

Generierung qualitativ hochwertiger Modelle für die Simulation von Blutfluss in zerebralen Aneurysmen

M. Neugebauer^{1,*}, G. Janiga², S. Zachow³, M. Skalej⁴, B. Preim¹

¹Institut für Simulation und Grafik - Universität Magdeburg, Germany

²Institut für Strömungstechnik und Thermodynamik - Universität Magdeburg, Germany

³Visualisierung und Datenanalyse - Zuse-Institut Berlin (ZIB), Germany

⁴Institut für Neuroradiologie - Universitätsklinikum Magdeburg, Germany

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wird die Erstellung qualitativ hochwertiger, geometrischer Modelle für die Blutflusssimulation behandelt. Qualität bezieht sich dabei nicht nur auf die Glätte der Oberfläche, sondern auch auf die Elementqualität, die für die Durchführbarkeit der numerischen Strömungssimulation wesentlich ist. Die beschriebene Pipeline verarbeitet patientenindividuelle Daten und ist prinzipiell zur Behandlungsplanung geeignet. Der neue Beitrag liegt in der speziellen Form der Gefäßrekonstruktion. Des Weiteren wird der Einfluss der Gitterauflösung auf die Simulationsergebnisse beschrieben.

1 Einleitung

Im Bereich der computergestützten Diagnostik und Therapieplanung gewinnt die Anwendung komplexer Simulationsmodelle immer mehr an Bedeutung. Sie ermöglichen es Behandlungsstrategien unter Berücksichtigung der möglichen Auswirkungen zu erproben und die bestmögliche Vorgehensweise auszuwählen.

Es gibt eine Vielzahl von Anwendungsszenarien für eine Simulation zu erwartender Effekte, wie z.B. die Untersuchung der Wärmeausbreitung bei der thermischen Ablation[KAP⁺06]. Bei diesem Eingriff wird Tumorgewebe durch eine lokal beschränkte Erwärmung mittels Laser oder Wechselstrom zerstört. Eine vorhergehende thermische Simulation gibt Aufschluss darüber, ob der Tumor vollständig zerstört werden kann.

Im Bereich der Mund-, Kiefer und Gesichtschirurgie wird es dem Chirurgen bei der Korrektur einer Knochenfehlstellung mithilfe einer Weichgewebesimulation ermöglicht, die direkte Auswirkung auf das Gesicht des Patienten schon vor der Operation einzuschätzen [Zac05].

Ein weiteres, wichtiges Anwendungsszenario stellt die Untersuchung des Blutflusses (Hämodynamik) dar. Dessen Potential liegt nicht nur in der Therapieplanung, z.B. bei der Untersuchung der veränderten Strömungscharakteristika nach dem Einsatz von *Stents*¹, sondern auch in der Diagnostik.

*E-Mail: mathias.neugebauer@ovgu.de

¹kleine Drahtgitter zum Stabilisieren und Weiten der Gefäße

2 Medizinischer und technischer Hintergrund

Dank verbesserter Bildgebungsverfahren werden immer häufiger kleine Aneurysmen diagnostiziert. Diese sackförmigen Gefäßerweiterungen kommen in verschiedenen Regionen des Körpers vor (z.B. Lunge, Abdomen, Gehirn) und besitzen ein erhöhtes Rupturrisiko. Das Platzen eines Aneurysmas (Ruptur) ist lebensbedrohlich. Diese Arbeit konzentriert sich auf zerebrale Aneurysmen [SHS07]. Um eine Blutung zu verhindern, werden aufgefundene Aneurysmen mit *Stents* und *Coils*² präventiv behandelt. Allerdings besteht während der Behandlung das Risiko, eine Ruptur zu verursachen. Mit zunehmender Detektion sehr kleiner Aneurysmen (erhöhte Sensitivität) wird eine Selektion notwendig, da das geringe Rupturrisiko der meisten Aneurysmen nicht das Risiko einer Behandlung rechtfertigt. Das Rupturrisiko ist nicht nur von Größe und Lokalisation des Aneurysmas, sondern auch von Merkmalen des Blutflusses abhängig. Vor allem die Wandscherspannung, (WSS), die Belastung der oft instabilen Aneurysmenwand, ist ein prognostisch wichtiger Parameter. Es technisch aufwändig und nicht in allen Fällen möglich, den Blutfluss *in vivo* zu messen. Deswegen werden oft *Computational Fluid Dynamics* (CFD)-Simulationen durchgeführt, um ein besseres Verständnis für die Hämodynamik in Aneurysmen zu gewinnen. Langfristiges Ziel ist es, nicht nur das Rupturrisiko einzuschätzen, sondern auch gezielt eine Therapie auszuwählen, die den Blutfluss in definierter Weise verändert.

Für die Verwendbarkeit der Simulationsergebnisse ist es sehr wichtig, dass die zugrunde liegenden 3D-Modelle möglichst genau die realen, anatomischen Gegebenheiten widerspiegeln. Des Weiteren müssen die Modelle bestimmten Qualitätskriterien genügen, um eine CFD-Simulation überhaupt zu ermöglichen. Die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellte Pipeline, die die Verarbeitung und Simulation der Bilddaten charakterisiert, ist in Abb.1 dargestellt. Die Modellgenerierung wird bezüglich der Anforderungen optimiert und eine

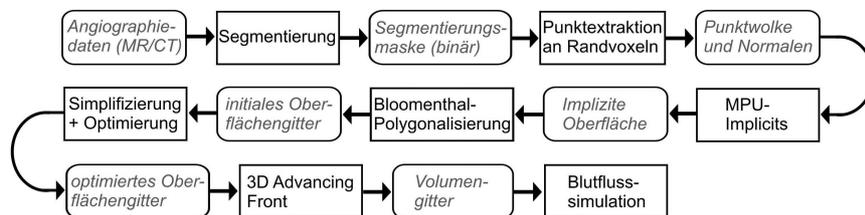


Abbildung 1: Pipeline von der Datenaquirierung bis zur Simulation: Verfahren und die entsprechende Transformation der Daten

Gitterunabhängigkeitsanalyse durchgeführt, um den Einfluss der Gitterauflösung auf die Genauigkeit der Simulationsergebnisse genauer beschreiben zu können. All diese Schritte sind als Vorverarbeitungsschritt anzusehen, um zukünftig darauf aufbauend qualitativ hochwertige und verlässliche Visualisierungskonzepte zu entwickeln, welche es Neuroradiologen ermöglichen, effektiv und intuitiv Zusammenhänge zwischen hämodynamischen Charakteristika und den daraus resultierenden Folgen für einen Patienten zu erforschen.

²kleine, dicht aufgewickelte Drahtspiralen, die zur Gerinnungsförderung in das Aneurysma eingebracht werden

3 Verwandte Arbeiten

Im Bereich der Erforschung hämodynamischer Effekte auf das Rupturrisiko von Aneurysmen sind vor allem die Arbeiten von Juan R. Cebal und Marcelo Adrián Castro zu nennen [CPC06]. In [CCA⁺05] beschreiben sie den Einfluss verschiedener Parameter auf die Simulationsergebnisse. Sie variieren die Einströmmodalitäten, das Viskositätsmodell und das Gittermodell und untersuchen die Änderung der Strömungscharakteristika anhand der Verteilung von Strömungsgeschwindigkeiten und des WSS. Im Rahmen der Untersuchungen kamen sie zum Schluss, dass vor allem die Geometrie des Gefäßmodells maßgeblich die Eigenschaften des Strömungsfeldes beeinflusst. In [HBK⁺07] wird anhand einer einfachen idealisierten Geometrie und dem patientenspezifischen Modell eines abdominalen Aortenaneurysmas genauer der Einfluss der Gitterauflösung auf SGV und WSS in einzelnen, ausgewählten Schichten untersucht. Zwar werden nur skalare Werte und nicht räumliche Verteilungsmuster betrachtet, trotzdem wird ausreichend deutlich, dass die Gitterauflösung ebenfalls starken Einfluss auf die Verwendbarkeit der Simulationsergebnisse hat. Um derartige Untersuchungen durchführen zu können, muss die Gefäßgeometrie aus den Bilddaten extrahiert und in eine simulationstaugliche Beschreibung überführt werden. Kirbas et al. geben in [KQ04] einen Überblick über Methoden der Gefäßsegmentierung. Bei der Rekonstruktion auftretende Oberflächenartefakte können mit verschiedenen Techniken geglättet werden. Ein vergleichender Überblick wird in [BHP06] gegeben. Ein für Gefäße optimierter, neuartiger Ansatz der Oberflächenrekonstruktion basiert auf einer impliziten Oberflächenbeschreibung mittels *MPU Implicits* [SOBP07]. Um eine für die CFD-Simulation geeignete Ausgangsbasis zu schaffen, ist ein *Remeshing* notwendig. In [AUGA05] werden verschiedene aktuelle Techniken vorgestellt, wobei aufgrund der Anforderungen durch die CFD-Simulation vor allem die Verfahren für hohe Dreiecksqualität von Interesse sind. Der Einsatz von Partikelsystemen ermöglicht interaktive Blutflussimulationen [MST04]. Die notwendige Performance wird durch eine reduzierte Genauigkeit erreicht, weshalb derartige Verfahren in Chirurgesimulatoren und nicht bei der Erforschung der Hämodynamik zum Einsatz kommen.

4 Modellgenerierung und Simulation

Für eine Pipeline zur Modellgenerierung für CFD-Simulation ergeben sich aus den bisherigen Überlegungen zwei grundsätzliche Anforderungen:

1. Das Modell muss die zugrunde liegenden Strukturen hinreichend genau abbilden.
2. Die Auflösung des Modellgitters und die Form der Gitterelemente müssen so gewählt werden, dass sich die zu untersuchenden Effekte in den Simulationsergebnissen korrekt widerspiegeln. Eine Überrepräsentation soll aufgrund der Berechnungskomplexität vermieden werden.

Der erste Schritt dieser Pipeline ist die Gefäßextraktion aus den Bilddaten.

4.1 Segmentierung

Die Gefäßextraktion aus CT- bzw. MRT-Schichtbildern ist keine triviale Problemstellung. Die Intensitätswerte in MRT-Bildern sind stark von den Aufnahmemodalitäten abhängig und weisen häufig Inhomogenitäten auf. In CT-Bildern besitzen kontrastverstärkte Gefäße und Knochen oftmals gleiche Intensitätswerte. Eine einfache, grauwertbasierte Trennung dieser Strukturen ist in diesen Fällen nicht möglich. Komplexere Techniken, wie z.B. modellbasierte Verfahren die die tubuläre Struktur der Gefäße ausnutzen (vergl. [KQ04]), können angewandt werden, um die Gefäße zu extrahieren. Die Differenzangiographie umgeht dies, indem zwei Aufnahmen, eine vor und eine nach der Kontrastmittelvergabe, voneinander subtrahiert werden. Häufig ist auf diesen Differenzbildern eine gute automatische bzw. semiautomatische Gefäßsegmentierung möglich. In Fällen von unvollständiger Kontrastmittelverteilung oder einer auflösungsbedingten, unklaren Gefäß-Umgebung-Trennung (Abb. 2(a)) muss manuell segmentiert werden. So können die fehlenden Infor-

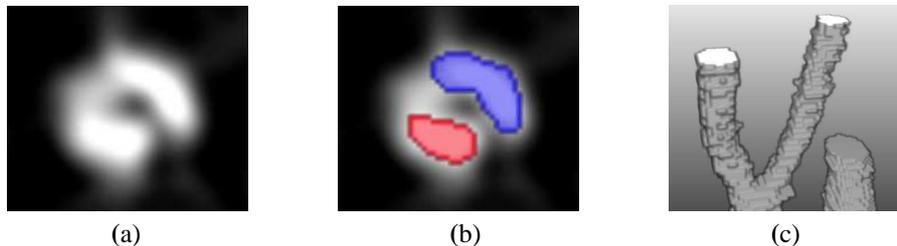


Abbildung 2: Segmentierung: (a) Ausschnitt aus einem Schichtbild mit unklaren Trennungsverhältnissen, (b) manuell segmentierte Gefäßbereiche, (c) 3D-Darstellung der binären Segmentierungsmaske, jede Schicht wurde manuell segmentiert.

mationen durch Expertenwissen ergänzt werden. Das Ergebnis ist eine binäre Segmentierungsmaske. Sie trennt das Gefäß vom umgebenden Gefäß. Eine solche Maske enthält häufig sogenannte Treppenstufen-Artefakte. Diese resultieren aus dem Abstand einzelner Bildschichten. Das *worst case* Szenario stellt eine vollständige manuelle Segmentierung dar. Durch manuelle Abweichungen von Schicht zu Schicht werden weitere, hochfrequente, nicht der Realität entsprechende Artefakte eingeführt (Abb. 2(c)). Selbst aus solchen Daten kann mithilfe der hier präsentierten Pipeline eine glatte und somit simulationstaugliche Oberflächenrepräsentation erzeugt werden, ohne die in [BHP06] beschriebenen Probleme der Standardglättungsverfahren beim Glätten dünner Strukturen (z.B. starke Volumenreduktion, Deformation) aufzuweisen.

4.2 Modellgenerierung

Die in [SOBP07] vorgestellte implizite Oberflächenbeschreibung von Gefäßen durch *MPU Implicits* wirkt unerwünschten Oberflächenartefakten glättend entgegen und ist derart konzipiert, dass dabei entscheidende Gefäßcharakteristika erhalten werden. Als Ausgangsbasis dient eine die Oberfläche beschreibende Punktmenge. Die Punktmenge wird auf Basis

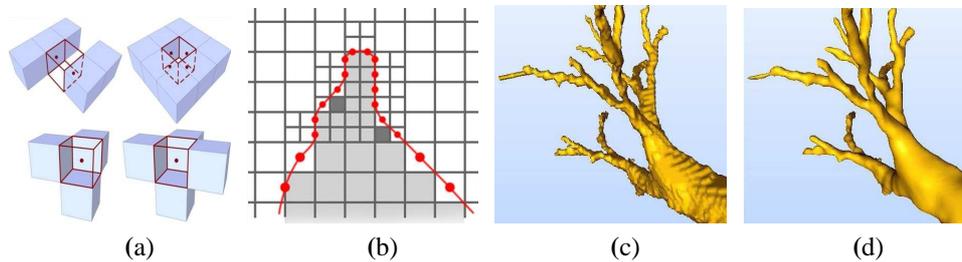


Abbildung 3: Modellgenerierung: (a) Beispielfälle der Punktplatzierung in äußeren Randvoxeln, (b) Verwendung von Subvoxeln für feineres Sampling, (c) Standard: *Marching Cubes* Oberfläche, (d) *MPU-Implicits* Oberfläche. Quelle: [SOBP07]

der segmentierten Voxeldaten erzeugt. Um eine Rekonstruktion von feinen Strukturen zu ermöglichen, werden die äußeren Randvoxel³ für die fallbasierte Punktplatzierung verwendet (Abb. 3(a)). Wird nur das Voxelgitter als Basis für die Punktplatzierung verwendet, besteht die Möglichkeit, dass die für ein Anfitzen der impliziten Funktionen notwendige Anzahl von Punkten an dünnen Strukturen unterschritten wird. Durch eine Überabtastung wird dies verhindert (Abb. 3(b)). Die resultierende implizite Beschreibung bietet einige Vorteile. Die einfache Unterscheidbarkeit zwischen inneren und äußeren Bereichen und die simple Berechnung von Schnittpunkten ermöglicht eine effiziente Kombination verschiedener Strukturen mithilfe boolescher Operationen. Die einheitliche, implizite Beschreibung kann ohne weitere Verarbeitungsschritte als Ausgangsbasis für eine Vielzahl verschiedener *Meshing*-Verfahren in beliebigen Samplingraten dienen. Für die Verwendung als Modell für die Simulation ist eine solche Überführung in ein explizites polygonales Gitter notwendig.

4.3 Erzeugung des CFD-Gitters

Neben der glatten, detaillierten Beschreibung der Oberfläche ist die Qualität des expliziten Gitters für die Durchführbarkeit der Simulation entscheidend, da dieses Oberflächengitter die Grundlage für die Generierung des FV⁴-Volumengitters darstellt. Die Qualitätsforderung ist dabei nicht als Mittelwert zu verstehen. Weicht nur eines der Oberflächenelemente zu stark von der geforderten Qualität ab, ist es möglich, dass die gesamte Simulation nicht konvergiert, da sie die Qualität der randnahen Volumenelemente direkt beeinflussen. Typische Volumenelemente für Gefäßmodelle sind Tetraeder und Dreiecksprismen. Im Volumen eignen sich Tetraeder und am Randbereich Dreiecksprismen, die dazu dienen dort auftretende Gradientensprünge zu vermeiden. Das Ziel ist eine Detail erhaltende Modellrekonstruktion mit einer kleinstmöglichen Anzahl von gut geformten Volumenelementen.

Qualitätsforderungen: Die Erzeugung von Oberflächenelementen aus der impliziten Beschreibung mittels des Standard Bloomenthal Polygonalisierers liefert aufgrund des Zell-

³zu Objektvoxeln benachbarte Hintergrundvoxel

⁴*Finite Volumen*

unterteilungsansatzes ein Gitter von unzureichender Qualität. Es enthält zu viele, häufig sehr spitze Dreiecke (Abb. 4(a)). Nach [She02] sind solche Dreiecke als Elemente von unzureichender Qualität zu bewerten. Da auf Basis der Oberflächenelemente Volumenelemente erzeugt werden sollen, sind neben der Qualität einzelner Dreiecke noch der Winkel zwischen Dreiecken und der Größenverlauf zu beachten [ZZH07].

Dihedralwinkel: Im Hinblick auf die Erzeugung von Volumenelementen in Oberflächennähe, ist auch der Winkel benachbarter Oberflächenelemente von Bedeutung. Der Winkel zwischen zwei durch eine Kante verbundenen Dreiecken liegt zwischen 0° und 180° . Da ein optimales, aus gleichseitigen Dreiecken bestehendes Tetraederelement einen Dihedralwinkel von ca. 70° besitzt, darf das Oberflächengitter keine zu spitzen Dihedralwinkel aufweisen, um eine ausreichende Volumenelementqualität zu gewährleisten.

Dreiecksgröße: Die notwendige Größe der Dreiecke richtet sich nach der Größe der abzubildenden Oberflächenmerkmale (z.B. dünne oder schmale Bereiche), dem Genauigkeitsgrad mit dem die Oberflächenkrümmung approximiert werden soll und der Anzahl von Volumenelementen, welche auf Basis der Oberflächenelemente generiert werden soll. Für die Gewährleistung der numerischen Stabilität während der Simulation muss bei einem adaptiven Oberflächengitter ein gradueller Größenverlauf ohne abrupte Sprünge vorliegen. Bei dicht beieinanderliegenden, nicht verbundenen Oberflächenbereichen darf die Größe der Dreiecke ebenfalls nicht zu stark variieren, da dies im dazwischenliegenden Volumenabschnitt zu Tetraedern mit schlechten Formeigenschaften führen würde.

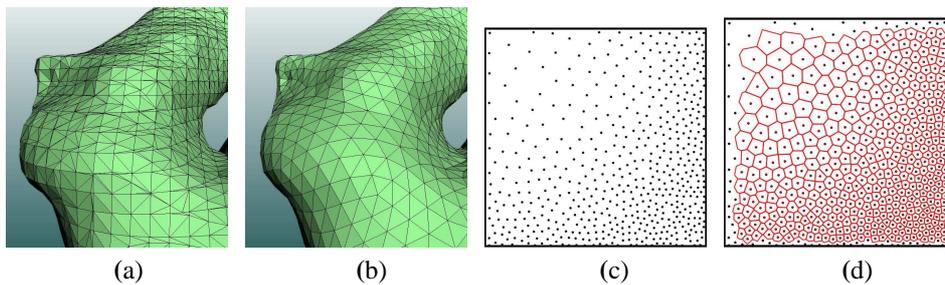


Abbildung 4: Optimierung: (a) Bloomenthal-Gitter, (b) optimiertes Gitter, (c) Platzierung von Eckpunkten basierend auf Dichtefeld, (d) optimierte Platzierung und zugehörige Voronoi-Zellen. Quelle für (c),(d): [Int07]

Simplifizierung: Mithilfe einer mehrstufigen Gitteroptimierung wird auf Basis des Bloomenthal-Gitters ein diesen Forderungen entsprechendes CFD-Gitter erzeugt. Da die Komplexität der Simulation mindestens linear von der Anzahl der Dreiecke abhängig ist, wird eine vorhergehende Simplifizierung des normalerweise überrepräsentierten Bloomenthal-Gitters durchgeführt. Das Verfahren zur Simplifizierung fasst iterativ benachbarte Eckpunkte zusammen. Der bei der Zusammenfassung eingeführte Fehler wird mithilfe quadratischer Fehlermetriken [GH97] quantifiziert und dem betreffenden Eckpunkt-paar zugeordnet. In einem iterativen Prozess werden die Eckpunkt-paare mit der niedrigsten Fehlermetrik zusammengefasst. Dadurch fließt die lokale Krümmung mit ein und Oberflächendetails werden während der Simplifizierung erhalten.

Optimierung: Die Dreiecke auf dem vereinfachten Oberflächengitter müssen weiter optimiert werden. Während dieser Dreiecksoptimierung werden Dichtefelder genutzt, um z.B. den geforderten gradueller Größenverlauf zu gewährleisten (vergl. [Zac05] S.96ff).

Des Weiteren wird die Oberfläche lokal parametrisiert und mehrere Optimierungsschritte auf die einzelnen, in den Parameterraum projizierten Oberflächensegmente angewandt. Im ersten Schritt werden die Eckpunkte des Gitters so bewegt, dass die Flächen der angrenzenden Dreiecke den Forderungen der Dichtefelder entsprechen [SAG03]. Anhand ihrer Voronoi-Zellen wird in einem zweiten, iterativen Schritt eine, vom Dichtefeld abhängige, gleichmäßige Verteilung der Eckpunkte erreicht. Dazu werden die Punkte schrittweise, gewichtet in Richtung des Schwerpunktes ihrer Voronoi-Zellen bewegt (Abb. 4(d)). Abschließend wird mittels einer gewichteten, winkelbasierten Glättung die Qualität des Oberflächengitters weiter gesteigert.

Volumengitter: Das aus diesen Schritten resultierende Oberflächengitter genügt den eingangs genannten Kriterien und bietet somit eine optimale Ausgangslage für die Erzeugung des Volumengitters. Dazu wird ein *Advancing Front* Verfahren verwendet [Ras98], da es speziell für Geometrien mit komplexen Grenzverläufen, wie z.B. anatomischen Strukturen, geeignet ist. Der dadurch schrittweise stattfindende Gitteraufbau ermöglicht eine einfache Kontrolle der Größe der Volumenelemente. Ein Volumengitter mit uniformer Elementgröße müsste so gestaltet sein, das sich die Größe an dem kleinsten abzubildenden Strömungseffekt orientiert. Da aber entsprechend hohe Gradienten der Strömungseigenschaften eher im Wandbereich auftreten, führt ein uniformes Gitter zu einer Überrepräsentation und zu einem unnötig hohen Berechnungsaufwand. Die graduelle Vergrößerung des Volumengitters in Richtung der Gefäßmittelachse wird mithilfe eines globalen 3D-Dichtefeldes gesteuert, in dem die Distanz zum Geometrierand repräsentiert wird.

4.4 Simulation

Durch eine CFD-Simulation werden strömungstechnische Gleichungen approximativ mit numerischen Methoden gelöst. Das Resultat beschreibt hier die Hämodynamik in einem Aneurysmenmodell. Mithilfe von Differenzialgleichungen wird ein physikalisches Blutmodell beschrieben, auf dessen Grundlage die Simulation durchgeführt wird. Die Navier-Stokes-Gleichungen [Maz92], ein System von nicht linearen, partiellen Differenzialgleichungen, liefern eine umfassende mathematische Basis, um das Verhalten einer newtonschen, inkompressiblen Flüssigkeit zu beschreiben. Durch sie lassen sich Dichte, Geschwindigkeiten, Druck und Scherspannungen in der Blutströmung berechnen. Auch das Abbilden von turbulenten Strömungen ist mit diesem mathematischen Modell möglich. Blut kann mit einer konstanten Viskosität $\mu = 0.04 \text{ Poise}$ und einer Dichte $\rho = 1.094 \text{ g/cm}^3$ modelliert werden [CCA⁺05].

Genauer betrachtet kann Blut als die Verteilung von Partikeln (Blutkörperchen) in einer wasserartigen Flüssigkeit (Blutplasma) angesehen werden. In diesem Fall kann nicht mehr von einer konstanten Viskosität ausgegangen werden und ein komplexeres, nicht-newtonsches Modell zur Beschreibung der Fluideigenschaften muss zum Einsatz kommen. Das Modell von Casson [Maz92] ist ein weitverbreitetes Modell, um Blut als nicht-newtonsche Flüssigkeit zu beschreiben. Allerdings wird bei der Verwendung solcher kom-

plexeren Modelle die Rechenzeit signifikant erhöht. Die vergleichende Betrachtung von newtonschen und nicht-newtonschen Modellen in [BB07] zeigt, dass der Einsatz des einfacheren Modells nur eine geringe Abweichung der hämodynamischen Charakteristika in Aneurysmen bewirkt. Im Hinblick auf den rechnerischen Aufwand wurde im Rahmen der Gitteranalyse das Blut dementsprechend als newtonsche Flüssigkeit modelliert.

Der nichtlineare Charakter der Simulationsmodelle führt dazu, dass eine analytisch exakte Lösung nur in Spezialfällen mit fest definierten geometrischen Vorgaben gefunden werden kann. Deswegen wird die Lösung mithilfe numerischer Methoden approximiert. Die Finite Volumen (FV)-Verfahren stellen einen robusten Ansatz dar. Der Problemraum wird in eine endliche Anzahl von Elementen zerlegt, in denen sich das Strömungsverhalten analytisch einfacher beschreiben lässt. Durch das so bekannte Verhalten der Teilstrukturen erhält man über definierte Kopplungs- und Randbedingungen die Lösung für das Gesamtproblem. Aus allen Teilstrukturen ergibt sich über die partiellen Differentialgleichungen und die Randbedingungen ein großes Gleichungssystem, aus dem sich Simulationsergebnisse ableiten lassen. Die Ergebnisse werden pro Element (z.B. Tetraeder) gespeichert und stellen eine Mittelung der Strömungswerte über das Elementvolumen dar.

Je nach Komplexität dieses Gleichungssystems können entweder direkte oder iterative Lösungsverfahren angewandt werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die kommerzielle Software FLUENT 6.3 zum Lösen des FV-Problems verwendet. Als Diskretisierungsschema wird eine Gleichung für Druck (*second order*) und drei Gleichungen für die Geschwindigkeitskomponenten (*second order upwind*) verwendet.

Um die verwendetet Modellannahmen und Randbedingungen zu validieren, müssen die Ergebnisse des Simulationsmodelles mit experimentell ermittelten Ergebnissen quantitativ verglichen werden. In [BSG⁺07] wird eine entsprechende phantombasierte Validierung beschrieben. Die hämodynamischen Eigenschaften in einem Aneurysmen-Phantom werden mit einem FE-Verfahren berechnet und per *Laser Doppler Velocimetry* in ausgewählten Schichten im Phantom gemessen. Durch die Verwendung von Modellblut mit einem speziell angepassten Brechungsindex wird die Messungsgenauigkeit erhöht. Die im Rahmen dieser Arbeit getroffenen Annahmen orientieren sich an den Ergebnissen dieses Experiments.

5 Ergebnisse

Ausgehend von den in Abschnitt 4 genannten Forderungen sind zwei Ergebnisse der beschriebenen Pipeline von Interesse. Die Güte des erzeugten CFD-Gitters und die Bestimmung einer geeigneten Auflösung für die korrekte Repräsentation der hämodynamischen Eigenschaften. Als Ausgangsdatensatz dient die manuell erzeugte Segmentierungsmaske einer angiographischen Schichtaufnahme eines zerebralen Aneurysmas. Der Datensatz hat eine Voxelauflösung von 0.206 mm in x -, y - und z -Richtung. Das Aneurysma besitzt ein einströmendes und zwei ausströmende Gefäße. Bei einem der ausströmenden Gefäße wurden zwei Bifurkationen aufgrund ihrer relativen Nähe zum Aneurysma in die Simulation mit einbezogen. Daraus ergeben sich als Randbedingungen für die Simulation ein Einström- und vier Ausströmränder. Auf diesen Datensatz wurde die oben beschriebene Pi-

peline angewandt, wobei nach der Erzeugung des Bloomenthal-Gitters manuell die Ein- und Ausströmränder durch zu den Gefäßmittellachsen senkrecht verlaufende Ebenenschnitte eingefügt wurden. Das optimierte Gitter wurde in mehreren Auflösungsstufen erzeugt und vergleichende Simulationen darauf durchgeführt.

5.1 Rekonstruktion

Um die Genauigkeit des Gitters zu beschreiben, wird das *Marching Cubes* Gitter als Goldstandard genutzt. Eine direkte, ungefilterte Oberflächenrepräsentation der Volumendaten durch *Marching Cubes* orientiert sich sehr genau an der Segmentierungsmaske, allerdings mit allen zugehörigen Artefakten. Unterschiede zwischen der *Marching Cubes* Oberfläche und dem optimierten Gitter sollten demzufolge in erster Linie auf die Glattheit des optimierten Gitters zurückzuführen sein. Als Maß für diesen Unterschied wird der euklidische Abstand beider Oberflächen verwendet.

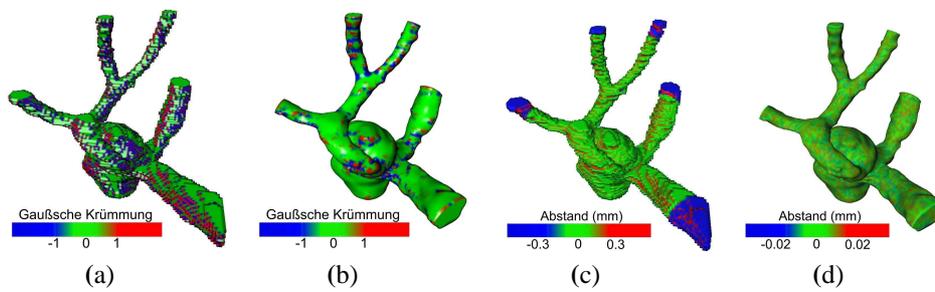


Abbildung 5: Rekonstruktion: Gaußsche Krümmung der *Marching Cubes* Oberfläche (a) und der Bloomenthal Oberfläche (b), (c) Abstand von *Marching Cubes* Oberfläche zur Bloomenthal Oberfläche, (d) Abstand zwischen Bloomenthal Oberfläche und der des optimierten Gitters

In Abb. 5 wird sowohl die gaußsche Krümmung beider Oberflächen, als auch ihr Abstand voneinander dargestellt. Deutlich ist zu erkennen, dass bei der *Marching Cubes* Oberfläche starke Krümmungen auftreten, welche aus dem Abstand einzelner Segmentierungsschichten resultieren. Diese Artefakte treten im Bloomenthal-Gitter nicht mehr auf. Starke Krümmungen basieren dort auf den anatomischen Gegebenheiten. Der maximale Abstand der beiden Oberflächen beträgt mit 0.29 mm ungefähr der Länge der Voxeldiagonalen. Er tritt vor allem in Bereichen auf, in denen die *Marching Cubes* Oberfläche starke Treppenartefakte aufweist (siehe Abb. 5(c)). Die starken Abstandsmaße in den Endbereichen der Gefäße sind auf die nur im Bloomenthal-Gitter beschnittenen Einströmbereiche zurückzuführen.

Um den Einfluss des Remeshings zu quantifizieren, wurde der Abstand des am niedrigsten aufgelösten optimierten Gitters zum Bloomenthal-Gitter untersucht, da dort die größten Unterschiede zu erwarten sind. Wie in Abb. 5(d) zu erkennen ist, sind die Abweichungen minimal, in der Größenordnung von 0.01 mm und damit weit unter der Auflösungsgrenze des zugrunde liegenden Datensatzes.

5.2 Gitterqualität

Für die Verwendbarkeit des Gitters in der Simulation ist neben der Glattheit der Oberfläche die Form und der graduelle Größenverlauf der Dreiecke entscheidend. Die *Equi-Angle-Skewness* (EAS) dient als Qualitätsmaß für die Dreiecksform.

$$EAS = \max \left(\frac{3 * \arccos(-\alpha) - \pi}{2 * \pi}, 1 - \frac{3 * \arccos(-\beta)}{\pi} \right)$$

Der Unterschied zwischen dem minimalen Innenwinkel α und dem maximalen Innenwinkel β zum Optimum von 60° wird auf das Intervall $[0,1]$ skaliert, wobei ein gleichseitiges Dreieck als Optimum eine EAS von 0 besitzt. Für die Anwendbarkeit in der Simulation sollte die maximale EAS 0.7 nicht überschreiten. In Abb. 6(a) zeigt sich, dass das Bloomenthal-Gitter dieses Kriterium nicht erfüllt. Das größte optimierte Gitter unterschreitet den Grenzwert mit einer maximalen EAS von 0.52 deutlich, das optimierte Gitter mit der höchsten EAS von 0.66 erfüllt ebenfalls die Qualitätsforderungen (siehe Tab. 1).

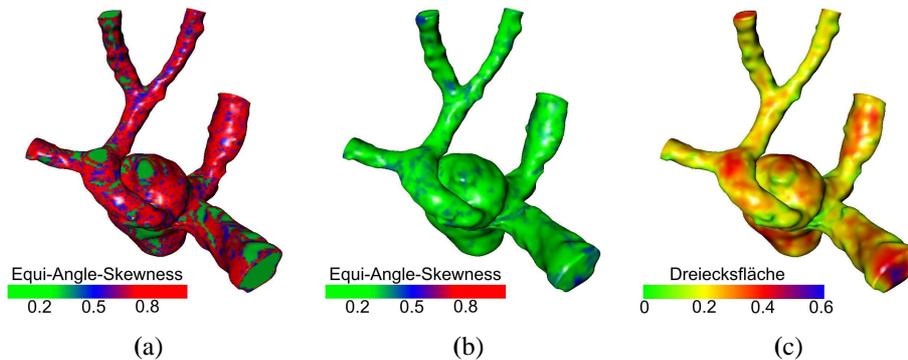


Abbildung 6: Gitterqualität: (a) EAS des Bloomenthal-Gitters, (b) EAS des optimierten Gitters, (c) Größenverlauf der Dreiecke im optimierten Gitter.

Gleichzeitig ist der krümmungsbedingte Größenverlauf der Dreiecke glatt (siehe Abb. 6(c)) und weist keine abrupten Sprünge auf. Man beachte die fließende Vergrößerung der Dreiecke in Richtung zum Mittelpunkt des Einströmbereiches.

5.3 Simulation

Für eine vergleichende Strömungssimulation wurde das optimierte Gitter in fünf verschiedenen Auflösungsstufen, von ca. 30.000 bis 100.000 Oberflächenelementen generiert (siehe Tab. 1). Auf Basis dieser Oberflächengitter wurden die für die Strömungssimulation üblichen hybriden Volumengitter erzeugt. Im Wandbereich kommen Prismen-Elemente zum Einsatz, wodurch eine höhere Abbildungsgenauigkeit bei gleicher Elementmenge erreicht wird. Im Gefäßinneren besteht das Volumengitter aus Tetraeder-Elementen. Die Abbildungsgenauigkeit der Strömungscharakteristika wird anhand des WSS und der Geschwindigkeitsverteilung im Aneurysma bewertet. Es ist zu erwarten, dass der Unterschied dieser

Gittertyp	#Dreiecke	EAS (min)	EAS (mean)	EAS (max)
Bloomenthal	76.438	0.00248	0.46629	0.99978
Optimiert 1	30.928	0.00125	0.12919	0.52069
Optimiert 2	41.264	0.00077	0.12878	0.54132
Optimiert 3	51.730	0.00082	0.13641	0.58095
Optimiert 4	60.928	0.00056	0.12087	0.66073
Optimiert 5	105.924	0.00018	0.12815	0.61131

Tabelle 1: Gegenüberstellung der Dreiecksqualität des Bloomenthal-Gitters und der optimierten Gitter

Werte sich zwischen zwei Gittern minimiert, wenn deren Auflösung ausreichend ist und somit keinen Einfluss mehr auf die Repräsentation der Strömungscharakteristika hat.

Am Einströmrand wurde eine konstante Eintrittsgeschwindigkeit von 50 cm/s angenommen. Die Randbedingungen für die Ausströmränder wurden aus den Strömungsverhältnissen im Inneren extrapoliert („outflow“-Randbedingung). Die Gefäßwände wurden hydraulisch glatt und fest modelliert und ein stationärer, nicht pulsativer Blutfluss angenommen. Das skalierte absolute Abbruchkriterium für die iterative Lösungsannäherung aller Variablen lag bei 0.0001. Je nach Gitterauflösung wurden dafür 300 - 800 Iterationen benötigt. Die Lösung auf der größten Auflösung wurde als Anfangslösung für die Simulation auf höheren Auflösungsstufen verwendet. Durch diese günstige Ausgangslage wurde eine Konvergenz nach vergleichsweise wenigen Iterationen ermöglicht.

Um neben den skalaren auch laterale Bewertungskriterien zu haben, wurden die Verteilung des WSS an der Aneurysmenkuppel⁵ (Abb. 7) und die Geschwindigkeitsverteilung in einer repräsentativen Ebene untersucht (Abb. 8(a)). Diese Ebene liegt im Aneurysma in einem Bereich, in dem sowohl ein- als auch ausströmende Flussrichtungen vorliegen und wo demzufolge mit komplexeren Verteilungsmustern zu rechnen ist.

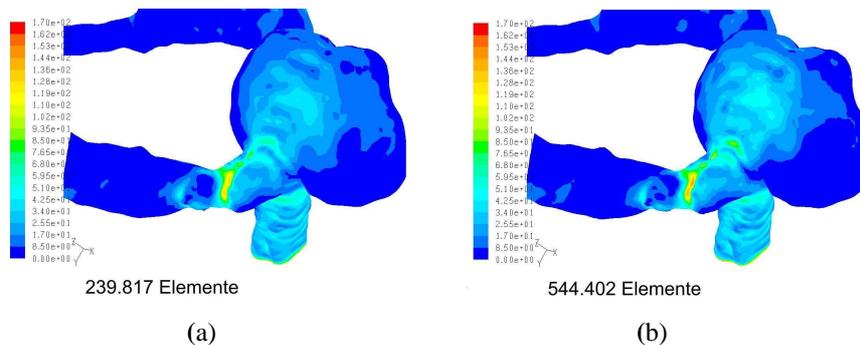


Abbildung 7: *Wall Shear Stress*: Die Unterschiede zwischen zu niedriger (a) und hoher (b) Gitterauflösung stellen sich als skalare Unterbewertung und nur minimal als Änderung der Verteilungsmuster dar.

⁵gegenüber vom Einströmbereich liegender Bereich der Aneurysmenwand

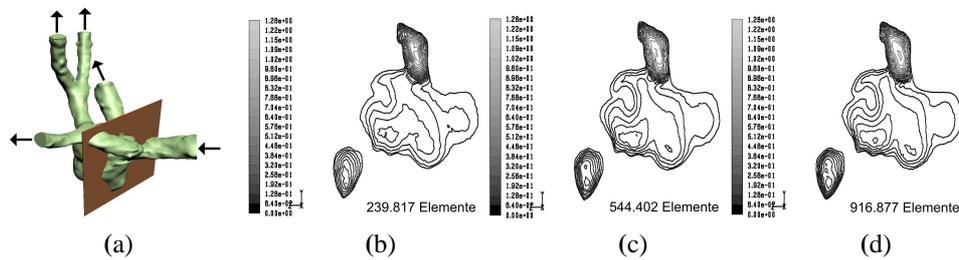


Abbildung 8: Geschwindigkeitsverteilung: (a) ausgewählte Schicht, (b) - (d) Geschwindigkeitsverteilung in dieser Schicht bei verschiedenen Gitterauflösungen

Die skalaren Werte für den maximalen WSS in Tab. 2 zeigen, dass dieser in der niedrigsten Auflösungsstufe zu niedrig abgebildet wird. Schon ab der nächsthöheren Auflösungsstufe stabilisiert sich der WSS und wird dort somit ausreichend abgebildet. Dieser Effekt ist auf die stärkere Mittelung der Simulationsergebnisse in größeren Elementen zurückzuführen. Für die stabile Repräsentation in der Geschwindigkeitsverteilung ist eine höhere Gesamtzahl von Elementen erforderlich. Eine Stabilisierung tritt ab 544.402 Volumenelementen ein. Auch die Verteilungsmuster in der repräsentativen Schicht zeigen ab dieser Auflösung keine nennenswerten Abweichungen mehr (Abb. 8(c)-(d)). Die bei niedrigen Auflösungen auftretenden Unterschiede sind ebenfalls auf die Mittelung von Werten über das Volumen eines Elements zurückzuführen.

#Dreiecke	#Elem.	#Prismen	WSS (max)	WSS (Diff.)	V (max)	V (Diff.)
30.928	239.817	120.932	161	10	1.210	0.022
41.264	337.913	161.232	171	1	1.232	0.017
51.730	444.494	204.240	172	0	1.249	0.026
60.928	544.402	239.088	172	1	1.275	0.004
105.924	916.877	414.868	171	-	1.279	-

Tabelle 2: Skalare Maximalwerte für WSS und Geschwindigkeit (V - cm/s), sowie ihre Differenz zur jeweils höheren Auflösungsstufe.

Der zeitliche Aufwand für die Erzeugung impliziter Oberflächen liegt im Bereich von Sekunden, die Optimierung des Oberflächengitters und die darauf basierende Erzeugung des Volumengitters kann in wenigen Minuten bewerkstelligt werden. Die Simulation stellt den aufwändigsten Teilbereich der Pipeline dar und liegt, wenn sie mit den oben beschriebenen Einschränkungen durchgeführt wird, im Bereich von einer Stunde. Diese grobe Betrachtung der Laufzeiten soll nur die Relationen zwischen den einzelnen Abschnitten der Pipeline beschreiben. Die genauen Laufzeiten variieren, abhängig von der Komplexität der Modells, der zugrundeliegenden Hardware und des verwendeten Simulationsmodells.

6 Schlussfolgerung und Ausblick

Die hier vorgestellte Pipeline zur Gittergenerierung ermöglicht es, qualitativ hochwertige Gitter zu erzeugen. Dies bezieht sich sowohl auf die Genauigkeit als auch auf die Elementqualität, welche für die CFD-Simulation entscheidend ist. Die Unterschiede zwischen dem Segmentierungsergebnis und dem letztendlich für die Simulation verwendeten Modell treten vorrangig in Bereichen auf, in denen die Segmentierungsmaske aufgrund ihres binären Charakters und der niedrigen Auflösung der Schichtdaten starke Artefakte aufweist. Somit sind diese Unterschiede ein Ergebnis der für die spätere Simulation notwendigen Glättung. Die durch die implizite Repräsentation erzeugte glatte Oberfläche weist nicht die bei anderen Glättungsverfahren übliche Volumenreduktion auf.

Auch wenn die Pipeline eine hohe Genauigkeit bezüglich der Abbildung des Segmentierungsergebnisses besitzt, kann keine Aussage über die Gesamtgenauigkeit des Modells getroffen werden. Die Exaktheit der Segmentierung entscheidet letztendlich darüber, ob die zugrunde liegende anatomische Struktur in der Simulation korrekt repräsentiert wird. Da das finale Ziel die Zurverfügungstellung von Informationen für diagnostische Entscheidungen ist, müssen auch Aussagen über die Verlässlichkeit dieser Informationen getroffen werden können. Die Anwendung eines Softwarephantoms wäre denkbar, um zumindest tendenziell den Einfluss von Segmentierungsungenauigkeiten auf das Gesamtergebnis beurteilen zu können. Aus einem genauen Modell werden Bildschichten verschiedener Auflösung mit unterschiedlichen Bildartefakten generiert. Diese werden dann auf verschiedenen Wegen segmentiert und mit der hier vorgestellten Pipeline verarbeitet. Ein Vergleich der Simulationsergebnisse gibt Aufschluss darüber, welche Segmentierungsunterschiede und Bildartefakte sich wie stark auf die Simulationsergebnisse auswirken.

Der grundsätzliche Einfluss der Gitterauflösung auf das Ergebnis wurde im Rahmen dieser Arbeit präsentiert. Zu niedrig aufgelöste Gitter führen zu einer Unterbewertung der skalaren Strömungseigenschaften. Auch wenn dies bei den hier gewählten Auflösungsstufen nicht zu beobachten war, ist davon auszugehen, dass bei einer weiteren Verringerung der Auflösung nicht nur Unterbewertungen sondern aufgrund der stärkeren Approximation auch Auslöschungen von Strömungsmustern zu erwarten sind. Erwartungsgemäß wird der WSS in hybriden Gittern, durch den Einsatz von Prismen im Wandbereich, schon bei einer vergleichsweise geringen Gesamtzahl von Gitterelementen stabil abgebildet. Um auch die Strömungsgeschwindigkeit im Gefäßinneren genau abzubilden, wird ein feineres Gitter benötigt. Das mittlere Tetraedervolumen von $2,076 \cdot 10^{-12} m^3$ bei dieser Auflösungsstufe (544.402 Volumenelemente) kann als grober Richtwert aufgefasst werden. Um genaue Aussagen treffen zu können, muss eine Studie von größerem Umfang und mit zahlreichen Variationen durchgeführt werden. Dies gilt sowohl für das Simulationsmodell (pulsierender Blutfluss, Variation der Randbedingungen etc.) als auch für die Bandbreite der untersuchten anatomischen Strukturen. Es könnten Aneurysmenformen existieren, die aufgrund sehr komplexer Strömungsmuster eine höhere Gitterauflösung als das hier vorliegende Modell benötigen.

Für die praktische Anwendung von Strömungssimulation sind nicht nur die aktuellen Verhältnisse in einem Aneurysma von Interesse, sondern auch inwieweit eine Behandlung mittels *Stents* oder *Coils* die Strömung und somit das Rupturrisiko beeinflusst. Eine entspre-

chende Geometrie muss modelliert und in das Modell eingefügt werden. Die dynamische, gegenseitige Beeinflussung von Gefäß- und Geometrieform muss ebenso beachtet werden wie den Erhalt der für die Simulation notwendigen Qualitätskriterien.

Für die Visualisierung ergeben sich hier interessante und komplexe Anforderungen im Bezug auf die vergleichende Darstellung der Vorher- und Nachher-Situation. Die dabei entstehende, umfangreiche Informationsmenge muss derart aufbereitet werden, dass auch Ärzte ohne ein umfassendes Wissen über Strömungsmechanik korrekte Entscheidungen treffen können.

Danksagung: Für die Unterstützung dieses Projektes sei Prof. Dr. Georg Rose (Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik; Universität Magdeburg) und Prof. Dr. Dominique Thévenin (Institut für Strömungstechnik und Thermodynamik; Universität Magdeburg) gedankt. Weiterhin vielen Dank an Ragnar Bade und Christian Schumann für fruchtbare Diskussionen in den Bereichen Remeshing und Gefäßrekonstruktion.

Literatur

- [AUGA05] ALLIEZ, P., G. UCELLI, C. GOTSMAN und M. ATTENE: *Recent Advances in Remeshing of Surfaces*. Research Report, AIM@SHAPE Network of Excellence, 2005.
- [BB07] BOYD, J. und J. M. BUICK: *Comparison of Newtonian and non-Newtonian flows in a two-dimensional carotid artery model using the lattice Boltzmann method*. *Physics in Medicine and Biology*, 52(20):6215–6228, 2007.
- [BHP06] BADE, R., J. HAASE und B. PREIM: *Comparison of Fundamental Mesh Smoothing Algorithms for Medical Surface Models*. In: *SimVis*, Seiten 289–304, 2006.
- [BSG⁺07] BÖLKE, T., S. SESHADHRI, O. GURVIT, R. BADE, B. PREIM, G. JANIGA, M. SKALEJ und G. ROSE: *Phantom Based Flow Analysis by Means of Dynamic Angiography, CFD and Laser-Doppler-Velocimetry*. Aneurismen Projekt, 2007.
- [CCA⁺05] CEBRAL, J.R., M.A. CASTRO, S. APPANABOYINA, C.M. PUTMAN, D. MILLAN und A.F. FRANGI: *Efficient Pipeline for Image-Based Patient-Specific Analysis of Cerebral Aneurysm Hemodynamics: Technique and Sensitivity*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24:457 – 467, 2005.
- [CPC06] CASTRO, M.A., C.M. PUTMAN und J.R. CEBRAL: *Computational Fluid Dynamics Modeling of Intracranial Aneurysms: Effects of Parent Artery Segmentation on Intra-Aneurysmal Hemodynamics*. *American Journal of Neuroradiology*, 27:1703 – 1709, 2006.
- [GH97] GARLAND, M. und P. S. HECKBERT: *Surface Simplification Using Quadric Error Metrics*. *Computer Graphics*, 31(Annual Conference Series):209–216, 1997.

- [HBK⁺07] HAZER, D., O. BONDARENKO, R. KROEGER, R. DILLMANN und G.M. RICHTER: *Grid analysis for mesh-independent and stable CFD simulations in the aorta*. In: *Curac 2007: Tagungsband*, 2007.
- [Int07] INTERNETQUELLE: *Tensor Field Visualization*. [http://graphics.cs.ucdavis.edu/~\(tilde\)lfeng/research/tensor/index.html](http://graphics.cs.ucdavis.edu/~(tilde)lfeng/research/tensor/index.html), 2007. last visited: 09.11.2007.
- [KAP⁺06] KRÖGER, T., I. ALTROGGE, T. PREUSSER, P. L. PEREIRA, D. SCHMIDT, A. WEIHUSEN und H.-O. PEITGEN: *Numerical Simulation of Radio Frequency Ablation with State Dependent Material Parameters in Three Space Dimensions*. In: *MICCAI (2)*, Seiten 380–388, 2006.
- [KQ04] KIRBAS, C. und F. QUEK: *A review of vessel extraction techniques and algorithms*. *ACM Comput. Surv.*, 36(2):81–121, June 2004.
- [Maz92] MAZUMDAR, J. N. (Herausgeber): *Biofluid Mechanics*. World Scientific, 1992.
- [MST04] MUELLER, M., S. SCHIRM und M. TESCHNER: *Interactive Blood Simulation for Virtual Surgery Based on Smoothed Particle Hydrodynamics*. *Technology and Health Care*, 12:25–31, 2004.
- [Ras98] RASSINEUX, A.: *Generation and optimization of tetrahedral meshes by advancing front technique*. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 41:651–674, 1998.
- [SAG03] SURAZHSKY, V., P. ALLIEZ und C. GOTSMAN: *Isotropic Remeshing of Surfaces: A Local Parameterization Approach*. 2003.
- [She02] SHEWCHUK, JONATHAN RICHARD: *What is a Good Linear Element? Interpolation, Conditioning, and Quality Measures*. In: *Eleventh International Meshing Roundtable*, Seiten 115 – 126, 2002.
- [SHS07] SCHMIEDER, K., L. HEUSER und S. SKODDA: *Vorgehen bei nicht traumatischer Subarachnoidalblutung des Erwachsenen*. *Deutsches Ärzteblatt*, 104(39):2649–2654, 2007.
- [SOBP07] SCHUMANN, C., S. OELTZE, R. BADE und B. PREIM: *Model-free Surface Visualization of Vascular Trees*. In: *IEEE/Eurographics Symposium on Visualization, Eurographics*, Seiten 283–290, 2007.
- [Zac05] ZACHOW, S.: *Computergestützte 3D Osteotomieplanung in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie unter Berücksichtigung der räumlichen Weichgewebeanordnung*. Doktorarbeit, Technische Universität Berlin, 2005.
- [ZZH07] ZACHOW, S., M. ZILSKE und H.-CHR. HEGE: *3D Reconstruction of Individual Anatomy from Medical Image Data: Segmentation and Geometry Processing*. In: *25. ANSYS Conference & CADFEM Users' Meeting*, 2007.