werden.

Des Weiteren werden *lokale* Verfahren wie das Entfernen oder Austauschen von Kanten zur Verbesserung der Dreiecksqualität eingesetzt [43]. Sollten solche Verfahren nicht zu einem befriedigendem Ergebnis führen, kommen *globale* Metho-

den zum Einsatz. Dabei handelt es um *remeshing*-Verfahren. Davon existiert eine Vielzahl an Variationen mit jeweils unterschiedlichen Zielstellungen [44]. Ziel eines *remeshing*-Verfahrens ist die Erzeugung einer Oberflächenstruktur mit einem stetigem oder ggf. adaptivem Dreiecksgrößenverlauf.

2.2.3 Simulation

Bis auf spezielle Fälle ist es nicht zwingend notwendig, den gesamten Gefäßbaum des Trägergefäßes zu simulieren. In den meisten Fällen reicht der ca. doppelte Durchmesser des Aneurysma-Doms als Längenmaß des Trägergefäßes vor und nach dem Aneurysma für die Simulation.

Des Weiteren muss die Viskosität von Blut festgelegt werden. Da Blut zu ca. 44 % aus festen (*Hämatikrit*) und zu ca. 55 % aus flüssigen (*Plasma*) Bestandteilen besteht, handelt es sich bei Blut um eine Lösung. Folglich besitzt Blut eine dynamische Viskosität und sollte daher als eine nicht-newtonische Flüssigkeit betrachtet werden. Daher würde die Anwendung des Carreau-Yasuda-Modells infrage kommen [45]. In der Praxis hat sich jedoch die Wahl einer konstanten Viskosität ($\eta = 0.0045$ Pasec) durchgesetzt, durch die Blut als newtonische Flüssigkeit betrachtet wird. Als Folge dessen können *Navier-Stokes*-Gleichungen als Standardverfahren für die Simulation verwendet werden.

Auf Basis eines qualitativ hochwertigen Oberflächengitters erfolgt die Konstruktion eines volumetrischen Gitters, das für die Simulation verwendet wird. Wegen der hohen Flexibilität wird als Datenstruktur ein *unstrukturiertes* Gitter gewählt. Bei der Konstruktion der Volumenzellen ist für die Simulation zu berücksichtigen, dass möglichst isotrope Volumenzellen erstellt werden. Üblich ist die Wahl von Tetraedern als Zellform. Abhängig vom Ziel der Simulation, können auch andere Zellformen gewählt werden. Beispielsweise ist bei einer genaueren Untersuchung der Strömung nahe der Gefäßwand eine höhere Auflösung des Gitters wünschenswert [46]. Für die Umsetzung der erhöhten Auflösung in diesem Bereich werden hybride Volumengitter erstellt. In diesen Fällen werden für die Konstruktion des Randbereiches am Volumengitter mehrere Schichten aus Prismen verwendet.[40] Das erzeugte Volumengitter dient als Berechnungsdomäne für die numerische Lö-

sung von *Navier-Stokes*-Gleichungen.

Zusätzlich zum volumetrischem Simulationsgitter müssen für die Simulation noch die Ein- und Ausstrombereiche definiert werden. An diesen Bereichen werden die Flussrichtung, -geschwindigkeit und Druck über einen Herzzyklus hin vordefiniert. An der restlichen Oberfläche wird die *no-slip* Bedingung realisiert. Dies bedeutet, dass die Geschwindigkeit gegen Null läuft. Diese Bereiche fließen als Randbedingungen in die *Navier-Stokes*-Gleichungen mit ein.

Navier-Stokes-Gleichungen Bei den *Navier-Stokes*-Gleichungen handelt es sich um nichtlineare, partielle Differenzialgleichungen zweiter Ordnung, die die meisten Fluide beschreiben kann [47]. Zur Diskretisierung kommen bei der numerischen Lösung drei Methoden in Frage: *Finite-Differenzen*, *Finite-Elemente* und *Finite-Volumen*.

Die *Finite-Volumen*-Methode ist das Standardverfahren für die numerische Lösung, da es vergleichbar geringe Anforderungen an das Volumengitter stellt. Die Berechnung der Hämodynamik ist ein iterativer Lösungsprozess, der solange wiederholt wird, bis die Differenz der Schritte einen vorgegebenen Wert (*Residuum*) unterschreitet. Dabei werden die Berechnungen von der Wand in Richtung des Lumeninneren durchgeführt [48].

Das Ereignis der Simulation ist ein volumetrisches unstrukturiertes Volumengitter mit Strömungsinformationen. Obwohl die simulierten Flussdaten über den gesamten Herzzyklus generiert wurden (*instationäre* Flussdaten), wird die Hämodynamik meist nur zu einem Zeitpunkt betrachtet (*stationäre* Flussdaten). Üblicherweise werden die *stationären* Flussdaten während der *peak systole* untersucht. Ein weiterer interessanter Zeitpunkt ist die Betrachtung der Hämodynamik zur *Diastole* der Herzkammern. Dazu gehören die Flussrichtung in x-, y- und z-Richtung, sowie Geschwindigkeit und Druck. Diese Informationen können entweder pro Zelle oder Punkt angegeben werden.

2.3 Zusammenfassung

Wegen der Komplexität der Daten gestaltet sich die Untersuchung der Hämodynamik noch als schwierig. Aus diesen und anderen Gründen ist die Analyse des Blutflusses noch nicht Teil der klinischen Routine. Die CFD-Simulation des Blutflusses in zerebralen Aneurysmen ist daher in erster Linie in der medizinischen Forschung anzutreffen.

Dennoch ist zu erwähnen, dass die Zahl der Datensätze, die für die CFD-Simulation genutzt werden, stetig steigt. Waren es im Jahr 2004 zunächst ca. 20 Datensätze pro Studie, wurden bereits sieben Jahre später, 2011, teilweise schon 210 Datensätze pro Studie untersucht [49].

Für den weiteren Verlauf dieser Arbeit werden echte sackkulaäre zerebrale Aneurysmen an Bifurkationen betrachtet. Das Ergebnis der Simulation der Hämodynamik liegt als unstrukturiertes volumetrisches Gitter vor, dessen simulierte Werte, Flussrichtung, Flussgeschwindigkeit und Druck, punktbasiert gespeichert wurden. Untersucht wird die Hämodynamik zum Zeitpunkt der *peak systole*.

3 Verwandte Arbeiten

Um das Rupturrisiko abschätzen zu können, werden vergleichbare Faktoren dem Aneurysma abgeleitet. Diese abgeleiteten Werte werden dann für ruptierte und nichtruptierte Aneurysmen statistisch ausgewertet. Es werden dafür sowohl Parameter der Morphologie als auch der Hämodynamik abgeleitet.








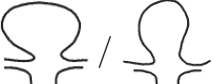
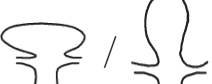


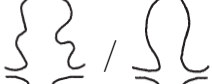






3.1 Morphologische Parameter

Ein zentraler Parameter aus der Morphologie zerebraler Aneurysmen ist dessen Gesamtgröße. Für diesen Parameter wird die größte Distanz von der Ostium-Ebene orthogonal zur Aneurysma-Wand gemessen [4]. Unterschieden wird dabei zwischen kleinen (< 15 mm), großen (15 - 25 mm), Riesen- (25 - 50 mm) und Superriesenaneurysmen (> 50 mm).

Damit die Beschreibung eines Aneurysmas nicht nur an einem Wert grob abgeleitet wird, werden weitere Faktoren in Betracht gezogen. So wird häufig das *Aspect Ratio* untersucht. Dabei wird die Halsbreite und die Größe des Aneurysmas in Relation gesetzt. Es wird angenommen, dass ein im Vergleich zu seiner Halsbreite großes Aneurysma ein erhöhtes Rupturrisiko aufweist [50]. Eins der größten Probleme an abgemessenen morphologischen Parameter ist eine, wegen der unsymmetrischen Form von Aneurysmen, fehlerhafte Klassifizierung, da die Abmessung des Parameters von der Projektionsrichtung abhängig ist [51].

Im Zuge dessen werden dreidimensionale morphologische Formbeschreibungen untersucht. Folgende morphologische Parameter werden auf ein erhöhtes Rupturrisiko getestet: *Undulation Index*, *Ellipticity Index*, *Non-Sphericity Index*, *Size Ratio*, *Aneurysm Angle*, *Conicity Parameter*, *Bottleneck Factor* und *Vessel Angle* [4, 14]. Einige dieser Parameter werden exemplarisch in der Tabelle 3.1 mit Beispielen aufgelistet.

Tabelle 3.1: Morphologische Parameter eines Aneurysmas [4].

Form Index	Niedrig	Mittel	Hoch
Undulation Index			
Aspect Ratio			
Ellipticity Index			
Non-Sphericity Index			
Conicity Parameter			
Bottleneck Faktor			

3.2 Hämodynamische Charakterisierung

Neben der Anatomie des Aneurysmas wird auch vermehrt die simulierte Hämodynamik, innerhalb und nahe des Aneurysmas, als charakteristische Parameter herangezogen. Die Beschreibung der Hämodynamik erfolgt über qualitative Strömungscharakteristika. Darüber hinaus werden Flussmuster charakterisiert.

Qualitative Strömungscharakteristika Cebal et al. [52] betrachten bei der Klassifizierung der Hämodynamik eines Aneurysmas vier qualitative Strömungscharakteristika: *Strömungskomplexität*, *Strömungsstabilität*, *Einströmbereich* und *Auftreffzone*.

Bei der *Strömungskomplexität* wird die Vielfalt des Flussmusters beurteilt. So handelt es sich um ein *simples* Flussmuster, wenn es nur eine Rezirkulationszone bzw.

eine Verwirbelung während des Herzzykluses vorhanden ist, und um ein *komplexes* Flussmuster, wenn sich der Blutfluss innerhalb des Aneurysmas trennt und daher mehr als eine Rezirkulationszone bzw. eine Verwirbelung vorliegen.

Die *Strömungsstabilität* beschreibt die Änderung des Flussmusters über einen Herzzyklus. Ein *stabiles* Flussmuster wird mit einem gering bzw. nicht ändernden Flussmuster verbunden. Dagegen weist ein *instabiles* Flussmuster starke Veränderung auf, die auf eine auftretende Trennung des Blutflusses, Entstehung oder auch Auflösung von Verwirbelungen zurückzuführen.

Der *Einströmbereich* erfasst die Strömung mit einer lokal erhöhten Geschwindigkeit am Einlass des Aneurysmas, dem Aneurysma-Hals. Eine *konzentrierte* Einflussströmung verläuft tief in den Aneurysma-Sack hinein und ist dabei verhältnismäßig dünn. Im Vergleich dazu beschreibt eine *diffuse* Einflussströmung eine zum Aneurysma-Hals relativ dicke Strömung, die sich nach dem Einlass in das Aneurysma in viele kleinere einzelne Strömungen teilt.

Die *Auftreffzone* definiert den Bereich der Aneurysma-Wand, auf den die Einflussströmung auftrifft und dadurch entweder umgelenkt wird oder auseinandertreibt. Typisch für diese Region ist eine erhöhte Wandschubspannung. Dabei wird zwischen einer *kleinen* Auftreffzone (mit einer kleineren Fläche als 50 % der Gesamtfläche der Aneurysma-Wand) und einer *großen* Auftreffzone (mit mehr als 50 %) unterschieden.

Charakteristische Flussmuster Des Weiteren klassifizieren Castro et al. [5] Aneurysmen in verschiedene Kategorien, basierend auf der Strömungskomplexität und -stabilität von Flussmustern, der Lokalisierung und Größe der Auftreffzone und des Einströmbereichs. Die Komplexität und Stabilität des Flusses wird dabei über den Herzzyklus hinweg in vier Typen unterteilt:

- I Unveränderliche Richtung der Einströmung mit einem Wirbel
- II Unveränderliche Richtung der Einströmung mit mehreren Wirbeln, bei denen die Anzahl über einen Herzzyklus sich nicht verändert
- III Verändernde Richtung der Einströmung mit Entstehung eines Wirbels

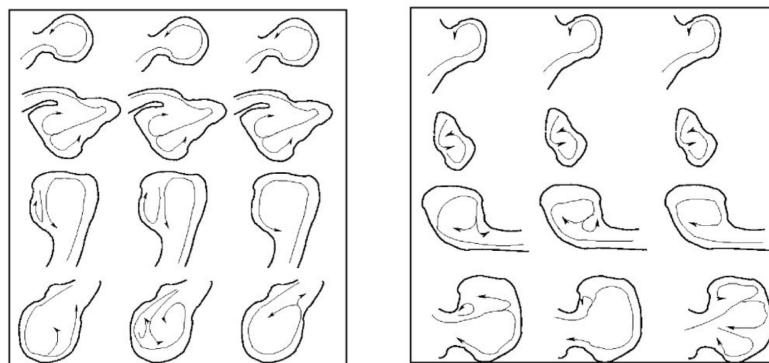


Abbildung 3.1: Schematische Zeichnung der vier beobachteten Flussmuster (Typ I - IV von oben nach unten) nach Cebal et al. [3] in kleinen (links) und großen (rechts) Aneurysmen (Quelle: [3])

IV Verändernde Richtung der Einströmung mit Entstehung und Auflösung mehrerer Wirbel

Abbildung 3.1 zeigt schematisch die vier Typen an Flussmustern über einen Herzzyklus. In der Studie werden 62 Aneurysmen untersucht. Dabei werden die Flussmuster von Neuroradiologen separat visuell erfasst und dem entsprechenden Typen zugeordnet. Bei Unstimmigkeiten der Zugehörigkeiten wird der Flussmustertyp nochmals zusammen beurteilt, bis ein Konsens entstanden ist.[3]

Im Vergleich dazu untersuchten Castro et al. [5] in ihrer Arbeit die Flussrichtung an Bifurkationen mit Aneurysmen. Dafür wurden Stromlinien anhand ihres Verlaufs kategorisiert. Dabei wurde überprüft, ob die Stromlinie das Aneurysma betritt und in welchen der Abzweigung der Bifurkation die Stromlinie verläuft. Daraufhin wurden drei Klassen für die Charakterisierung von Aneurysmen erkannt. Abbildung 3.2 stellt die erfassten Klassen schematisch dar. Jener Ansatz wird in dieser Arbeit aufgegriffen, um eine Quantifizierung der Hämodynamik zu erreichen.

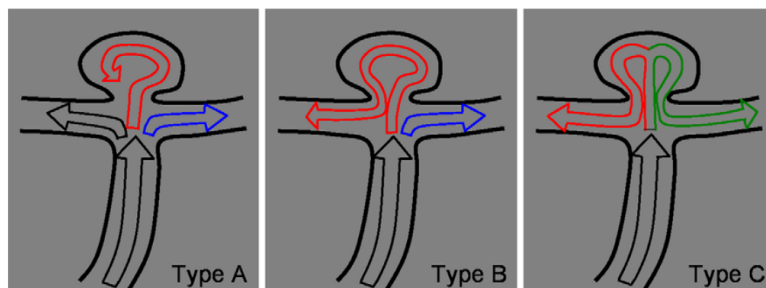


Abbildung 3.2: Klassifikation von Flussmustern mit Bezug auf das Trägergefäß

4 Gewählter Ansatz

Während der Entstehung dieser Arbeit wurden mehrere Ansätze zur Findung einer angemessenen Charakterisierung der Hämodynamik eines Aneurysmas diskutiert und miteinander verglichen. Letztendlich wurde entschieden, den Ansatz von Castro et al. [5] umzusetzen.

Die Methode, die in [5] beschrieben wird, klassifiziert ein Aneurysma anhand des Stromlinienverlaufs. Dazu werden ausschließlich Aneurysmen an Bifukationen betrachtet. Für die Analyse der Stromlinien müssen zunächst drei Arten von Bereichen festgelegt werden:

- Einströmungsbereich
- Ausströmungsbereiche
- Aneurysma-Sack

Daraufhin werden Stromlinien innerhalb des Einströmungsbereichs gestartet. Diese Stromlinien werden dann anhand ihres Verlaufs klassifiziert. Dabei wird unterschieden, ob eine Stromlinie das Aneurysma bzw. den Aneurysma-Sack betritt und in welchem Ausströmungsbereich die Stromlinie terminiert.

Dieser Ansatz wird in dieser Arbeit aufgegriffen und konkretisiert.

Im Vergleich zu Castro et al. [5] werden die Stromlinien nicht nur auf zwei Ausströmungsbereiche geprüft, sondern auf die Anzahl an Ausströmungsbereichen, die von der Anatomie des Trägergefäßes abhängt. Des Weiteren soll untersucht werden, ob sich mehr als die drei Klassen von Castro et al. [5] für die Hämodynamik finden lassen.

In den folgenden Abschnitten wird auf die Theorie zur Extraktion der benötigten Bereiche und die Generierung und Klassifizierung der Stromlinien genauer eingegangen.

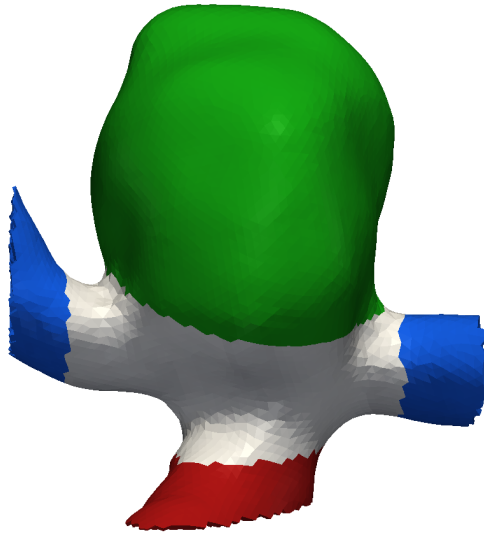


Abbildung 4.1: Bereiche eines Aneurysmas für die Klassifizierung der Stromlinien: Einströmungsbereich (rot), Ausströmungsbereiche (blau) und Aneurysma-Sack (grün)

4.1 Ein- und Ausströmungsbereiche

Der Einströmungsbereich wird für die Generierung der Stromlinien benötigt. Die Ausströmungsbereiche dienen der Klassifizierung der Stromlinien. Für Ein- und Ausströmungsbereiche reichen effektiv die Flächen der Schnitte am Trägergefäß aus.

Dazu müsste zuerst die vorhandene Geometrie des Trägergefäßes auf die unmittelbare nähere Umgebung zum Aneurysma gekürzt werden, da ansonsten noch weitere Bifurkationen am Trägergefäß das Ergebnis verfälschen würden. Von Interesse ist der Abschnitt des Trägergefäßes, der die Bifurkation am Aneurysma mit den dazugehörigen Abzweigungen enthält. Das Herausschneiden des relevanten Bereichs erfolgt manuell. Abbildung 4.2 verdeutlicht den Bereich von Interesse (*Region of interest, ROI*).

Ist die ROI ausgeschnitten, können anschließend die Schnittflächen extrahiert werden. Dafür wird die für die Simulation festgelegte *no-slip*-Bedingung für den Rand der Geometrie genutzt. Auf Grund dieser Bedingung unterscheiden sich die Punkte der Oberfläche der ROI an den Schnittflächen darin, dass die Flussrichtung un-

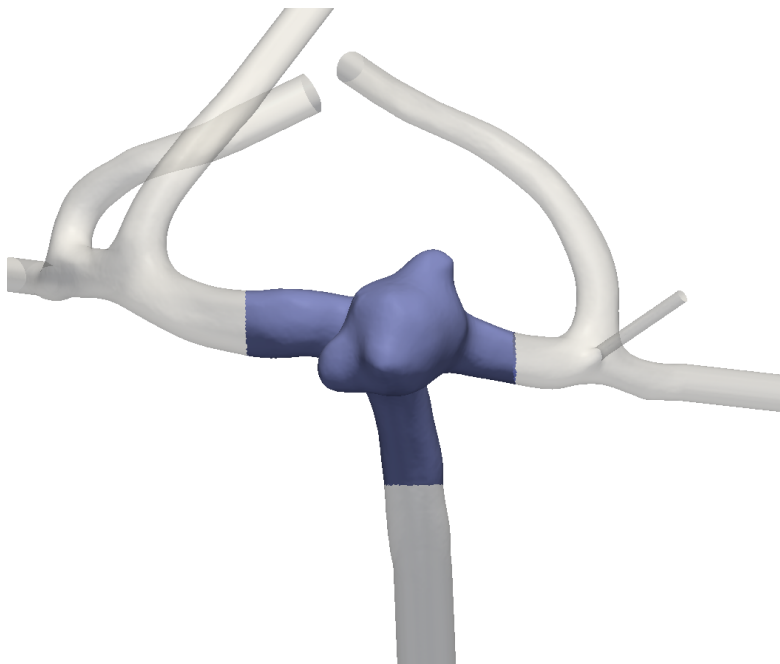


Abbildung 4.2: ROI eines Datensatzes (blau)

gleich null bzw. die Flussgeschwindigkeit ungleich null ist.

Abschließend müssen für die Definition der Ein- und Ausströmungsbereiche die extrahierten Schnittflächen entsprechend kategorisiert werden. Dazu wird die Flussrichtung an den Schnittflächen als Kriterium herangezogen. Zeigt die Flussrichtung einer Schnittfläche in die Geometrie hinein, handelt es sich um den Einströmungsbereich. Weist die Flussrichtung von der Geometrie weg, deutet dies auf einen Ausströmungsbereich hin.

4.2 Bereich des Aneurysma-Sacks

Zur Kategorisierung der Stromlinien nach deren Terminierung an einem Ausströmungsbereiches werden außerdem die Stromlinien dahingehend analysiert, ob sie den Aneurysma-Sack durchfließen oder nicht. Um herauszufinden, ob die Stromlinien den Aneurysma-Sack durchquert, werden diese repräsentativ auf einen Schnitt mit dem Ostium geprüft.

Dazu wird das Ostium folgendermaßen generiert: Zunächst wird ein gesundes

Trägergefäß rekonstruiert, dass kein Aneurysma besitzt. Für die Rekonstruktion des gesunden Trägergefäßes wird die Methode von Ford et al. [53] verwendet. Das Ergebniss dieser Methode ist eine anhand der Centerline¹ mit den zugehörigen Radien rekonstruiertes *gesundes* Trägergefäß (Abb. 4.3).

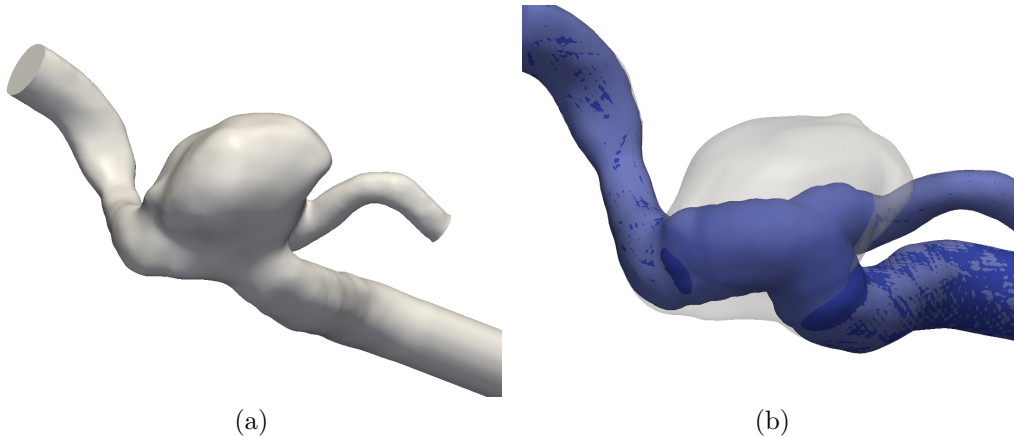


Abbildung 4.3: Beispiel eines rekonstruierten gesunden Trägergefäßes: Aneurysma (a) und das rekonstruierte Trägergefäß in blau (b)

Anschließend wird die Geometrie des rekonstruierten mit dem ursprünglichen Trägergefäß verglichen. Am Einlass des Trägergefäßes in den Aneurysma-Sack befindet sich dadurch ein Abschnitt des rekonstruierten Trägergefäßes innerhalb der ursprünglichen Geometrie (siehe Abb. 4.3b).

Zusätzlich wird das rekonstruierte Trägergefäß um einen manuell gewählten Wert aufgebläht. Dieser Wert wird abhängig von der Anatomie des Aneurysmas, inklusive des Trägergefäßes, bestimmt.

Das Vergrößern der Oberfläche hat zwei Vorteile: Da die rekonstruierte Oberfläche leicht schwankt, fällt das Gefäß an einigen Stellen etwas größer oder auch kleiner als zuvor aus. Dadurch befinden sich mehrere kleinere Bereiche des rekonstruierten Trägergefäßes innerhalb der ursprünglichen Geometrie. Abb. 4.4 zeigt das rekonstruierte Trägergefäß, in blau, mit dem ursprünglichen Arterienform, in rot,

¹Mit der *Centerline* wird die Mittellinie des Gefäßes beschrieben, von der aus die Wandpunkte gleich weit entfernt sind.

innerhalb des gleichen Koordinatensystems. In dieser Abbildung sind die Stellen, an denen sich die beiden Geometrien überschneiden, zu erkennen.

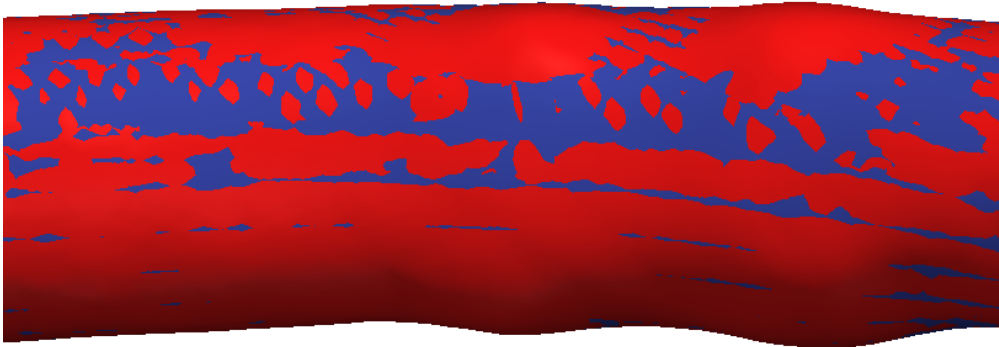


Abbildung 4.4: Rekonstruierte Trägergefäß (blau) und ursprüngliche Form der Arterie (rot) übereinandergelegt

Diese kleinen Abweichungen verschwinden, wenn das rekonstruierte Trägergefäß vergrößert wird. Der zweite Grund der Vergrößerung besteht darin, dass unmittelbar vor dem Aneurysma das Trägergefäß geweitet ist, jedoch nicht bei dem Rekonstruierten (siehe Abb. 4.3b). Dadurch entsteht beim Vergleich nicht nur eine Fläche, sondern ein Teilstück eines Gefäßes. Dieses eignet sich nicht als repräsentative Fläche für das Ostium. Die Vergrößerung des rekonstruierten Trägergefäßes gleicht diesen Unterschied aus, sodass sich beim Vergleich die rekonstruierte mit der ursprünglichen Geometrie idealerweise nur noch eine zusammenhängende Fläche nahe dem Einlass zum Aneurysma extrahieren lässt.

4.3 Stromlinien generieren

Die Stromlinien werden am Einströmungsbereich gestartet. Die Erfassung des Einströmungsbereiches wurde bereits in Kapitel 4.1 beschrieben. Der Einströmungsbereich liegt als Fläche vor. Auf dieser Fläche werden zufällig Punkte gleichmäßig verteilt generiert. Diese Punkte dienen als Startpunkte für die Stromlinien (*seeding-points*).

Die Stromlinien werden zum stationären Zeitpunkt der Systole generiert. Als Integrationsverfahren für die Stromlinien wird das *Runge-Kutta*-Verfahren verwendet. Für eine bessere Kontrolle der Einstellungen wird das *Runge-Kutta*-Verfahren fünfter Ordnung angewendet.

Hierbei zeigt sich der Vorteil einer Fläche gegenüber eines Volumen für die geometrische Repräsentation des Einströmungsbereiches. Mit der Fläche lässt sich das gleichmäßige Verteilen der Startpunkte leichter garantieren, da im Gegensatz zum Volumen nicht überprüft werden muss, ob ein generierter Startpunkt nicht ein Punkt auf einer Stromlinie eines zuvor generierten Punktes liegt. Diese Konstellation führt dazu, dass eine Stromlinie doppelt aufgelistet wird, was das Ergebnis verfälscht.

4.4 Stromlinien Klassifizierung

Abschließend werden die generierten Stromlinien wie zu Beginn dieses Kapitels ihrem Verlauf nach klassifiziert. Für die Kategorisierung, in welchen Ausströmungsbereich die Stromlinien enden, werden die jeweiligen Enden betrachtet. Dabei werden die Enden der Stromlinien dahingehend überprüft, ob diese sich einem der zuvor erfassten Flächen, die als Ausströmungsbereiche definiert wurden, annähern. Als maximal erlaubte Distanz wird 0,01 verwendet. Bei der Überprüfung, ob die Stromlinien das Aneurysma betreten oder nicht, werden die Stromlinien auf einen Schnitt mit dem Ostium getestet. Für eine Auswertung der Verteilung der Stromlinien über die Klassen werden die prozentualen Anteile jeder Klasse berechnet.

5 Umsetzung

Für die Implementierung des zielführenden Algorithmuses werden zwei Frameworks verwendet.

Zum einen wurde das Opensource-Toolkit *Visualization ToolKit* (VTK) ¹ eingesetzt. Diese Bibliothek stellt notwendige Datenstrukturen inklusive nützlicher Methoden zur Verfügung.

Außerdem wurde auch das *Vascular Modeling ToolKit* (VMTK), ein Opensource-Projekt, genutzt. VMTK besitzt eine Sammlung an Bibliotheken und Werkzeuge für 3D-Rekonstruktionen, geometrische Analysen, Gittergenerierung und Oberflächenanalysen für bildbasierte Modellierungen von Blutgefäßen [46].

Des Weiteren wird *ParaView*, eine multi-Platform, Daten-Analyse und Visualisations Applikation genutzt. Mit diesem Programm werden die Zwischenergebnisse bei der Entwicklung des Algorithmuses gerpüft.

Die folgenden Unterkapiteln beschreiben konkret die Umsetzung, wie die im vorherigen Kapitel beschriebenen Bereiche bestimmt werden. Der Algorithmus stellt die Option zur Verfügung, das Ostium, die Stromlinien oder den Ein- bzw. die Ausströmungsbereiche, ohne diese zu generieren, zu laden.

Am Ende dieses Kapitels wird schließlich die Kategorisierung der Stromlinien und damit auch die Blutflusscharakterisierung des Aneurysmas beschrieben.

5.1 Extraktion der Ein- und Ausströmungsbereiche

Die Extraktion der Ein- und Auströmungsbereiche lässt sich in drei unabhängige Schritte gliedern:

1. Selektion des ROI
2. Extraktion der Schnittflächen am Trägergefäß

¹ Copyright ©1993-2008 Ken Martin, Will Schroeder, Bill Lorensen

3. Klassifizierung der Schnittflächen als Ein- bzw. Ausströmungsbereich

1. Für die nachfolgenden Schritte muss zunächst der relevante Abschnitt des Datensatzes ausgeschnitten werden. In diesem Abschnitt muss das ganze Aneurysma samt der Bifurkation, an dem das Aneurysma entstanden ist, enthalten sein. Außerdem muss darauf geachtet werden, dass die Abzweigungen der Bifurkation nicht zu kurz abgeschnitten werden. Die Selektion des relevanten Bereichs erfolgt manuell mit der *Extract Selection*-Funktion in ParaView.

2. Für eine automatische Extraktion der Ein- und Ausströmungsbereiche (*Inlets* und *Outlets*) wird zunächst die Oberfläche des Aneurysmas selektiert. Die auf der Oberfläche befindlichen Punkte werden anhand deren Flussrichtung (*Velocity*) gefiltert. Auf Grund der zuvor beschriebenen *no-slip* Bedingung für den Randbereich des Aneurysmas lässt sich ein Schnitt am Blutgefäß von der Wand darin unterscheiden, dass eine Flussrichtung vorhanden ist. Für den weiteren Vorgang werden die Punkte der Oberfläche mit einer definierten *Velocity* ungleich Null gefiltert. Die mit dieser Bedingung gefilterten Punkte werden auf ihre Nachbarschaft hin geprüft und daraufhin gruppiert.

3. Anschließend gilt es, diese Gruppen als Inlet bzw. als Outlet zu klassifizieren. Dazu werden die Punkte zunächst einzeln betrachtet. Es wird untersucht, ob die Flussrichtung in die Geometrie hinein bzw. heraus zeigt. Dafür werden die Punkte in Richtung ihrer *Velocity* mit einer *epsilon*-Länge verschoben. Anschließend wird geprüft, ob sich diese verschobenen Punkte innerhalb oder außerhalb der Oberflächengeometrie befinden. Für diese Überprüfung wird die *vtkSelectEnclosedPoints*-Klasse genutzt.

Befindet sich der verschobene Punkt innerhalb der Oberflächengeometrie des Aneurysmas, weist dies auf eine einströmende Flussrichtung hin. Liegt der verschobene Punkt außerhalb der Oberflächengeometrie, bedeutet dies eine ausströmende Flussrichtung.

Eine zuvor zusammengefasste Gruppe gilt als Einströmungsbereich, wenn die Mehrheit dessen Punkte eine einströmende Flussrichtung vorweist. Ebenfalls gilt die

Gruppe bei einer Mehrheit von Punkten mit einer ausströmenden Flussrichtung als Auströmungsbereich. Das Kriterium der Mehrheit als Kategorisierung der Gruppen wurde gewählt, weil abhängig vom Schnitt des Blutgefäßes an diesen Stellen Verwirbelungen auftreten können und deshalb die Flussrichtung am Schnitt bzw. innerhalb der Gruppe nicht immer eindeutig ist. Diese Verwirbelungen können aufgrund einer Krümmung des Blutgefäßes oder wegen der Nähe zum Aneurysma und der dort entstandenen Turbulenzen auftreten.

Abschließend werden für die Erfassung der jeweiligen Schnittflächen die Zellen, die mindestens einen der gefilterten Punkte besitzen, herausgesucht. Diese werden gemäß der Gruppenzugehörigkeit der Punkte zu Flächen zusammengefasst.

Diese Vorgehensweise hat gegenüber der *Threshold*-Funktion von VTK den Vorteil, dass die Zellen am Rand eines Schnittes des Gefäßes ebenfalls selektiert werden. Zur Verdeutlichung des Unterschiedes werden die beiden Ergebnisse in Abbildung 5.1 dargestellt.

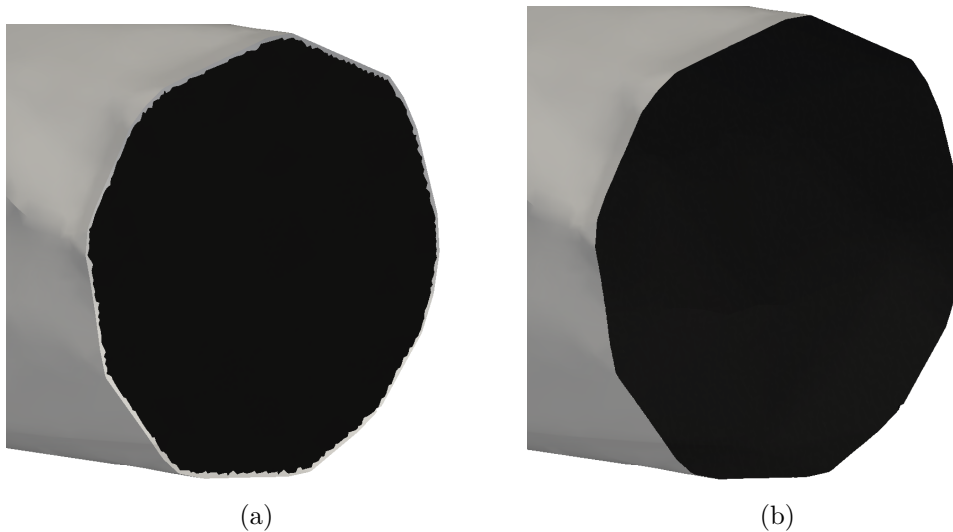


Abbildung 5.1: Extrahierte Schnittflächen: `vtkThreshold`(a), entwickelte Methode(b)

5.2 Extraktion des Ostiums

Um eine repräsentative Fläche für das Ostium zu generieren, wird zunächst das Trägergefäß betrachtet. Es wird ein gesundes Trägergefäß ohne die Entwicklung eines Aneurysmas rekonstruiert. Eine Rekonstruktion des gesunden Trägergefäßes wurde bereits basierend auf der Methode von Ford et al. [53] in VMTK umgesetzt.

Diese Methode wird für die Erzeugung des Ostiums verwendet und modifiziert. Für die Rekonstruktion eines gesunden Trägergefäßes werden ein Voronoidiagramm, auf Basis des Oberflächengitters des Aneurysmas inklusive des Trägergefäßes, und die *Centerlines* erstellt. Mit Hilfe der erzeugten *Centerlines* wird der Bereich, der vom Aneurysma beeinflusst wird, selektiert. Daraufhin wird dieser Bereich entfernt und durch eine neu interpolierte *Centerline* und anschließend mit Voronoiknoten zwischen den Schnittpunkten ersetzt. Anhand der Radien der Voronoiknoten wird das gesunde Trägergefäß rekonstruiert. Diese Methode bietet zwei Konfigurationen an, eine für die Rekonstruktion des Trägergefäßes mit einem Aneurysma an einer Bifurkation (*terminal*) und eine für Aneurysmen, die nicht an einer Bifurkation entstanden sind (*lateral*). Durchführungen beider Varianten an Aneurysmen haben ergeben, dass teilweise die Konfiguration *lateral* an Datensätzen von Aneurysmen an Bifurkationen für diese Zwecke besseres Ergebnis liefert. Daher sollte abhängig von der Anatomie des Aneurysmas ein Testdurchlauf mit der alternativen Konfiguration durchgeführt werden.

Dieses Verfahren wird nach der Konstruktion der interpolierten Voronoiknoten modifiziert. Die kalkulierten Radien der Voronoiknoten werden um einen angegebenen Wert vergrößert, sodass der Durchmesser des rekonstruierten Trägergefäßes vergrößert wird. Die auf die Radien zu addierenden Werte schwanken abhängig vom Aneurysma und der Konstellation des Trägergefäßes zwischen 0,1 und 0,9. Die Festlegung dieses Wertes ist nicht immer intuitiv einschätzbar. Daher muss der Wert manuell iterativ angenähert werden, bis sich keine Gefäße untereinander oder mit dem Aneurysma-Sack schneiden.

Für die Erzeugung des Ostiums werden die Oberflächen des modifiziert rekonstruierten gesunden Trägergefäßes mit der ursprünglichen Geometrie des Träger-

gefäßes, an dem das Aneurysma noch vorhanden ist, verglichen. Dabei werden die Punkte des rekonstruierten Trägergefäßes, die innerhalb der Geometrie des erfassten Trägergefäßes mit dem vorhandenem Aneurysma liegen, herausgefiltert. Anschließend werden die Zellen, dessen Punkte zu den Herausgefilterten gehören, auf ihre Nachbarschaft geprüft. Die benachbarten Zellen werden in Gruppen zusammengefasst. Da abhängig vom Aufbau des Aneurysmas und dessen Trägergefäßes mehrere Gruppierungen entstehen können, wird als repräsentative Fläche für das Ostium die Größte gewählt.

5.3 Stromliniengenerierung

Die Stromlinien, die für die Charakterisierung verwendet werden, sollten idealerweise am Einströmungsbereich starten und an den Ausströmungsbereichen enden. Um geeignete Startpunkte (*seeding-points*) für diese Stromlinien zu finden wird der extrahierte Einströmungsbereich aus Abschnitt 5.1 herangezogen. Da dieser extrahierte Bereich einer Fläche entspricht, wird zunächst dessen Gesamtfläche berechnet. Anschließend werden innerhalb der Zellen eine bestimmte Anzahl an Startpunkten, abhängig von der Relation Zellfläche zur Gesamtfläche des Einströmungsbereiches, zufällig generiert.

Für die Integration der Stromlinien wird das *Runge-Kutta*-Verfahren fünfter Ordnung angewandt. Um das Erreichen eines Ausströmungsbereichs der Stromlinie zu gewährleisten, wird ein Wert von 150 als *Maximum Streamline Length* verwendet. Darüber hinaus wird auch die maximale Schrittzahl von standardmäßig 2000 auf 3000 erhöht. Die Schrittgröße beträgt minimal 0,0001 und maximal 0,5. Der maximal erlaubte Fehler wird auf 0,000001 gesetzt. Die Integration der Stromlinien wird mithilfe der *vtkStreamTracer*-Klasse realisiert. Die Stromlinien stehen nach ihrer Integration als Polylinien zur Verfügung.

5.4 Stromlinien zuordnen

Im letzten Schritt werden die generierten Stromlinien klassifiziert. Zunächst werden die Endpunkte der Stromlinien betrachtet. Anhand dieser Endpunkte wird die Zugehörigkeit zu einem Ausströmungsbereich erfasst. Dazu wird die Entfernung der Endpunkte zu den extrahierten Ausströmungsbereichen berechnet. Für diese Berechnung der Entfernung wird die Funktion *FindClosestPoint* der Klasse *vtkCellTreeLocator*, die jeweils die Geometrie eines Ausströmungsbereiches geladen hat, verwendet. Unterschreitet die berechnete Distanz einen vorher festgelegten *epsilon*-Wert, wird die Stromlinie dem Ausströmungsbereich zugeordnet.

Die zweite Kategorisierung unterteilt die Stromlinien darin, ob sie die extrahierte, für das Ostium repräsentative, Fläche schneidet. Um dies festzustellen, werden die einzelnen Liniensegmente einer Stromlinie, die zuvor als Polylinie abgespeichert wurden, dahingehend überprüft, ob sich der eine Punkt eines Liniensegments auf der einen Seite der Fläche und der andere Punkt auf der anderen Seite befindet.

6 Ergebnisse

In diesem Kapitel wird der entwickelte Algorithmus an elf Datensätzen getestet. Dazu werden zunächst im ersten Abschnitt die Testdatensätze kurz beschrieben. Im folgenden Kapitel wird der Algorithmus mit den Testdatensätzen überprüft. Dabei sollen mögliche Probleme und Schwierigkeiten bei der Anwendung festgestellt werden. Zuletzt werden die gewonnenen Erkenntnisse durch die Charakterisierung des Flussverhaltens anhand der Hämodynamik mithilfe des Algorithmuses zusammengefasst.

6.1 Testdatensätze

Alle Testdatensätze werden in der Abbildung 6.1 dargestellt. Da diese Darstellungen nicht in den selben Maßstab abgebildet sind, werden die Maße der erfassten Geometrien der Datensätze in x-, y- und z-Ausrichtung in der Tabelle 6.1 aufgelistet. Die Zellstruktur der Testdatensätze besteht hauptsächlich aus Tetraedern. Bis auf die Datensätze III (*an_visc2010*) und IV (*Case_347*) besteht die Zellstruktur am Wandbereich aus Prismen mit einer dreieckigen Grundfläche. Der Datensatz I (*an_10_bremen*) besitzt am Wandbereich drei Schichten aus Prismen. Die restlichen Datensätze mit Prismen am Wandbereich besitzen vier Schichten aus Prismen mit dreieckigen Grundflächen. Im weiteren Verlauf der Arbeit werden die Datensätze über deren zugeteilte ID aus der Tabelle 6.1 genannt.

Tabelle 6.1: Testdatensätze

ID	Datensatz	Ausdehnung entlang der Achsen in mm			
		X	Y	Z	
I	an_10_bremen	9,07	8,14	7,58	
II	an_mas02	12,5	8,31	11,9	
III	an_visc2010	25,8	22,1	13	
IV	Case_347	2,09	3,76	2,17	
V	Challenge_2013	Case_1	15,5	23,1	15,7
VI		Case_2	17	13,6	16,3
VII		Case_1	32,3	30,7	17,3
VIII		Case_2	34,9	18,9	31,3
IX	Challenge_2015	Case_3	36,2	26,5	21,9
X		Case_4	33,9	22,8	19,6
XI		Case_5	29,5	25	24,5

6.2 Durchführung des Algorithmuses

In diesem Abschnitt wird die Durchführung des Algorithmuses an den Testdatensätzen dokumentiert. Dazu werden die einzelnen Schritte des Algorithmuses separat bewertet.

Bestimmung der Ein- und Ausströmungsbereiche

Wie in Abschnitt 5.1 beschrieben, werden zunächst die ROIs der Datensätze herausgeschnitten. Dafür müssen lediglich die Datensätze VII bis XI gekürzt werden, da die restlichen Datensätzen die Bedingung, dass nur Verzweigungen der Arterie in unmittelbarer Nähe des Aneurysmas vorhanden sind, bereits erfüllen. In Abbildung 6.2 sind die ausgeschnittenen ROIs aufgeführt. Die Maße der aktualisierten *Bounding Boxes* der ROIs sind in der Tabelle 6.2 nachzulesen.

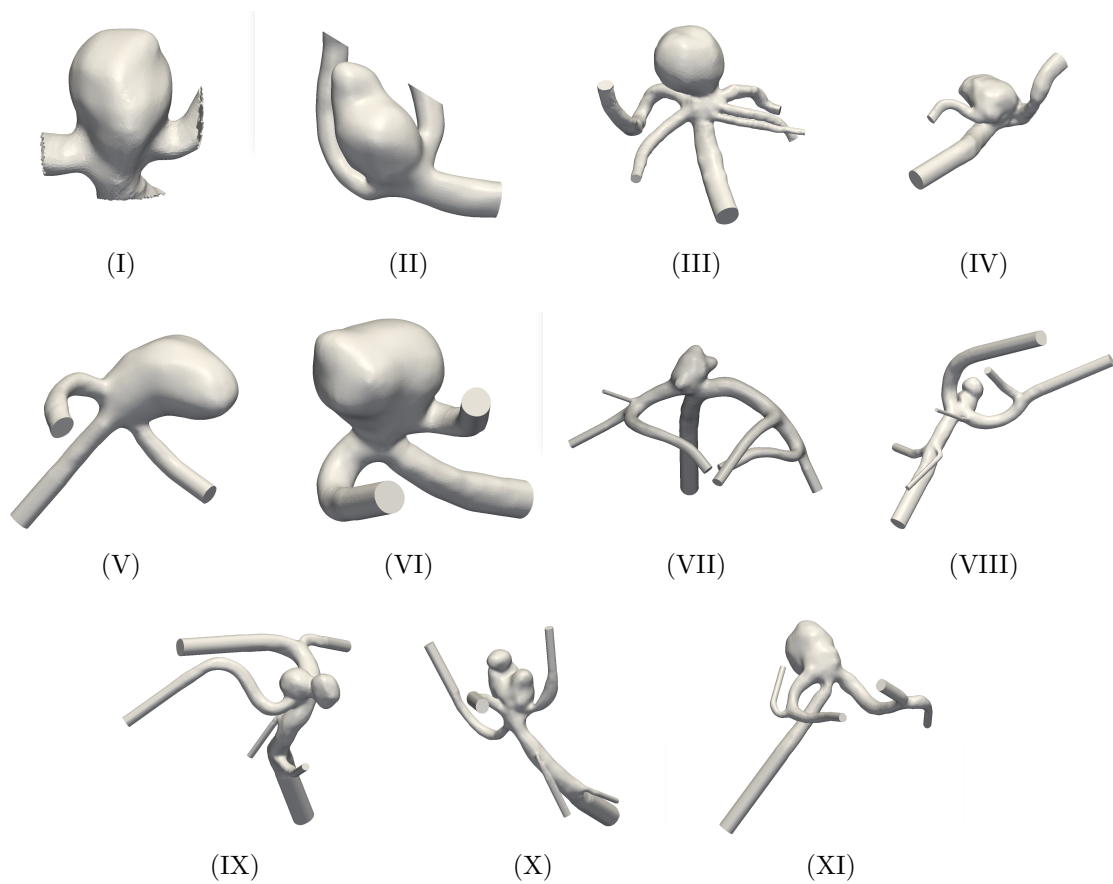


Abbildung 6.1: Übersicht aller Testdatensätze
an_10_bremen(I), an_mas_02(II), an_visc2010(III), Case_347(IV),
Challenge_2013_Peak_Case1(V) Challenge_2013_Peak_Case2(VI)
Challenge_2015_Peak_Case1(VII), Challenge_2015_Peak_Case2(VIII),
Challenge_2015_Peak_Case3(IX), Challenge_2015_Peak_Case4(X),
Challenge_2015_Peak_Case5(XI).

Tabelle 6.2: Bounding Box Maße der herausgeschnittenen ROIs

Datensatz ID	Ausdehnung entlang der Achsen in mm		
	X	Y	Z
VII	13,5	12,5	8,4
VIII	11,9	12,7	12
IX	10,6	10,6	11,5
X	10,1	13,4	12
XI	11,9	13,7	12,6

Die automatische Extraktion der Ein- und Ausströmungsbereiche funktioniert problemlos. Für den *epsilon*-Parameter, um welchen die herausgefilterten Punkte entlang deren Flussrichtung verschoben werden, erwies sich ein Wert von 0,01 als ausreichend.

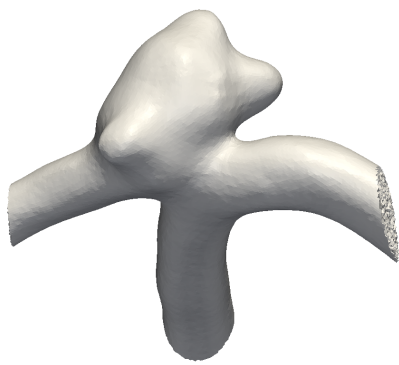
Ostium Generierung

Für den Datensatz I ist bereits eine repräsentative Fläche für das Ostium vorhanden und muss deshalb nicht erstellt werden.

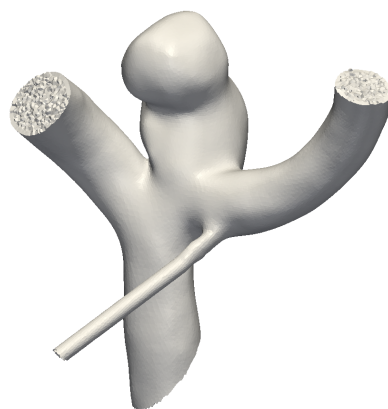
In der Tabelle 6.3 werden die Werte für die Vergrößerung des Trägergefäßes und die gewählte Konfiguration, welche für die Rekonstruktion des Trägergefäßes angewandt wird, aufgelistet. Außerdem sind die bereits vergrößerten rekonstruierten Trägergefäße und die dadurch erstellten Ostien der jeweiligen Datensätze in Abb. 6.3 bis 6.12 zu sehen.

Am Datensatz II (*an_mas02*) wird die Schwierigkeit, einen geeigneten Wert für die Vergrößerung des Trägergefäßes zu finden, sodass sich der Aneurysma-Sack nicht mit dem Gefäß unnötig schneidet, deutlich.

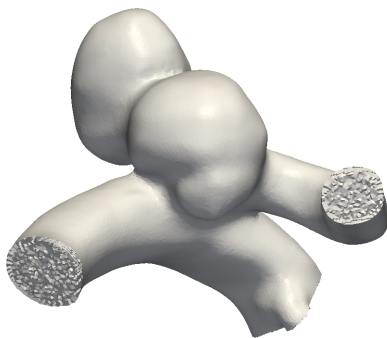
Außerdem erschwert sich die Erstellung des Ostiums, wenn der Aneurysma-Hals sich nicht eindeutig visuell erkennen lässt. Diese Problematik zeigt sich in den Datensätzen IV und VI (Abb. 6.5 und 6.7). Das rekonstruierte Trägergefäß verläuft in das Aneurysma hinein. Im Datensatz VI entsteht zudem ein Knick, der in das Aneurysma hineinragt (siehe Abb. 6.7a). Idealerweise verläuft das rekonstruierte Trägergefäß weiter unten entlang des Randbereiches.



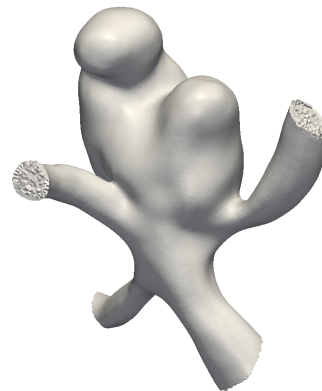
(VII)



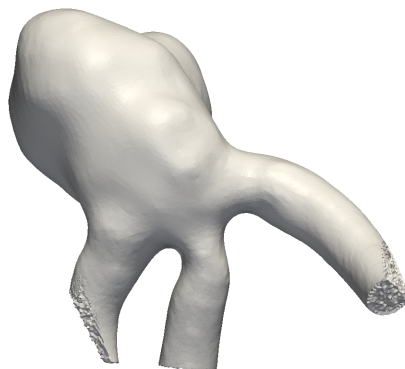
(VIII)



(IX)



(X)



(XI)

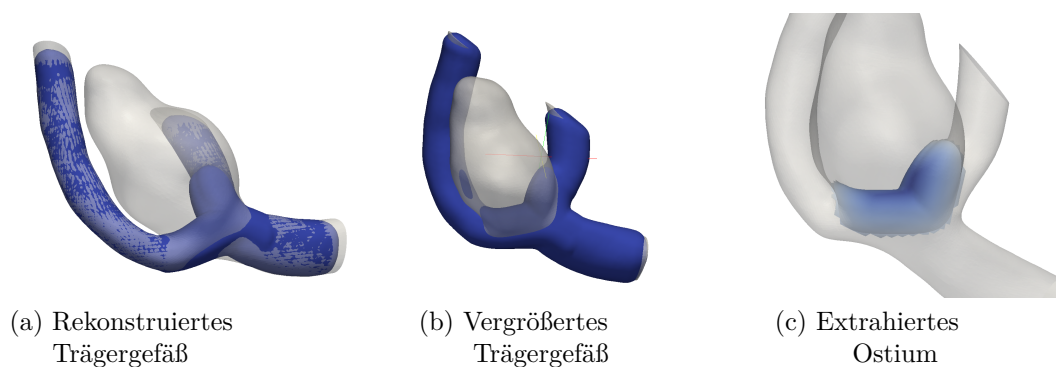
Abbildung 6.2: ROIs der Testdatensätze VII bis XI

Bei den Datensätzen V und X (Abb. 6.6 und 6.11) verläuft das rekonstruierte Trägergefäß innerhalb der ursprünglichen Geometrie. Dies stellt für die Ostiumkonstruktion kein Problem dar, da ein deutlich zu erkennender Aneurysma-Hals vorhanden ist.

Auf der anderen Seite funktioniert die Rekonstruktion für diese Zwecke gut, so dass eine Vergrößerung kaum notwendig ist. Der Datensatz III erzielt keine ideale Rekonstruktion des gesunden Trägergefäßes, ist jedoch für die Klassifizierung der Stromlinien ausreichend (siehe Abb. 6.4).

Tabelle 6.3: Trägergefäßrekonstruktion

Datensatz-ID	Trägergefäßtyp Konfiguration	Erweiterung der Radien
II	terminal	0.25
III	terminal	0.1
IV	terminal	0.15
V	terminal	0.8
VI	lateral	0.9
VII	terminal	0.15
VIII	terminal	0.25
IX	terminal	0.3
X	terminal	0.4
XI	terminal	0.55

Abbildung 6.3: Ostiumgenerierung: Datensatz II (*an_mas02*)

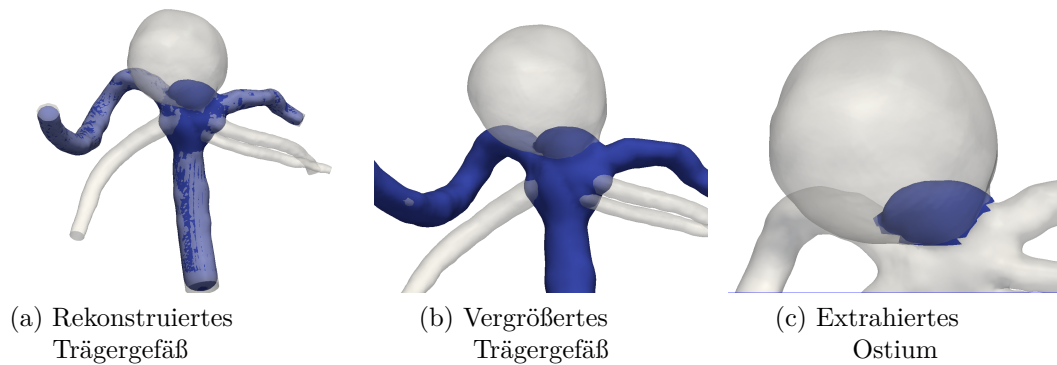


Abbildung 6.4: Ostiumgenerierung: Datensatz III (*an_visc2010*)

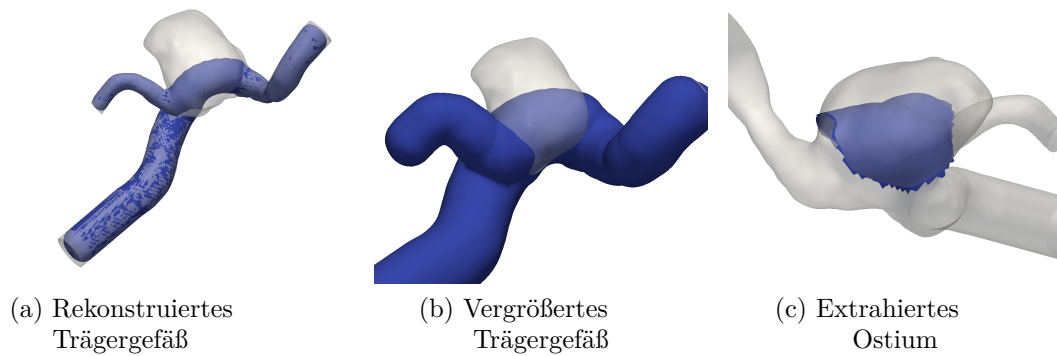


Abbildung 6.5: Ostiumgenerierung: Datensatz IV (*Case_347*)

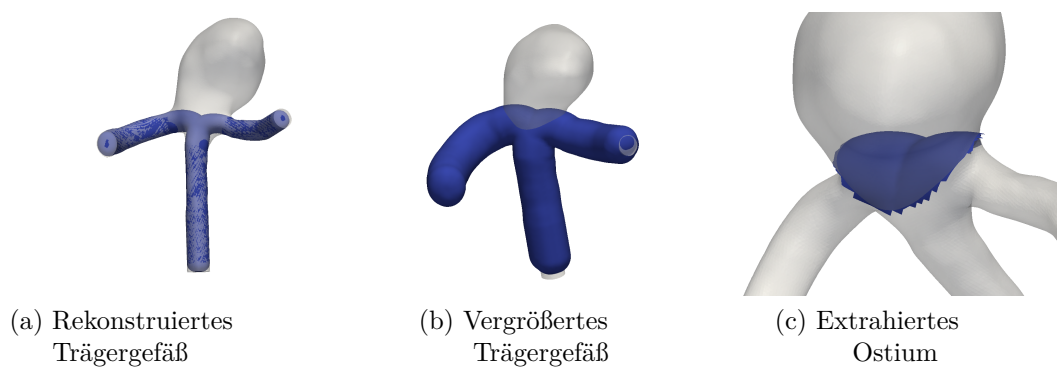


Abbildung 6.6: Ostiumgenerierung: Datensatz V (*Challenge_2013_Case_1*)

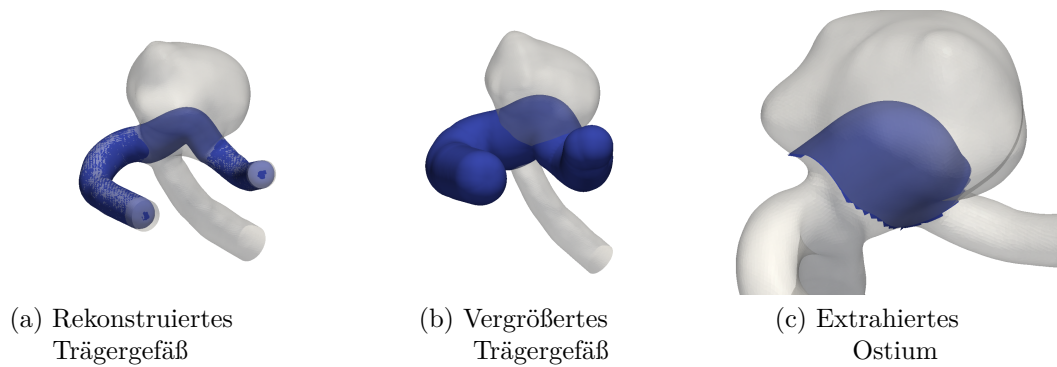


Abbildung 6.7: Ostiumgenerierung: Datensatz VI (*Challenge_2013_Case_2*)

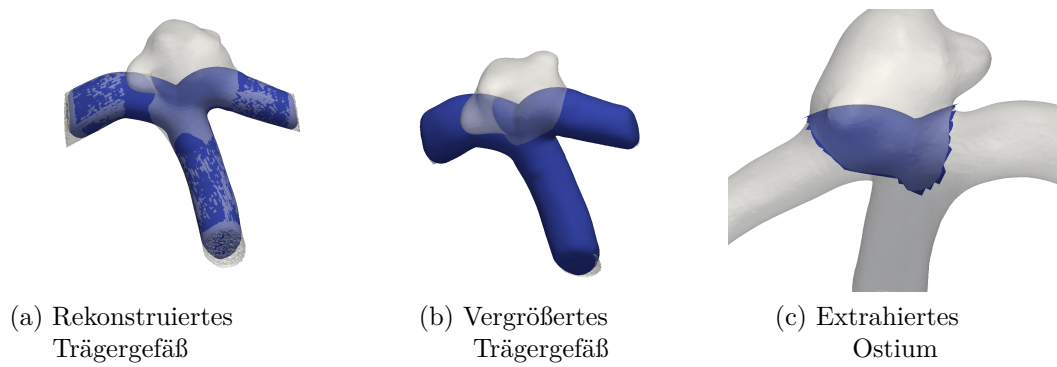


Abbildung 6.8: Ostiumgenerierung: Datensatz VII (*Challenge_2015_Case_1*)

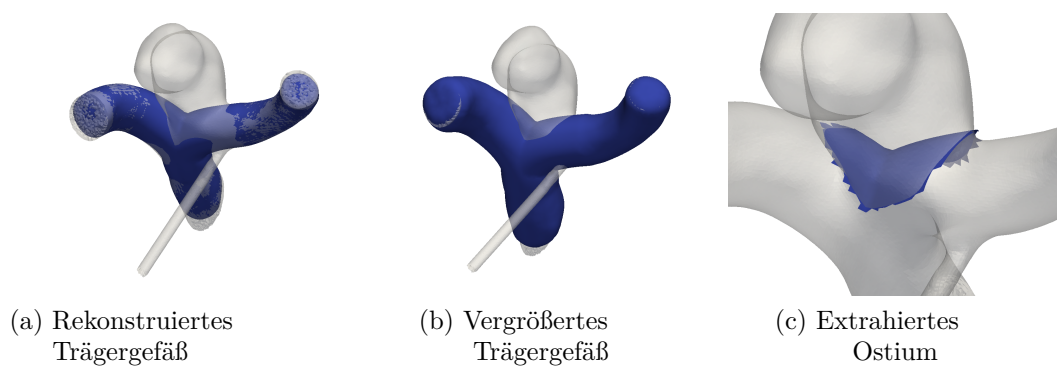


Abbildung 6.9: Ostiumgenerierung: Datensatz VIII (*Challenge_2015_Case_2*)

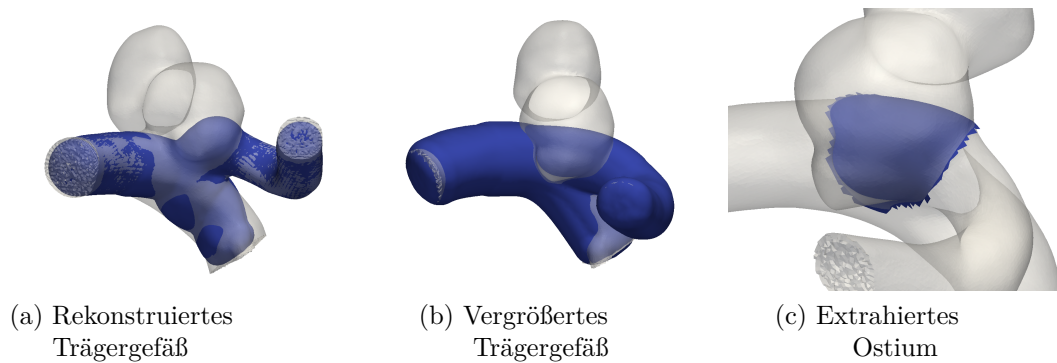


Abbildung 6.10: Ostiumgenerierung: Datensatz IX (*Challenge_2015_Case_3*)

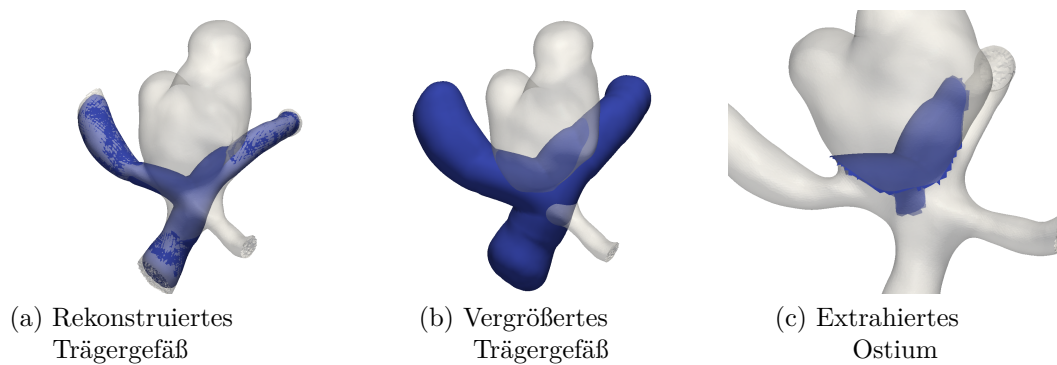


Abbildung 6.11: Ostiumgenerierung: Datensatz X (*Challenge_2015_Case_4*)

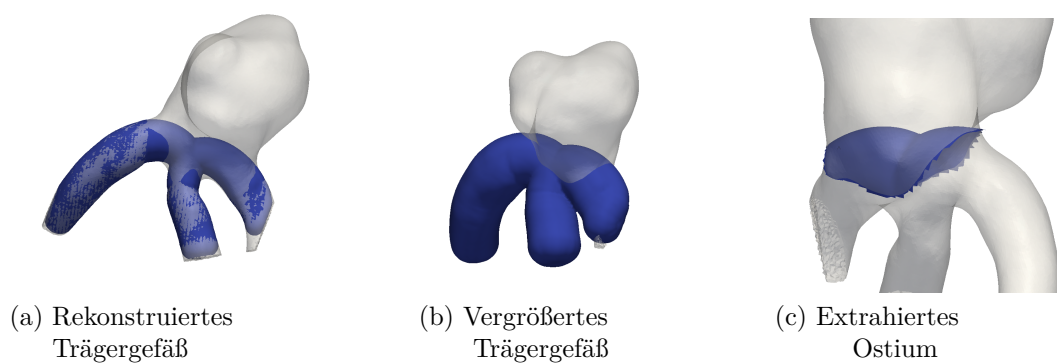


Abbildung 6.12: Ostiumgenerierung: Datensatz XI (*Challenge_2015_Case_5*)

Stromliniengenerierung und Klassifikation

Für jeden Datensatz werden jeweils 2000, 3000 und 4000 Stromlinien gestartet. Die Anzahl der Stromlinien wird variiert, um einen Vergleichswert zu generieren. Dadurch soll zum einen eine ideale Anzahl für einen standardmäßigen Wert festgestellt und zum anderen Abweichungen erkannt werden. Desweiteren spielt die Anzahl bei der Visualisierung eine Rolle, da im Fall zu vieler Stromlinien bestimmte Flussmuster nicht sichtbar sind. Außerdem kann es auch sein, dass bei zu wenig generierten Stromlinien signifikante Flussmuster nicht ausreichend stark durch die Stromlinien repräsentiert werden, wodurch diese dann nicht erkennbar sind. Die Tabellen 6.4 bis 6.14 zeigen die Ergebnisse der Stromlinienklassifizierung der jeweiligen Datensätze. Die Summen in den letzten Zeilen gibt die Anzahl der klassifizierten Stromlinien an. Diese weicht je nach Datensatz unterschiedlich stark von der Anzahl der generierten Stromlinien ab. Das ist darin zu begründen, dass nicht alle Stromlinien einen Ausgangsbereich erreichen. Die Ursache dafür liegt in der Anatomie der Datensätze und am Vektorfeld. Einige der aussortierten Stromlinien terminieren im Wandbereich. Andere enden, weil sie die maximale Schrittzahl erreichen. Außerdem führen Verwirbelungen am Einströmungsbereich dazu, dass Stromlinien kurz nach ihrem Start die Richtung ändern und im Einströmungsbereich terminieren. Letzteres ist am Datensatz IX (siehe Tabelle 6.12) aufgetreten. Die aussortierten Stromlinien des Datensatzes IX werden in Abbildung 6.13 abgebildet.

Tabelle 6.4: Stromlinienklassifizierung: Datensatz I

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	1043	66.13 %	1575	66.14 %	2083	65.48 %
	nein	91	5.77 %	131	5.50 %	166	5.21 %
2	ja	443	28.09 %	675	28.34 %	932	29.29 %
	nein	0	0 %	0	0 %	0	0 %
Summe		1577		2381		3181	

Tabelle 6.5: Stromlinienklassifizierung: Datensatz II

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	867	46.94 %	1658	59.96 %	1053	28.77 %
	nein	384	20.79 %	239	8.64 %	1482	40.50 %
2	ja	48	2.59 %	362	13.09 %	96	2.62 %
	nein	548	29.66 %	506	18.30 %	1028	28.09 %
Summe		1847		2765		3659	

Tabelle 6.6: Stromlinienklassifizierung: Datensatz III

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	89	5.15 %	154	6.07 %	192	5.52 %
	nein	0	0 %	0	0 %	0	0 %
2	ja	4	0.23 %	5	0.19 %	1	0.02 %
	nein	319	18.46 %	455	17.93 %	675	19.42 %
3	ja	144	8.33 %	232	9.14 %	291	8.37 %
	nein	386	22.33 %	580	22.86 %	755	21.72 %
4	ja	139	8.04 %	210	8.27 %	249	7.16 %
	nein	3	0.17 %	1	0.03 %	3	0.08 %
5	ja	109	6.30 %	184	7.25 %	244	7.02 %
	nein	535	30.96 %	716	28.22 %	1065	30.64 %
Summe		1728		2537		3475	

Tabelle 6.7: Stromlinienklassifizierung: Datensatz IV

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	1047	54.13 %	1699	58.48 %	2215	56.98 %
	nein	238	12.30 %	308	10.60 %	421	10.83 %
2	ja	636	32.88 %	889	30.60 %	1228	31.59 %
	nein	13	0.67 %	9	0.30 %	23	0.59 %
Summe		1934		2905		3887	

Tabelle 6.8: Stromlinienklassifizierung: Datensatz V

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	900	47.39 %	1361	47.95 %	1851	48.86 %
	nein	0	0 %	0	0 %	0	0 %
2	ja	818	43.07 %	1270	44.74 %	1603	42.31 %
	nein	181	9.53 %	207	7.29 %	334	8.81 %
Summe		1899		2823		3788	

Tabelle 6.9: Stromlinienklassifizierung: Datensatz VI

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	732	38.38 %	1027	36.37 %	1342	35.54 %
	nein	0	0 %	0	0 %	0	0 %
2	ja	109	5.71 %	158	5.59 %	207	5.48 %
	nein	1066	55.89 %	1638	58.02 %	2227	58.97 %
Summe		1907		2838		3776	

Tabelle 6.10: Stromlinienklassifizierung: Datensatz VII

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	374	21.70 %	588	22.82 %	843	24.43 %
	nein	0	0 %	0	0 %	0	0 %
2	ja	346	20.08 %	498	19.33 %	605	17,53 %
	nein	1003	58.21 %	1490	57.84 %	2002	58,02 %
Summe		1723		2576		3450	

Tabelle 6.11: Stromlinienklassifizierung: Datensatz VIII

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	359	21.15 %	519	20.20 %	721	21.15 %
	nein	375	22.09 %	561	21.83 %	740	21.71 %
2	ja	6	0.35 %	11	0.42 %	13	0.381 %
	nein	875	51.56 %	1336	52.00 %	1778	52.17 %
3	ja	27	1.59 %	62	2.41 %	50	1.46 %
	nein	55	3.24 %	80	3.11 %	106	3.11 %
Summe		1697		2569		3408	

Tabelle 6.12: Stromlinienklassifizierung: Datensatz IX

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	117	9.89 %	167	9.34 %	216	9 %
	nein	851	71.99 %	1321	73.88 %	1743	72.62 %
2	ja	214	18.10 %	300	16.77 %	441	18.37 %
	nein	0	0 %	0	0 %	0	0 %
Summe		1182		1788		2400	

Tabelle 6.13: Stromlinienklassifizierung: Datensatz X

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	189	11.15 %	25	0.97 %	36	1.05 %
	nein	476	28.09 %	955	37.33 %	1351	39.47 %
2	ja	206	12.16 %	267	10.43 %	324	9.46 %
	nein	515	30.40 %	843	32.95 %	1119	32.70 %
3	ja	308	18.18 %	468	18.29 %	592	17.29 %
	nein	0	0 %	0	0 %	0	0 %
Summe		1694		2558		3422	

Tabelle 6.14: Stromlinienklassifizierung: Datensatz XI

Outlet	Schnitt mit Ostium	Anzahl generierter Stromlinien					
		2000		3000		4000	
		absolut	relativ	absolut	relativ	absolut	relativ
1	ja	799	46.23 %	657	25.42 %	1418	41.31 %
	nein	373	21.58 %	1063	41.13 %	943	27.47 %
2	ja	556	32.17 %	864	33.43 %	1071	31.20 %
	nein	0	0 %	0	0 %	0	0 %
Summe		1728		2584		3432	

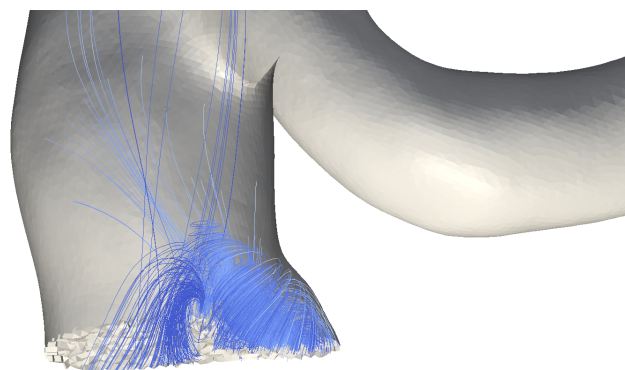


Abbildung 6.13: Datensatz IX: aussortierte Stromlinien

Die prozentuale Verteilung der Stromlinien über die Klassen schwankt bei unterschiedlicher Anzahl an Stromlinien. Dies ist auf die zufällige Verteilung der Startpunkte zurückzuführen. Die signifikanten Anteile der Flussrichtung bleiben jedoch bei unterschiedlicher Stromlinienzahl erhalten. Auf der Basis der getesteten Datensätze ergibt sich, dass die Menge an generierten Stromlinien von 2000 für die Feststellung der Verteilung der Stromlinienverläufe ausreicht.

6.3 Auswertung der Ergebnisse

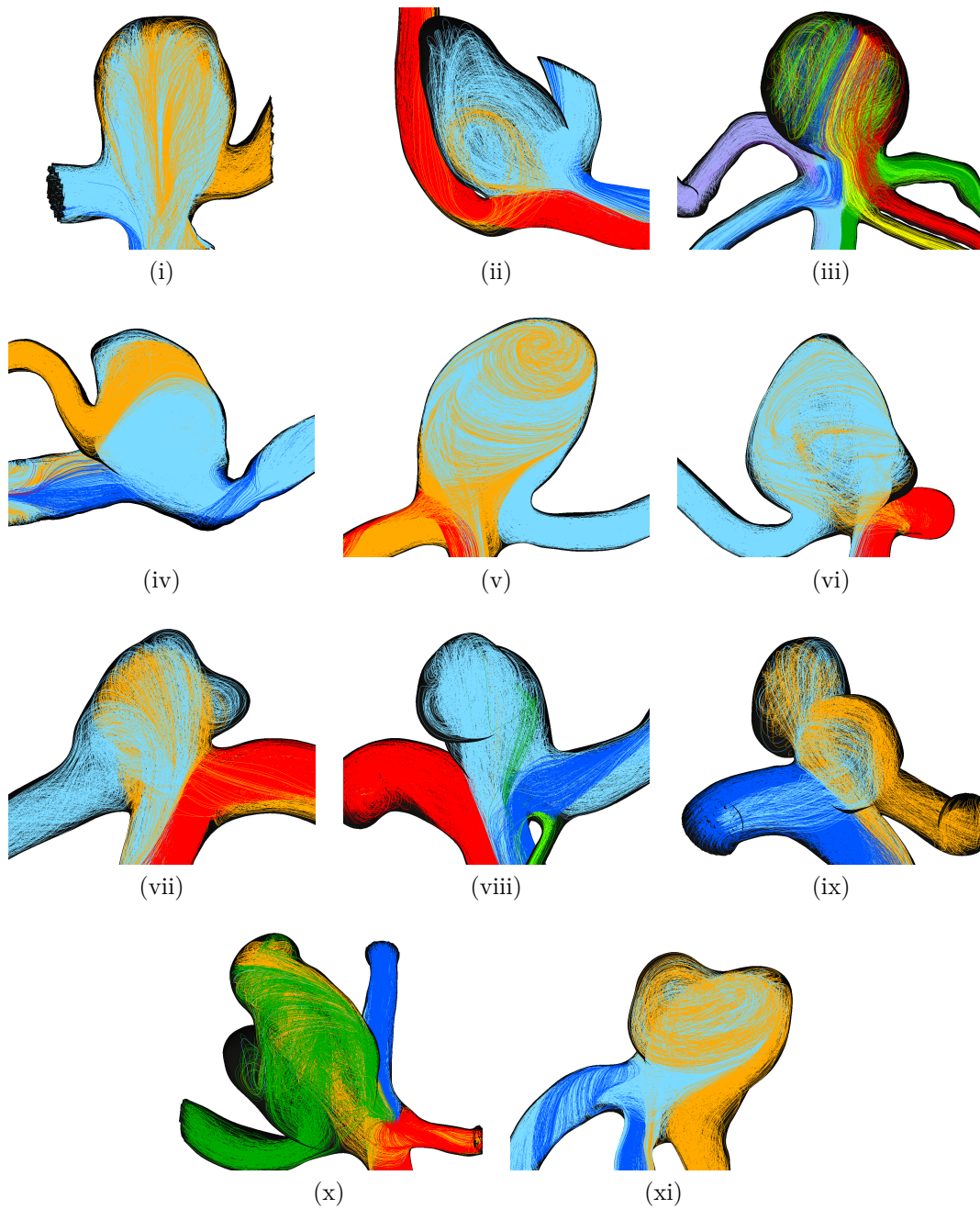


Abbildung 6.14: 2000 klassifizierte Stromlinien der Testdatensätze

Die Abb. 6.14 zeigt die klassifizierten Stromlinien. Es werden jeweils die 2000 generierten Stromlinien dargestellt, wobei die Klassenzugehörigkeiten farblich kodiert sind. Die Stromlinien, die nicht in einem der vordefinierten Ausströmungsbereichen terminieren, werden bei der Visualisierung ausgelassen.

Beim Betrachten der visualisierten Stromlinien und der Tabellen mit den prozentualen Verteilungen zu jeder Klasse, lassen sich Gruppen mit ähnlichen Blutflussmustern erkennen.

So können die Datensätze II, VI, VIII und IX (vergleiche Abb. 6.14ii, 6.14vi, 6.14viii und 6.14ix) einer Gruppe zugeordnet werden. Bei diesem Typ wird das Aneurysma überwiegend von Stromlinien durchquert, die in einem Auströmungsbereich enden.

Bei den Datensätzen I, II, IV, V, VI, VII, IX, X und XI (vergleiche Abb. 6.14i, 6.14ii, 6.14iv bis 6.14vii und 6.14ix bis 6.14xi) durchfließen alle Stromlinien, die in einem Ausströmungsbereich terminieren, den Aneurysma-Sack.

Der Versuch, die Testdatensätze den drei Flussmuster nach Castro et al. [5] (siehe Abb. 3.2) zuzuordnen, gelingt nicht eindeutig. Es fehlen entweder noch Unterkategorien oder Kombinationen der drei festgehaltenen Flussmuster. So ist beim Typ B (in der Tabelle mit B* vermerkt) noch eine Variante zu ergänzen, bei der Stromlinien eines Ausströmungsbereiches sowohl das Aneurysma betreten als auch direkt den Ausströmungsbereich ansteuern. Des Weiteren ist eine Kombination aus Typ B und C (in der Tabelle als "Typ B + C" gekennzeichnet) aufgetreten. Dabei durchströmen Stromlinien beider Ausströmungsbereiche das Aneurysma, jedoch nur ein Ausströmungsbereich wird auch direkt angesteuert.

Tabelle 6.15: Trägergefäßrekonstruktion

Datensatz-ID	Blutflussmuster nach Castro et al. [5]
I	Typ B + C
II	Typ A
III	Typ A
IV	Typ B + C
V	Typ B + C
VI	Typ B + C
VII	Typ B + C
VIII	Typ B*
IX	Typ B + C
X	Typ B + C
XI	Typ B + C

6.4 Zusammenfassung

Zusammenfassend ist zu sagen, dass eine Methode entwickelt wurde, die die Flussrichtung von Aneurysmen analysiert und eine Quantifizierung dessen erreicht. Eine eindeutige Klassenzugehörigkeiten, wie sie Castro et al. [5] in ihrer Arbeit erfassen, konnte nicht bestätigt werden. Stattdessen werden zusätzliche Kategorien der Flussrichtung festgestellt. Zur Erfassung aller auftretenden Flussmuster, in Bezug auf die Flussrichtung, müssten möglichst viele Blutflussströmungen simuliert und anschließend anhand der beschriebenen möglichen Verläufe der Stromlinien quantifiziert werden. Jedoch sollte für die Quantifizierung der Blutflussrichtung mehrerer Datensätze ein vollautomatischer Algorithmus entwickelt werden.

7 **Ausblick**

Im letzten Kapitel werden Ideen zu Verbesserung der entwickelten Methoden genannt. Des Weiteren wird eine Weiterentwicklung der Methode, zur Gewinnung neuer Erkenntnisse über die Hämodynamik eines Aneurysmas, vorgeschlagen. Außerdem wird ein alternativer Ansatz zur Charakterisierung der Hämodynamik eines Aneurysmas erwähnt, der während der Entstehung dieser Arbeit jedoch verworfen wurde.

7.1 **Verbesserung der verwendeten Methode**

Für die Charakterisierung der Hämodynamik mehrerer Datensätze wird ein vollautomatisches Verfahren favorisiert. Dazu müsste der manuelle Teil des umgesetzten Ansatzes automatisiert werden. Die zwei Teilschritte, die vom Nutzer manuell durchgeführt werden, sind das Herausschneiden des ROI und die Erstellung des Ostiums. Insbesondere die Erstellung des Ostiums erfordert viel Zeit, da die iterative Annäherung eines angemessenen Werts für die Vergrößerung des rekonstruierten Trägergefäßes mit dessen Rekonstruktion rechenintensiv ist.

7.2 **Weiterentwicklung der Methode**

Da die Flussrichtung anhand des Verlaufs von Stromlinien, in welchen Ausströmungsbereich sie terminieren und ob sie das Aneurysma betreten, mit der entwickelten Methode quantifiziert werden kann, liegt der nächste Schritt darin, die Hämodynamik innerhalb des Aneurysmas zu charakterisieren. Dazu könnten beispielsweise die Repräsentanten von Clustern aus generierten Stromlinien innerhalb des Aneurysma-Sacks herangezogen werden, da diese homogene Flussmuster im Aneurysma repräsentieren [54]. Diese mittels Cluster-Algorithmen erfassten Repräsentanten müssten dann anschließend entweder charakterisiert oder mit den

Repräsentanten anderer Aneurysmen verglichen werden. Der Vergleich der Repräsentanten bringt jedoch Schwierigkeiten mit sich. So ist der Vergleich mittels bekannter Ähnlichkeitsmaße für Stromlinien aufgrund der unterschiedlichen Geometrie und Ausrichtung der Aneurysmen nicht direkt möglich. Um die repräsentativen Stromlinien mit einander vergleichen zu können, müssten die Geometrien verschiedener Datensätze übereinander gelegt werden. Für eine angemessene Übereinanderlegung der Aneurysmen müssten diverse Skalierungen, Rotationen und Translationen an den Geometrien durchgeführt werden. Dies führt allerdings eine hohe Komplexität mit vielen Varianten mit sich.

7.3 Alternative Ansätze

Während der Entstehung dieser Arbeit wurden mehrere Ansätze diskutiert. In diesem Abschnitt wird ein alternativer Ansatz kurz erläutert.

Wie in dem Abschnitt zuvor beschrieben, ist ein Vergleich der Hämodynamik innerhalb des Aneurysmas wünschenswert. Um die Problematik der unterschiedlichen Anatomie von Aneurysmen entgegen zu wirken, besteht der alternative Ansatz aus einer Normalisierung der Geometrie des Aneurysma-Sacks. Dazu wird die ROI die Verzweigung des Trägergefäßes maximal kürzen. Die ROI wird am Beispiel des Datensatzes II in der Abbildung 7.1 opak dargestellt. Als Grundform der Normalisierung eignet sich eine Einheitskugel. Die Punkte der herausgeschnittenen ROI werden so verschoben, dass die neue Form der Einheitskugel entspricht. Dabei muss die Topologie des Volumengitters berücksichtigt werden, sodass die Nachbarschaftsverhältnisse jedes Punktes nach der Normalisierung erhalten bleibt; lediglich die Zellform soll verändert werden. In der Abbildung 7.2 wird die Überführung des Datensatzes I in die Einheitskugel dargestellt. Das Trägergefäß des Datensatzes wurde nicht so sehr gekürzt, um die Strukturen nach der Überführung offensichtlicher erkennen zu können. Anschließend könnten die Repräsentanten der zuvor erfassten Cluster in die normalisierte Form überführt werden. Sind die Repräsentanten der Aneurysmen auf die Einheitskugel übertragen, können diese mittels bekannter Metriken miteinander verglichen und anschließend ausgewertet werden.

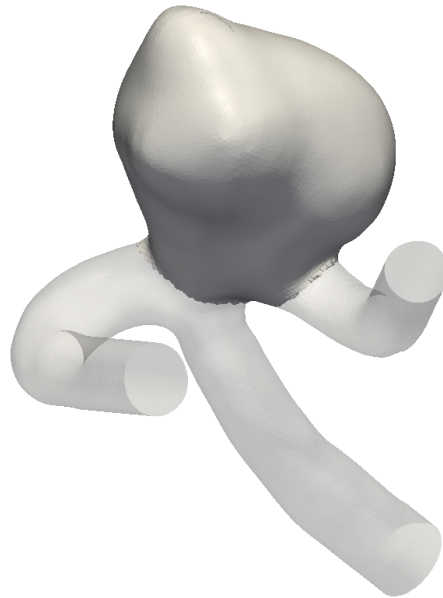


Abbildung 7.1: ROI für die Normalisierung der Aneurysmen

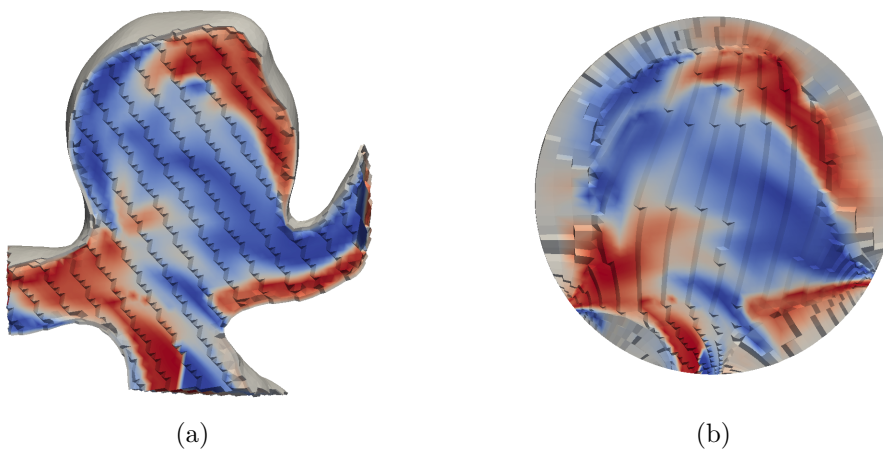


Abbildung 7.2: Querschnitt Datensatz I (a), Querschnitt des gleichen Datensatzes in eine Einheitskugel überführt (b)

Literaturverzeichnis

- [1] Vinay Kumar, Abul K Abbas, Nelson Fausto, and Jon C Aster. *Robbins and Cotran pathologic basis of disease*. Elsevier Health Sciences, 2014. Seite 1270 fuer die abbildung des circulus willisii.
- [2] Mathias Neugebauer. *Computergestützte Exploration von Blutfluss in zerebralen Aneurysmen - Geometrische Verarbeitung und interaktive Visualisierung*.
- [3] Juan R Cebal, Marcelo A Castro, James E Burgess, Richard S Pergolizzi, Michael J Sheridan, and Christopher M Putman. Characterization of cerebral aneurysms for assessing risk of rupture by using patient-specific computational hemodynamics models. *American Journal of Neuroradiology*, 26(10):2550–2559, 2005.
- [4] Madhavan L Raghavan, Baoshun Ma, and Robert E Harbaugh. Quantified aneurysm shape and rupture risk. *Journal of neurosurgery*, 102(2):355–362, 2005.
- [5] 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.
- [6] PE Norman and JT Powell. Site specificity of aneurysmal disease. *Circulation*, 121(4):560–568, 2010.
- [7] 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.
- [8] Mahmut Gazi Yasargil. *Microneurosurgery, Volume I: 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.

- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] Hui Meng, Yixiang Feng, Scott H Woodward, Bernard R Bendok, Ricardo A Hanel, Lee R 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.
- [14] JR Cebal, M Sheridan, and CM Putman. Hemodynamics and bleb formation in intracranial aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 31(2):304–310, 2010.
- [15] 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.
- [16] E Rinkel, Gabriel J, 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.

- [17] M Wardlaw, J and M White, P. The detection and management of unruptured intracranial aneurysms. *Brain*, 123(2):205–221, 2000.
- [18] 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):265–268, 1993.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] M Forsting, I Wanke, A Raabe, and V Seifert. Zerebrale aneurysmen: Clipping oder coiling? *Aktuelle Neurologie*, 28(03):97–102, 2001.
- [24] 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.
- [25] Alessandra Biondi, Vallabh Janardhan, Jeffrey M Katz, Kimberly Salvaggio, Howard A Riina, and Y Pierre Gobin. Neuroform stent-assisted coil emboliza-

- tion of wide-neck intracranial aneurysms: strategies in stent deployment and midterm follow-up. *Neurosurgery*, 61(3):460–469, 2007.
- [26] Andreas Raabe and Veit Rohde. *Vaskuläre Neurochirurgie Funktionelle Neurochirurgie*. Number 1. Thieme, 2011. zu stents.
- [27] George KC Wong, Marco CL Kwan, Rebecca YT Ng, CH Simon, and WS Poon. Flow diverters for treatment of intracranial aneurysms: current status and ongoing clinical trials. *Journal of clinical neuroscience*, 18(6):737–740, 2011.
- [28] Wycoco McAuliffe, V Wycoco, H Rice, C Phatouros, TJ Singh, and J Wenderoth. Immediate and midterm results following treatment of unruptured intracranial aneurysms with the pipeline embolization device. *American Journal of Neuroradiology*, 33(1):164–170, 2012.
- [29] Rocco Gasteiger, Gábor 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 2011*, pages 304–308. Springer, 2011.
- [30] Daniel M Sforza, Christopher M Putman, and Juan Raul Cebal. Hemodynamics of cerebral aneurysms. *Annual review of fluid mechanics*, 41:91, 2009.
- [31] 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,. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 181(1):16–23, 2009.
- [32] William R Brody. Digital subtraction angiography. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, 29(3):1176–1180, 1982.
- [33] 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*, 20(7):538–544, 2008.

- [34] 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 Neuro-radiology*, 29(5):976–979, 2008.
- [35] C. M. Hentschke, O. Beuing, R. Nickl, and K. D. Tönnies. Automatic cerebral aneurysm detection in multimodal angiographic images. In *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2011 IEEE*, pages 3116–3120, Oct 2011. doi: 10.1109/NSSMIC.2011.6152566.
- [36] Julia F Barrett and Nicholas Keat. Artifacts in ct: recognition and avoidance 1. *Radiographics*, 24(6):1679–1691, 2004.
- [37] Jiachen Zhuo and Rao P Gullapalli. Mr artifacts, safety, and quality control 1. *Radiographics*, 26(1):275–297, 2006.
- [38] Samuel Voß. Untersuchung des Einflusses von Fluid-Struktur-Interaktionen auf die Hämodynamik intrakranieller Aneurysmen. Master’s thesis, OvGU Magdeburg, 2015.
- [39] Yuka Sen, Yi Qian, Alberto Avolio, and Michael Morgan. Image segmentation methods for intracranial aneurysm haemodynamic research. *Journal of biomechanics*, 47(5):1014–1019, 2014.
- [40] 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. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 58(3):303–314, 2013.
- [41] Tobias Moench, Christoph Kubisch, Kai Lawonn, Ruediger Westermann, and Bernhard Preim. Visually guided mesh smoothing for medical applications,. In *VCBM*, pages 91–98, 2012.
- [42] Christian Schumann, Mathias Neugebauer, Ragnar Bade, Bernhard Preim, and Heinz-Otto Peitgen. Implicit vessel surface reconstruction for visualizati-

- on and cfd simulation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2(5):275–286, 2008.
- [43] Juan R Cebral and Rainald Lohner. From medical images to cfd meshes. In *Proc, 8th Int, Meshing Roundtable, South Lake Tahoe*. Citeseer, 1999.
- [44] 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.
- [45] Frank JH Gijzen, Frans N 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.
- [46] 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.
- [47] Peter Constantin and Ciprian Foias. *Navier-stokes equations*. University of Chicago Press, 1988.
- [48] Onkar Sahni, Jens Müller, Kenneth E Jansen, Mark S Shephard, and Charles A Taylor. Efficient anisotropic adaptive discretization of the cardiovascular system. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 195(41):5634–5655, 2006.
- [49] Juan R Cebral and Hui Meng. Counterpoint: realizing the clinical utility of computational fluid dynamics—closing the gap. *American Journal of Neuro-radiology*, 33(3):396–398, 2012.
- [50] 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.

- [51] 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.
- [52] Juan R Cebal, 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.
- [53] MD Ford, Y Hoi, M Piccinelli, L Antiga, and DA Steinman. An objective approach to digital removal of saccular aneurysms: technique and applications. *The British journal of radiology*, 2014.
- [54] S. Oeltze, D. J. Lehmann, A. Kuhn, G. Janiga, H. Theisel, and B. Preim. Blood flow clustering and applications in virtual stenting of intracranial aneurysms. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 20(5): 686–701, May 2014. ISSN 1077-2626. doi: 10.1109/TVCG.2013.2297914.