



Prä- und postoperative Segmentierung und virtuelles Stenting von Aneurysmen und Stenosen

Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades
der Naturwissenschaften

(Dr. rer. nat.)

dem Fachbereich Mathematik und Informatik
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Jan Egger
aus Diez / Lahn

Marburg / Lahn
2009

Vom Fachbereich Mathematik und Informatik
der Philipps-Universität Marburg
als Dissertation am 02.07.2009 angenommen.

Erstgutachter: Prof. Dr. Bernd Freisleben
Zweitgutachter: Prof. Dr. Manfred Sommer

Tag der mündlichen Prüfung: 09. Juli 2009

Kurzfassung

Die medizinische Bildverarbeitung hat in den letzten Jahren sehr an Bedeutung gewonnen, vor allem in den verschiedenen Phasen der Behandlung somatischer Erkrankungen. Bei Diagnose, Monitoring, Therapieplanung und Durchführung bis zur Kontrolle werden medizinische Entscheidungen durch Computer unterstützt.

In dieser Arbeit werden Beiträge zur computergestützten Behandlung von Gefäßkrankungen – krankhafte Gefäßweiterungen (Aneurysmen) und krankhafte Gefäßverengungen (Stenosen) – geleistet. Es wird bei operativen Eingriffen zur Behandlung dieser Gefäßkrankungen zwischen zwei Verfahren unterschieden: der offenen und der minimal-invasiven (endovaskulären) Operation bzw. Behandlung. Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf der computergestützten Optimierung von endovaskulären Behandlungen.

Im Fall einer endovaskulären Behandlung ist es besonders wichtig, anhand der kritischen Patientendaten eine geeignete Prothese (Stent) möglichst akkurat und in kürzester Zeit auszuwählen. Dabei muss die Auswahl vor dem Eingriff erfolgen (präoperativ), da der Stent während der Operation nicht mehr ohne eine offene Operation gewechselt werden kann. Ist ein Stent eingesetzt, sind regelmäßige Nachuntersuchungen erforderlich, um zum Beispiel das Auftreten von Löchern in der Prothese (Endoleaks) oder das Verschieben der Prothese (Stent Migration) rechtzeitig zu erkennen.

Für die einzelnen Phasen von Diagnose, Therapieplanung und Kontrolle einer Gefäßkrankung werden in dieser Dissertation verschiedene Methoden zur Segmentierung entwickelt und vorgestellt. Mit ihnen ist es möglich, Aneurysmen und Stenosen vor und nach einem operativen Eingriff zu überwachen und den behandelnden Arzt bei diesen zum Teil sehr zeitaufwendigen Prozeduren zu unterstützen. Die unterschiedlichen Segmentierungsmethoden basieren auf den Verfahren der Aktiven Konturen, Active Appearance Models sowie einem graphbasierten Ansatz. Dabei hat der graphbasierte Ansatz die besten Ergebnisse geliefert, ein Prototyp zur klinischen Evaluation wurde bereits realisiert.

Die Behandlungsplanung wiederum wird durch eine rechnergestützte Simulation von Stents (virtuelles Stenting) vor dem Eingriff optimiert. Im derzeitigen klinischen Alltag wird ein Stent anhand von CT-Aufnahmen ausgewählt. Mit dem virtuellen Stenting aus dieser Arbeit können verschiedene Stents zusätzlich in den realen Patientendaten aus der klinischen Routine simuliert werden. Dabei wird ersichtlich, ob der ausgewählte Stent die passenden Dimensionen hat und bei der Operation zum Einsatz kommen sollte. Die Stent-Simulation beruht auf dem Ver-

fahren der Aktiven Konturen im Dreidimensionalen und ist sowohl für nicht verzweigte als auch für verzweigte Stents (Y-Stents) geeignet. Unter anderem werden für eine realistische Simulation, die bei Y-Stents auftretenden Kollisionskräfte in der Verzweigung berücksichtigt. Außerdem wurde ein Ansatz für das virtuelle Stenting im Karotisbereich entwickelt, der ein elastisches Verhalten der Gefäßwand bei einer Stent-Expansion modelliert.

Weiterhin ist im Bereich der rechnergestützten Simulation ein Verfahren zur Simulation eines Katheterpfades entstanden. Der Katheterpfad wird hierbei in zwei Schritten bestimmt. In einem ersten Schritt wird ein initialer Pfad mit einem modifizierten Dijkstra-Algorithmus zur Bestimmung des kürzesten Pfades zwischen zwei Punkten berechnet. In einem zweiten Schritt wird dann dieser Pfad mit einem Aktiven Konturmodell innerhalb des Gefäßes ausgerichtet.

Diese verschiedenen Verfahren werden in der vorliegenden Arbeit im Detail vorgestellt und anhand von Phantomdaten und realen Patientendaten evaluiert. Außerdem werden die klinischen Prototypen präsentiert, die auf den Verfahren aufbauen.

Abstract

Over the past years, medical image processing has become very important in the different treatment stages of somatic diseases. Medical decisions are assisted by computers throughout diagnosis, monitoring, therapy planning, execution and follow-up examinations. In this thesis, contributions to support the computer aided treatment of artery diseases – artery enlargement (aneurysm) and artery contraction (stenosis) – are achieved. If an intervention takes place, there are two different treatment alternatives for this kind of artery diseases: open surgery and minimally invasive (endovascular) treatment. Computer assisted optimization of endovascular treatments is the main focus of this thesis.

In the case of an endovascular treatment it is very important to choose an appropriate prosthesis (stent) based on critical patient data as precise and as fast as possible. The choice has to be done before the intervention takes place (preoperative), because it is not possible to change the stent during the intervention without an additional open surgery. Thereafter, regular follow-up examinations are necessary to verify if the stent works properly and to detect holes in the prosthesis (endoleaks) or the movement of the prosthesis (stent migration).

For the treatment phases diagnosis, therapy planning and the follow-up examinations of an artery disease, different segmentation methods are developed and presented in this thesis. With these segmentation methods it is possible to monitor aneurysms and stenosis before and after an intervention and therefore support the physician with these time-consuming procedures. The different segmentation methods depend on the Active Contours, the Active Appearance Models and a graph based approach. Among these methods, the graph based approach provided the best results and a prototype has already been realized for clinical evaluation.

Therapy planning is supported by a computer-aided simulation of stents (virtual stenting) before an intervention. Currently, a stent is chosen on the basis of CT-scans from a patient. However, with the virtual stenting of this thesis, it is possible to simulate different stents in the patient data from the clinical routine. Thereby, it will be possible to decide whether a chosen stent has proper dimensions and should be used during the following operation. The stent simulation depends on the Active Contours Methods in 3D and is eligible for non-bifurcated and bifurcated stents (Y-Stents). Amongst others, the collision forces that appear in the bifurcation area of Y-stents are considered for a realistic simulation. Furthermore, a virtual stenting approach for the carotis has been developed that pays

attention to the behavior of the artery wall during the stent expansion.

In addition to the virtual stenting, a catheter path simulation has been developed. The path of the catheter is determined within two steps. The first step calculates an initial path through the artery. For this purpose, Dijkstra's shortest path algorithm has been modified. The second step uses an Active Contour Model to align the initial path inside the artery.

All methods are introduced in detail in this thesis and are evaluated with phantom datasets and real patient data from the clinical routine. Additionally, the clinical prototypes that are based upon these methods are presented.

Danksagungen

An erster Stelle will ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. Bernd Freisleben bedanken. Er hat mich während meiner Dissertation stets freundlich und engagiert unterstützt und fand immer Zeit für Diskussionen und Korrekturen.

Herrn Prof. Dr. Manfred Sommer danke ich für die bereitwillige Übernahme des Zweitgutachtens.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Stefan Großkopf für die umfangreiche Betreuung der Doktorarbeit bei Siemens in Forchheim.

Außerdem will ich mich für das Zustandekommen meines sechsmonatigen Forschungsaufenthalts bei Siemens Corporate Research in Princeton (USA) bei folgenden Personen bedanken: Daniel Rinck, Dr. Thomas O'Donnell, Dr. Gareth Funka-Lea und Christina Biermann. Besonderer Dank gilt an dieser Stelle Dr. Thomas O'Donnell für die intensive Zusammenarbeit und Betreuung in Princeton.

Weiterhin möchte ich mich bei den folgenden ehemaligen Studentinnen und Studenten Katharina Greiner, Carlos Leber, Jing Lu und Zvonimir Mostarkić bedanken, die mit ihren Abschlussarbeiten und Praktika Beiträge zu meiner Dissertation geleistet haben.

Mein Dank gilt ebenso den folgenden Kolleginnen und Kollegen bei Siemens in Forchheim und in Princeton: Miriam Bauer, Thomas Beck, Arijit Bhattacharyya, Dr. Ti-Chiun Chang, Dr. Dominik Fritz, Tobias Hager, Christian Hopfgartner, Susanne Hölzer, Jens Kaftan, Dr. Susanne Krämer, Steffen Kunze, Dr. Ruxandra Lasowski, Josep Erra Martin, Arne Militzer, Ganga Dhar Pandeya und Dr. Michael Scheuring.

Am Ende möchte ich mich noch herzlich bei meiner Familie und bei meiner Freundin Ricarda für die Unterstützung in den letzten Jahren bedanken.

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	1
1.1. Motivation	1
1.2. Zielsetzung	2
1.3. Innovative Beiträge	3
1.4. Eigene Publikationen.....	4
1.5. Struktur der Dissertation.....	6
2. MEDIZINISCHER HINTERGRUND	9
2.1. Einleitung	9
2.2. Arterien	10
2.3. Gefäßerkrankungen	11
2.3.1. Aneurysmen.....	11
2.3.2. Stenosen.....	12
2.4. Diagnose und Behandlung	13
2.4.1. Präoperative Methode	13
2.4.2. Offene Operation	15
2.4.3. Endovaskuläre Behandlung	15
2.4.4. Vergleich der Behandlungsalternativen.....	18
2.4.5. Postoperative Kontrolle	19
2.5. Bildgebung	21
2.5.1. Computertomographie	21
2.5.2. Angiographie	25
2.5.3. DICOM-Standard	26

2.6.	Zusammenfassung	27
3.	TECHNOLOGISCHE GRUNDLAGEN.....	29
3.1.	Einleitung	29
3.2.	Aktive Konturen	29
3.3.	Active Appearance Models	35
3.4.	Graphbasierte Ansätze.....	49
3.5.	Zusammenfassung	55
4.	PRÄ- UND POSTOPERATIVE SEGMENTIERUNG VON AORTENANEURYSMEN	57
4.1.	Einleitung	57
4.2.	Deformierbares Modell	58
4.3.	Statistisches Verfahren.....	67
4.4.	Iterativer graphbasierter Ansatz.....	71
4.5.	Zusammenfassung	79
5.	COMPUTERGESTÜTZTE DIAGNOSE UND KONTROLLE	81
5.1.	Einleitung	81
5.2.	Gefäßvermessung	82
5.3.	Erkennung von Endoleaks.....	86
5.4.	Zusammenfassung	90
6.	BILDBASIERTE SIMULATION	93
6.1.	Einleitung	93

6.2.	Stent-Simulation	94
6.2.1.	Rohrprothesen.....	94
6.2.2.	Y-Stents bei Bauchortenaneurysmen	100
6.2.3.	Kollisionserkennung bei Y-Stents	104
6.2.4.	Elastische Gefäßwand.....	110
6.3.	Katheter-Simulation	115
6.4.	Zusammenfassung	122
7.	EVALUATION.....	123
7.1.	Einleitung	123
7.2.	Gefäßsegmentierung.....	124
7.3.	Gefäßvermessung	141
7.4.	Stent-Simulation	143
7.5.	Kollisionserkennungsalgorithmus.....	149
7.6.	Elastische Gefäßwand	151
7.7.	Katheter-Simulation	153
7.8.	Klinische Prototypen	157
7.8.1.	Aortensegmentierung.....	158
7.8.2.	Stent-Simulation	162
7.9.	Zusammenfassung	165
8.	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK.....	167
8.1.	Zusammenfassung	167
8.2.	Ausblick	170
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	173

TABELLENVERZEICHNIS	181
LITERATUR- UND QUELLENVERZEICHNIS	183
ANHANG	199
A. MeVisLab	199
B. RadBuilder	202

1. Einleitung

1.1. Motivation

Albert Einstein und Thomas Mann starben beide 1955, der eine in Princeton/USA, der andere in Zürich in der Schweiz. Bei beiden war die Todesursache ein geplatztes Bauchaortaaneurysma [2] und [28]. Seither hat die Behandlung dieser lebensgefährlichen Erkrankung erhebliche Fortschritte gemacht. Bereits Anfang der 60er Jahre des vorherigen Jahrhunderts wurde die chirurgische Behandlung von Bauchaortenaneurysmen zur Routine [76]. Diese Therapie – durchgeführt mittels einer offenen Operation – ist wegen des hohen Blutverlustes mit großen Risiken verbunden. Anfang der 90er Jahre wurde die erste endovaskuläre Operation eines Bauchaortaaneurysmas durchgeführt [98]. Bei einer endovaskulären Behandlung wird durch einen Schnitt, meistens im Oberschenkel, die Prothese durch die Beinarterie eingeführt und bis zum Aneurysma vorgeschoben und expandiert. Dieselbe Methode wird auch bei Stenosen (Gefäßverengungen), zum Beispiel in der Halsschlagader, angewandt.

Bei beiden Behandlungsformen verlaufen Aneurysmen und Stenosen immer wieder tödlich. Entscheidend für den dauerhaften Behandlungserfolg eines Aneurysmas oder einer Stenose sind der Zeitpunkt und die Art des Eingriffs, außerdem regelmäßige Nachuntersuchungen. Bei diesen zum Teil sehr zeitaufwendigen Prozeduren kann die medizinische Bildverarbeitung die Mediziner entscheidend unterstützen.

Die medizinische Bildverarbeitung ist ein spezieller Bereich der Informatik, der in den letzten Jahren immer mehr an Bedeutung in den verschiedenen Phasen einer medizinischen Behandlung gewonnen hat. Entscheidungen (mit Hilfe der medizinischen Bildverarbeitung) werden bei der Diagnose, Planung, Durchführung und Therapiekontrolle anhand von medizinischen Bilddaten getroffen. Die technologische Weiterentwicklung der bildgebenden Geräte, wie zum Beispiel des Computertomographen, ermöglicht dabei eine immer genauere Darstellung der Anatomie eines Patienten im Computer.

Mit dieser Dissertation aus dem Bereich der medizinischen Bildverarbeitung soll ein wichtiger Beitrag speziell zur Behandlung von Aneurysmen und Stenosen geleistet werden.

1.2. Zielsetzung

In dieser Dissertation wird ein computergestütztes Softwaresystem vorgestellt, mit dem das klinische Prozedere des endovaskulären Einsetzens von Gefäßprothesen – von der Diagnose und der Behandlungsplanung bis zum Eingriff und den Nachkontrollen – begleitet wird. Eine solche Software steht dem behandelnden Mediziner bisher nicht zur Verfügung.

Vor einem Eingriff soll der behandelnde Arzt mit dieser Software bei der Diagnose und dem zeitaufwendigen Monitoring von Gefäßerweiterungen (Aneurysmen) und Gefäßverengungen (Stenosen) unterstützt werden. Es ist eines der Ziele dieser Arbeit, Methoden zur Segmentierung von Gefäßen zu entwickeln, mit denen Gefäßerkrankungen diagnostiziert und vor einem operativen Eingriff (semi-) automatisch überwacht werden können.

Bei Aneurysmen und Stenosen besteht die Möglichkeit, Prothesen (Stents) in die kranke Arterie einzusetzen. Dabei ist es vor allem bei einer endovaskulären Behandlung (Kapitel 2.4.3) erforderlich, vor dem Eingriff die genauen Abmessungen des Gefäßes zu bestimmen [14], um eine passende Prothese auszuwählen. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist es daher, den Arzt direkt vor einem Eingriff bei der Vermessung zu unterstützen. Außerdem soll eine anhand der Messwerte ausgewählte Prothese auf der Grundlage von medizinischen CT-Bilddaten simuliert und in die Ansichten der Patientenanatomie eingeblendet werden können. Das ermöglicht es auch bei kritischen Gefäßmorphologien festzustellen, ob die Prothese die passenden Dimensionen hat und bei einer Operation zum Einsatz kommen kann.

Nach einem Eingriff muss der Patient regelmäßig zu Nachuntersuchungen erscheinen, um das dauerhafte Funktionieren der Prothese zu überprüfen und Fehlfunktionen frühzeitig zu erkennen. Dieses Monitoring wird in der Regel durch computertomographische Aufnahmen (CT) unterstützt. Anhand der Schichtbilder kann untersucht werden, ob der Stent sich verschoben hat (Stentmigration), ob eine Leckage (Endoleak) am Stent aufgetreten ist, oder ob sich bei Stenosen das Gefäß wieder verengt hat (Restenose). Auch diese zum Teil sehr zeitaufwendigen Kontrollen, bei denen die Bilddaten Schicht für Schicht von einem Mediziner durchgegangen werden müssen, können durch die medizinische Bildverarbeitung unterstützt und beschleunigt werden. Ziel dieser Arbeit ist es, dem Mediziner auch in dieser letzten Phase der Behandlung mit Segmentierungsalgorithmen ein technisches Mittel an die Hand zu geben, um die Therapie der Gefäßerkrankung erfolgreich zu begleiten.

1.3. Innovative Beiträge

Zu den innovativen Beiträgen im Bereich des virtuellen Stentings gehört zum einen die Simulation einer verzweigten Prothese (Y-Stent) in realen CT-Aufnahmen von Patienten mit Bauchaortaaneurysma (BAA). Dabei wird der komplette Stent durch ein geschlossenes Oberflächenmodell repräsentiert, auf das bei der simulierten Expansion des Stents verschiedene interne und externe Kräfte einwirken. Die Kräfte basieren auf einem Aktiven Konturmodell und simulieren zum Beispiel die auftretende Kraft eines Ballonkatheters beim Setzen des Stents [38].

Ein weiterer innovativer Beitrag bei der Simulation eines Y-Stents ist ein speziell dafür entwickelter Kollisionserkennungsalgorithmus. Dieser Algorithmus erkennt Kollisionen beim Expandieren von verzweigten Prothesen und berücksichtigt die auftretenden Kräfte im Aktiven Konturmodell. Der Algorithmus berücksichtigt die spezielle Topologie des virtuellen Stents, um die Kollisionserkennung möglichst schnell durchzuführen. Die Rechenzeit für die Simulation steigt so um weniger als fünf Prozent an [43].

Bei der Behandlung von Gefäßverengungen (Stenosen) – zum Beispiel im Hals / Kopfbereich (Karotisstenose) – treten beim Setzen und Expandieren eines Stents Verformungen der Gefäßwand auf, da diese durch den Stent wieder erweitert und offen gehalten werden soll. Ein dritter innovativer Beitrag im Bereich des virtuellen Stentings beschäftigt sich daher mit der Modellierung einer elastischen Gefäßwand bei Stenosen. Dazu wird die Gefäßwand automatisch segmentiert und dem Aktiven Konturmodell wird eine Vorspannung zugewiesen, die einer plastischen Verformung des Konturmodells entspricht. Danach wird die Simulation des Stents ausgeführt, wobei Stent und Gefäßwand sich beim Aufeinandertreffen gegenseitig beeinflussen und eine elastische Verformung der Gefäßwand stattfindet [39].

Die meisten Algorithmen für Gefäßmittellinien (Centerlines) liefern eine Mittellinie, die exakt in der Mitte eines Gefäßes verläuft. Der Verlauf eines Katheters entspricht aber häufig nicht dieser (idealen) Gefäßmittellinie. Zum Beispiel bei einer starken Gefäßkrümmung oder einer seitlichen Gefäßausbuchtung, wird der Katheter einem kürzeren Weg als der Mittellinie folgen. Daher wurde während dieser Arbeit ein Algorithmus speziell für die Katheter-Simulation entwickelt, der auch für die Simulation von Stents geeignet ist [41].

Zur Segmentierung von Aortenaneurysmen wurde ein innovativer graphbasierter Ansatz entwickelt, der die Segmentierung iterativ entlang der Mittellinie durchführt. Das Verfahren verwendet dazu immer zwei benachbarte MPR-Schichten (multiplanare Reformatierung) auf der Mittellinie, um einen dreidimen-

sionalen Graphen zu konstruieren. Dabei muss die erste Schicht, mit der das Verfahren startet, manuell segmentiert werden [44].

1.4. Eigene Publikationen

Während der Forschungsarbeit zu dieser Dissertation – die in Kooperation mit Siemens Healthcare in Forchheim (Bayern) und Siemens Corporate Research in Princeton/USA durchgeführt worden ist – sind Ergebnisse in Form von Veröffentlichungen auf weltweiten Konferenzen und mehrere Patentanmeldungen publiziert worden. Diese Publikationen werden im Folgenden chronologisch vorgestellt:

- Egger J, Großkopf S, Freisleben B. “Comparison of two methods for the preoperative visualization of stent grafts in CT-data”. 5. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), Hanover, Germany, pp. 140-141, Oct. 2006. Vergleich und Bewertung zweier Ansätze zur Simulation von Rohrprothesen. Der eine Ansatz beschreibt eine rein geometrische Methode, dem anderen liegt ein aktives Konturmodell zugrunde [36].

- Egger J, Großkopf S, Freisleben B. “Simulation of bifurcated stent grafts to treat abdominal aortic aneurysms (AAA)”. SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 6509, San Diego, California (USA), Feb. 2007. Beschreibung des Aufbaus eines Modells eines verzweigten Stents. Anhand dieses Modells und verschiedener interner und externer Kräfte kann eine präoperative Y-Stent-Simulation in den realen CT-Aufnahmen eines Patienten durchgeführt werden [38]. Die dort beschriebenen Algorithmen wurden zum Patent angemeldet [35].

- Egger J, Großkopf S, Freisleben B. “Präoperative Simulation von Rohrprothesen und Y-Stents zur endovaskulären Behandlung von Stenosen und Aneurysmen”. Bildverarbeitung für die Medizin (BVM), Munich, Germany, pp. 182-186, Springer-Verlag, Mar. 2007. Ergebnisse mehrerer Simulationen von Rohrprothesen und verzweigten Stents (Y-Stents) in Phantom- und realen CT-Daten aus der klinischen Routine. Die Patientendaten sind Beispiele für verschiedene Krankheitsbilder (Aneurysmen und Stenosen) in unterschiedlichen Körperregionen (Aorta, Karotis, Iliac) [37]. Die dort beschriebenen Algorithmen wurden zum Patent angemeldet [35].

- Egger J, Mostarkić Z, Großkopf S, Freisleben B. “Preoperative Measurement of Aneurysms and Stenosis and Stent-Simulation for Endovascular Treatment”.

IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, Washington (DC), USA, pp. 392-395, IEEE Press, Apr. 2007. Entwicklung und Vergleich zweier Ansätze zur präoperativen Gefäßvermessung von Aneurysmen und Stenosen. Der eine Ansatz benutzt mehrere lokale Aktive Konturmodelle, der andere ein globales Aktives Konturmodell zur Vermessung [42].

- Egger J, Mostarkić Z, Großkopf S, Freisleben B. “A Fast Vessel Centerline Extraction Algorithm for Catheter Simulation”. *20th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, Maribor, Slovenia, pp. 177-182, IEEE Press, Jun. 2007.* Beschreibung eines Mittellinienalgorithmus für die Simulation eines Katheters innerhalb eines Gefäßes. Der Algorithmus berücksichtigt verschieden Kräfte entlang der Mittellinie und strafft und glättet diese Linie im Wechselspiel mit einer elastischen Kraft der Mittellinie [41] Der Algorithmus wurde zum Patent angemeldet [33].

- Egger J, Mostarkić Z, Maier M, Kaftan J N, Großkopf S, Freisleben B. “Fast self-collision detection and simulation of bifurcated stents to treat abdominal aortic aneurysms (AAA)”. *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, France, pp. 6231-6234, IEEE Press, Aug. 2007.* Vorstellung eines Kollisionserkennungsalgorithmus für die Simulation von verzweigten Stents. Der Algorithmus erkennt Kollisionen beim Expandieren von Y-Stents im Bereich der Verzweigung und berücksichtigt die auftretenden Kräfte [43]. Dieser Algorithmus wurde zum Patent angemeldet [34].

- Lu J, Egger J, Wimmer A, Großkopf S, Freisleben B. “Segmentierung und Visualisierung von Lumen und Thrombus bei thorakalen Aortenaneurysmen”. *6. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), Karlsruhe, Germany, pp. 251-254, Oct. 2007.* Im Rahmen einer mitbetreuten Masterarbeit entwickelter Algorithmus zur Segmentierung und Visualisierung von Lumen und Thrombus bei thorakalen Aortenaneurysmen [87]. Der Algorithmus beruht auf dem Verfahren der *Aktiven Konturen* und wurde zum Patent angemeldet [65].

- Lu J, Egger J, Wimmer A, Großkopf S, Freisleben B. “Detection and Visualization of Endoleaks in CT Data for Monitoring of Thoracic and Abdominal Aortic Aneurysm Stents”. *SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 6918, San Diego, USA, Feb. 2008.* Während einer mitbetreuten Masterarbeit entwickeltes Verfahren, um Endoleaks in postoperativen Aufnahmen von Aortenaneurysmen automatisch zu erkennen und zu visualisieren [86]. Der Algorithmus beruht auf dem Ver-

fahren der *Aktiven Konturen* und wurde zum Patent angemeldet [65].

- Greiner K, Egger J, Großkopf S, Kaftan J N, Dörner R, Freisleben B. “Segmentierung von Aortenaneurysmen in CTA-Bildern mit dem statistischen Verfahren der Active Appearance Models”. *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, Berlin, Germany, Springer-Verlag, Apr. 2008. Im Rahmen einer mitbetreuten Diplomarbeit entwickeltes Verfahren zur Segmentierung von prä- und postoperativen Aortenaneurysmen, das auf dem statistischen Verfahren der Active Appearance Models basiert [63].

- Egger J, Großkopf S, Freisleben B. “Virtual Stenting for Carotid Stenosis with Elastic Artery Wall Modeling”. *4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering 2008, Engineering for Health, Antwerp, Belgium, Springer-Verlag*, Nov. 2008. Ansatz zum virtuellen Stenting von Karotisstenosen. Dabei wird eine elastische Verformung der Gefäßwand beim Expandieren des Stents berücksichtigt [39]. Das Verfahren wurde zum Patent angemeldet [40].

- Egger J, O’Donnell T, Hopfgartner C, Freisleben B. “Graph-Based Tracking Method for Aortic Thrombus Segmentation”. *4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering 2008, Engineering for Health, Antwerp, Belgium, Springer-Verlag*, Nov. 2008. Graphbasierter Algorithmus zur präoperativen Segmentierung und zum Monitoring von Aortenaneurysmen. Dieser Algorithmus wurde während eines sechsmonatigen Forschungsaufenthalts bei Siemens Corporate Research in Princeton (USA) entwickelt [44].

1.5. Struktur der Dissertation

Der Aufbau gliedert sich wie folgt: Im ersten Kapitel werden die Motivation und die Zielsetzung für diese wissenschaftlichen Untersuchungen erläutert. Außerdem werden die innovativen Beiträge und Publikationen vorgestellt, die im Zusammenhang mit dieser Arbeit veröffentlicht wurden.

Das zweite Kapitel befasst sich mit den medizinischen Grundlagen, die für diese Arbeit relevant sind. Dazu gehören das Krankheitsbild, die Behandlungsformen und ein Vergleich verschiedener Behandlungsalternativen von Aneurysmen und Stenosen. Weiterhin enthält das Kapitel einen Abschnitt über die verwendete Bildgebung für diese Art von Gefäßerkrankungen.

Im dritten Kapitel werden die technologischen Grundlagen analysiert. Dazu gehört auch die fundierte Vorstellung der Methoden und Verfahren, auf denen die

neuen Ansätze basieren.

Die nächsten drei Kapitel bilden den Hauptteil der Arbeit. Es werden wichtige Verfahren zu Segmentierung, Diagnose und Simulation behandelt. Dabei folgt die Vorstellung jedes dieser Verfahren einer festen Struktur. Nach einer kurzen Einleitung und der Problemstellung wird auf die schon vorhandenen Beiträge in der Literatur eingegangen. Dann folgt eine ausführliche Beschreibung der neuen Methoden. Ein besonderes Augenmerk liegt dabei auf der Innovation des neuen Ansatzes und Verfahrens mit neuen Algorithmen gegenüber dem vorhandenen Stand der Technik.

In Kapitel vier werden drei Verfahren zur Segmentierung Aortenaneurysmen vorgestellt. Der erste Ansatz baut auf dem Verfahren der Aktiven Konturen auf und segmentiert in einem ersten Schritt – ausgehend von der Gefäßmittellinie – die innere Kontur mit einem Schwellwertverfahren. Eine Vergrößerung dieser inneren Kontur wird danach als Initialkontur für das aktive Konturmodell verwendet. Die Initialkontur wird zusätzlich durch eine externe Kraft an die ursprüngliche innere Kontur gebunden. Damit wird die aktive Kontur in Bereichen unterstützt, in denen in den Patientenaufnahmen kein oder ein sehr schwacher Übergang zwischen der Gefäßwand und dem umliegenden Gewebe vorhanden ist. Dem zweiten Segmentierungsverfahren aus Kapitel vier liegt das statistische Verfahren der Active Appearance Models zugrunde. Für dieses Verfahren wurden mehrere Trainingsmodelle aus manuell segmentierten Aortenaneurysmen erstellt. Diese Modelle beinhalteten sowohl unterschiedliche Formen als auch unterschiedliche Texturen von Aneurysmen. Der dritte Ansatz zur Aortensegmentierung aus Kapitel vier fasst die Bildpunkte aus den Patientenaufnahmen als Graph auf. Dieser Graph wird dazu verwendet, eine optimale Grenze zwischen dem Aneurysma und dem umliegenden Gewebe zu berechnen. Realisiert wurde der Ansatz als iteratives Verfahren, das mehrere Graphen entlang der Gefäßmittellinie aufbaut.

Kapitel fünf stellt drei Verfahren aus der computergestützten Diagnose vor. Die ersten beiden Verfahren unterstützen die Phase der Therapieplanung von Aneurysmen. Dabei wird insbesondere auf die komplexe Planung der Behandlung von Bauchaortenaneurysmen eingegangen, die zur Auswahl einer passenden Prothese einige Gefäßabmaße benötigt. Diese Maße werden durch ein lokales und ein globales Verfahren automatisch aus dem Gefäße bestimmt. Sowohl der lokale, als auch der globale Ansatz basieren auf dem Verfahren der Aktiven Konturen im Dreidimensionalen. Das dritte Verfahren aus Kapitel fünf unterstützt die sehr zeitaufwendigen postoperativen Nachuntersuchungen von Aortenaneurysmen. Dabei wird das Funktionieren von eingesetzten Prothesen untersucht. In mehreren Schritten werden dazu das kontrastierte Blut und die Prothese aus den Patientenaufnahmen entfernt. Anschließend wird im Thrombus automatisch nach einem

Cluster von hellen Bildpunkten gesucht.

Das sechste Kapitel befasst sich zum einen mit der Simulation und Visualisierung von endovaskulären Prothesen und zum anderen mit der Simulation von Kathetern bzw. Katheterwegen. Die Stent-Simulation beruht auf dem Verfahren der Aktiven Konturen im Dreidimensionalen. Die internen Kräfte dienen dabei der Simulation unterschiedlicher Elastizitäten und Materialeigenschaften verschiedener Stents. Die externen Kräfte dagegen simulieren die Widerstandskraft der Gefäßwand und die Kraft des Arztes beim Setzen eines Stents mit Ballonkatheter. Neben einem Modell für nicht verzweigte Stents wird auch ein Modell für verzweigte Stents beschrieben. Um die Kollisionskräfte bei der Simulation von verzweigten Stents zu berücksichtigen, wird außerdem ein zweistufiger Kollisionserkennungsalgorithmus vorgestellt. Ein weiterer Ansatz zur Stent-Simulation berücksichtigt und modelliert das elastische Verhalten der Gefäßwand. Diese Simulation ist besonders für die Therapieplanung von Stenosen geeignet, bei denen während der Dilatation des Gefäßes starke Verformungen der Gefäßwand entstehen. Die Kathetersimulation arbeitet in mehreren Schritten. Nach Ausrichtung der benutzerdefinierten Saatpunkte, wird ein initialer Katheterverlauf berechnet. Bei stark gekrümmten Gefäßen geschieht dies durch einen modifizierten Dijkstra-Algorithmus. Die Ausrichtung und Glättung der initialen Mittellinie erfolgt anhand einer aktiven Kontur, wobei für die externen Kräfte Polyeder entlang der Mittellinie konstruiert werden.

Das folgende Kapitel sieben befasst sich mit der Evaluation der neuen Methoden und Algorithmen anhand von Abbildungen und Messwerten. Außerdem werden die Prototypen für den klinischen Einsatz vorgestellt.

Das letzte Kapitel acht enthält eine Zusammenfassung der Arbeit und einen Ausblick auf zukünftige Weiterentwicklungen.

Im Anhang am Ende dieser Arbeit werden die beiden in den Untersuchungen für die Dissertation verwendeten prototyping Plattformen beschrieben. Beide Plattformen kamen bei den Implementierungen der neuen Verfahren zum Einsatz.

2. Medizinischer Hintergrund

2.1. Einleitung

In diesem Kapitel werden die medizinischen Grundlagen dieser Dissertation beschrieben. Zuerst werden die Arterien erläutert, die im Kontext dieser Dissertation relevant sind (Kapitel 2.2). Anschließend geht diese Arbeit auf die Gefäßerkrankungen – Aneurysmen (Gefäßerweiterungen) und Stenosen (Gefäßverengungen) – ein, die computergestützt therapiert werden sollen (Kapitel 2.3). Dabei werden zuerst die Körperregionen, Entstehungsarten und Risikofaktoren für diese Art von Gefäßerkrankungen beschrieben.

Im vierten Teil dieses Kapitels wird auf die unterschiedlichen Behandlungsphasen bei Aneurysmen und Stenosen und auf einen Vergleich zwischen den Behandlungsalternativen eingegangen (Kapitel 2.4). Dazu wird das Unterkapitel in fünf Abschnitte aufgeteilt: präoperativ / offene Operation / endovaskuläre Behandlung / Vergleich der Behandlungsalternativen / postoperativ. Im ersten Abschnitt – präoperativ –, der sich auf die Behandlungsphase vor einer Operation bezieht, werden die unterschiedlichen Diagnosemethoden beschrieben. Außerdem werden Faktoren aufgezeigt, die als Indiz für einen Eingriff dienen.

Die nächsten beiden Abschnitte – offene Operation und endovaskuläre Behandlung – beschreiben jeweils eine andere Art der Behandlung von Aneurysmen und Stenosen. Dabei werden die Vor- und Nachteile der unterschiedlichen Behandlungsformen dargelegt, und es wird erklärt, in welcher individuellen Patientensituation welche Behandlungsart vorzuziehen ist.

Der nächste Abschnitt stellt Ergebnisse mehrerer klinischer Studien vor, in denen die offene Operation und die endovaskuläre Behandlung miteinander verglichen werden. Der letzte Abschnitt – postoperativ – beschreibt die Phase nach einem operativen Eingriff, wozu Nachuntersuchungen in regelmäßigen Abständen gehören.

Der fünfte Teil dieses Kapitels befasst sich mit der Bildgebung, die für diese Arbeit relevant ist (Kapitel 2.5). Dabei wird auf die Computertomographie und die Angiographie eingegangen, aus denen die medizinischen Bilddaten für diese Arbeit bezogen wurden. Außerdem wird das DICOM Format – das Standard für medizinische Bilddaten ist – einleitend beschrieben. In diesem Format lagen auch die Bilddaten für diese Arbeit vor.

Das Kapitel über die für diese Arbeit wichtigen medizinischen Grundlagen

endet mit einer kurzen Zusammenfassung (Kapitel 2.6).

2.2. Arterien

Aneurysmen (Kapitel 2.3.1) und Stenosen (Kapitel 2.3.2) sind Gefäßerkrankungen, die in verschiedenen Gefäßen des menschlichen Körpers auftreten können. Diese Arbeit behandelt Gefäßerkrankungen, die in der Aorta, den Beckenarterien oder den Karotisarterien vorkommen.

Die Aorta (Hauptschlagader, Abbildung 2.2.1) ist eine große Arterie, die aus der linken Herzkammer entspringt und deren Aufgabe es ist, das Blut in die Gefäße des Blutkreislaufs zu leiten. Unterteilt wird die Aorta in drei Abschnitte:

- Aufsteigende Aorta (führt von der linken Herzklappe senkrecht nach oben)
- Aortenbogen (Fortsetzung der senkrecht aufsteigenden Aorta)
- Absteigende Aorta (zieht sich nach unten bis in den Beckenraum, wo sie sich in die beiden Beckenarterien aufteilt)

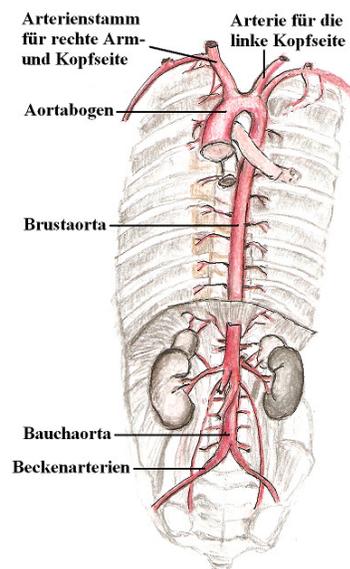


Abbildung 2.2.1 – Aorta [31]

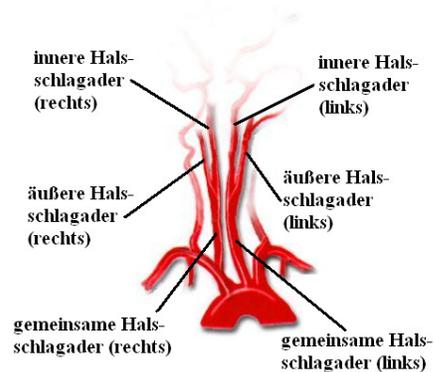


Abbildung 2.2.2 – Karotisarterien

Die zwei Karotisarterien entspringen dem Aortabogen bzw. dem Arterienstamm für die rechte Arm- und Kopfseite. Sie verlaufen durch den Hals und versorgen das Gehirn mit Blut (Abbildung 2.2.2).

2.3. Gefäßerkrankungen

2.3.1. Aneurysmen

Mit Aneurysma bezeichnet man eine abschnittsweise Erweiterung des Querschnitts von arteriellen Blutgefäßen (Abbildung 2.3.1). Die Erweiterung des arteriellen Blutgefäßes ist die Folge von angeborenen oder erworbenen Gefäßwandveränderungen. Diese Veränderungen der Gefäßwand können unter anderem durch Bluthochdruck, regelmäßigen Nikotingenuss oder Diabetes hervorgerufen werden.

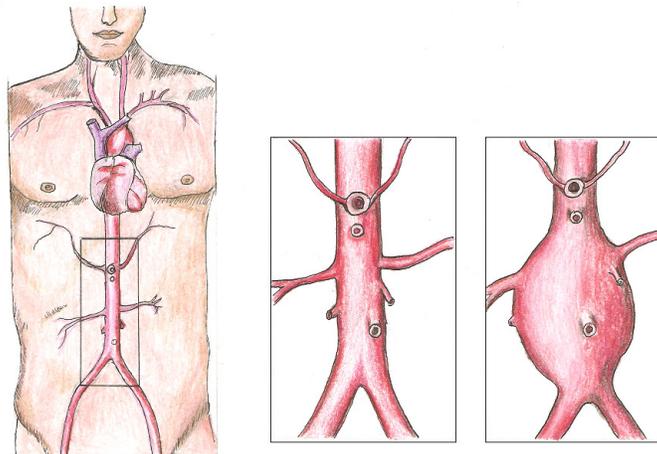


Abbildung 2.3.1 – Normale Bauchaorta und Bauchaortaaneurysma [31]

Beim Aneurysma wird zwischen einem echten und einem so genannten falschen Aneurysma unterschieden. Während sich beim echten Aneurysma eine Ausdehnung der gesamten kranken Gefäßwand beobachten lässt, ist das Entstehen des falschen Aneurysmas auf einen Riss in der Gefäßwand zurückzuführen. Ein Gefäßwandriss beim falschen Aneurysma tritt immer plötzlich und unerwartet auf – im Gegensatz zum echten Aneurysma, das sich sehr langsam, manchmal über Jahre hinweg, entwickeln kann. Als Aneurysmensack bezeichnet man die Ausbuchtung eines Gefäßes bei einem Aneurysma. Durch die Ausbuchtung ist der Aneurysmensack in Röntgenbildern gut zu erkennen.

Neben der Aorta können eine Reihe von Gefäßen durch ein Aneurysma erkrankt sein. Selbst in der Aorta spricht man von bestimmten Aneurysmen, je nachdem, welcher Aortenabschnitt betroffen ist, die wiederum sehr unterschiedliche Behandlungsweisen erfordern (Kapitel 2.4.2 und Kapitel 2.4.3). Ist zum Bei-

spiel die Brustaorta von einer krankhaften Gefäßerweiterung betroffen, bezeichnet man dies als thorakales Aortenaneurysma (TAA). Von einem Bauchaortenaneurysma (BAA) spricht man dagegen, wenn eine krankhafte Ausweitung der Bauchaorta vorliegt. Die Bauchaorta ist ein Teil der absteigenden Aorta. Sie beginnt nach dem Durchtritt durch das Zwerchfell. Sind die Brustaorta und die Bauchaorta betroffen, handelt es sich um ein thorakoabdominelles Aortenaneurysma (TAAA). In Deutschland leidet ungefähr jeder zehnte – ab einem Alter von 65 Jahren – an einem Aortenaneurysma [58].

2.3.2. Stenosen

Als Stenose bezeichnet man die lokale Engstelle eines Blutgefäßes, die den Durchfluss des Blutes durch einen Gefäßabschnitt vermindert und zu einer Mangelversorgung dahinter liegender (distaler) Areale führt. Sie entsteht durch eine krankhafte Veränderung der Gefäßwände, oft verbunden mit Verkalkung.

Für diese Arbeit sind aufgrund ihrer lebensbedrohlichen Bedeutung – neben Koronarstenosen – vor allem Stenosen relevant, die in der Karotis (Halsschlagader) auftreten (Abbildung 2.3.2). Man schätzt, dass mehr als eine Millionen Menschen in Deutschland an einer Verengung (>50%) der Karotis leiden [15].

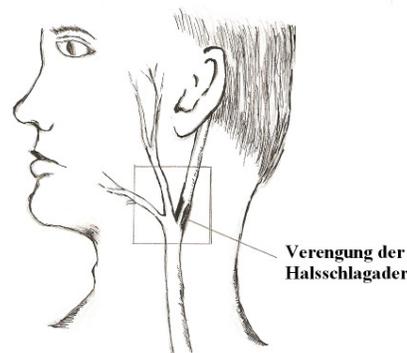


Abbildung 2.3.2 – Karotisstenose [31]

Die Ursachen für die Entstehung von Gefäßverengungen sind sehr unterschiedlich. Bei der Halsschlagader tritt meistens im Gabelungsbereich der Arterienäste eine Gefäßwandveränderung und eine Ablagerung (Plaque) – die eine Verengung hervorruft – auf. Diese Ablagerung kann durch Turbulenzen im Blutstrom hervorgerufen werden [101].

Die Folge einer Karotisstenose ist eine gestörte Hirndurchblutung (Transito-

risch ischämische Attacke bzw. TIA). Das Hauptrisiko einer Karotisstenose besteht in der Auslösung eines Schlaganfalls durch das Ablösen kleiner Partikel (Thromben), die mit dem Blutfluss in das Gehirn gelangen und dort ein Gefäß verschließen. Ein Schlaganfall verläuft in ca. 40 Prozent der Fälle tödlich [77].

Als Risikofaktoren für einen Schlaganfall werden in der Literatur, neben dem Alter und der familiären Veranlagung, Bluthochdruck, Rauchen, Dyslipidämie (hohen Blutfettwerte), Diabetes und Fettsucht angegeben [5].

2.4. Diagnose und Behandlung

2.4.1. Präoperative Methode

Aneurysmen

Bedingt durch das langsame Entstehen einer Gefäßerweiterung und die deshalb fehlenden Krankheitssymptome findet die Diagnose eines Aneurysmas meistens nur zufällig im Rahmen einer Routineuntersuchung statt. Die Diagnose des Aneurysmas erfolgt durch eine Ultraschall- (im Fall einer Vorsorgeuntersuchung Ultraschall-Screening genannt) oder Röntgenuntersuchung oder durch Computertomographie [3].

Der Behandlungsbedarf bei einem Aortenaneurysma ergibt sich unter anderem aus dem Erreichen einer kritischen Größe. Erreicht zum Beispiel ein Bauchaortenaneurysma einen äußeren Durchmesser von ca. 5,5 Zentimeter (Tabelle 2.4.1), kommt es zu einer erhöhten Rupturgefahr, d.h., das Aneurysma droht zu platzen. Platzt ein Aneurysma, löst dies schwerste innere Blutungen aus. Selbst bei einer operativen Behandlung führt ein geplatztes Bauchaortenaneurysma noch in ca. 40 Prozent der Fälle zum Tod des Patienten, und zwar noch innerhalb eines Monats [30]. Ohne Operation liegt die Sterberate bei einem geplatzten Aneurysma bei 90 Prozent [124].

Durchmesser (cm)	Rupturgefahr (% / Jahr)
<4	0
4-5	0,5-5
5-6	3-15
6-7	10-20
7-8	20-40
>8	30-50

Tabelle 2.4.1 – Jährliche Rupturgefahr bei Bauchaortenaneurysmen [13]

Neben dem oben erwähnten kritischen Durchmesser erhöhen noch andere Faktoren die Rupturgefahr. Dazu gehört zum Beispiel die Expansionsgeschwindigkeit des Durchmessers. Wächst der Aortendurchmesser um mehr als 0,6 cm pro Jahr, stellt das ein hohes Rupturrisiko dar. Auch die Exzentrizität des Aneurysmas – je exzentrischer, desto höher das Risiko – und das Geschlecht spielen beim Rupturrisiko eine Rolle. Das Rupturrisiko eines Bauchaortenaneurysma mit 5 cm Durchmesser bei einer Frau entspricht dem eines Bauchaortenaneurysma mit 6 cm Durchmesser bei einem Mann [13].

Stenosen

Wie bei Gefäßweiterungen verlaufen Gefäßverengungen – zumindest anfangs – noch ohne Beschwerden. Bei einer Stenose im Halsbereich treten erst bei einer mittel- bis hochgradigen Verengung der Halsschlagader, die schon längere Zeit besteht, Symptome wie Sehstörungen, Sprachstörungen und Schwindelanfälle auf [101]. Die Diagnose einer Stenose erfolgt – wie beim Aneurysma – durch eine Ultraschall- oder Röntgenuntersuchung oder durch Computertomographie. Dabei ist die CT-Untersuchung gegenüber der Ultraschalluntersuchung sekundär, erfolgt aber im Allgemeinen bei einem Schlaganfall, TIA oder unklaren Stenosen.

Der Stenosegrad gibt an, wie weit eine Verengung der Halsschlagader vorangeschritten ist und dient als Indikator für eine chirurgische Intervention. Hierbei ist die Stenosegrad-Bestimmung gemäß den NASCET (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial)-Kriterien am weitesten verbreitet [73] (Abbildung 2.4.1).

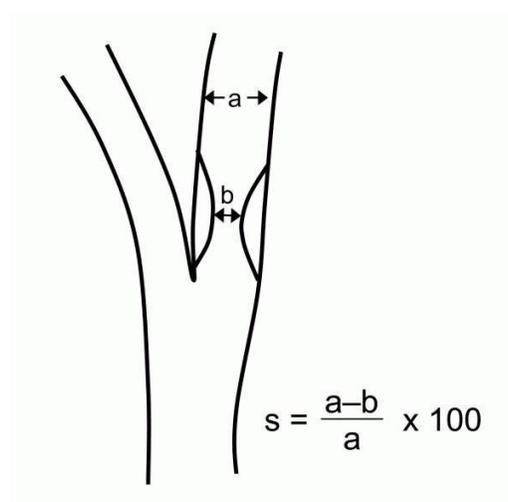


Abbildung 2.4.1 – Bestimmung des Stenosegrades nach NASCET [89]

2.4.2. Offene Operation

Zum Einsetzen der Stents in die Arterie gibt es zwei Möglichkeiten: die klassische offene Operation und die minimal-invasive bzw. endovaskuläre Behandlung (Kapitel 2.4.3). Bei der offenen Operation wird zuerst das Gefäß freigelegt und danach wird die Prothese in das Gefäß eingenäht (Abbildung 2.4.2).

Die offene Operation wird bei einigen Aneurysmen in der Aorta schon seit etwas mehr als 40 Jahren angewandt. Daher gibt es auch wissenschaftlich gesicherte Ergebnisse über den Langzeitverlauf dieses Verfahrens. Man weiß, dass ca. 95 Prozent der eingesetzten Prothesen auch nach zehn Jahren noch funktionieren [17].

Nachteile der offenen Operation – gegenüber der minimal-invasiven Behandlung – sind der hohe Einsatz von Narkosemitteln und der hohe Blutverlust während des Eingriffs. Der Eingriff kommt daher vor allem für ältere Patienten nicht immer in Frage. Auch kann es durch das Abklemmen der Gefäße während des Eingriffs zu dauerhaften Lähmungen kommen [51].

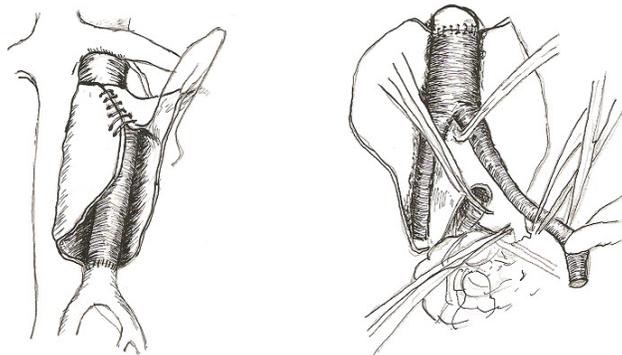


Abbildung 2.4.2 – Offene Operation des Aneurysmas mit Einsetzen einer Rohrprothese (links) und einer Y-Prothese (rechts) [31]

2.4.3. Endovaskuläre Behandlung

Einige Arterienerkrankungen (sackförmige Gefäßerweiterungen/Aneurysmen, Kapitel 2.3.1 und Gefäßverschlüsse/Stenosen, Kapitel 2.3.2) können heute durch eine mit einem Katheter eingeführte Gefäßprothese behandelt werden. Diese Prothesen, auch Stents genannt, schmiegen sich nach dem Einsetzen von innen an die Gefäßwand an, um diese zu schienen und so den auf die Gefäßwände wirkenden

Blutdruck zu verringern oder das Gefäß für den Blutfluss offen zu halten.

Eine Gefäßprothese ist schlauchförmig (Abbildung 2.4.3, Rohrprothese) und besteht aus einem flexiblen Drahtgeflecht, das – je nach Anwendungsgebiet – mit Kunststoff, textilem Gewebe oder ähnlichen in den Körper implantierbaren Materialien überzogen ist (Stent Graft).

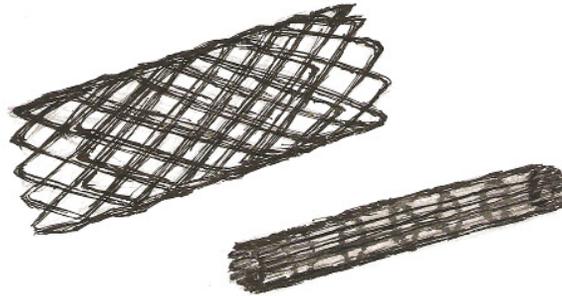


Abbildung 2.4.3 – Rohrprothese im zusammengefalteten und expandierten Zustand [31]

Für spezielle Anwendungsgebiete, zum Beispiel im Bereich der Verzweigung der Hauptschlagader (Aorta) in die Beckenarterien, an der sich ein Bauchaortaaneurysma (BAA) bzw. abdominales Aortaaneurysma (AAA) bilden kann, werden verzweigte Prothesen, so genannte Y-Prothesen, eingesetzt (Abbildung 2.4.4). Komplexe Prothesen können auch im Körper des Patienten aus mehreren Einzelmodulen zusammengesetzt werden.

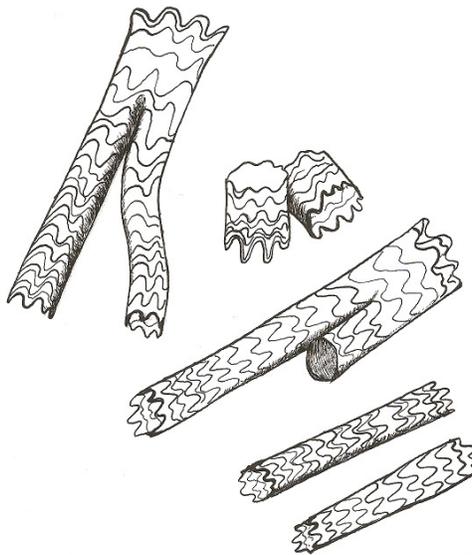


Abbildung 2.4.4 – Verzweigte Prothesen (Y-Stent Grafts) [31]

Zur Behandlung einer Arterienerkrankung legt der Arzt einen kleinen Schnitt, gewöhnlich in der Leistenregion des Patienten, und führt dann die zusammengefaltete Prothese mit Hilfe eines Katheters in die Beckenarterie – bei Verwendung eines Y-Stents in beide Beckenarterien – ein. Unter Röntgen-Durchleuchtung wird zunächst der Katheter und danach an diesem entlang die Prothese an die kranke Stelle der Arterie vorgeschoben und dort expandiert (Abbildung 2.4.5). Einerseits ist es möglich, die Prothese mit Hilfe eines Ballonkatheters aktiv zu expandieren, wobei die Prothese durch plastische Verformung an die Gefäßwand angepresst wird. Im anderen Falle ist die Prothese unter einer Schutzhülle elastisch vorgespannt, und diese Schutzhülle wird an der Einsatzposition langsam zurückgezogen, so dass die Prothese expandieren kann. Häufig bestehen die selbstexpandierenden Stents aus Nitinol, einer speziellen Metalllegierung, die Memory-Eigenschaften aufweist. Zur Stabilisierung von Stent Grafts ist es zusätzlich möglich, Stents in Stent Grafts einzusetzen.

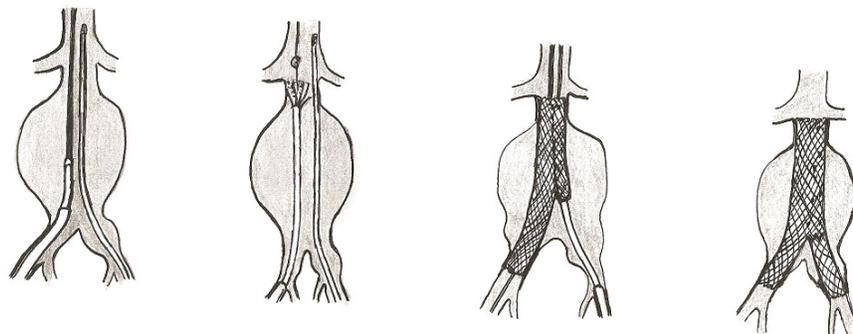


Abbildung 2.4.5 – Behandlung eines Bauchaortaaneurysmas mit Kathetertechnik [31]

Für die schonende endovaskuläre Behandlung ist es erforderlich, die genauen Abmessungen des zu behandelnden Gefäßabschnitts (Durchmesser, Länge) vor dem Eingriff zu bestimmen, um eine passende Prothese auszuwählen. Ein Wechsel der Prothese nach der Expandierung ist ohne eine offene Operation, d.h. ohne das Gewebe des Patienten und das Blutgefäß nahe der Einsatzstelle zu öffnen, nicht möglich. Eine Prothese mit falschen Ausmaßen könnte sich nach dem Einsetzen – zum Beispiel durch den Blutstrom – verschieben und Gefäßabzweigungen (Ostien) verdecken. Daher müssen alle notwendigen anatomischen Maße vor der Behandlung durch eine geeignete Bildgebungsmethode (zum Beispiel Computertomographie) bestimmt werden, und es muss anhand der Bilddaten entschieden werden, ob der endovaskuläre Eingriff am Patienten möglich ist. Unter anderem muss untersucht werden, ob die zusammengefaltete Prothese durch die Gefäße

vorgeschoben werden kann oder ob Gefäßverengungen vorliegen, die dies verhindern. In diesem Fall muss der Patient im Allgemeinen durch die klassische offene Operation (Kapitel 2.4.2) behandelt werden.

2.4.4. Vergleich der Behandlungsalternativen

Klinische Studien [7], [8], [67], [106] und [131] haben gezeigt, dass – zumindest in den ersten Jahren nach der Behandlung – die Ergebnisse eines endovaskulären Eingriffs vergleichbar sind mit der klassischen offenen Operation.

In Abbildung 2.4.6 ist die Überlebensrate nach einer offenen Operation und nach einem endovaskulären Eingriff zur Behandlung eines Bauchaortaaneurysmas für die ersten vierundzwanzig Monate eingetragen. Die Werte aus Abbildung 2.4.6 gehören zu der Dutch Randomized Endovascular Aneurysm Management (DREAM) Studie. Während die Überlebenswahrscheinlichkeit in den ersten zwölf Monaten nach einem endovaskulären Eingriff noch über der einer offenen Operation liegt, nähern sich die Überlebensraten nach vierundzwanzig Monaten einander an.

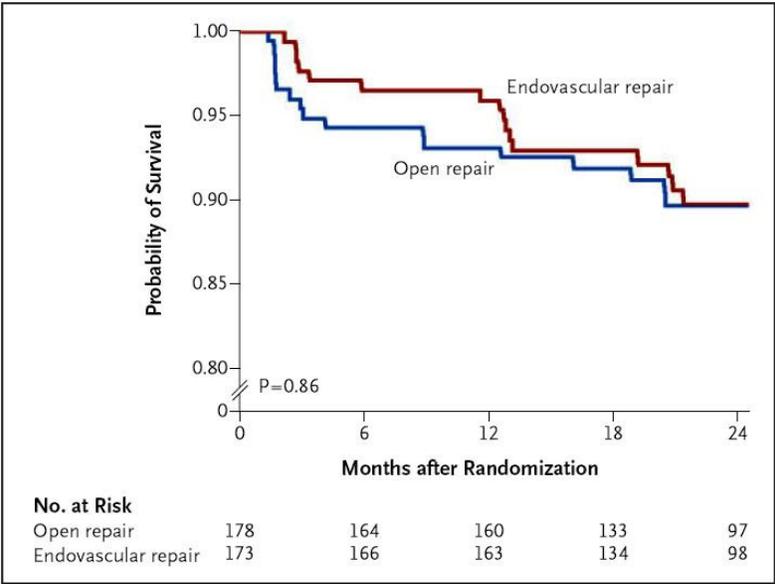


Abbildung 2.4.6 – Überlebensrate (DREAM) [8]

Abbildung 2.4.7 zeigt die statistische Wahrscheinlichkeit, ob bzw. wie oft nach endovaskulären Eingriffen und offenen Operationen zur Behandlung von

Bauchaortaaneurysmen Komplikationen auftreten und in welchem Umfang wiederholte Eingriffe notwendig sind. Die Abbildung 2.4.7 gehört zur Endovascular Aneurysm Repair (EVAR) Studie und zeigt bei Patienten, die sich einer endovaskulären Behandlung unterzogen haben, eine hohe Wahrscheinlichkeit für Komplikationen (41 Prozent innerhalb der ersten vier Jahre nach dem Eingriff). Hauptursache sind Endoleaks, die an den endovaskulären Prothesen auftreten [46].

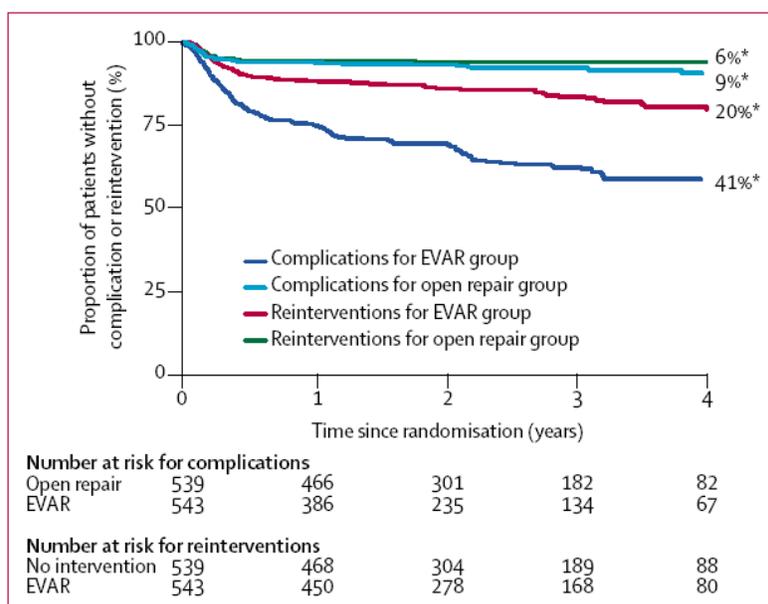


Abbildung 2.4.7 – Eingriffs- und Komplikationswahrscheinlichkeiten (EVAR) [46]

Langfristig könnten bessere Materialeigenschaften der Prothesen, das Setzen von Prothesen über Gefäßabzweigungen (zum Beispiel mit Fenestration [108]) und eine exaktere Planung des Eingriffs dazu beitragen, die mit einem endovaskulären Eingriff verbundene Komplikations- und Mortalitätsrate zu senken.

2.4.5. Postoperative Kontrolle

Um den positiven Erfolg der Operation zu verifizieren, muss der Patient nach dem Eingriff regelmäßig durch geeignete Bildgebung kontrolliert werden. Dazu muss der Patient in regelmäßigen Zeitabständen (nach 3, 6 und 12 Monaten, danach jährlich) zu Nachkontrollen erscheinen, bei denen der richtige Sitz und die Funktion der Prothese überprüft werden [120]. Dieses Monitoring wird häufig durch

computertomographische Aufnahmen (CT) unterstützt. Anhand der Schichtbilder kann untersucht werden, ob der Stent sich verschoben hat (Stentmigration), ob eine Leckage (Endoleak) am Stent aufgetreten ist (Abbildung 2.4.8) oder bei Stenosen sich das Gefäß wieder verengt (Restenose). Beim Auftreten von Endoleaks bei Gefäßerweiterungen strömt weiterhin Blut in den Aneurysmasack, wodurch die Gefahr besteht, dass sich das Aneurysma weiter vergrößert (Rupturgefahr). Erkannte Leckagen am Ansatz oder im Verlauf der Prothese können durch einen erneuten Eingriff mittels Katheter repariert werden [1].

Die Bestimmung der Größenänderung, aus der sich auch auf bestehende oder sich entwickelnde Endoleaks schließen lässt, geschieht meistens über den Durchmesser. Dabei muss das Aneurysma Schicht für Schicht untersucht werden, was mit hohem Zeitaufwand verbunden ist. Die (noch zeitaufwendigere) Bestimmung des Aneurysmavolumens findet bisher im klinischen Alltag keine Anwendung [52].

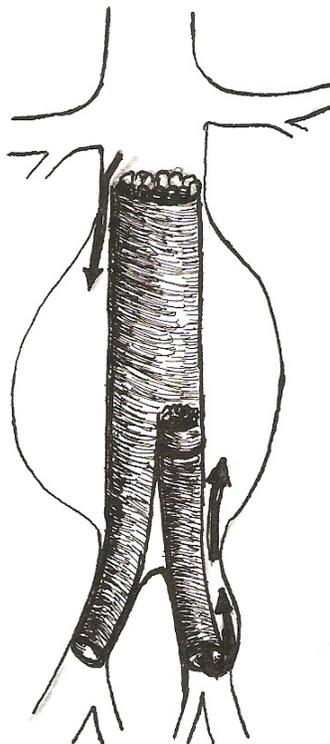


Abbildung 2.4.8 – Endoleaks (Typ 1) bei einem Bauchaortaaneurysma [31]

2.5. Bildgebung

2.5.1. Computertomographie

Beim Computertomographen handelt es sich um ein 1972 entwickeltes Röntgenverfahren, das Querschnittbilder verschiedener Körperabschnitte anfertigt. Dabei wird mittels einer Röntgenröhre und Blenden ein schmaler Röntgenstrahl (Fächerstrahl) erzeugt. Dieser durchdringt die gewünschte Körperstelle und wird innerhalb des Körpers durch die verschiedenen Strukturen – zum Beispiel Haut, Fett, Muskeln, Organe, Knochen – unterschiedlich stark abgeschwächt.

Genau gegenüber der Röntgenröhre befindet sich eine Vielzahl von Detektoren, die das abgeschwächte Signal empfangen, elektronisch aufbereiten und einem Computer zur Auswertung weiterleiten. Im Anschluss daran dreht sich die Röntgenröhre mit den Detektoren geringfügig um den Patienten weiter. Dieser Vorgang wiederholt sich mehrmals, so dass verschiedene Projektionen derselben Schicht erzeugt werden (Abbildung 2.5.1). Diese werden im Computer zu einem räumlichen Graustufenbild rekonstruiert, das auf einem Bildschirm betrachtet und ausgewertet werden kann.

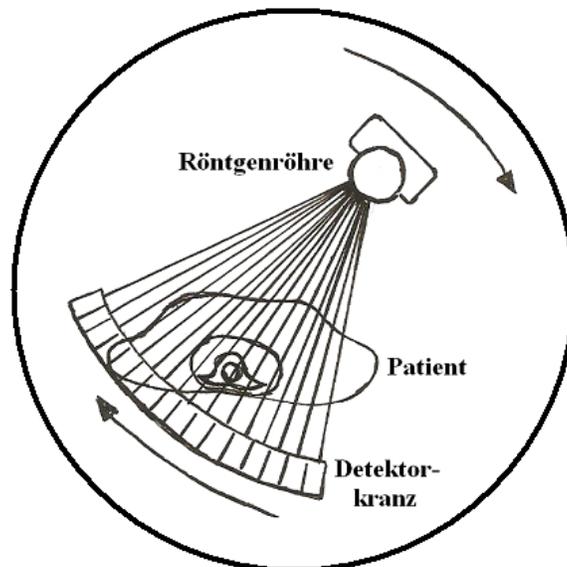


Abbildung 2.5.1 – Prinzipielle Arbeitsweise eines Computertomographen [31]

Im Vergleich zum üblichen Röntgenbild ist das CT-Bild übersichtlicher, da wegen der besseren Kontraste leichter zwischen den verschiedenen Gewebearten

unterschieden werden kann. Außerdem wird beim CT-Bild nur eine Schichtebene abgebildet, die nicht von anderen Schichten überlagert wird. Mit Hilfe eines Computers ist es möglich, ein dreidimensionales Bild zu erzeugen (Abbildung 2.5.2). Dabei entspricht die axiale Ebene der Ebene, die orthogonal zur Scannrichtung verläuft. Die anderen beiden Ebenen orientieren sich an dieser axialen Ebene und entsprechen einem Schnitt von vorne (koronale Ebene) und einem Schnitt von der Seite (sagittale Ebene).

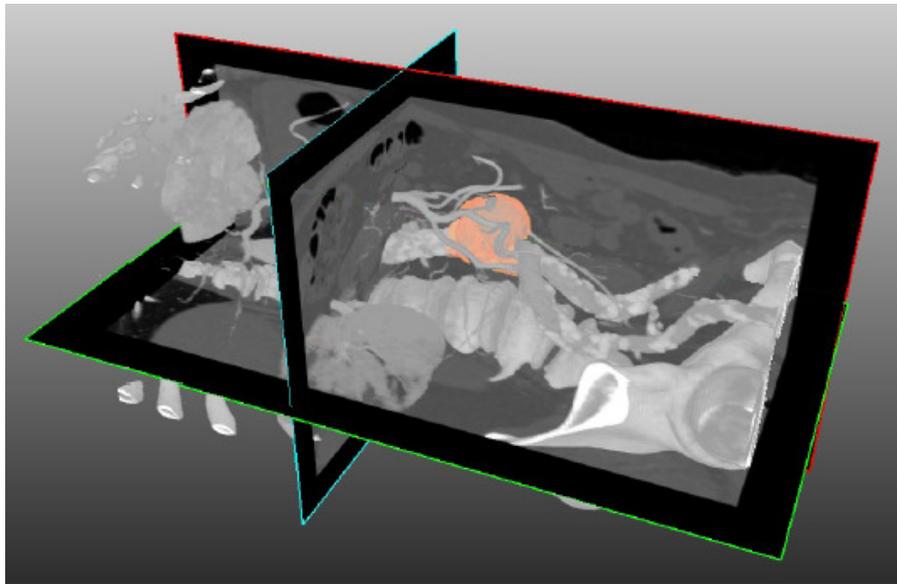


Abbildung 2.5.2 – Dreidimensionales CT-Bild mit axialer (blau), sagittaler (rot) und koronaler (grün) Ebene [62]

Für die Darstellung des CT-Bildes am Computer werden Grauwerte verwendet. Diese ergeben sich aus der so genannten CT-Zahl. Die CT-Zahl ist von Godfrey Hounsfield vorgeschlagen worden und berechnet sich nach folgender Formel:

$$CT - Zahl := \frac{\mu_{Gewebe} - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000HU$$

Dabei ist μ der Abschwächungskoeffizient der Röntgenstrahlen beim Durchdringen von Materie. Beim Durchgang durch Luft werden Röntgenstrahlen so gut wie gar nicht absorbiert. In Abbildung 2.5.3 sind die CT-Zahlen für verschiedene Gewebearten auf der Hounsfield-Skala (HU) aufgetragen. Dabei ist Wasser der Referenzwert und hat per Definition einen Wert von 0 HU.

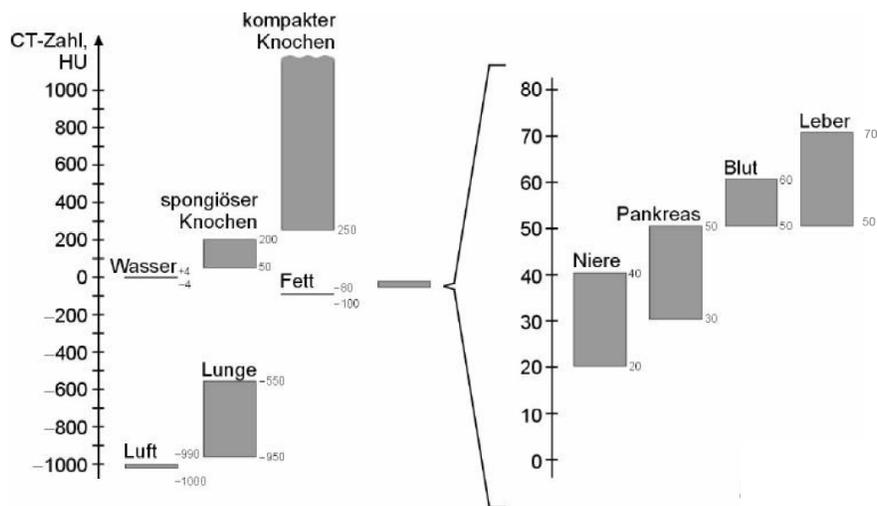


Abbildung 2.5.3 – Hounsfield-Skala [72]

In der Praxis reicht ein Wertebereich von -1024 HU bis 3071 HU. Aus diesem Wertebereich ergeben sich – inklusive 0 HU für Wasser – 4096 verschiedene Werte, die durch 12 Bit auf einem Rechner dargestellt werden können.

Die Spiral-CT ist die Weiterentwicklung der konventionellen Computertomographie (Abbildung 2.5.4). Hier dreht sich die Röntgenröhre kontinuierlich um den Patienten, wobei größere Körperabschnitte fortlaufend durch Tischvorschub dargestellt und zu einem dreidimensionalen Bild aufgebaut werden. Dadurch erhält man ein exakteres Bild der Gewebe.

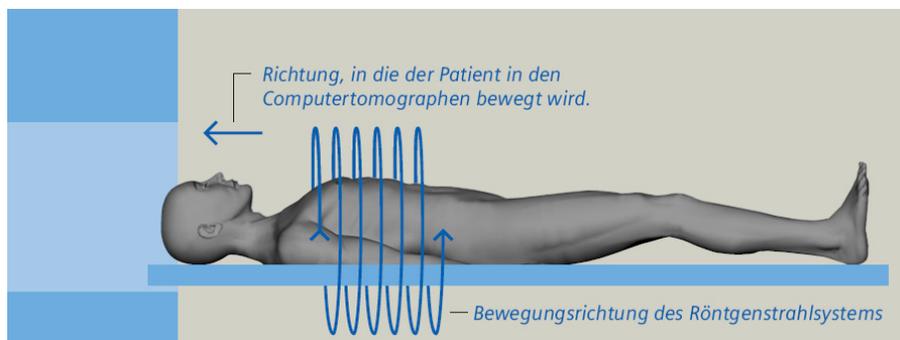


Abbildung 2.5.4 – Prinzipielle Arbeitsweise eines Spiral-Computertomographen [109]

Die Einführung von Multislice CT-Scannern – bei denen der Detektor aus mehreren Zeilen aufgebaut ist – macht ein simultanes Scannen mehrerer Schichten des Körpers möglich.

Die modernsten Spiral-CT sind die Dual-Source-CT (DSCT). Diese verfügen über zwei Röntgenstrahler und zwei Detektoren (Multi-Detector). Dies macht Aufnahmen mit sehr hoher Geschwindigkeit möglich und erlaubt zum Beispiel Aufnahmen vom rasch schlagenden Herzen in höchster Qualität und Detailgenauigkeit (Abbildung 2.5.5). Abbildung 2.5.6 listet nochmals wichtige Stationen der CT-Entwicklung – ausgehend von der Entdeckung Röntgenstrahlen bis hin zum ersten Dual-Source-CT – auf.



Abbildung 2.5.5 – Computertomograph SOMATOM® Definition [109]

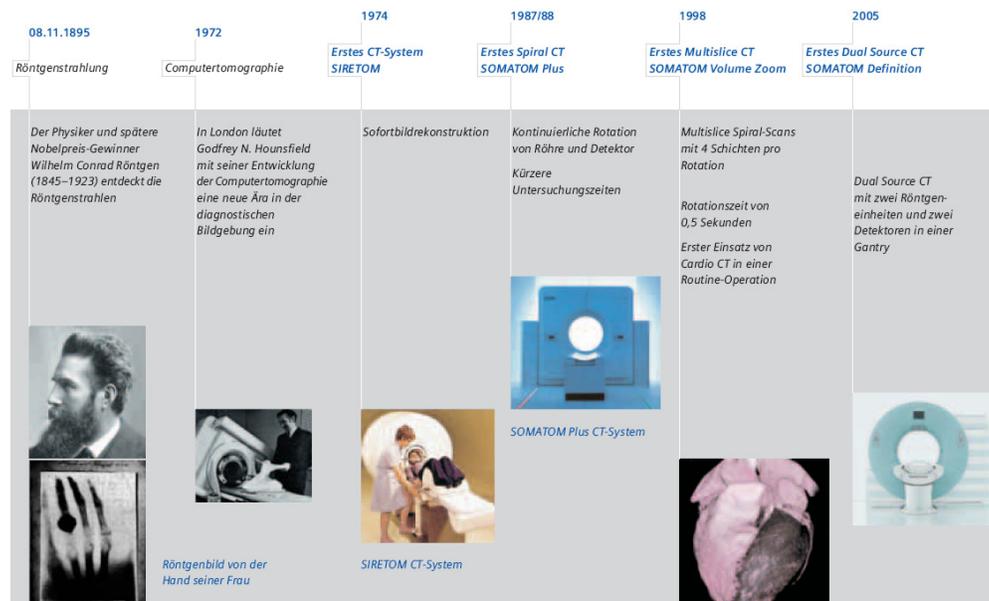


Abbildung 2.5.6 – Wichtige Stationen der CT-Entwicklung [109]

Bei einer CT-Untersuchung, die schmerzfrei ist, liegt der Patient flach auf dem CT-Tisch. Der Tisch bewegt sich langsam durch die Öffnung des Gerätes. Der Patient soll während der Untersuchung so entspannt und ruhig wie möglich liegen und die gegebenen Atemanweisungen genau befolgen, da sich manche Organe mit der Atmung verschieben [109].

2.5.2. Angiographie

Die Angiographie (Kurzform Angio) bezeichnet die Darstellung von Blutgefäßen mittels Röntgenstrahlung. Hierzu wird ein Kontrastmittel in das Blutgefäß, meistens über einen Katheter, injiziert. Da das Kontrastmittel für die Röntgenstrahlen kaum durchlässig ist, zeichnet sich auf dem Röntgenbild der mit Kontrastmittel gefüllte Gefäßinnenraum ab. Das resultierende Röntgenbild wird auch als Angiogramm bezeichnet.

In Abbildung 2.5.7 ist eine CT-Aufnahme ohne Kontrastmittel (Leeraufnahme, native Aufnahme) und eine CT-Aufnahme mit Kontrastmittel dargestellt. Auf dem Bild ist gut zu erkennen, wie die Bauchaorta sich durch eine Aufnahme mit Kontrastmittel vom umliegenden Gewebe unterscheidet (weißes, kreisförmiges Objekt in der Bildmitte).

Bei der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) wird zuerst eine Röntgenaufnahme ohne Kontrastmittel von der zu untersuchenden Stelle gemacht. Diese Leeraufnahme wird dann später von den Röntgenbildern mit Kontrastmitteln subtrahiert. Im Idealfall bleiben so nur die mit Kontrastmittel gefüllten Blutgefäße sichtbar, und störende Bildelemente, zum Beispiel Knochen, werden ausgeblendet. Als spezielle Angiographie soll an dieser Stelle noch die Arteriographie erwähnt werden, die die Kontrastmittelaufnahmen arterieller Gefäße bezeichnet [102] und [121].

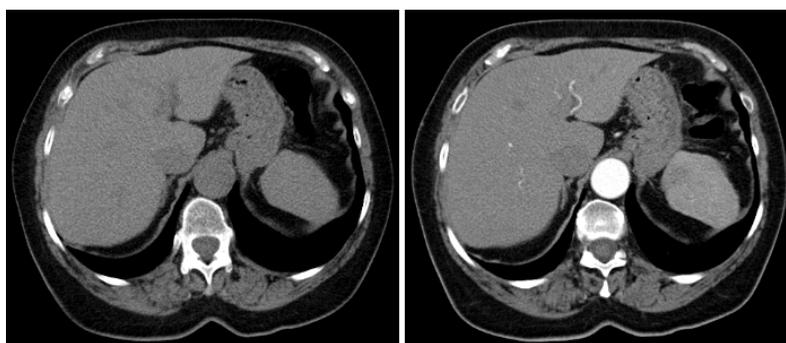


Abbildung 2.5.7 – Abdominale CT-Aufnahme ohne (links) und mit (rechts) Kontrastmittel.

2.5.3. DICOM-Standard

DICOM steht für Digital Imaging and Communications in Medicine und ist ein Standard für digitale Bildverarbeitung und Kommunikation in der Medizin. Neben den Datenfeldern (z.B. Informationen über Bilder, Befunde, Patienten, Studien, Serien) werden auch die Syntax und die Semantik von Kommandos und Nachrichten zwischen DICOM kompatiblen Geräten festgelegt.

Aufgrund der Vielzahl von bildgebenden Geräten in der Medizin und wegen der Anforderungen, die aufgenommenen Bilder zu archivieren und zwischen den unterschiedlichen Geräten zu kommunizieren, wurde Anfang der 80er Jahre vom American College of Radiology (ACR) und von der National Electrical Manufacturers Association (NEMA) die erste Version des DICOM-Standard, der ACR-NEMA Standard, entwickelt. Dieser Standard beinhaltete allerdings noch keine Netzwerkkommunikation, sondern war nur für die Kommunikation zwischen zwei Geräten vorgesehen. 1993 entstand daraus der Standard DICOM 3.0, der eine herstellerunabhängige Kommunikationsmöglichkeit für medizinische Bilder und bildbezogene Daten von DICOM-kompatiblen Geräten bietet [93].

Das DICOM Format überträgt Daten in ein hierarchisch organisiertes Modell, das so genannte „Real World Information Model“ (Abbildung 2.5.8). Dieses Modell ist in verschiedene Stufen unterteilt: Patient, Studie, Serie und Instanz. Somit enthält jede Instanz eines DICOM-Objektes alle Informationen, um sie einer bestimmten Serie (beispielsweise einer Bild-Serie), einer Studie (einem bestimmten Aufenthalt im Klinikum) oder einem bestimmten Patienten zuordnen zu können.

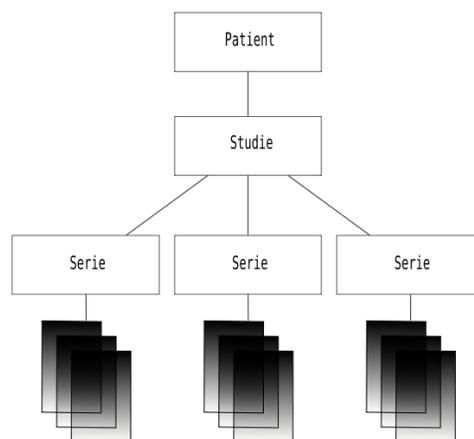


Abbildung 2.5.8 – „Real World Information Model“ des DICOM Formats [126]

Alle Daten, die während der Abfassung dieser Arbeit genutzt wurden, lagen ausschließlich im DICOM Format vor. Das gilt sowohl für die realen Patientendaten aus der klinischen Routine, als auch für die künstlich erzeugten Phantomdaten.

2.6. Zusammenfassung

Dieses Kapitel gab die medizinischen Grundlagen wieder, die für die vorliegende Dissertation wichtig sind. Nach einem Überblick über bestimmte Arterien – wie die Hauptschlagader – wurden die Krankheitsbilder von Aneurysmen und Stenosen erklärt.

Im nächsten Abschnitt ging es um die Behandlung von Aneurysmen und Stenosen. Es wurde beschrieben, was in den einzelnen Behandlungsphasen, ausgehend von der Diagnose und der Therapieplanung über die Durchführung bis hin zur Kontrolle, von den behandelnden Ärzten unternommen wird. Dabei wurden auch die beiden Behandlungsalternativen offener bzw. endovaskulärer Eingriff einschließlich klinischer Vergleichsstudien vorgestellt.

Im anschließenden Unterkapitel „Bildgebung“ wurde unter anderem der Computertomograph, der bei der Therapieplanung vor der Behandlung eines Bauchortenaneurysmas mit Endoprothesen eine wichtige Rolle spielt, beschrieben. Außerdem wurde in diesem Unterkapitel erklärt, was unter Angiographie und Arteriographie und unter digitaler Subtraktionsangiographie zu verstehen ist. Weiterhin wurde im dritten Abschnitt des Unterkapitels „Bildgebung“ der DICOM Standard für medizinische Bilddaten erläutert.

3. Technologische Grundlagen

3.1. Einleitung

Dieses Kapitel stellt die technologischen Grundlagen dieser Dissertation vor. Dazu gehört die ausführliche Einführung der Methoden und Verfahren, auf denen die neu entwickelten Ansätze basieren.

Zu den technologischen Grundlagen gehören unter anderem die so genannten Snakes – auch Aktive Konturen – im Zwei- und Dreidimensionalen. Aktive Konturen werden in der (medizinischen) Bildverarbeitung meistens zur Bestimmung von Objektkonturen oder Oberflächen verwendet und besitzen interne und externe Energien. Dabei regelt die interne Energie die Steifigkeit der Objektkontur bzw. Oberfläche. Die externe Energie dagegen setzt sich aus Bildinformationen – zum Beispiel aus einem Kantenfilter – zusammen.

Die Grundlagen eines statistischen Ansatzes zur Bildsegmentierung (Active Appearance Model) sollen im darauf folgenden Abschnitt analysiert werden. Bei diesem Ansatz ist ein statistisches Modell nötig. Dieses Modell wird anhand von manuell segmentierten Objekten – in dieser Arbeit Aortakonturen – erstellt. Dabei soll das Modell möglichst die Vielgestalt der Konturen abdecken, um später neue (unbekannte) Konturen automatisch zu segmentieren. Aus den Objekten fließen jeweils die Formen (Shapes) und die Texturen in das statistische Modell ein.

Als letztes Bildsegmentierungsverfahren soll in diesem Kapitel ein graphbasierter Ansatz vorgestellt werden. Bei graphbasierten Ansätzen wird das Bild als Graph repräsentiert. Dabei stellen einzelne Bildpunkte die Knoten im Graphen und Beziehungen zwischen den Bildpunkten die Kanten dar. Nachdem ein Graph (nach dem Ansatz aus dieser Arbeit) aufgestellt ist, wird das gesuchte Objekt durch einen Min-Cut-Algorithmus vom Hintergrund getrennt.

3.2. Aktive Konturen

Seit der Veröffentlichung „Snakes: Active Contour Models“ [74] ist das Verfahren der Aktiven Konturen intensiv zur Segmentierung in der Bildverarbeitung und in der medizinischen Bildverarbeitung eingesetzt worden. Aktive Konturen sind Kurven (oder Oberflächen im dreidimensionalen Fall), die sich dynamisch an zu segmentierende Objekte (bzw. an deren Kanten) anpassen. Neben der Bildinformation nutzt das Verfahren vorhandenes Wissen über die Form, Lage und Größe

des Objekts.

Durch die kontinuierliche Anpassung der Kontur an das zu segmentierende Objekt kann das Verfahren Bildrauschen, Lücken und andere Konturfehler des Objekts ausgleichen. Darüber hinaus ist es mit Snakes möglich, subjektive Konturen in Bildern ausfindig zu machen. Subjektive Konturen sind physikalisch nicht vorhanden, lassen sich jedoch aufgrund von Bildmerkmalen erkennen. Abbildung 3.2.1 zeigt ein Beispiel für eine subjektive Kontur, die mit „Low-Level“-Bildverarbeitung nur sehr schwer zu segmentieren wäre.

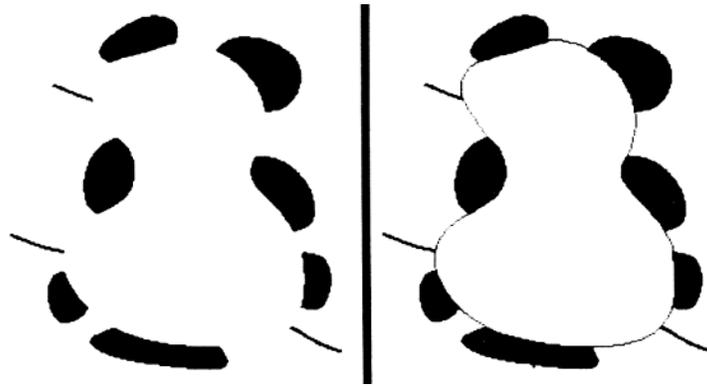


Abbildung 3.2.1 – Beispiel einer subjektiven Kontur (links), die durch eine Snake segmentiert wurde (rechts) [74]

Im diesem Abschnitt soll das zugrundeliegende mathematische Modell einer Snake vorgestellt werden. Dabei folgt die Beschreibung der Originalveröffentlichung von Kass et al. [74] und den Ausführungen von Großkopf [64] und Xu et al. [130]. Für einen Überblick verschiedenster deformierbarer Verfahren (zu denen auch die Snakes gehören) soll an dieser Stelle auf McInerney und Terzopoulos [91] verwiesen werden.

Eine so genannte Snake wird im Zweidimensionalen durch eine parametrische Kurve v mit Parameter s ($s \in [0 \dots 1]$) angegeben:

$$v(s) = \begin{pmatrix} x(s) \\ y(s) \end{pmatrix} \quad \text{Gl. 3.1}$$

Bei einem geschlossenen Kurvenzug gilt zusätzlich die Bedingung $v(0) = v(1)$. Für praktische Anwendungen wird für die Snake eine diskrete Darstellung – zum Beispiel mit einem Polygon – verwendet:

$$v = (v_1, v_2, \dots, v_n) \quad \text{Gl. 3.2}$$

Wobei für einen geschlossenen Kurvenzug im diskreten Fall $v_1 = v_n$ gilt. Während einer Segmentierung besitzt die Snake eine Energie E_{snake} , die mit der Lage und der Form der Kurve verbunden ist und durch folgendes Energiefunktional definiert wird:

$$E_{snake} = \int_0^1 E_{snake}(v(s)) ds \quad \text{Gl. 3.3}$$

Die Energie der Snake setzt sich wiederum aus mehreren einzelnen Energien zusammen. Dazu gehört eine interne Energie E_{int} , eine externe Energie E_{image} und eine Constraint-Energie E_{con} :

$$E_{snake} = \int_0^1 E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s)) ds \quad \text{Gl. 3.4}$$

Die interne Energie E_{int} beschreibt die eigene Kontur entsprechend der zu simulierenden physikalischen Eigenschaften und setzt sich aus den ersten beiden partiellen Ableitungen nach s zusammen:

$$E_{int} = \frac{1}{2} \left(\alpha(s) \left| \frac{\partial v(s)}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 v(s)}{\partial s^2} \right|^2 \right) \quad \text{Gl. 3.5}$$

Der Parameter α vor der ersten Ableitung regelt dabei, wie stark sich die Snake ausdehnen darf. Wird α sehr groß gewählt, hält die interne Energie die Snake sehr stark zusammen. Der Parameter β vor der zweiten Ableitung ist für die Krümmung der Snake zuständig. Hat β einen großen Wert, werden Ecken in der Snake verhindert. Im diskreten Fall für die Approximation durch Finite Differenzen ist die interne Energie E_{int} durch folgende Gleichung definiert:

$$E_{int}(i) = \frac{\alpha_i |v_i - v_{i-1}|^2}{2h^2} + \frac{\beta_i |v_{i-1} - 2v_i + v_{i+1}|^2}{2h^4} \quad \text{Gl. 3.6}$$

Die externe Energie E_{image} setzt sich aus den Bildinformationen, an die sich die Snake anpassen soll, zusammen. Dazu wendet man zum Beispiel einen Kantenfilter auf das Bild an. Die Kanten repräsentieren dann die externe Energie E_{image} , die die Snake anzieht. Die Constraint-Energie E_{con} ermöglicht das Einbeziehen weiterer externer Constraints (constraint [englisch] Nebenbedingung). Diese können sich zum Beispiel aus vorhandenem Wissen aus dem zu segmentierenden Objekt ergeben. Soll ein Objekt segmentiert werden, muss die Energie der Snake bzw. das Funktional E_{snake} minimiert werden – dieses Problem ist als Variationsproblem bekannt. Das Funktional E_{snake} ist minimal, wenn die dazu gehörige Euler-Lagrange-Gleichung erfüllt ist:

$$\frac{\partial}{\partial s} \left(\alpha \frac{\partial v}{\partial s} \right) - \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(\beta \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right) - \nabla P(v) = 0 \quad \text{Gl. 3.7}$$

Die ersten beiden Terme in der obigen Gleichung beschreiben die interne Kraft und der dritte Term $\nabla P(v)$ steht für die externe Kraft, welche die Kontur der Snake zu den Kanten des Objektes zieht. Gleichen sich die Kräfte gegenseitig aus, ist ein (lokales) Minimum gefunden worden und die interne und externe Energie kompensieren sich und es gilt $F_{int} + F_{ext} = 0$. Durch die Einführung einer künstlichen Variable t wird die Kontur als Funktion über die Zeit betrachtet ($v(s, t)$) und die partielle Ableitung der Kontur nach t ergibt:

$$\frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial s} \left(\alpha \frac{\partial v}{\partial s} \right) - \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(\beta \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right) - \nabla P(v) \quad \text{Gl. 3.8}$$

Anhand der obigen Gleichung ist es möglich, eine iterative Lösung für die Anpassung der Snake zu finden. Dabei konvergiert die Ableitung der Zeit gegen Null, wenn die internen und externen Kräfte sich gegenseitig ausgleichen. Wird die Gleichung mit Hilfe von Finiten Differenzen approximiert, erhält man für die Punkte der Snake folgendes lineares Gleichungssystem (mit $v_i^n = (x_i^n, y_i^n)$):

$$\frac{v_i^n - v_i^{n-1}}{\Delta t} = \frac{\alpha}{\Delta s^2} (v_{i+1}^n - 2v_i^n + v_{i-1}^n) - \frac{\beta}{\Delta s^4} (v_{i+2}^n - 4v_{i+1}^n + 6v_i^n - 4v_{i-1}^n + v_{i-2}^n) + F_{ext}(v_i^{n-1}) \quad \text{Gl. 3.9}$$

Das Gleichungssystem wiederum hat in kompakter Matrixform folgende Schreibweise:

$$\frac{V^n - V^{n-1}}{\tau} = AV^n + F_{ext}(V^{n-1}) \quad \text{Gl. 3.10}$$

Dabei sind $\tau = \frac{\Delta t}{\gamma}$, V^n , V^{n-1} und $F_{ext}(V^{n-1})$ $2 \times m$ Matrizen mit m (abgetasteten) Punkten auf der Snake und γ ein Dämpfungsparameter. A ist eine pentadiagonale Matrix (penta [griechisch] fünf), die die Elastizitätskoeffizienten α und β enthält und daher auch Steifigkeitsmatrix genannt wird. Wird die obige Gleichung nach V^n aufgelöst, erhält man (mit I als Einheitsmatrix):

$$V^n = (I - \tau A)^{-1} [V^{n-1} + \tau F_{ext}(V^{n-1})] \quad \text{Gl. 3.11}$$

Bleiben die Elastizitätskoeffizienten α und β konstant, muss die inverse Matrix $(I - \tau A)^{-1}$ nur einmal berechnet werden. Weiterhin wird die obige Gleichung in zwei voneinander unabhängige Gleichungen für die x - und y -Koordinaten überführt:

$$x^n = (I - \tau A)^{-1} [x^{n-1} + \tau F_{ext}^x(x^{n-1}, y^{n-1})] \quad \text{Gl. 3.12}$$

$$y^n = (I - \tau A)^{-1} [y^{n-1} + \tau F_{ext}^y(x^{n-1}, y^{n-1})] \quad \text{Gl. 3.13}$$

Bei einer späteren Implementierung wird also zuerst die externe Energie F_{ext} an der Stelle (x^{n-1}, y^{n-1}) berechnet und zu x^{n-1} und y^{n-1} addiert. Danach erfolgt eine Multiplikation mit der inversen Matrix $(I - \tau A)^{-1}$, die als Ergebnis die neuen Koordinaten (x^n, y^n) liefert. Damit die Iterationen terminieren, ist es notwendig, nach jedem Iterationsschritt die Änderungen zwischen (x^{n-1}, y^{n-1}) und (x^n, y^n) zu berechnen. Unterschreiten die Änderungen einen vorgegebenen Schwellwert θ wird die Segmentierung gestoppt.

Die Invertierung der Matrix $(I - \tau A)$ kann durch Cholesky-Zerlegung effizient gelöst werden [59] und [100]. Dabei wird eine symmetrisch positiv-definite

Matrix in eine untere Dreiecksmatrix mit positiven Diagonalelementen und deren Transponierte zerlegt:

$$A = LL^T \quad \text{Gl. 3.14}$$

Für ein Gleichungssystem $Ax = b$ ergibt sich mit der Cholesky-Zerlegung:

$$LL^T x = b \quad \text{Gl. 3.15}$$

Und mit $L^T x = y$ folgt aus der vorherigen Gleichung:

$$Ly = b \quad \text{Gl. 3.16}$$

Da L eine Dreiecksmatrix ist, kann y effizient berechnet werden. Anschließend ist es wiederum möglich, x effizient mit der Dreiecksmatrix L^T zu bestimmen.

Sollen Oberflächen mit Snakes segmentiert werden, muss das Verfahren um einen Parameter erweitert werden [119]. Im Gegensatz zur Snake im zweidimensionalen Fall, die nur einen Parameter s hat, besitzt eine Snake im dreidimensionalen Fall daher zwei Parameter s und t (Abbildung 3.2.2).

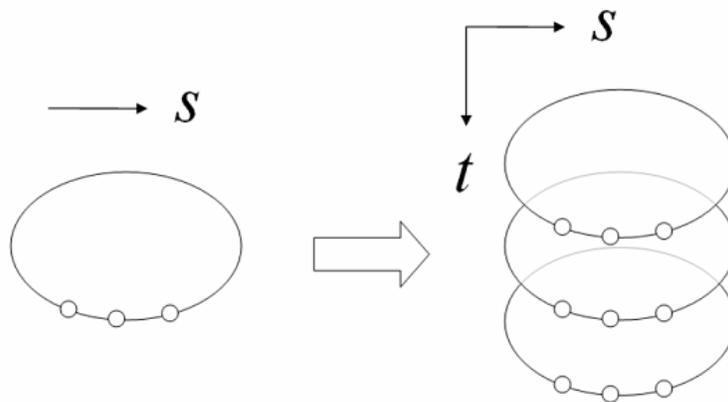


Abbildung 3.2.2 – Erweiterung der zweidimensionalen Snake um eine Parameter t

Für die Berechnung der internen Energie müssen im dreidimensionalen Fall alle partiellen Ableitungen der beiden Parameter s und t gebildet werden:

$$E_{\text{int}} = w_1 \left| \frac{\partial v(s,t)}{\partial s} \right| + w_2 \left| \frac{\partial v(s,t)}{\partial t} \right| + w_3 \left| \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial s^2} \right| + w_4 \left| \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial t^2} \right| + w_5 \left| \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial s \partial t} \right| \quad \text{Gl. 3.17}$$

Die Parameter w_1 bis w_5 vor den einzelnen partiellen Ableitungen entsprechen bei der internen Energie E_{int} den beiden Parametern α und β im zweidimensionalen Fall. Die Parameter geben an, wie stark sich die „aktive“ Oberfläche in die:

- horizontale,
- vertikale
- und diagonale

Richtung ausdehnen und krümmen darf. Die externe Energie E_{image} setzt sich – äquivalent zum zweidimensionalen Fall – aus den Bildinformationen zusammen, an die sich die Snake anpassen soll.

Weiterhin kann die gesamte Energiefunktion nach V^n aufgelöst und anschließend in drei voneinander unabhängige Gleichungen für die x -, y - und z -Koordinaten überführt werden:

$$x^n = (I - \tau A)^{-1} [x^{n-1} + \tau F_{\text{ext}}^x(x^{n-1}, y^{n-1}, z^{n-1})] \quad \text{Gl. 3.18}$$

$$y^n = (I - \tau A)^{-1} [y^{n-1} + \tau F_{\text{ext}}^y(x^{n-1}, y^{n-1}, z^{n-1})] \quad \text{Gl. 3.19}$$

$$z^n = (I - \tau A)^{-1} [z^{n-1} + \tau F_{\text{ext}}^z(x^{n-1}, y^{n-1}, z^{n-1})] \quad \text{Gl. 3.20}$$

3.3. Active Appearance Models

Eine Objektsegmentierung mit Hilfe von Active Appearance Models (AAM) kann in zwei Schritte unterteilt werden: Die Modellbildung und die Anpassung des Modells auf ein Bild. Dabei werden bei AAMs die Objektformen und die Verteilung der Grauwerte innerhalb der Objektgrenzen betrachtet. Daher sind AAMs eine direkte Erweiterung der Active Shape Models (ASM) [20], die nur die Formvariabilität berücksichtigen. Die Formen (Shapes) werden bei den AAMs – äquivalent zu den ASMs – mittels eines so genannten Point Distribution Model (PDM)

modelliert. Dazu wird ein Satz aus Trainingsdaten benötigt, bei denen Landmarken auf den Konturen der zu segmentierenden Objekte sitzen. Danach wird eine kompakte Beschreibung der Formvariabilität aller Trainingsdaten mit Hilfe der Principal Component Analysis (PCA) [99] durchgeführt.

Für den Segmentierungsprozess wird eine initiale Kontur benötigt, die gewöhnlich aus einer gemittelten Kontur der Trainingskonturen besteht (Mean Shape). Die Linearkombinationen der PCA beschreiben die zulässigen Deformationen der initialen Kontur, um sich an die gesuchte Kontur anzupassen.

AAMs versuchen immer ein Objekt zu finden, das eine ähnliche Erscheinung hat, wie die Objekte aus dem Trainingsatz. Durch die Modellierung der Form und der Grauwerte wird ein AAM immer sehr speziell auf einen Objekttyp zugeschnitten und kann deshalb in manchen Anwendungsbereichen sehr robuste Ergebnisse liefern [19] und [21]. Ferner sind AAMs mit Active Blobs [105] verwandt, bei denen ein trianguliertes Drahtgittermodell mit abgebildeter Textur, zum Verfolgen von deformierbaren Objekten in Videos benutzt wird. Allerdings verwenden Active Blobs feste Texturen ohne Variabilität zum Anpassen an die Textur aus dem gesuchten Bild. Bildsegmentierungen mit Hilfe von AAMs können in zwei unterschiedliche Stufen aufgeteilt werden: das Training des statistischen Modells und das Anpassen des Modells in einem (neuen) Bild. Das Erstellen des statistischen Modells ist dabei der rechenintensivere Teil, der allerdings nur einmal durchgeführt werden muss. Die Modellerstellung kann wiederum auch in mehrere Schritte unterteilt werden:

- Erfassen (Form und Textur)
- Normierung
- Statistische Analyse

Im den nächsten Abschnitten werden diese Schritte detailliert erläutert und erklärt, wie ein komplettes Erscheinungsmodell aus diesen Informationen erstellt wird. Dabei folgt die Beschreibung denen von Greiner [62] und Stegmann [111], die eine komplette und umfassende Übersicht der mathematischen Theorie geben, auf denen AAMs aufbauen.

Formulierung des Shapemodells

Shapes werden bei AAMs als eine Menge von Punkten auf einer Kontur – oder anderen Strukturen – eines Objektes beschrieben. Da AAMs die Variabilität von Objektformen beschreiben, würde auch eine einfache Verschiebung, Rotation

oder Skalierung eine Variation darstellen. Das ist aber nicht die Formenabweichung, die mit AAMs angegeben werden soll. Daher stellt nach Stegmann et al. [111] und [113] eine Shape die geometrische Information dar, die übrig bleibt, wenn Lage, Skalierungs- und Rotationseffekte aus einem Objekt herausgefiltert sind. Abbildung 2.2.1 zeigt die Konturen „verschiedener“ Hände, die unter nicht Berücksichtigung von Verschiebung, Rotation und Skalierung – also im Sinne der Shapes im AAMs – identisch sind.

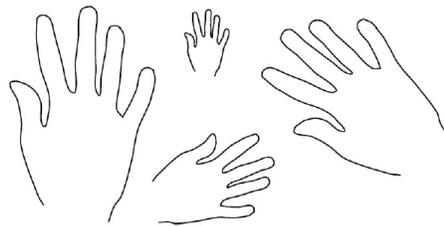


Abbildung 3.3.1 – Identische Shapes mit verschiedenen Euklidischen Transformationen
[111]

Wie oben erwähnt, wird die Form eines Objektes durch eine Menge von Punkten beschrieben. Somit kann eine zweidimensionale Shape s bestehend aus n Punkten p durch einen Vektor angegeben werden:

$$s = [p_1, p_2, \dots, p_n]^T \quad \text{Gl. 3.21}$$

Bzw. mit $p_i = (x_i, y_i)$ und $i = 1, 2, \dots, n$:

$$s = [x_1, x_2, \dots, x_n, y_1, y_2, \dots, y_n]^T \quad \text{Gl. 3.22}$$

Dabei ist zu beachten, dass für mehrere Shapes – zum Beispiel s_1 und s_2 – jeder Punkt $p_i = (x_i, y_i)$ aus Shape s_1 eindeutig dem Punkt $p_i = (x_i, y_i)$ aus Shape s_2 zugeordnet wird. Im Folgenden bezeichnet eine Landmarke diese Korrespondenz, die zwischen und innerhalb Objektformen gilt.

Äquivalent zur Beschreibung zweidimensionaler Konturen, können auch dreidimensionale Oberflächen beschrieben werden. Da in dieser Arbeit aber nur planare Konturen verwendet werden, wird in den weiteren Ausführungen von einer zweidimensionalen Shape-Definition ausgegangen.

Ausrichtung der Shapes

Die zuvor beschriebenen Transformationen zwischen den einzelnen Shapes werden mit dem Procrustes-Verfahren eliminiert [60]. Dabei werden zwei Shapes s_1 und s_2 zueinander ausgerichtet, indem die quadratische Procrustes-Distanz P_d minimiert wird. Das bedeutet für die oben vorgestellte Definition der Shapes – mit gleichen Punktemengen –, dass die Summe der quadratischen Distanzen zwischen den korrespondierenden Punkten minimiert wird [114]:

$$P_d^2 = \sum_{j=1}^n [(x_{j,1} - x_{j,2})^2 + (y_{j,1} - y_{j,2})^2] \quad \text{Gl. 3.23}$$

Dabei ist $(x_{j,i} - x_{j,2})$ der Punkt j auf der Shape s_i ($i = 1, 2$). Die Eliminierung der unterschiedlichen Verschiebungen der Shapes zueinander werden im Allgemeinen durch Translation der Shapes erreicht, so dass die Schwerpunkte übereinstimmen. Für eine Shape s mit j Punkten (x_j, y_j) lässt sich der Schwerpunkt (\bar{x}, \bar{y}) folgendermaßen berechnen:

$$(\bar{x}, \bar{y}) = \left(\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n x_j, \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n y_j \right) \quad \text{Gl. 3.24}$$

Danach wird jede Shape noch so verschoben, dass der Schwerpunkt am Koordinatenursprung liegt:

$$s_{trans} = [x_1 - \bar{x}, x_2 - \bar{x}, \dots, x_n - \bar{x}, y_1 - \bar{y}, y_2 - \bar{y}, \dots, y_n - \bar{y}]^T \quad \text{Gl. 3.25}$$

Um die Shapes auf eine gleiche Größe zu skalieren werden die sie bezüglich ihrer Länge normiert [21]. Durch die Normierung eines Shape-Vektors s_{trans} mit $\frac{1}{|s_{trans}|}$, erhält man damit den normierten Vektor s_{norm} mit der Länge $|s_{norm}| = 1$.

Zum Schluss werden die Shapes noch aufeinander rotiert. Das geschieht für zwei Shapes s_{norm1} und s_{norm2} mit Hilfe der singular value decomposition (SVD) [114]. Die SVD ist ein Verfahren zur Faktorisierung von beliebigen Matrizen, das im Gegensatz zur Eigenwertanalyse, allgemeingültiger und nicht auf quadratische Matrizen beschränkt ist. Der SVD liegt zugrunde, dass jede Matrix A in die Mat-

rizen UDV^T zerlegt werden kann. Zur Berechnung der Rotation zwischen zwei normierten Shapes s_{norm1} und s_{norm2} wird die SVD (UDV^T) der dazugehörigen Matrizen $s_{mat1}^T \cdot s_{mat2}$ berechnet. Die optimale Rotation um s_{mat1} auf s_{mat2} anzupassen, wird dann – für den zweidimensionalen Fall – durch die Matrix UV^T beschrieben:

$$UV^T = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad \text{Gl. 3.26}$$

Nachdem bekannt ist, wie zwei Shapes zueinander ausgerichtet werden, können auch N Shapes s_i mit $i = 1, \dots, N$ durch den folgenden iterativen Prozess zueinander ausgerichtet werden [21] und [114]:

1. Wähle eine Shape aus der Menge der Shapes als mean shape \bar{s}_0 aus
2. Richte alle anderen $N - 1$ Shapes an der mean shape \bar{s}_0 aus
3. Bestimme den Durchschnitt aller ausgerichteten Shapes, in dem der Procrustes-Durchschnitt berechnet wird:

$$\bar{s} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_i \quad \text{Gl. 3.27}$$

4. Weise den neuen Durchschnitt \bar{s}_0 zu
5. Hat sich der Durchschnitt stark verändert, gehe zu Schritt 2

Modellierung der Shape-Variationen

Die Punkte der ausgerichteten Shapes aus den Trainingsdaten werden als Point Distribution Model (PDM) bezeichnet. Dabei wird jeder Punkt aus dem Shape-Vektor als Variable und die Lage dieses Punktes in jeder Shape aus der Trainingsmenge als Merkmal betrachtet. Folglich ist eine zweidimensionale Shape, die aus n Punkten besteht, ein Punkt im $2n$ -dimensionalen Raum.

Um eine kompakte Beschreibung der Shapes zu erhalten, ist es nötig, die Größe des PDM zu reduzieren. Dabei soll möglichst viel Variation der Shapes erhalten bleiben. Eine Methode aus der Statistik, um Redundanz aus einer multivariaten Verteilung heraus zu filtern, ist die Hauptkomponentenanalyse bzw. Principal Component Analysis (PCA) [99], auch bekannt als Karhunen-Loeve-

Transformation (KLT). Die Hauptkomponentenanalyse stellt im vorliegenden Fall die Punkte der Shapes durch eine geringere Zahl möglichst aussagekräftiger Linearkombinationen der Hauptkomponenten dar. Dabei sind die Hauptkomponenten nach ihrem Beitrag zur gesamten Varianz geordnet.

In Abbildung 3.3.2 soll das Prinzip der PCA nochmals verdeutlicht werden. Auf der linken Seite der Abbildung 3.3.2 ist eine zweidimensionale Punktwolke mit den dazugehörigen Hauptachsen dargestellt. Durch Weglassen der einen Hauptachse, wird jeder Punkt durch eine orthogonale Projektion auf die verbleibende Hauptachse approximiert (Abbildung 3.3.2, rechts).

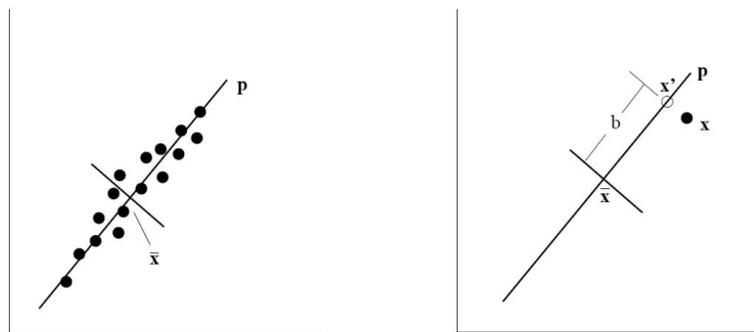


Abbildung 3.3.2 – PCA angewandt auf eine zweidimensionale Punktwolke (links). Weglassen der zweiten Hauptachse und somit Projektion von x auf x' [21]

Die Hauptkomponentenanalyse wird mathematisch durch eine Eigenwertberechnung der Kovarianzmatrix der Trainingsdaten durchgeführt. Die Kovarianzmatrix \sum_s für mehrere Shapes s_i und der Mean Shape \bar{s} berechnet sich nach folgender Formel:

$$\sum_s = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (s_i - \bar{s})(s_i - \bar{s})^T \quad \text{Gl. 3.28}$$

Nach dem Lösen des Eigenwertproblems repräsentieren die Eigenvektoren ϕ_i der Kovarianzmatrix \sum_s die Hauptachsen. Die Eigenwerte λ_i geben die Varianz entlang des dazugehörigen Eigenvektors ϕ_i an. Sowohl die Eigenvektoren ϕ_i als auch die Eigenwerte λ_i sind absteigend gemäß der Varianz, die sie repräsentieren, angeordnet ($\lambda_i \geq \lambda_{i+1}$). Die gesamte Varianz V_s aus den Trainingsdaten ist die Summe aller Eigenwerte:

$$V_s = \sum \lambda_i \quad \text{Gl. 3.29}$$

Die sortierten Eigenwerte und Eigenvektoren sind nach dem folgenden Schema in Matrizen angeordnet:

$$\Lambda_s = \begin{bmatrix} \lambda_1 & & \\ & \ddots & \\ & & \lambda_{2n} \end{bmatrix} \quad \text{Gl. 3.30}$$

$$\Phi_s = [\phi_1 \quad \dots \quad \phi_{2n}] \quad \text{Gl. 3.31}$$

Nachdem die Eigenwerte und Eigenvektoren berechnet sind, können alle Shapes beschrieben werden, die in den Trainingsdaten enthalten waren. Dies passiert durch eine Deformation der Mean Shape und eine Linearkombination der Eigenvektoren. Das gesamte Shape-Modell ist somit durch folgende Formel angegeben:

$$s = \bar{s} + \Phi_s b_s \quad \text{Gl. 3.32}$$

wobei der Vektor b_s die Modellparameter enthält und den Beitrag eines Eigenvektors zu Deformation gewichtet und die Matrix Φ_s die Eigenvektoren ϕ_i enthält.

Im Anschluss an die PCA kann die Dimensionalität des Shape-Modells reduziert werden, damit das Model möglichst viele Variationen mit möglichst wenigen Deformationsarten abdeckt. Das führt zwangsläufig zu einer Abstimmung zwischen Genauigkeit und Kompaktheit. Um die Vorteile der PCA zu nutzen, werden nur die Eigenvektoren mit den signifikantesten Varianzen benutzt. Eigenvektoren mit geringen Einflüssen auf das Shape-Modell werden nicht in das Modell einbezogen. Ein Schwellwert t gibt hierbei an, welche Eigenvektoren in das Modell aufgenommen werden und welche nicht. Dabei wird t so gewählt, dass ein bestimmter Prozentsatz p der Varianz V_s noch repräsentiert wird:

$$\sum_{i=1}^t \lambda_i \geq \frac{p}{100} \sum_{i=1}^{2n} \lambda_i = \frac{p}{100} V_s \quad \text{Gl. 3.33}$$

Formulierung des Texturmodells

AAMs enthalten nicht nur Shape-Informationen, sondern auch Informationen über die Grauwertverteilung innerhalb der Objektkontur. Zur Gewinnung der Grauwerte wird die Textur des Objektes genutzt. Äquivalent zu den Shapes wird eine Textur mit m Pixeln durch einen Vektor angegeben:

$$g = [g_1, g_2, \dots, g_m]^T \quad \text{Gl. 3.34}$$

Image Warping

Wie bei den Shapes findet bei den Texturen eine Zuordnung von Pixeln aus einer Shape s_1 zu einer Shape s_2 statt. Das wird durch so genanntes Image Warping (warp [englisch] verformen, verzerren) bewerkstelligt, indem alle Shapes s_i auf einen Referenz-Shape abgebildet werden. Dabei bietet sich zum Beispiel die Mean Shape \bar{s} als Referenz-Shape an. Im Detail wird das Image Warping durch eine stückweise affine Transformation durchgeführt. Dafür werden die Texturen über die Landmarken der Konturen trianguliert. Da die Zuordnungen der Landmarken bekannt sind, sind auch die Zuordnungen der Dreiecke zwischen den Shapes bekannt. Jetzt müssen noch die einzelnen Texturpunkte innerhalb der Dreiecke auf die Mean Shape „gemappt“ werden. Dazu wird jeder Punkt x innerhalb eines Dreiecks mit den Eckpunkten x_1 , x_2 und x_3 folgendermaßen angegeben (mit $\alpha + \beta + \gamma = 1$):

$$\begin{aligned} x &= x_1 + \beta(x_2 - x_1) + \gamma(x_3 - x_1) \\ &= \alpha x_1 + \beta x_2 + \gamma x_3 \end{aligned} \quad \text{Gl. 3.35}$$

Damit ein Punkt x innerhalb eines Dreiecks liegt, muss außerdem die Bedingung $0 \leq \alpha, \beta, \gamma \leq 1$ gelten. Der entsprechende Punkt x' im korrespondierenden Dreieck mit den Eckpunkten x_1' , x_2' und x_3' ist dann:

$$x' = \alpha x_1' + \beta x_2' + \gamma x_3' \quad \text{Gl. 3.36}$$

Ein „warped Image“ I' wird erzeugt, in dem für jedes Pixel x' aus I' das dazugehörige Dreieck und die Koeffizienten $\alpha + \beta$ und γ der relativen Position

innerhalb des Dreiecks bestimmt werden. Danach wird mit diesen Werten der Grauwert aus dem Originalbild I ausgelesen und an die Stelle x' geschrieben.

Ein Nachteil dieser affinen Transformation ist die ungleichmäßige Deformation. Dadurch kann eine gerade Linie zwischen zwei Dreiecken abknicken (Abbildung 3.3.3).

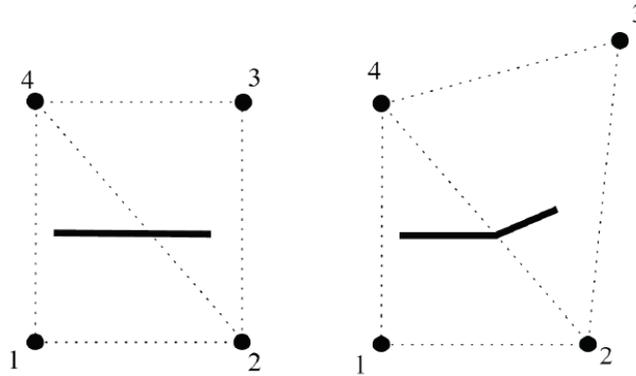


Abbildung 3.3.3 – Gerade Linie vor (links) und nach (rechts) dem Image Warping [21]

Texturnormierung

Zusätzlich zum Image Warping werden noch die m Grauwerte einer Textur g_{image}

normiert (mit $\alpha = g_{image} \cdot \bar{g}$ und $\beta = \frac{g_{image} \cdot (1 \dots 1)^T}{m}$):

$$g_{norm} = \frac{g_{image} - \beta(1 \dots 1)^T}{\alpha} \quad \text{Gl. 3.37}$$

Der durchschnittliche Texturgrauwert (Mean Texture) \bar{g} wird – äquivalent zur Ausrichtung der Shapes – iterativ bestimmt. Danach wird eine Hauptkomponentenanalyse der Texturvektoren durchgeführt. Mit Hilfe der Eigenwertberechnung der Kovarianzmatrix der N Texturen können die Eigenvektoren ϕ_i und die Eigenwerte λ_i berechnet werden, wobei Texturen mit m Pixeln als Punkte in einem m -dimensionalen Raum betrachtet werden:

$$\sum_g = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (g_i - \bar{g})(g_i - \bar{g})^T \quad \text{Gl. 3.38}$$

Genau wie beim Shape-Modell können jetzt durch Deformationen der Mean Texture \bar{g} und Linearkombinationen der Eigenvektoren alle Texturen aus der Trainingsmenge erzeugt werden:

$$g = \bar{g} + \Phi_g b_g \quad \text{Gl. 3.39}$$

Dabei enthält der Vektor b_g wieder die Modellparameter und gewichtet den Beitrag eines Eigenvektors zur Deformation. Die Dimensionalität des Textur-Modells kann – wie beim Shape-Modell – durch einen Schwellwert t reduziert werden, indem nur ein bestimmter Prozentsatz p der gesamten Texturvarianz V_g zur Repräsentation des gesamten Modells benutzt wird:

$$\sum_{i=1}^t \lambda_i \geq \frac{p}{100} \sum_{i=1}^m \lambda_i = \frac{p}{100} V_g \quad \text{Gl. 3.40}$$

Kombinieren des Shape- und Texturmodells

Nachdem die Modelle zur Beschreibung der Shapes und der Texturen vorhanden sind, müssen diese noch zusammengefasst werden. Die verbleibenden Korrelationen zwischen den Vektoren b_s und b_g werden durch eine dritte Hauptkomponentenanalyse eliminiert. Dazu werden das Shape Modell s und das Textur-Modell g nach den jeweiligen Vektoren b_s und b_g umgeformt und zu einer Matrix zusammengefügt:

$$b = \begin{pmatrix} W_s b_s \\ b_g \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} W_s \phi_s^T \cdot (s - \bar{s}) \\ \phi_g^T \cdot (g - \bar{g}) \end{pmatrix} \quad \text{Gl. 3.41}$$

Die Diagonalmatrix W_s nimmt hierbei eine Gewichtung zwischen den Pixel-Distanzen aus dem Shape-Modell und den Pixel-Intensitäten aus dem Textur-Modell vor. W_s kann abgeschätzt werden, in dem $W_s = rI$ gesetzt wird, wobei I die Einheitsmatrix ist. r^2 wiederum ist das Verhältnis der gesamten Textur- zur gesamten Shape-Varianz aus der Trainingsmenge:

$$r = \sqrt{\frac{V_g}{V_s}} \quad \text{Gl. 3.42}$$

Das kombinierte Erscheinungsmodell wird nun mit der Hauptkomponentenanalyse bestimmt, wobei der Vektor c die Modellparameter enthält und die Matrix Φ_c die Variationen (Eigenvektoren):

$$b = \Phi_c c \quad \text{Gl. 3.43}$$

Wie beim Shape- und Textur-Modell kann auch hier wieder die Dimensionalität mit einem Schwellwert t verringert werden.

Aus dem Vektor c , der die Modellparameter enthält und Einfluss auf die Shape und die Textur hat, kann nun ein vollständiges Erscheinungsmodell bestehend aus Shape:

$$s = \bar{s} + \Phi_s W_s^{-1} \Phi_{c,s} c \quad \text{Gl. 3.44}$$

und Textur:

$$g = \bar{g} + \Phi_g \Phi_{c,g} c \quad \text{Gl. 3.45}$$

mit:

$$\Phi_s = \begin{pmatrix} \Phi_{c,s} \\ \Phi_{c,g} \end{pmatrix} \quad \text{Gl. 3.46}$$

generiert werden.

Parameteroptimierung

Das Ziel einer AAMs Suche ist das Finden einer optimalen Texturanpassung zwischen einer Bildinstanz aus dem Erscheinungsmodell und einem Bereich aus dem unsegmentierten Bild. Daher muss eine Parameterkombination gefunden werden, die die Ähnlichkeit zweier Texturen maximiert, bzw. die Differenz minimiert. Dies kann als ein Optimierungsproblem behandelt werden, so dass in einem ersten

Schritt ein Fehlermaß definiert werden muss, das die Texturanpassung bewertet. Die Abweichung zwischen einer Textur aus einem Bild g_{image} und einer Texturinstanz aus dem Erscheinungsmodell g_{model} kann folgendermaßen angegeben werden:

$$\Delta g = g_{image} - g_{model} \quad \text{Gl. 3.47}$$

Das Fehlermaß E eines AAMs strebt dann eine Minimierung einer Quadrierung des Differenzvektors Δg an:

$$E = |\Delta g|^2 \quad \text{Gl. 3.48}$$

Die Parameteroptimierung kann bei AAMs schon während des Trainings gelernt werden. Dadurch wird verhindert, dass die sehr rechenintensive Optimierung während der Suche durchgeführt werden muss. Das Lernen der Parameteroptimierung ist schon vor der Suche möglich, da davon auszugehen ist, dass die Optimierung für jedes Bild ähnlich verläuft und somit eine Art „Prototypensuche“ darstellt. Die räumliche Struktur des Differenzvektors Δg gibt hierbei vor, wie die Modellparameter aktualisiert werden müssen, um das aktuelle Segmentierungsergebnis zu verbessern (Abbildung 3.3.4).

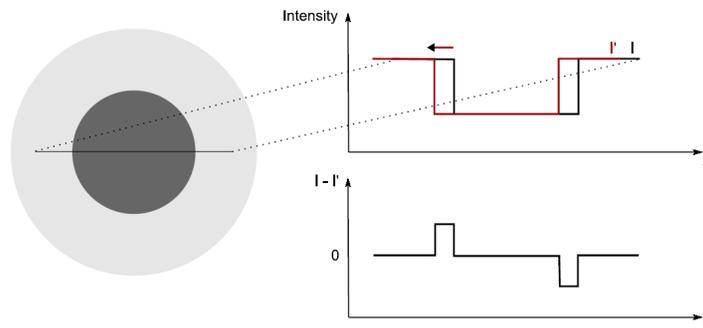


Abbildung 3.3.4 – Veranschaulichung des Differenzvektors, wenn ein Modellbild zum Originalbild verschoben ist [62]

Die Beziehung zwischen den Unterschieden in den Parametern und den Unterschieden im Differenzvektor Δg wird anhand der Trainingsmenge gelernt. Dabei wird systematisch jeder Modellparameter verändert und der Differenzvektor Δg

zur bekannten Segmentierung aus dem Modell erfasst. Daraus können bei der späteren Suche die Parameteränderungen abgeleitet werden, die zu einer besseren Texturanpassung führen. In der ursprünglichen AAMs Veröffentlichung von Cootes et al. [19] wurde ein Verfahren zur Prüfung des Einflusses mehrerer unabhängiger Variablen auf eine abhängige Variable (Multivariate Regression) vorgeschlagen. Allerdings wurde in späteren Veröffentlichungen von Cootes et al. [18] und [21] ein einfacherer Ansatz, basierend auf der Jacobi-Matrix, bevorzugt. Dieser Ansatz soll im Folgenden beschrieben werden.

Neben den Abweichungen der Modellparameter c für eine automatische Segmentierung, sollen auch die Positionsabweichungen gelernt werden. Der Positionsparameter t , der die Ähnlichkeit einer Abbildung repräsentiert, enthält: eine Translation (t_x, t_y) , eine Skalierung s und eine Rotation um einen Winkel θ :

$$t = (s_x, s_y, t_x, t_y)^T \quad \text{Gl. 3.49}$$

Mit:

$$s_x : \text{Kombinierte Skalierung und Rotation: } s_x = s \cos \theta - 1$$

$$s_y : \text{Kombinierte Skalierung und Rotation: } s_y = s \sin \theta$$

$$t_x : \text{Verschiebung in x-Richtung}$$

$$t_y : \text{Verschiebung in y-Richtung}$$

Der verbleibende Fehler $r(p)$ ist der Differenzvektor Δg der Texturen, parameterisiert durch den Parameter p :

$$r(p) = \Delta g(p) = g_{image}(p) - g_{model}(p) \quad \text{Gl. 3.50}$$

Ein Taylorpolynom erster Ordnung von $r(p)$ ergibt:

$$r(p + \delta p) \approx r(p) + \frac{\partial r}{\partial p} \delta p \quad \text{Gl. 3.51}$$

Im Verlauf des Anpassungsprozesses zwischen g_{image} und g_{model} soll r gegen Null gehen, das bedeutet δp soll so gewählt werden, dass $|r(p + \delta p)|^2$ minimiert wird:

$$\delta p = -R(p) \quad \text{Gl. 3.52}$$

Mit:

$$R = \left(\begin{array}{cc} \frac{\partial r^T}{\partial p} & \frac{\partial r}{\partial p} \end{array} \right)^{-1} \frac{\partial r^T}{\partial p} \quad \text{Gl. 3.53}$$

Um eine rechenintensive Neuberechnung der Jacobi-Matrix $\frac{\partial r}{\partial p}$ zu vermeiden, wird diese näherungsweise als konstant angenommen [21].

Segmentierung eines unbekanntes Objekts

Mit der beschriebenen Vorgehensweise zur Parameterbestimmung aus dem vorherigen Abschnitt ist es möglich, das Optimierungsproblem iterativ zu lösen. Um das AAM zu initialisieren, sind allerdings eine ungefähre Position, Größe, Orientierung und Parameterkonfiguration notwendig. Dazu wird aus den Modellparametern eine Shape-Instanz s_{model} und eine Texturinstanz g_{model} erstellt und die Shape wird mit der initialen Position, Größe und Orientierung im Bild platziert. Danach wird der Bildausschnitt unter der Shape in einen Texturvektor g_{image} kopiert und normiert. Anschließend kann der Vektor $r = \Delta g$ ausgewertet und zur Parameteraktualisierung verwendet werden. Dieser Vorgang wird so lange wiederholt, bis das Fehlermaß E stabil ist. Ein Dämpfungsparameter k hilft zusätzlich das iterative Verfahren zu stabilisieren. Im Folgenden sind die einzelnen Schritte des iterativen Verfahrens nochmals aufgeführt:

1. Generierung einer Shape-Instanz s_{model} und einer normierten Texturinstanz g_{model} aus den aktuellen Modellparametern
2. Platzierung von s_{model} im Bild
3. Erfassen und Kopieren des Bildausschnitts unterhalb der Shape s_{model} in das Bild g_{image}
4. Normierung von g_{image}
5. Berechnung der Abweichung zwischen den Texturen $\Delta g = g_{image} - g_{model}$
6. Setze den Dämpfungsparameter auf 1

7. Bestimmung der Parameteraktualisierung $\delta p = -R\Delta g$
8. Aktualisierung der Parameter $p' = p + k\delta p$
9. Wiederholung der Schritte 1 bis 5, um einen neues Fehlermaß E' zu erhalten
10. Wenn $E' < E$, wird das neue Modell bestehend aus s_{model} und g_{model} akzeptiert und bei Schritt 6 weitergemacht, ansonsten Wiederholung der Schritte 8 bis 10 mit $k = 0.5, k = 0.25$
11. Wenn keine Verbesserung des Fehlermaßes in der letzten Iteration erreicht werden konnte, gilt das iterative Verfahren als konvergiert

3.4. Graphbasierte Ansätze

Graphbasierte Ansätze spielen in der Bildsegmentierung eine wichtige Rolle. Im Allgemeinen wird bei graphbasierten Ansätzen ein gewichteter Graph $G = (V, E)$ formuliert, der aus einer Menge von Knoten V und einer Menge von Kanten E besteht. Dabei gehören die Knoten $v \in V$ zu Pixeln oder Voxeln aus einem Bild oder einem Volumen. Die Kanten $\langle v_i, v_j \rangle \in E$ verbinden die zwei Knoten v_i und v_j unter Berücksichtigung von Nachbarschaftsbeziehungen der Pixel bzw. Voxel. Jede Kante $\langle v_i, v_j \rangle \in E$ hat einen Kostenwert oder ein Gewicht (Kantengewicht), das angibt, ob die verbundenen Punkte v_i und v_j zum zu segmentierenden Objekt gehören, oder nicht. Je nach Anwendung können Graphen gerichtet (Directed Graph oder Digraph), oder ungerichtet sein. Bei einem gerichteten Graph sind die Kanten $\langle v_i, v_j \rangle$ und $\langle v_j, v_i \rangle$, mit $i \neq j$ unterschiedlich und besitzen deshalb auch verschiedene Kosten. Bei einem gerichteten Graphen wird v_j als Nachfolger (Successor) von v_i bezeichnet und eine Sequenz fortlaufender gerichteter Kanten $\langle v_0, v_1 \rangle, \langle v_1, v_2 \rangle, \dots, \langle v_{k-1}, v_k \rangle$ bezeichnen einen gerichteten Pfad (Directed Path oder Dipath) von v_0 nach v_k . Typische Graph-Algorithmen, die für die Bildsegmentierung genutzt worden sind [83]:

- Minimaler Spannbaum (Minimum Spanning Tree)
- Kürzeste Wege (Shortest Path)
- Graph-Cuts

Im Folgenden soll ein graphbasierter Ansatz zur Segmentierung von Objekten aus Bilddaten vorgestellt werden, der einen Graph-Cut-Algorithmus verwendet. Die Ausführungen des graphbasierten Segmentierungsverfahrens folgen dabei der Beschreibung von Li et al. [83], die wiederum auf vorherigen Beschreibungen von Li et al. [81], [82] und Wu und Chen [128] aufbauen.

Energieminimierung mit Graph-Cuts

Graph-Cut-Algorithmen sind relativ neu, zeigen aber gegenüber allen anderen graphbasierten Algorithmen ein gutes Laufzeitverhalten und liefern ein globales Optimum zurück. Für die folgende Graphenkonstruktion aus medizinischen Bilddaten ist ein spezieller Graph-Cut-Algorithmus relevant. Der Algorithmus führt eine Energieminimierung durch, indem der minimale $s-t$ -Schnitt berechnet wird [11], [12] und [78]. Die Kostenfunktion für die Energieminimierung folgt hierbei dem Gibbs-Modell [55] wobei f eine Bezeichnung der Bildpunkte ist:

$$\mathcal{E}(f) = \mathcal{E}_{data}(f) + \mathcal{E}_{smooth}(f) \quad \text{Gl. 3.54}$$

Damit $\mathcal{E}(f)$ minimiert werden kann, wird eine spezielle Klasse gerichteter und kantengewichteter Graphen eingeführt:

$$G_{st} = (V \cup \{s, t\}, E) \quad \text{Gl. 3.55}$$

Die Knoten aus dem Graphen G_{st} enthalten neben den Knoten, die zu den Bildpunkten korrespondieren, zwei Endknoten (Terminal Nodes) für die Quelle s (Source) und die Senke t (Sink). Bei einer Bildsegmentierung steht ein Endknoten typischerweise für das zu segmentierende Objekt und der andere Endknoten für den Rest des Bildes (Hintergrund). Die Kanten aus dem Graphen G_{st} werden in zwei Klassen unterteilt: n -Verbindungen (n -links) und t -Verbindungen (t -links). Die n -Verbindungen verbinden ein benachbartes Punktepaar, wobei die Kosten aus dem Term $\mathcal{E}_{smooth}(f)$ abgeleitet werden. Die t -Verbindungen dagegen verbinden Bildpunkte mit den Endknoten. Die Kosten für diese Art der Verbindungen werden aus dem Term $\mathcal{E}_{data}(f)$ abgeleitet. Ein $s-t$ -Schnitt im Graphen G_{st} ist eine Menge aus Kanten. Werden diese Kanten aus Graphen entfernt, entstehen zwei disjunkte Knotenmengen S und T , mit $s \in S$ und $t \in T$. Für die

zwei Knotenmengen S und T gilt, dass kein gerichteter Pfad von s nach t existiert. Die Kosten eines $s-t$ -Schnittes sind die gesamten Kosten der Kanten in diesem Schnitt und als minimaler $s-t$ -Schnitt wird der Schnitt mit minimalen Kosten bezeichnet. Das Problem einen minimalen $s-t$ -Schnitt in einem Graphen zu finden, ist äquivalent zu dem Problem einen maximalen Fluss (Max Flow) in diesem Graphen zu finden. Das Max Flow-Problem ist ein klassisches Problem aus der Graphentheorie, für dessen Lösung es verschiedene Algorithmen in Polynominalzeit gibt [50], [56] und [57].

Konstruktion eines Graphen

In diesem Abschnitt soll die Konstruktion eines Graphen nach der Methode von Li et al. [83] vorgestellt werden. Die Konstruktion des Graphen hat zum Ziel, das Segmentierungsproblem in einen gerichteten und knotengewichteten Graphen zu überführen, in dem dann eine minimale geschlossene Menge (Closed Set) berechnet wird. Eine geschlossene Menge C in einem gerichteten Graphen ist eine Untermenge aller Knoten, so dass alle Nachfolger von Knoten aus der Menge C auch in C enthalten sind. Eine minimale geschlossene Menge wiederum, bezeichnet eine geschlossene Knotenmenge, die minimale Kosten aufweist. Eine minimale geschlossene Knotenmenge kann in Polynominalzeit gefunden werden, wenn ein minimaler $s-t$ -Schnitt in einem dazugehörigen gerichteten und kanten-gewichteten Graphen berechnet wird [68].

Ein Volumenbild kann als 3D-Matrix $I(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ betrachtet werden. Angenommen eine Oberfläche in I ist wie auf der linken Seite in Abbildung 3.4.1 orientiert und X , Y und Z geben die Größe des Bildes in \mathbf{x} , \mathbf{y} und \mathbf{z} Richtung an. Dann ist die Oberfläche durch eine Funktion definiert:

$$N : (x, y) \rightarrow N(x, y) \qquad \text{Gl. 3.56}$$

Mit $x \in \mathbf{x} = \{0, \dots, X - 1\}$, $y \in \mathbf{y} = \{0, \dots, Y - 1\}$ und $N(x, y) \in \mathbf{z} = \{0, \dots, Z - 1\}$. Durch diese Definition schneidet jede Oberfläche in I genau einen Voxel aus jeder Spalte (von Voxeln), die parallel zur \mathbf{z} -Achse sind. Außerdem besteht eine Oberfläche I nach der vorherigen Definition aus genau $X \times Y$ Voxeln.

Bei der Graphenkonstruktion aus diesem Abschnitt regeln zwei Parameter Δ_x und Δ_y die Steifigkeit einer Oberfläche I . Die beiden Parameter garantieren auch, dass mehrere Oberflächen im dreidimensionalen miteinander verbunden sind. Wenn $I(x, y, z)$ und $I(x+1, y, z')$ zwei Voxel auf einer Oberfläche I sind,

dann muss $|z - z'| \leq \Delta_x$ gelten. Das gleiche gilt für zwei Voxel $I(x, y, z)$ und $I(x, y+1, z')$, bei denen $|z - z'| \leq \Delta_y$ erfüllt sein muss. Wenn Δ_x (Δ_y) sehr kleine Werte annimmt, ist die Oberfläche entlang der **x**- bzw. **y**-Richtung sehr steif. Zur Veranschaulichung dieses Prinzips sind in Abbildung 3.4.1 auf der rechten Seite zwei benachbarte Spalten $Col(x, y)$ und $Col(x+1, y)$ aus einem Volumenbild dargestellt. Δ_x hat in der Abbildung einen Wertigkeit von zwei, d.h. dass die Verbindungen zwischen den beiden Spalten maximal einen Abstand von zwei Knoten in **z**-Richtung haben dürfen. Dadurch sind zwischen zwei benachbarten Spalten auch keine Unterschiede in der Oberfläche von mehr als zwei Knoten in **z**-Richtung zugelassen. Die gepunkteten Verbindungen am unteren Ende der Abbildung 3.4.1 geben optionale Verbindungen an.

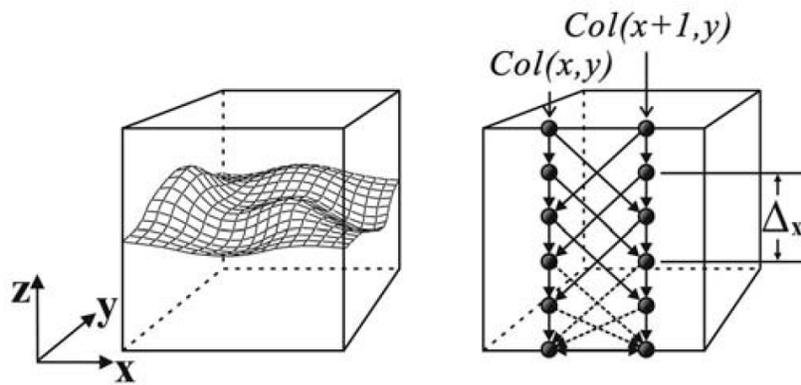


Abbildung 3.4.1 – Oberflächenausrichtung in einem Volumenbild (links). Zwei benachbarte Spalten eines gerichteten Graphen (rechts) [83]

Als nächstes wird für alle Voxel $I(x, y, z)$ aus einer Oberfläche I eine Kostenfunktion $c(x, y, z)$ definiert. Im Allgemeinen ist $c(x, y, z)$ ein Wert, der angibt, wie wahrscheinlich der Voxel $I(x, y, z)$ zur gesuchten Oberfläche gehört. Die Kosten einer Oberfläche berechnen sich aus den Kosten der Voxel, die zur Oberfläche gehören. Eine optimale Oberfläche besitzt somit die minimalen Kosten aller möglichen Oberflächen – bzgl. der Einschränkungen der beiden Delta Werte –, die im 3D-Volumen bestimmt werden können.

Ein gerichteter und knotengewichteter Graph $G = (V, E)$ wird in Anlehnung an I wie folgt konstruiert: Jeder Knoten $V(x, y, z) \in V$ repräsentiert nur genau einen Voxel $I(x, y, z) \in I$, dessen Kosten $w(x, y, z)$ durch:

$$w'(x, y) = \begin{cases} c(x, y, z) & \text{wenn } z = 0 \\ c(x, y, z) - c(x, y, z-1) & \text{sonst} \end{cases} \quad \text{Gl. 3.57}$$

zugewiesen werden. Ein Knoten $V(x, y, z)$ ist über bzw. unter einem anderen Knoten $V(x', y', z')$ wenn $z > z'$ bzw. $z < z'$ gilt. Für jedes (x, y) -Paar mit $x \in \mathbf{x}$ und $y \in \mathbf{y}$ wird die Knotenmenge $\{V(x, y, z) | z \in \mathbf{z}\}$ als (x, y) -Spalte oder auch $Col(x, y)$ von G bezeichnet. Zwei (x, y) -Spalten sind benachbart, wenn diese innerhalb einer Vierer-Nachbarschaft zueinander liegen. Die Spalte $Col(x, y)$ ist also zu den Spalten $Col(x+1, y)$, $Col(x-1, y)$, $Col(x, y+1)$ und $Col(x, y-1)$ benachbart. Es gibt zwei Arten von Kanten in einem Graphen G : Kanten, die innerhalb einer Spalte $Col(x, y)$ liegen (Intracolumn) und Kanten, die zwischen zwei Spalten liegen (Intercolumn). Bei den Intracolumn-Kanten E^a entlang einer Spalte $Col(x, y)$, hat jeder Knoten $V(x, y, z)$ mit $z > 0$ eine gerichtete Kante zu dem Knoten $V(x, y, z-1)$:

$$E^a = \{\langle V(x, y, z), V(x, y, z-1) \rangle | z > 0\} \quad \text{Gl. 3.58}$$

Intercolumn-Kanten E^r dagegen verlaufen zwischen zwei benachbarten Spalten – zum Beispiel $Col(x, y)$ und $Col(x+1, y)$. Zur Bestimmung der Intercolumn-Kanten entlang der \mathbf{x} -Richtung für ein $x \in \mathbf{x}$, wird eine gerichtete Kante von jedem Knoten $V(x, y, z) \in Col(x, y)$ zum Knoten $V(x+1, y, \max(0, z - \Delta_x)) \in Col(x+1, y)$ konstruiert. Auf gleiche Weise wird dann eine gerichtete Kante von $V(x+1, y, z) \in Col(x+1, y)$ nach $V(x, y, \max(0, z - \Delta_x)) \in Col(x, y)$ angelegt. Die gleiche Vorgehensweise gilt für die Intercolumn-Kanten entlang der \mathbf{y} -Richtung. Wie oben schon erwähnt, geben die Intercolumn-Kanten die Steifigkeit einer segmentierten Oberfläche vor:

$$E^r = \begin{cases} \{\langle V(x, \mathbf{y}, z), V(x+1, \mathbf{y}, \max(0, z - \Delta_x)) \rangle | x \in \{0, \dots, X-2\}, z \in \mathbf{z}\} \cup \\ \{\langle V(x, \mathbf{y}, z), V(x-1, \mathbf{y}, \max(0, z - \Delta_x)) \rangle | x \in \{0, \dots, X-1\}, z \in \mathbf{z}\} \cup \\ \{\langle V(\mathbf{x}, y, z), V(\mathbf{x}, y+1, \max(0, z - \Delta_y)) \rangle | y \in \{0, \dots, Y-2\}, z \in \mathbf{z}\} \cup \\ \{\langle V(\mathbf{x}, y, z), V(\mathbf{x}, y-1, \max(0, z - \Delta_y)) \rangle | y \in \{0, \dots, Y-1\}, z \in \mathbf{z}\} \end{cases} \quad \text{Gl. 3.59}$$

Die Intercolumn-Kanten stellen also sicher, dass die Nachbarvoxel $I(x+1, y, z')$ und $I(x-1, y, z'')$ eines Voxels $I(x, y, z)$ einer Oberfläche N ent-

lang der x -Richtung nicht „niedriger“ liegen als der Voxel $I(x, y, \max(0, z - \Delta_x))$, das heißt $z', z'' \geq \max(0, z - \Delta_x)$. Die gleiche Regel gilt auch für die y -Richtung. Die Intracolumn-Kanten sorgen dafür, dass eine Knotenmenge $V(x, y, 0)$ stark zusammenhängend ist. Das bedeutet, dass jeder Knoten in dieser Knotenmenge durch einen gerichteten Pfad erreichbar ist. Die „niedrigste“ Oberfläche, die in einem Volumenbild möglich ist, wird durch $V(x, y, 0)$ definiert und Base Set V^B genannt.

In machen Anwendungen soll die gesuchte Oberfläche am Anfang und am Ende entlang der x - oder y -Richtung verbunden sein. Das ist zum Beispiel der Fall, wenn das zu segmentierende Objekt eine zylindrische Oberfläche aufweist. Bei einer zylindrischen Oberfläche entsteht durch den Aufbau des Graphen eine geländeartige Oberfläche (Abbildung 3.4.2). Bei einem solchen Graphen müssen die erste und letzte Zeile entlang der „entfalteten“ Ebene die Einschränkungen der Steifigkeitswerte (Delta-Werte) auch erfüllen. Im Fall, dass die erste Zeile mit der letzten Zeile entlang der x -Richtung verbunden ist, muss jeder Knoten $V(0, y, z)$ mit $V(X - 1, y, \max(0, z - \Delta_x))$ und $V(X - 1, y, z)$ mit $V(0, y, \max(0, z - \Delta_x))$ verbunden sein. Die gleichen Bedingungen gelten auch für den Fall, dass die erste und letzte Zeile entlang der y -Richtung verbunden sind.

Das hier beschriebene Prinzip kann auch zur Segmentierung von Objekten, die aus mehreren Oberflächen bestehen, angewandt werden. Dabei gibt es eine zusätzliche dritte Kantenmenge E^s , deren Kanten zwischen den einzelnen Oberflächen verlaufen. Dabei regelt ein Parameter δ den minimalen und maximalen Abstand zwischen zwei Oberflächen. Da dieser Ansatz aber für die vorliegende Arbeit nicht relevant ist, soll an dieser Stelle auf Li et al. [83] verwiesen werden.

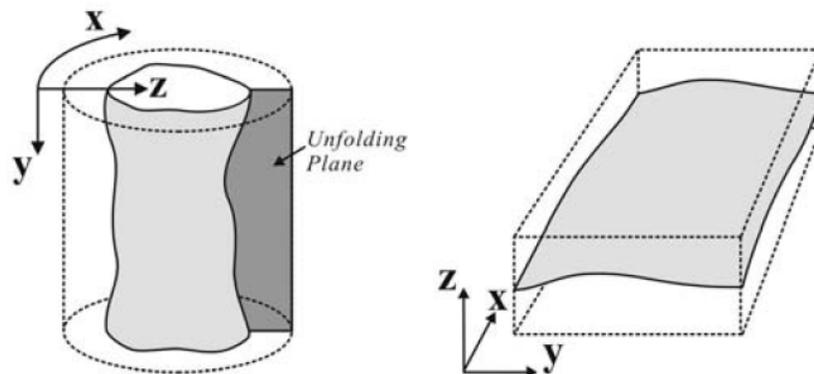


Abbildung 3.4.2 – Zylinderartiges Objekt (links) und dazugehörige „entfaltete“ Oberfläche (rechts) [83]

3.5. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die technologischen Grundlagen dieser Arbeit vorgestellt. Dazu gehörte unter anderem das Verfahren der Aktiven Konturen (Snakes) im Zwei- und Dreidimensionalen, das hauptsächlich zur Segmentierung von Objekten aus Bildern eingesetzt wird. Aktive Konturen beschreiben Kurven oder Flächen, die sich schrittweise an das zu segmentierende Objekt anpassen. Dabei besitzen die Konturen oder Flächen eine interne und eine externe Energie. In folgenden Kapiteln aus dieser Arbeit wird zum einen ein selbst entwickelter Algorithmus, der auf den Aktiven Konturen basiert, zur Segmentierung von Aortenaneurysmen eingesetzt. Zum anderen wird das Grundkonzept der Aktiven Konturen für die Simulation der Expansion von Stents in medizinischen Bilddaten genutzt.

Ein weiterer Abschnitt in diesem Kapitel stellt die mathematischen Grundlagen für die Active Appearance Models vor. Die Active Appearance Models sind ein statistisches Verfahren zur Bildsegmentierung, das in zwei Schritte unterteilt werden kann. Der erste Schritt besteht in der Erstellung eines statistischen Modells für das zu segmentierende Objekt. Dabei enthält das Modell sowohl Informationen über die Objektform als auch über die Grauwertverteilung innerhalb der Objektgrenzen. Der zweite Schritt beinhaltet die eigentliche Segmentierung von Objekten. Hierbei versucht ein Algorithmus, eine initiale Kontur möglichst optimal in einem Bild zu platzieren, um damit das gesuchte Objekt zu extrahieren.

Der letzte Abschnitt aus diesem Kapitel veranschaulicht die Grundlagen von graphbasierten Ansätzen. Bei graphbasierten Ansätzen wird ein Bild als Graph interpretiert, bei dem die Knoten den Bildpunkten entsprechen. Die Verbindungen zwischen den Knoten (Kanten) beschreiben Nachbarschaftsbeziehungen (zum Beispiel Grauwertunterschiede) zwischen den Knoten. Bei graphbasierten Verfahren erfolgt eine Objektsegmentierung nur über den Graphen. Dazu werden die Knoten aus dem Graphen mittels eines Algorithmus aufgeteilt. Ein Teil der Knoten wird daraufhin dem zu segmentierenden Objekt, die restlichen Knoten werden dem Hintergrund zugeordnet. Im nächsten Kapitel werden sowohl ein Ansatz, basierend auf den Active Appearance Models, als auch ein eigener graphbasierter Ansatz zur Segmentierung von Aortenaneurysmen präsentiert.

4. Prä- und postoperative Segmentierung von Aortenaneurysmen

4.1. Einleitung

Sowohl beim präoperativen als auch beim postoperativen Monitoring wird der Durchmesser der Aorta und gleichzeitig damit jede Größenänderung des Aneurysmas gemessen. Im klinischen Alltag wird dies durch manuelle, sehr zeitintensive Schicht- für Schicht-Untersuchungen erledigt.

Zur Unterstützung dieser manuellen Vermessungen werden im vorliegenden Kapitel mehrere Ansätze zur automatischen Segmentierung von Aortenaneurysmen entwickelt und vorgestellt:

- Aktive Konturen
- Active Appearance Models
- Graphbasierte Methoden

Ein erster Ansatz baut dabei auf dem Verfahren der Aktiven Konturen auf, wobei eine externe Kraft die aktive Kontur in Bereichen unterstützt, in denen in den CT-Aufnahmen kein oder ein sehr schwacher Übergang zwischen der Gefäßwand und dem umliegenden Gewebe vorhanden ist.

Ein zweiter Ansatz basiert auf dem Verfahren der Active Appearance Models. Für dieses statistische Verfahren wurden mehrere Trainingsmodelle aus manuell segmentierten Aortenaneurysmen erstellt, die sowohl unterschiedliche Formen als auch unterschiedliche Texturen von Aneurysmen beinhalten.

Der dritte Ansatz zur automatischen Aortensegmentierung aus diesem Kapitel fasst die Voxel aus den CT-Aufnahmen als Graph auf. Dieser Graph wird dazu verwendet, eine optimale Grenze zwischen Aneurysma und umliegendem Gewebe zu berechnen. Realisiert wurde der Ansatz als iteratives Verfahren, das von einer manuell segmentierten CT-Schicht aus startet.

Teile des in diesem Kapitel präsentierten Materials wurden in den Publikationen [44], [63], [65], [86] und [87] veröffentlicht.

4.2. Deformierbares Modell

In diesem Unterkapitel wird eine computergestützte Methode entwickelt und vorgestellt, mit der ein Aneurysma automatisch segmentiert werden kann. Die Methode basiert auf dem Verfahren der Aktiven Konturen und segmentiert sowohl die Lumenkontur (rote Umrandung in Abbildung 4.2.1) als auch die Thrombuskontur (grüne Umrandung in Abbildung 4.2.1) in CT-Schichten. Die Segmentierung der äußeren Kontur von Aortenaneurysmen ist in einigen Bereichen, in denen der Thrombus in das umliegende Gewebe übergeht, aufgrund sehr ähnlicher Grauwerte extrem schwierig. In Abbildung 4.2.1 ist ein solcher Bereich auf der linken Seite der äußeren Kontur (grün) zu sehen. Selbst das menschliche Auge kann hier ohne weitere Information keine Kante ausmachen. Deshalb wird dieser Teil der Kontur anhand gut erkennbarer Kanten vervollständigt. Solche Kanten befinden sich zum Beispiel im Übergang zur Luft in der Lunge (schwarze Voxel).

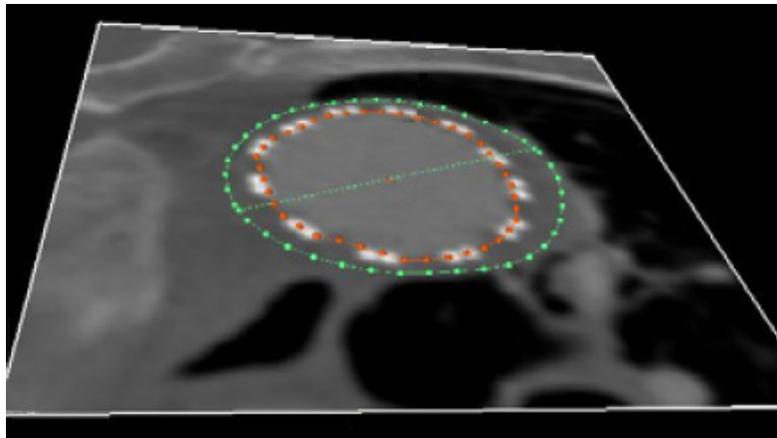


Abbildung 4.2.1 – Lumen (innere Kontur, rot), Thrombus (äußere Kontur, grün) und maximaler Durchmesser (grün) [85]

Aortensegmentierung mit Deformierbaren Modellen

Zur Segmentierung von Aortenaneurysmen werden von Loncaric et al. [84] und [115] und Subramanyan et al. [117] Ansätze vorgestellt, die auf dem Verfahren der Level-Set-Methode [97] basieren – die Level-Set-Methode ist eine spezielle Klasse der Deformierbaren Modelle.

Bei Loncaric et al. [84] und [115] wird die innere Kontur (Lumen), ausgehend von einer initialen Kontur, die einer Kugel entspricht, segmentiert. Der Mittel-

punkt und der Radius der initialen Kugel müssen vom Benutzer so vorgegeben werden, dass sich die Kugel komplett innerhalb der Aorta befindet.

Von Subramanyan et al. [117] wird der Gefäßbaum der Aorta, ausgehend von einem benutzerdefinierten Saatpunkt, extrahiert und danach wird mit einer Distanztransformation die Gefäßmittellinie bestimmt. Anschließend wird mit einem Level-Set-Verfahren die Gefäßwand auf den MPRs, die orthogonal zur Gefäßmittellinie verlaufen, segmentiert.

Zhuge et al. [132] stellen ein Level-Set-Verfahren vor, das um zwei „Analyzer“ erweitert wurde. Einen globalen Analyzer, der a priori Wissen über die Intensitätswerte, das Volumen und die Form der Aorta hat und einen lokalen Analyzer, der Merkmale über die Voxelposition, Intensität und Textur benutzt.

Kim et al. [75] stellen einen Ansatz basierend auf einem geometrischen Aktiven Konturmodell vor. Im Gegensatz zum (parametrischen) Aktiven Konturmodellen können geometrische Aktive Konturmodelle, mit topologischen Änderungen umgehen. Der vorgestellte Ansatz wird daher beispielhaft auf einer CT-Schicht mit abdominalen Aortenaneurysma unterhalb der Iliac-Verzweigung demonstriert. Dabei teilt sich die Kontur in zwei Konturen auf und es wird jeweils das Lumen der linken und der rechten Beckenarterie segmentiert.

Das et al. [23] präsentieren ein semiautomatisches Verfahren zur Segmentierung von Aortenaneurysmen, das auf den Aktiven Konturen aufbaut. Bei dem Verfahren werden in einem ersten Schritt die Knochen aus der CT-Aufnahme entfernt. Anschließend wird das ACM Verfahren durch eine manuelle Kontur auf einer 2D-Schicht initialisiert.

Beschreibung der verwendeten Methoden

Im Folgenden werden die verwendeten Methoden zur Segmentierung eines Aneurysmas beschrieben. Die Segmentierung erfolgt in zwei Schritten. Im ersten Schritt wird die innere Kontur (Lumen) durch ein strahlenbasiertes Schwellwertverfahren segmentiert. Ausgehend von der inneren Kontur wird dann die äußere Kontur (Thrombus) segmentiert. Aufbauend darauf können Lumen und Thrombus dreidimensional visualisiert werden, um dem Benutzer eine schnelle Untersuchung des Aneurysmas zu ermöglichen.

1. Segmentierung der inneren Kontur

Für die Segmentierung der inneren Kontur wird zuerst die Gefäßmittellinie des Lumens bestimmt. Dazu setzt der Benutzer je einen Start- und Endpunkt oberhalb und unterhalb des Aneurysmas. Danach wird mit einem Verfahren, das auf dem

Dijkstra-Algorithmus zur Bestimmung eines kürzesten Pfades aufbaut, die Gefäßmittellinie berechnet. Verfahren zur Bestimmung von Gefäßmittellinien werden von Boskamp et al. [10] und Egger et al. [41] vorgestellt.

Ausgehend von einer Gefäßmittellinie wird die Kontur des Lumen (innere Kontur) mittels eindimensionaler Bildverarbeitung entlang von Suchstrahlen gewonnen. Hierbei werden Strahlen von jedem Mittellinienpunkt in radiale Richtungen ausgesandt, die Intensität der zu einem Volumen gestapelten Bilddaten an diskreten Punkten des Strahls wird bestimmt und mit einem Schwellwert der Übergang zwischen Lumen und Thrombus ermittelt (Abbildung 4.2.2). Außerdem findet eine Normierung der Grauwerte entlang der Strahlen statt, um Ausreißer zu eliminieren. Sämtliche Punkte am Übergang zwischen Lumen und Thrombus beschreiben die innere Kontur.

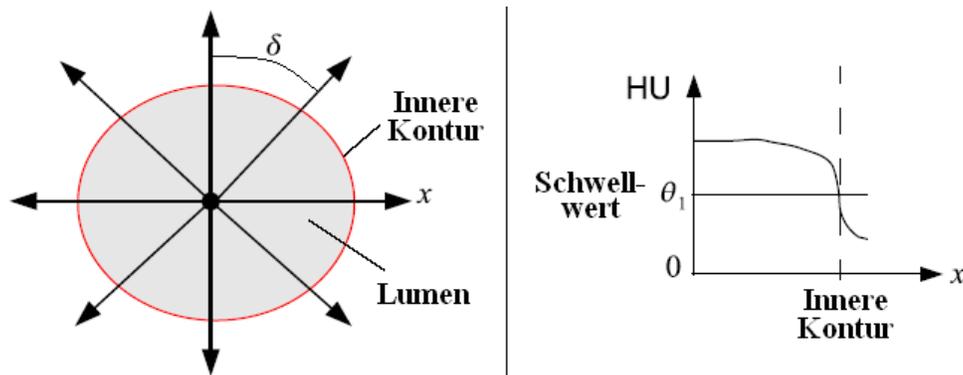


Abbildung 4.2.2 – Strahlen werden radial (und in einem vorgegebenen Winkelabstand) von einem Mittellinienpunkt ausgesandt (links). Ein Schwellwert kennzeichnet den Übergang von Lumen (innerer Kontur) zu Thrombus (äußerer Kontur) (rechts).

2. Segmentierung der äußeren Kontur

Für die Segmentierung der Thrombuskontur (äußere Kontur) wird das Verfahren der Aktiven Konturen (ACM) angewandt. Das Verfahren der aktiven Konturen beruht auf einer initialen Kontur, die durch interne und externe Kräfte verformt wird, und einem konturverstärkten Bild.

2.1 Berechnung eines konturverstärkten Bildes

Das konturverstärkte Bild wird mit Hilfe eines Gradientenbildes berechnet, das zum Beispiel durch Faltung mit Sobel-Operatoren aus dem Eingabebild bestimmt

wird. Da in diesem Bild eine Reihe von nicht-relevanten Konturen sichtbar sind, wird ein Opazitätsbild verwendet. Ein Opazitätsbild wird dabei aus der Intensität und dem Betrag des Gradienten ermittelt. Im Ergebnisbild sind – in Abhängigkeit von einem gewählten Schwellwert – relevante Strukturen verstärkt und unwichtige Strukturen reduziert:

$$\alpha(x_i) = \alpha_v = \begin{cases} 1 & \text{if } |\nabla f(x_i)| = 0 \text{ and } f(x_i) = f_v \\ 1 - \frac{1}{r} \frac{|f_v - f(x_i)|}{|\nabla f(x_i)|} & \text{if } |\nabla f(x_i)| > 0 \text{ and} \\ & f(x_i) - r|\nabla f(x_i)| \leq f_v \leq \\ & f(x_i) + r|\nabla f(x_i)| \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \text{Gl. 4.1}$$

In Abbildung 4.2.3 wird die Berechnung der Opazität α als Grafik veranschaulicht. Wie in der Abbildung zu sehen ist, ergibt sich die Opazität eines Voxels x_i aus dessen Grauwert $f(x_i)$, dem Gradienten $|\nabla f(x_i)|$ und einem Schwellwert f_v . Dabei bekommt die Opazität den maximalen Wert zugewiesen, wenn der Betrag des Gradienten von $f(x_i)$ null ist und der Grauwert des Voxels x_i dem Schwellwert f_v entspricht. Sind der Grauwert eines Voxels und der Schwellwert verschieden, hängt die Opazität vom Abstand zwischen Voxel und Schwellwert und dem Gradienten ab. Der Parameter r aus der obigen Gleichung hat Einfluss auf die Dicke der Kontur aus dem Opazitätsbild.

In Abbildung 4.2.4 sind ein CTA (Computertomographie-Angiographie)-Schichtbild mit einem Bauchaortaaneurysma (BAA) und einem verzweigten Stent (links) und zwei Methoden der Konturverstärkung (Mitte und rechts) zu sehen. In der Mitte der Abbildung 4.2.4 ist ein Gradientenbild mit starken Kanten am Lumen- und Thrombusübergang und an den Metallteilen des Stents dargestellt. Auf der rechten Seite ist das Ergebnis eines berechneten Opazitätsbildes mit schwächeren oder komplett entfernten Kanten von Lumen, Thrombus und Stent abgebildet.

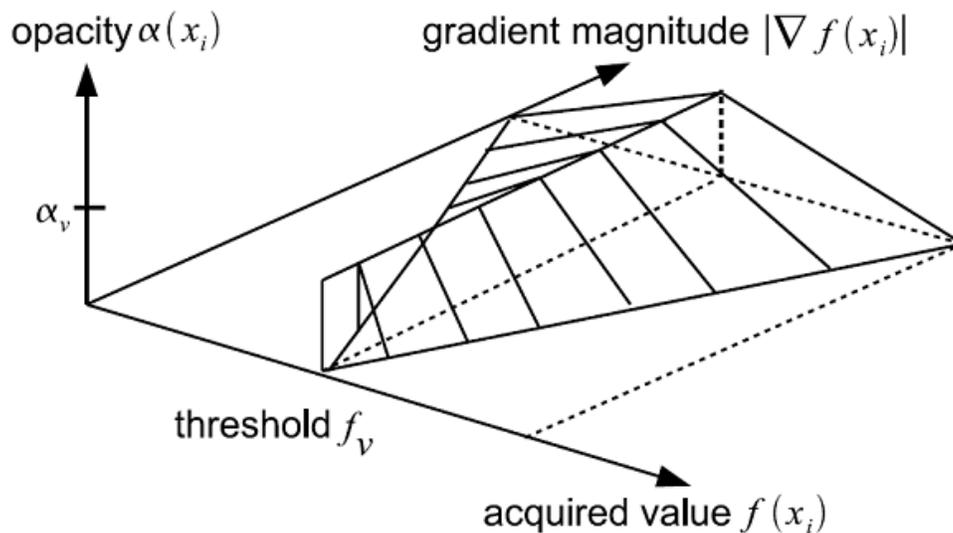


Abbildung 4.2.3 – Grafische Darstellung der Berechnung einer Opazität α [80]



Abbildung 4.2.4 – CTA-Aufnahme mit BAA und verzweigten Stent (links). Dazugehöriges Gradienten- (Mitte) und Opazitätsbild (rechts)

2.2 Bestimmung der initialen Kontur

Die initiale Kontur zur Segmentierung der äußeren Thrombuskontur wird beim hier vorgestellten Verfahren durch eine Vergrößerung der inneren Kontur gewonnen (Abbildung 4.2.5). Dabei werden Suchstrahlen von jedem Mittellinienpunkt (bzw. von einem Kreis mit vorgegebenem Radius, um Artefakte des Metallstents zu überspringen) durch die Konturpunkte der inneren Kontur gesendet. Danach wird die Intensität des konturverstärkenden Bildes an diskreten Punkten der Suchstrahlen bestimmt, und der erste Punkt, an dem die Intensität des konturverstärkenden Bildes einen Schwellwert übersteigt, als initialer Konturpunkt verwendet. Da diese Punkte aus eindimensionaler Bildverarbeitung aus einem oft lückenhaft

verstärkten Konturbild resultieren, liegen benachbarte Punkte mitunter an sehr unterschiedlichen Tiefenpositionen entlang der Strahlen (Abbildung 4.2.6). Daraus begründet sich die Verwendung eines aktiven Konturmodells zur Generierung einer konsistenten, dreidimensionalen Kontur.

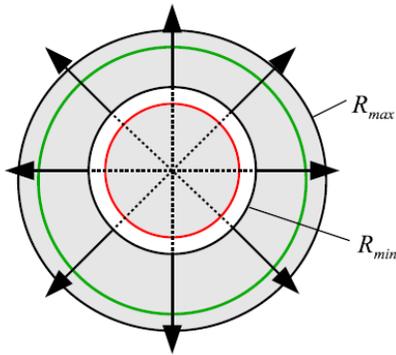


Abbildung 4.2.5 – Prinzip der Bestimmung der äußeren Kontur (grün)

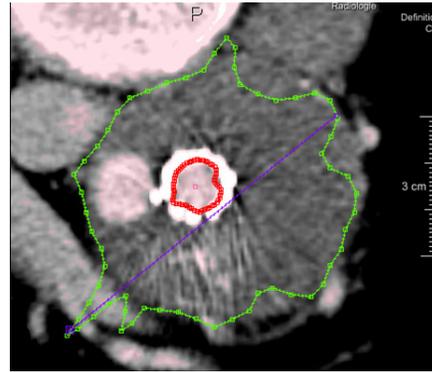


Abbildung 4.2.6 – Beispiel einer initialen Kontur für die Aktive Kontur

2.3 ACM – Bestimmung der Bildkraft

Mit Hilfe des nachgeschalteten ACMs wird die initiale Kontur durch interne und externe Kräfte verformt, um sie an die äußere Kontur des Thrombus anzupassen. Ein Anteil an der externen Kraft – die Bildkraft – für das ACM wird aus Opazitätsbildern α der einzelnen (CTA)-Schichten gewonnen (siehe 2.1 Berechnung eines konturverstärkten Bildes). Hierzu wird das aus dem Bild ermittelte Intensitätsprofil mit der ersten Ableitung eines Gauß-Kerns G gefaltet. Die Bildkraft $F_{Bildkraft}$ an einem Konturpunkt v berechnet sich zu:

$$F_{Bildkraft}(v) = G'_\sigma * \alpha(v) \quad \text{Gl. 4.2}$$

Die Intensität des gefalteten Intensitätsprofils gibt einen vorzeichenbehafteten Betrag an, der mit dem nach außen gerichteten Normalenvektor $dir(v)$ multipliziert wird, um den Kraftvektor der Bildkraft zu bestimmen. Wie aus Abbildung 4.2.7 ersichtlich, ist die Kraft in Richtung des nächstliegenden lokalen Maximums des extrahierten Intensitätsprofils gerichtet.

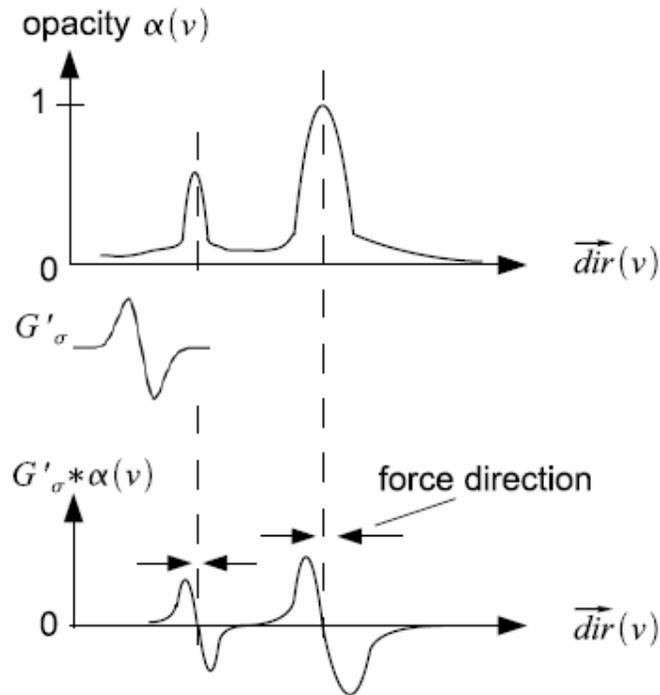


Abbildung 4.2.7 – Faltung des aus dem Opazitätsbild extrahierten Intensitätsprofils mit der ersten Ableitung einer Gauß-Glocke zur Bestimmung der Bildkraft

2.4 ACM – Bestimmung einer Constraint-Kraft

Da die Dicke des Thrombus über einen – zum Beispiel gegen den Uhrzeigersinn wachsenden – Winkel nur wenig variiert, kann die Stabilität der ACM-Methode durch Einbeziehen einer weiteren externen Kraft gesteigert werden, die den Abstand der inneren und äußeren Kontur im Bereich des gleitenden Mittelwerts der Abstände hält. Das hat zur Folge, dass die Kraft folgendermaßen wirkt: in die nach außen gerichtete Normalenrichtung der Konturpunkte, in denen der Abstand den mittleren Abstand unterschreitet – bzw. nach innen, sofern der mittlere Abstand überschritten wird:

$$F_{\text{Nebenbedingung}}(v) = w_{\text{Nebenbedingung}} (d_{\min}(v) - \bar{d}_N(v)) n(v) \quad \text{Gl. 4.3}$$

Hierbei ist $d_{\min}(x)$ die kürzeste Distanz von einem Punkt x auf der äußeren Kontur zur inneren Kontur, und $\bar{d}_N(x)$ ist die durchschnittliche Distanz zwischen

zwei korrespondierenden Punkten auf der inneren und äußeren Kontur in einer lokalen Nachbarschaft von x . Weiterhin ist $n(x)$ die nach innen (zum Mittelpunkt) gerichtete Normale und $w_{Nebenbedingung}$ ein positiver konstanter Gewichtungssparameter.

Abbildung 4.2.8 stellt das Prinzip zur Bestimmung der Constraint-Kraft nochmals grafisch dar. Die Constraint-Kraft wirkt nach außen, wenn der Abstand $d(v, v')$ zwischen dem jeweiligen Konturpunkt der äußeren Kontur und der inneren Kontur einen gleitenden Mittelwert unterschreitet (bzw. nach innen, falls der Mittelwert überschritten wird).

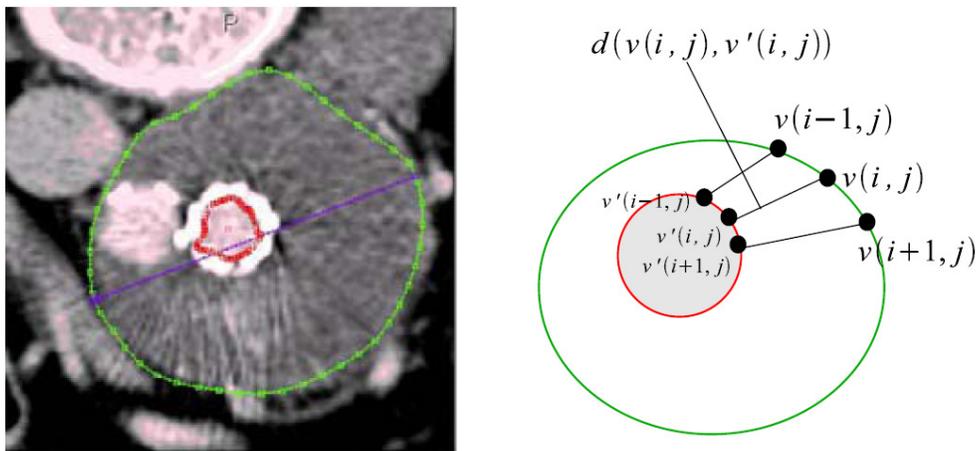


Abbildung 4.2.8 – Prinzip der Bestimmung einer Constraint-Kraft

Zusammenfassung und Verarbeitungspipeline der ACM Segmentierung

In diesem Abschnitt wurde ein Ansatz zur Segmentierung der inneren und äußeren Kontur von Aortenaneurysmen vorgestellt. Dazu werden die innere Kontur mit einem schwellwertbasierten Verfahren und die äußere Kontur mit einem deformierbaren Modell segmentiert. Die initiale Kontur für das deformierbare Modell wird durch eine Vergrößerung der inneren Kontur gewonnen. Zusätzlich wird die äußere Kontur durch eine externe Kraft an die innere Kontur gebunden. Dadurch wird zum einen eine kreisförmige Ergebniskontur – wie sie bei Aneurysmen vorkommen – gewährleistet und zum anderen werden fehlende Kanten kontinuierlich bestimmt.

In Abbildung 4.2.9 ist die gesamte Verarbeitungspipeline des hier vorgestellten Verfahrens nochmals in einem Diagramm dargestellt. Die einzelnen Verarbeitungsschritte zu „Segmentierung der Thrombus-Kontur“ aus Abbildung 4.2.9 sind

in einem gesonderten Diagramm (Abbildung 4.2.10) abgebildet.

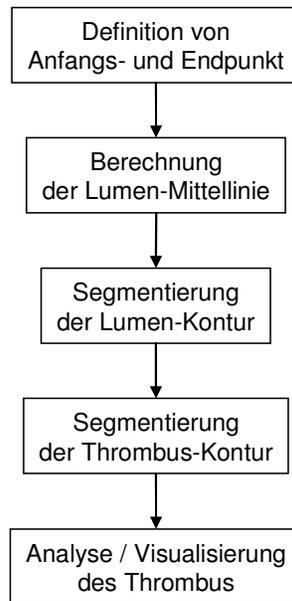


Abbildung 4.2.9 – Übersicht der Verarbeitungspipeline

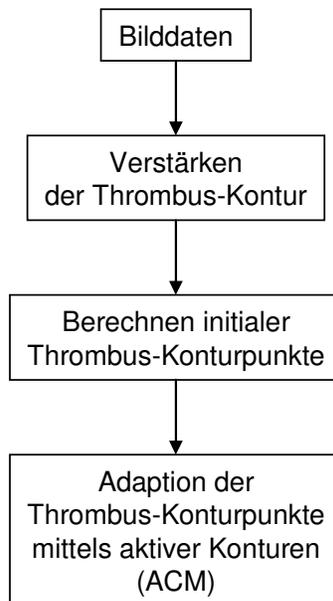


Abbildung 4.2.10 – Segmentierung der Thrombuskontur

4.3. Statistisches Verfahren

Zur Segmentierung der äußeren Kontur von Aortenaneurysmen soll in diesem Unterkapitel ein Ansatz vorgestellt werden, der auf dem statistischen Verfahren der Active Appearance Models basiert. Dazu werden verschiedene Trainingsmodelle anhand von manuell segmentierten Konturen erzeugt. Diese Modelle sollen die zum Teil sehr unterschiedlichen Formen von Aortenaneurysmen enthalten.

In Abbildung 4.3.1 wird nochmals die Vielgestalt von Aortenaneurysmen verdeutlicht. In der oberen Reihe (a-d) sind präoperative und in der unteren Reihe (e-h) sind postoperative Aufnahmen von MPR-Schichten dargestellt. Die äußeren Aneurysmenkonturen von (a) und (e) sind in (b) bzw. (f) eingezeichnet (gelb), und in (d) ist die Position des Aneurysmas mit einem roten Kreis angegeben. Auffällig in Abbildung 4.3.1 ist vor allem der enorme Größenunterschied bei den Thromben – zum Beispiel zwischen (a) und (c). Neben den enormen Größenunterschieden ist eine Segmentierung der äußeren Kontur wegen des teilweise geringen Kontrastes (a) und (e) zum umliegenden Gewebe extrem schwierig.

Die Größenunterschiede und der geringe Kontrast zum umliegenden Gewebe rechtfertigen daher den Einsatz eines statistischen Modells für Form und eingeschlossene Textur.

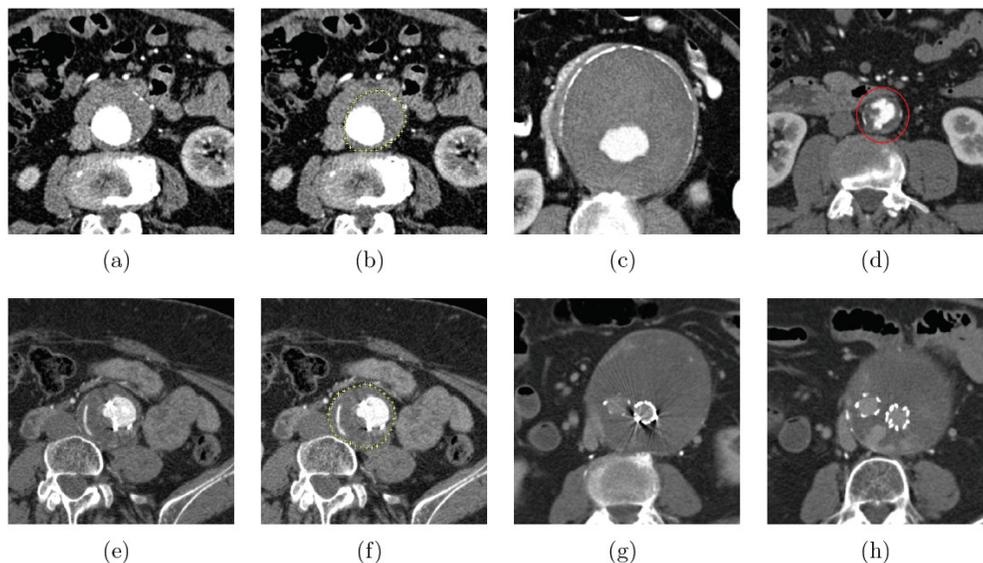


Abbildung 4.3.1 – Beispiele für Aortenaneurysmen [62]

Statistische Verfahren zur Aortensegmentierung

Von de Bruijne et al. [24], [25] und [26] wird ein statistischer Ansatz zur Segmentierung von röhrenförmigen Objekten vorgestellt, der auf die Segmentierung von Aortenaneurysmen angewandt wurde. Der statistische Ansatz basiert auf einer Modifikation der Verfahren Active Shape Models und Active Appearance Models. Um die Flexibilität im Shape-Modell zu erhöhen, wurden die Deformation der Objektachse und die Deformation der MPR-Schichten unabhängig voneinander modelliert. Außerdem wurde das Appearance-Modell des ursprünglichen Active Shape-Ansatzes dahingehend verändert, dass neben den Konturpunkten auch Punkte außerhalb der Kontur für das Modelltraining genutzt werden.

Das Verfahren von Olabarriaga et al. [94], [95] und [96] basiert auf einem deformierbaren 3D-Ansatz. Dabei werden externe Kräfte für den deformierbaren Ansatz aus einem statistischen Modell abgeleitet. Das statistische Modell wird aus Grauwertprofilen, die zu manuellen Segmentierungen gehören, erstellt, wobei die Profile senkrecht durch die Gefäßwand laufen. Für die Segmentierung einer unbekanntenen Schicht wird mit dem statistischen Modell und dem k-Nearest-Neighbour-Algorithmus (KNN) klassifiziert, ob ein Punkt innerhalb, außerhalb oder auf der Kontur liegt.

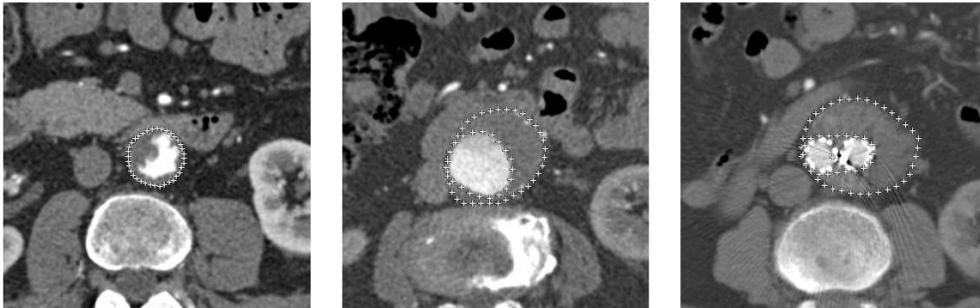


Abbildung 4.3.2 – Verschiedene Annotationen von Aortenaneurysmen

Methoden

Die Trainingsmodelle für das Active Appearance Model wurden aus manuellen Segmentierungen gewonnen, die in Form von Binärvolumina vorlagen. Zur Generierung der Annotation wurde ein Trainingsprogramm entwickelt, das auf MPR-Schichten – die orthogonal zur Gefäßmittellinie liegen – arbeitet. Die Landmarken für die Thrombus- bzw. Lumenkontur werden in den Binärvolumina durch eine strahlbasierte Suche generiert. Dazu werden Strahlen in gleichen Winkelabstän-

den, ausgehend von der Gefäßmittellinie, ausgesandt. Durch diese Vorgehensweise bestehen alle Trainingskonturen aus der gleichen Anzahl von Landmarken. Abbildung 4.3.2 zeigt verschiedene Annotationen von prä- und postoperativen Aortenaneurysmen.

Jede Annotation im Trainingsset wird durch einen Shape-Vektor repräsentiert, der die Koordinaten der Landmarken enthält. Diese Shape-Vektoren werden für das Active Appearance Model-Training mit Hilfe der Procrustes-Analyse aneinander ausgerichtet. Dadurch werden Variationen durch euklidische Transformationen eliminiert und es entsteht das so genannte Point Distribution Model. Außerdem wird die durchschnittliche Form eines Trainingssets (Mean Shape) aus diesem Point Distribution Model berechnet. Abbildung 4.3.3 zeigt das Point Distribution Model und die Mean Shape für Lumenkontur (innen) und Thrombuskontur (außen) aus einem Trainingsset von Aortenaneurysmen.

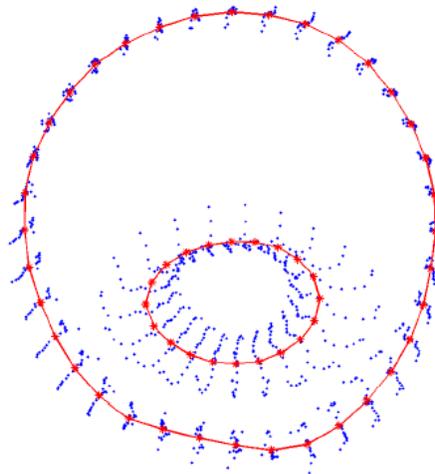


Abbildung 4.3.3 – Point Distribution Model (blau) und Mean Shape (rot) von Aortenaneurysmen

Die Texturen werden durch Triangulation der Shapes und anschließendes stückweise affines Image Warping uniform aus den Bildern extrahiert. Durch Hauptkomponentenanalyse kann die Variation der Form und Textur auf wenige Parameter reduziert werden, die zur Abdeckung eines vorgegebenen Anteils der Varianz im Trainingsset geeignet sind.

Das Active Appearance Model ist nach erfolgtem Training in der Lage, durch Modifikation dieser Parameter MPR-Schichten zu segmentieren, indem der Texturfehler des parametrisierten Active Appearance Models, von einer initialen Vor-

gabe ausgehend, iterativ minimiert wird. Als Fehlermaß wird die Differenz zwischen der vom Modell generierten Textur und der aus dem Bild gesampelten Textur herangezogen.

Zum Trainieren der Modelle wurden mehrere verschiedene Methoden angewandt, die unterschiedliche Konfigurationen der Annotation (Abbildung 4.3.4) und unterschiedliches Vorgehen bei der Berechnung des Texturmodells beinhalten (normierte bzw. nicht normierte Grauwerte).

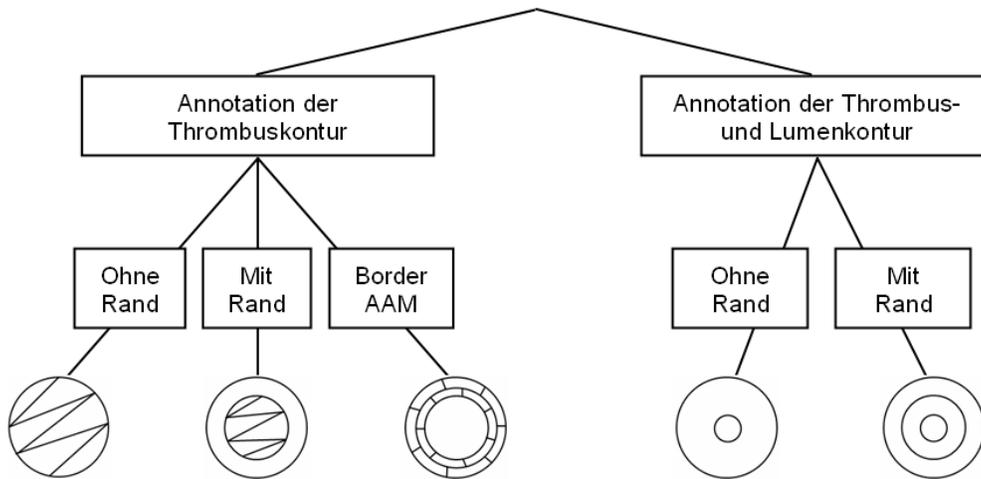


Abbildung 4.3.4 – Unterschiedliche Konfigurationen der Annotation für das Training der AAMs

Das Einbeziehen eines Randbereiches durch entsprechende Annotation dient dazu, dem Modell spezifischere Texturinformationen zum Erscheinungsbild der äußeren Aneurysmenkontur zur Verfügung zu stellen. Bezüglich des Texturmodells wurde der Einfluss der in der AAM-Formulierung enthaltenen Texturnormierung untersucht, die bei Anwendung auf CT-Daten dem Modell Informationen über die tatsächlichen Intensitätswerte entzieht. Zum Vergleich dieser unterschiedlichen Vorgehensweisen wurde der Point-to-Curve-Fehler für die Schichten der einzelnen Datensätze (Leave-One-Out-Methode) bestimmt.

Um einen kompletten CT-Datensatz zu segmentieren, wird die erste MPR-Schicht manuell segmentiert (bei den automatisierten Tests wurde die vorhandene Referenzsegmentierung verwendet) und daraus die initiale Modellparameterkonfiguration gewonnen. Unter Ausnutzung der Ähnlichkeit von benachbarten MPRs wird die resultierende Parameterkonfiguration jeweils zur Initialisierung in der benachbarten MPR verwendet.

4.4. Iterativer graphbasierter Ansatz

In diesem Abschnitt soll ein graphbasierter Ansatz zur Segmentierung der äußeren Kontur von Aortenaneurysmen vorgestellt werden.

Gerade MPR-Schichten mit sehr schwachen Konturen zwischen Thrombus und umliegendem Gewebe bereiten den Ansätzen aus Kapitel 4.2 und Kapitel 4.3 Schwierigkeiten. Ein typisches Beispiel einer solchen MPR-Schicht findet sich in Abbildung 4.4.1. In der Mitte der Abbildung 4.4.1. ist das kontrastierte Lumen (L) zu sehen, das relativ einfach zu segmentieren ist und sich klar vom umliegenden Gewebe abgrenzt. Durch die Mitte des Lumens verläuft auch die Mittellinie, zu der die MPR-Schicht gehört (Abbildung 4.4.1.). Der Thrombus (T) in dieser MPR-Schicht hat sich in diesem Beispiel nur einseitig zum Lumen – nach rechts unten – gebildet. Dabei ist die äußere Kontur gegenüber den umliegenden Strukturen (S) kaum zu erkennen. Einzig ein paar Kalzifikationen lassen den Betrachter die äußere Kontur erahnen.

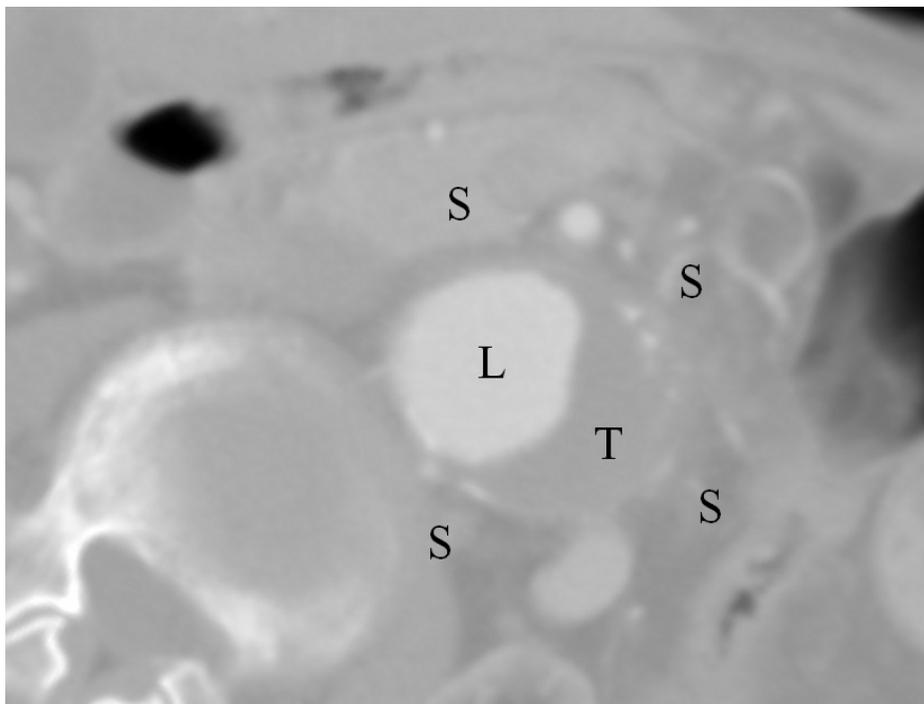


Abbildung 4.4.1 – MPR-Schicht einer CTA-Aufnahme mit Lumen (L), Thrombus (T) und umgebender Struktur (S)

Graphbasierter Ansatz zur semiautomatischen Segmentierung

Von Bodur et al. [9] wird ein Verfahren zur semiautomatischen Segmentierung von Aortenaneurysmen vorgestellt. Das Verfahren berechnet zuerst die Gefäßmittellinie in einem Teilbereich der Aorta. Dazu muss der Benutzer zwei Saatpunkte oberhalb und unterhalb des Aneurysmas setzen. Entlang dieser Mittellinie werden danach MPR-Schichten – orthogonal zur Mittellinie – berechnet. Auf den MPR-Schichten werden anschließend mit einem veränderten isoparametrischen Algorithmus von Grady und Schwartz [61] die Thrombuskonturen segmentiert. Der isoparametrische Algorithmus wurde um einen Term erweitert, so dass kreisförmige Ergebniskonturen – wie sie in den MPR-Schichten von Aortenaneurysmen vorkommen – bevorzugt werden [9].

An dieser Stelle soll noch auf ein Verfahren von Schmitt et al. [107] zur Segmentierung von Aorten in postoperativen CTA-Bildern hingewiesen werden. Der Ansatz klassifiziert zusammenhängende Regionen anhand ihrer Grauwerte, um das Aortenlumen zu bestimmen. Danach wird mit einer Distanztransformation die Gefäßmittellinie der Aorta berechnet und orthogonale 2D-Schichtbilder generiert. Diese Schichtbilder werden danach genutzt, um Länge und Durchmesser des Aneurysmas manuell zu vermessen.

Neuer Ansatz

Der graphbasierte Ansatz zum Segmentieren von Aortenaneurysmen aus dieser Arbeit startet mit der Berechnung der Mittellinie des Gefäßes. Dazu müssen zwei benutzerdefinierte Saatpunkte oberhalb und unterhalb des Aortaaneurysmas gesetzt werden. Danach wird automatisch die Mittellinie des Lumens zwischen den beiden Saatpunkten berechnet. Anhand der resultierenden Mittellinie werden anschließend die MPR-Schichten für den Aufbau des Graphen ermittelt. Die einzelnen MPR-Schichten liegen jeweils senkrecht zu einem Punkt auf der Mittellinie, um eine gewisse Kreisförmigkeit der Thrombuskontur auf der Schicht sicherzustellen.

Außer den zwei Saatpunkten – proximal und distal zum Aortaaneurysma – muss der Benutzer für diesen Ansatz noch die erste Thrombuskontur distal zum Aneurysma segmentieren. Ausgehend von dieser manuell segmentierten Kontur wird die iterative Segmentierung gestartet. Segmentiert der Benutzer weitere Konturen, werden diese in die automatische Segmentierung mit einbezogen. Dadurch kann der Algorithmus in sehr schwer zu segmentierenden Schichten unterstützt werden.

Graph Konstruktion

Nachdem die Gefäßmittellinie und die dazugehörigen MPR-Schichten berechnet sind, wird der Graph für die Segmentierung der äußeren Aneurysmenkontur konstruiert. Die Konstruktion des Graphen basiert auf den Methoden von Li et al. [83]. Dabei werden die einzelnen MPR-Schichten „entfaltet“, indem die Knoten für den Graphen an verschiedenen Strahlen entlang abgetastet werden. Die einzelnen Strahlen werden in radialer Richtung – ausgehend von der Mittellinie – ausgesandt.

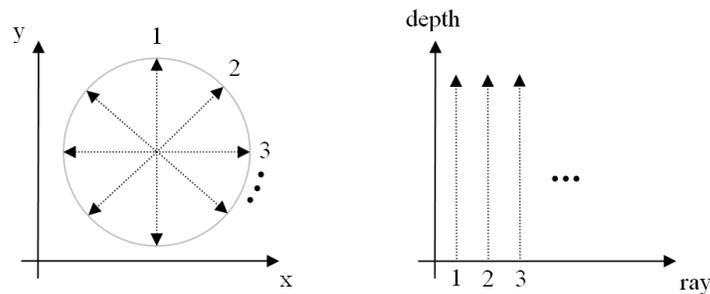


Abbildung 4.4.2 – Prinzip der Graphkonstruktion

Abbildung 4.4.2 veranschaulicht das Prinzip der Graphkonstruktion. Auf der linken Seite der Abbildung 4.4.2 sind die Strahlen dargestellt, die auf einer MPR-Schicht vom Lumenmittelpunkt in radialer Richtung ausgesandt werden. Entlang dieser Strahlen werden dann in äquidistanten Abständen Voxel für den Graphen abgetastet (Abbildung 4.4.2, rechts).

In Abbildung 4.4.3 ist ein Beispiel für die „Entfaltung“ einer MPR-Schicht zu sehen. Dazu wurden fünfzig Strahlen im Uhrzeigersinn – beginnend bei 12 Uhr – vom Lumenmittelpunkt ausgesandt.

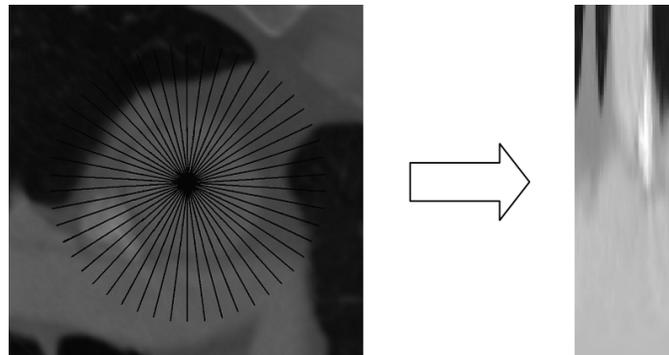


Abbildung 4.4.3 – „Entfaltung“ einer MPR-Schicht

Während des Entfaltungsprozesses bekommen die abgetasteten Voxel für den Graphen Kosten zugewiesen. Diese werden für die spätere Segmentierung benötigt. Die Höhe der einzelnen Kosten bei der Aortensegmentierung hängt davon ab, wie ähnlich der Grauwert des abgetasteten Voxel dem mittleren Grauwert des Thrombus ist (je näher der abgetastete Grauwert an dem mittleren Grauwert liegt, desto geringer sind die Kosten für den Graphen). Dadurch bekommen die Voxel bzw. die dazugehörigen Knoten aus dem Graphen, die einen sehr thrombusähnlichen Grauwert aufweisen, sehr gute (niedrige) Kosten. Wenn allerdings umliegende Strukturen berücksichtigt werden, können auch Voxel mit thrombusähnlichen Grauwerten für den Thrombus nicht in Frage kommen. Das ist zum Beispiel im Bereich der Lunge der Fall, in der Voxel die Luft aus der Lunge repräsentieren. In keinem der CT-Datensätze für diese Arbeit ist es vorgekommen, dass diese Voxel eingeschlossen oder auch nur teilweise eingeschlossen wurden. Daher wurden diese Informationen mit in die Graphkonstruktion einbezogen, indem alle Knoten eines Abtaststrahls, die hinter einem Lungenbereich lagen, hohe Kosten bekamen.

Nachdem alle MPR-Schichten entlang der Lumenmittellinie zu zweidimensionalen Graphen „entfaltet“ sind, startet die iterative Segmentierung bzw. das Tracking der äußeren Aortenkontur. Für das Tracking wurden immer zwei benachbarte 2D-Graphen zu einem 3D-Graphen zusammengesetzt. Diese Konstruktion des dreidimensionalen Graphen basiert auf den Methoden, die von Li et al. [83] vorgestellt werden. Dabei regeln zwei Parameter (Delta-Werte) die Steifigkeit der Segmentierung:

- zwischen den Schichten
- entlang der Kontur

Durch die Delta-Werte ist es möglich, eine Flexibilität für die zu segmentierende Kontur vorzugeben. Kleine Delta-Werte erlauben der Ergebniskontur, wenig gekrümmt zu sein – ähnlich dem Beta-Wert bei den Aktiven Konturen.

Iterative Segmentierung

Die iterative Segmentierung beginnt mit der Konstruktion eines dreidimensionalen Graphen aus zwei benachbarten (und „entfalteten“) Schichten. Dazu wird die erste manuell segmentierte Schicht (proximal) und die benachbarte Schicht (distal) entlang der Mittellinie verwendet. Für die „entfaltete“ Schicht der manuell segmentierten Kontur werden die Kosten der Knoten dahingehend verändert, dass

alle Knoten, die zur manuellen Kontur gehören, minimale Kosten zugewiesen bekommen. Alle anderen Knoten bekommen maximale Kosten zugewiesen. Damit wird sichergestellt, dass der Graph der manuell segmentierten Schicht im Bereich der Kontur fest verankert ist. Zusätzlich wird die manuelle Kontur benutzt, um einen begrenzten Bereich in der benachbarten Schicht aufzubauen. In Abbildung 4.4.4 ist auf der linken Seite eine MPR-Schicht zu sehen, bei der die äußere Thrombuskontur eingezeichnet ist (weiße Punkte). Auf der rechten Seite der Abbildung 4.4.4 ist der begrenzte Suchbereich einer benachbarten Schicht entlang der Mittellinie dargestellt. Dieser Bereich wurde durch eine Vergrößerung und Verkleinerung der benachbarten Kontur (Abbildung 4.4.4 links) erzeugt. Nur in diesem Bereich wird die spätere Berechnung der äußeren Kontur ausgeführt. Alle Voxel bzw. die dazugehörigen Knoten, die innerhalb und außerhalb des Bereichs liegen (schwarze Bereiche in Abbildung 4.4.4), bekommen maximale Kosten zugewiesen.

Die Breite des Suchbereichs wird anhand der Abstände zwischen den MPR-Schichten ausgemacht. Haben zwei Schichten entlang der Mittellinie einen kleinen Abstand, kann auch die Breite des Suchbereichs klein gewählt werden, weil in diesem Fall große Änderungen der Thrombuskonturgröße von Schicht zu Schicht nicht zu erwarten sind. Auf jeden Fall muss durch diese Vorgehensweise sichergestellt werden, dass die noch nicht segmentierte äußere Kontur im Suchbereich enthalten ist. In Abbildung 4.4.4. ist zu erkennen, dass die Thrombuskontur in diesem Bereich enthalten ist und somit die Breite des Suchbereichs ausreichend groß gewählt wurde.

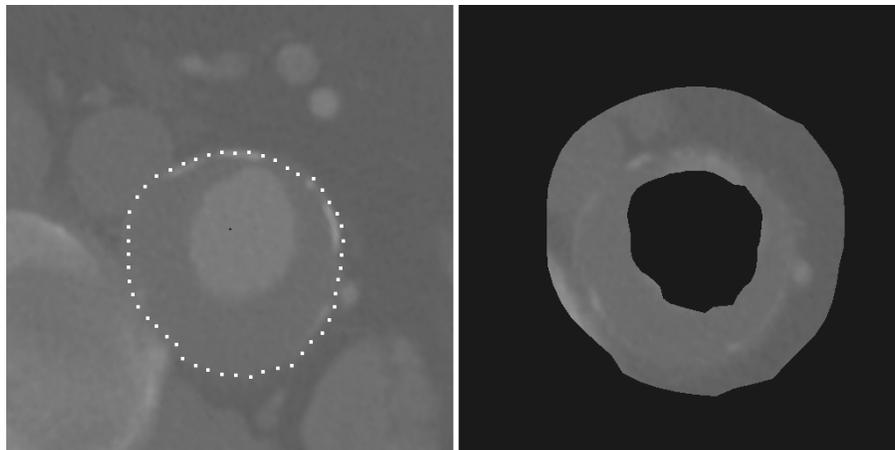


Abbildung 4.4.4 – Segmentierungsergebnis der äußeren Kontur (links) und begrenzter Suchbereich einer benachbarten Schicht (rechts)

Die Abstände zwischen den MPR-Schichten regeln nicht nur die Breiten der Suchbereiche, sondern auch die Delta-Werte für die Steifigkeit. Sind die Abstände sehr klein, können auch hier kleine Werte für Delta genommen werden, da die Konturgröße von zwei angrenzenden Schichten ähnlich sein wird.

Nachdem der erste dreidimensionale Graph aufgebaut ist, wird die optimale Segmentierung der äußeren Aneurysmenkontur – auf der distalen Schicht – mit einem Min-Cut-Algorithmus berechnet [11]. Die segmentierte Kontur dient im Anschluss als neue Ausgangskontur für den nächsten Iterationsschritt, bei dem die vormals distale Schicht die neue proximale Schicht wird.

Iterative Segmentierung mit mehreren manuellen Konturen

Wird dem Algorithmus mehr als eine manuelle Kontur vom Benutzer zur Verfügung gestellt, startet die iterative Segmentierung von allen diesen MPR-Schichten (Abbildung 4.4.5). Dabei stoppen die Iterationen jeweils auf dem halben Weg zur benachbarten Schicht. Für dieses Verhalten wurde der oben vorgestellte Algorithmus so modifiziert, dass das Tracking nicht nur in eine Richtung entlang der Mittellinie abläuft. Die iterative Segmentierung kann sowohl von der Aortenklappe in Richtung Iliac-Gefäße verlaufen, als auch von den Iliac-Gefäßen Richtung Aortenklappe.

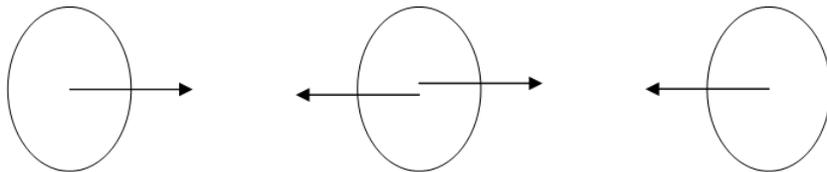


Abbildung 4.4.5 – Trackingprinzip mit mehreren manuell segmentierten Schichten

3D-Modell

Im Anschluss an die Segmentierung wird die äußere Gefäßwand der Aorta als dreidimensionales Modell visualisiert. Dazu wird zunächst ein Drahtgittermodell aus dem Segmentierungsergebnis konstruiert. Dieses zylindrische Drahtgittermodell besteht aus einer Triangulation des Min-Cut-Ergebnisses auf den einzelnen Schichten. Danach wird dieses Modell voxelisiert, um eine dreidimensionale Maske der Aorta zu erhalten. Von Dachille und Kaufman [22] wird ein Verfahren zur Voxelisierung von Drahtgittermodellen bestehend aus Dreiecken vorgestellt.

In Abbildung 4.4.6 ist auf der linken Seite das triangulierte Segmentierungser-

gebnis einer Aorta dargestellt. Auf der rechten Seite der Abbildung 4.4.6 ist die voxelisierte Aortamaske zu sehen, die in die 3D-Ansicht der Patientenaufnahme eingeblendet wurde.

Abbildung 4.4.7 zeigt zum einen das Min-Cut-Ergebnis einer Thrombussegmentierung (weiße Punkte), zum anderen ist die Aortamaske in die MPR-Schicht eingeblendet worden. Die MPR-Schicht aus Abbildung 4.4.7 gehört zu dem weißen Rechteck aus Abbildung 4.4.6 auf der rechten Seite.

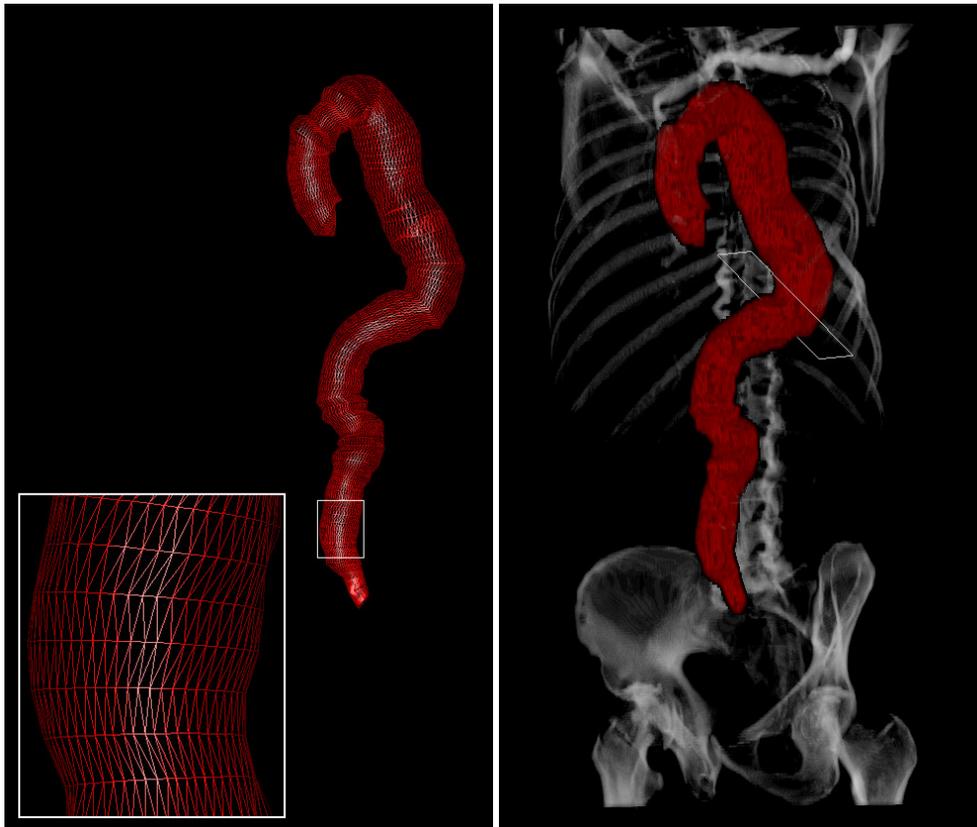


Abbildung 4.4.6 – Trianguliertes Segmentierungsergebnis (links) und 3D-Modell der Aorta (rechts)

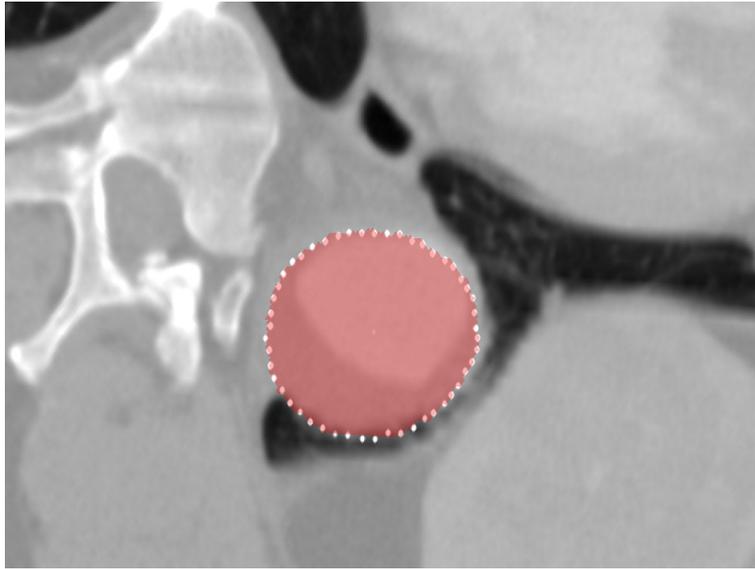


Abbildung 4.4.7 – Segmentierungsergebnis des Min-Cut-Algorithmus (weiße Punkte) und eingeblendete Aortamaske (rot)

Zusammenfassung des graphbasierten Ansatzes

In diesem Abschnitt wurde ein graphbasierter Ansatz zur Aortensegmentierung vorgestellt. Der iterative Ansatz nutzt zu Beginn die Information von mindestens einer manuell segmentierten Thrombuskontur, um den Segmentierungsbereich in der angrenzenden Schicht einzugrenzen. Diese Vorgehensweise setzt sich mit der angrenzenden Schicht fort, sobald die Segmentierung erfolgt ist. Dadurch wird diese graphbasierte Segmentierung:

- schneller
- robuster

Schneller wird das Verfahren dadurch, dass nur noch ein relativ schmaler Streifen zur Graphkonstruktion verwendet wird. Robuster wird das Verfahren, indem nur noch innerhalb dieses Graphen nach der äußeren Kontur gesucht wird und Konturen oder Konturteile in den umliegenden Gewebestrukturen ausgeblendet werden. Zusätzlich wurden anatomische Merkmale für den Aufbau des Graphen berücksichtigt.

Bei dem iterativen Verfahren ist es außerdem möglich, mehrere Thrombuskonturen manuell zu segmentieren und dem Algorithmus zur Verfügung zu

stellen. Die zusätzlichen Konturen werden dazu genutzt, die iterative Segmentierung von mehreren Seiten zu starten, dadurch wird ein viel genaueres Ergebnis erzielt.

4.5. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden mehrere Verfahren zur automatischen Segmentierung von Aortenaneurysmen entwickelt und vorgestellt. Mit den Segmentierungsverfahren sollen die aufwendige manuelle Segmentierung beschleunigt und reproduzierbare Ergebnisse erzeugt werden. Zielsetzung war in erster Linie eine Segmentierung der äußeren Kontur des Aneurysmas. Die Problematik der Thrombussegmentierung liegt insbesondere im geringen Kontrast zwischen dem Thrombusgewebe und den umliegenden Gewebestrukturen und der Vielgestalt der Aneurysmenkonturen.

Das erste der drei entwickelten Verfahren basiert auf dem Verfahren der Aktiven Konturen. Dazu wurde in einem ersten Schritt – ausgehend von der Gefäßmittellinie – die innere Kontur mit einem Schwellwertverfahren segmentiert. Eine Vergrößerung der inneren Kontur wurde danach als Initialkontur für das ACM verwendet. Diese Initialkontur wird zusätzlich durch eine externe Kraft an die ursprüngliche innere Kontur gebunden.

Der zweite Ansatz zur Aortensegmentierung basiert auf dem statistischen Verfahren der Active Appearance Models. Für diesen Ansatz muss zuerst ein statistisches Modell erstellt werden, das möglichst viele und sehr unterschiedliche äußere Konturen repräsentiert. Zum Training eines Modells wurden verschiedene Methoden präsentiert, die mit manuell segmentierten äußeren Konturen arbeiten.

Weiterhin wurde in diesem Kapitel ein iterativer graphbasierter Ansatz zur Aortensegmentierung entwickelt. Der Ansatz „entfaltet“ iterativ einzelne MPR-Schichten entlang der Gefäßmittellinie, um dreidimensionale Graphen – bestehend aus zwei solchen „entfalteten“ MPR-Schichten – aufzubauen. Der Ansatz benötigt mindestens eine manuell segmentierte Schicht, ist aber darauf ausgelegt, zusätzlich manuell segmentierte Schichten automatisch in die Segmentierung mit einzubeziehen.

5. Computergestützte Diagnose und Kontrolle

5.1. Einleitung

Unter einer Computergestützten Diagnose versteht man die Ermittlung einer gesundheitlichen Störung durch den Einsatz von Computer bzw. Computerprogrammen. In diesem Kapitel werden drei Verfahren aus der Computergestützten Diagnose vorgestellt, die zur Behandlung von krankhaften Gefäßerweiterungen beitragen sollen. Dabei benötigen alle drei Verfahren aus diesem Kapitel eine vorherige Segmentierung des Gefäßes, wie sie zum Beispiel in Kapitel vier vorgestellt worden ist.

Die ersten beiden Verfahren aus diesem Kapitel beziehen sich auf die Phase der Therapieplanung von krankhaften Gefäßerweiterungen (Aneurysmen). Gerade bei der Planung eines endovaskulären Eingriffs zur Behandlung eines Bauchaortenaneurysmas – das sich sehr nahe an der Iliac Verzweigung gebildet hat – werden einige Maße für die Auswahl einer passenden verzweigten Prothese (Y-Stent) benötigt. Diese werden normalerweise von einem Mediziner vor dem Eingriff manuell in den Computertomographie-Aufnahmen des Patienten bestimmt. Ein Algorithmus aus der Computergestützten Diagnose kann in einem solchen Fall das Gefäß automatisch Vermessen und die manuell bestimmten Werte des Mediziners verifizieren.

Das dritte Verfahren, das in diesem Kapitel vorgestellt werden soll, zielt auf die Unterstützung postoperativer Nachuntersuchungen von Aortenaneurysmen. Dabei wird in der Praxis das Funktionieren von eingesetzten Prothesen untersucht und unter anderem überprüft, ob zum Beispiel Endoleaks entstanden sind oder eine Verschiebung der Prothese aufgetreten ist. Diese sehr zeitaufwendigen Nachuntersuchungen – bei dem eine Mediziner die CT-Aufnahmen eines Patienten Schicht für Schicht durchgeht – sollen durch einen Algorithmus aus der Computergestützten Diagnose automatisch in den CT-Daten des Patienten gefunden und visualisiert werden.

Teile des in diesem Kapitel präsentierten Materials wurden in den Publikationen [42], [65] und [86] veröffentlicht.

5.2. Gefäßvermessung

Problemstellung

Um eine passende Prothese vor einer schonenden endovaskulären Behandlung auszuwählen, benötigt man die genauen Abmessungen des zu behandelnden Gefäßabschnitts (zum Beispiel Durchmesser, Länge). Nach dem Einsetzen kann eine Prothese mit falschen Abmaßen sich verschieben und Gefäßabzweigungen verdecken. Gerade bei der komplexen Planung von Bauchaortaaneurysmen, die mit einer verzweigten Prothese behandelt werden, müssen dabei eine ganze Reihe von Durchmessern und Längen bestimmt werden, was mit einem enormen Zeitaufwand verbunden ist. In Abbildung 5.2.1 ist ein Datenblatt der Firma Gore zu sehen. In dem Datenblatt werden alle relevanten Größen für die spätere Auswahl eines Y-Stents (Gore Excluder) eingetragen. Dabei sind für diese Arbeit die Größen relevant, die aus den CT-Aufnahmen entnommen werden (Eintrag „CT“ in Spalte „Format“ aus dem Gore Datenblatt).

Gore / Patient Confidential Information

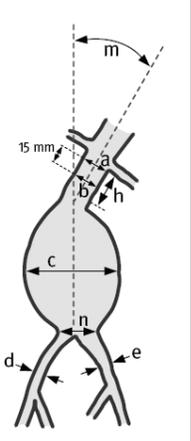
Patient ID: Calibration Factor: MEASUREMENT FORM 

Physician: CT Date:

Institution: Angiogram* Date: MMS* Date:

*Angiogram not required if contrast-enhanced spiral CT with 3-D reconstruction performed or MMS CD available.

Anatomical Location	Diameter Units	Format	Table Position
a Aortic Diameter at Proximal Implantation Site	mm	CT	
b Aortic Diameter - 15 mm Inferior to Proximal Implantation Site	mm	CT	
c Maximum Outer Aneurysm Diameter	mm	CT	
d Right Common Iliac Diameter	mm	CT	
e Left Common Iliac Diameter	mm	CT	
f Right External Iliac Diameter	mm	CT	
g Left External Iliac Diameter	mm	CT	
h Aortic Neck Length (≥ 15 mm)	mm	Angio / MPR / MMS	
i Length from Lower Renal to Right Internal Iliac	mm	Angio / MPR / MMS	
j Length from Lower Renal to Left Internal Iliac	mm	Angio / MPR / MMS	
k Right Iliac Length for Sealing	mm	Angio / MPR / MMS	
l Left Iliac Length for Sealing	mm	Angio / MPR / MMS	
m Proximal Aortic Neck Angle ($\leq 60^\circ$)	$^\circ$	Angio / MPR / MMS	AP / LAT
n Minimum Diameter of Distal Neck	mm	CT	
o Length from Lowest Renal to Native Bifurcation of the Aorta	mm	Angio / MPR / MMS	



Trace the Angiogram (including marker catheter)

GORE, EXCLUDER, and designs are trademarks of W. L. Gore & Associates. © 2003 W. L. Gore & Associates, Inc. AP1663-EN4

1. Are the proximal and distal implantation sites free of significant thrombus (< 2 mm thickness and/or < 25% of circumference) and/or calcium? Yes No
2. Is the aortic neck free of any reverse taper (> 2 mm growth within 15 mm of neck)? Yes No
3. Is there adequate lumen diameter and retrograde access to contralateral limb? Yes No
4. Will distal artery diameter/tortuosity/calcification allow for 18 Fr sheath access on the right side? Yes No
5. Will distal artery diameter/tortuosity/calcification allow for 18 Fr sheath access on the left side? Yes No

Case planning / procedural notes / comments:

Abbildung 5.2.1 – Report-Blatt der Fa. Gore [125]

In diesem Abschnitt sollen zwei Ansätze zur Vermessung von Gefäßen vorgestellt werden, die jeweils automatisch alle relevanten Maße zur Auswahl einer verzweigten Prothese liefern und den behandelnden Arzt somit bei dieser zeitaufwendigen Prozedur unterstützen.

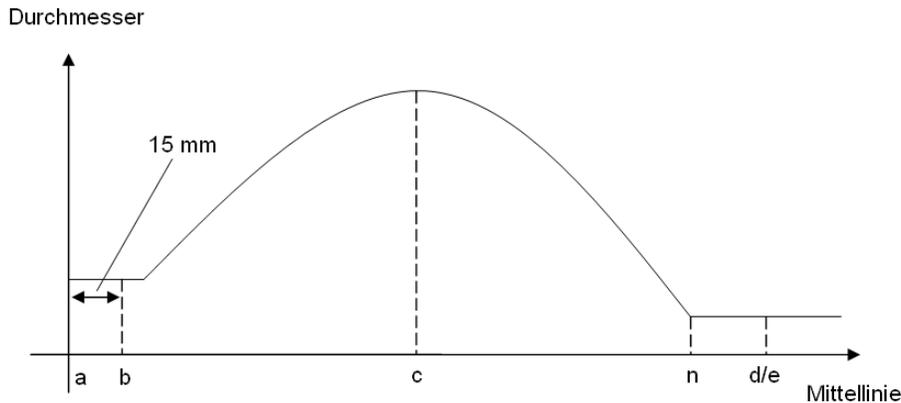


Abbildung 5.2.2 – Profilkurve einer Gefäßwand mit Werten a - e und n aus Abbildung 5.2.1

Verfahren zur Stent-Planung

Subramanyan et al. [116] und Beebe et al. [6] stellen semiautomatische Verfahren zur Stent-Planung von Bauchortenaneurysmen vor. Bei Subramanyan et al. wird zuerst der Gefäßbaum der Aorta berechnet, um danach anhand der Gefäßmittellinien verschiedene Maße zur Stent-Auswahl zu bestimmen. Beebe et al. konstruierten ein 3D Model von der Bauchorta. Dieses Model wird anschließend vermessen, um eine geeignete Prothese auszuwählen.

Ein weiterer Ansatz zur präoperativen Planung und zur intraoperativen Unterstützung der Operation von Aortenaneurysmen wird von Eiho et al. [45] präsentiert. Eiho et al. stellen auch ein semiautomatisches System zur Stent-Darstellung vor. Ein Segmentierungs- und Navigationstool zur Unterstützung der endovaskulären Behandlung von Aortenaneurysmen wird von Feuerstein et al. [48] vorgestellt. Wong und Chung [127] segmentieren die Abnormalitäten (Aneurysmen bzw. Stenosen) von verschiedenen Gefäßen, um daraus den approximativen Verlauf eines expandierten Stents zu berechnen.

Neue Ansätze zur automatischen Vermessung

Beide Ansätze zur automatischen Vermessung Bauchortaaneurysmen basieren auf dem Verfahren der aktiven Konturen im Dreidimensionalen und benötigen eine

vorherige Segmentierung des Gefäßes. Basierend auf einer solchen Segmentierung kann dann eine der beiden Vermessungsverfahren:

- lokal
- global

durchgeführt werden. Die beiden Verfahren sollen im Folgenden vorgestellt werden.

Lokale Vermessung

Das lokale Vermessungsverfahren arbeitet mit mehreren dreidimensionalen Aktiven Konturmodellen, die entlang der Gefäßmittellinie automatisch positioniert werden. Die einzelnen Modelle bestehen dabei aus fünf Schichten (Abbildung 5.2.3) um alle partiellen Ableitungen in vertikaler Richtung – entlang der Mittellinie – bilden zu können. Außerdem verhindern die internen Kräfte mehrerer benachbarter Schichten das Auslaufen einer einzelnen Schicht in ein lokales Maximum (zum Beispiel einen Gefäßabgang). In Abbildung 5.2.3 gehört die mittlere, grüne Schicht des Konturmodells zur dargestellten MPR-Schicht. Die vier benachbarten (zwei oberhalb und zwei unterhalb) Schichten des Konturmodells gehören zu den jeweils benachbarten MPR-Schichten auf der Mittellinie.

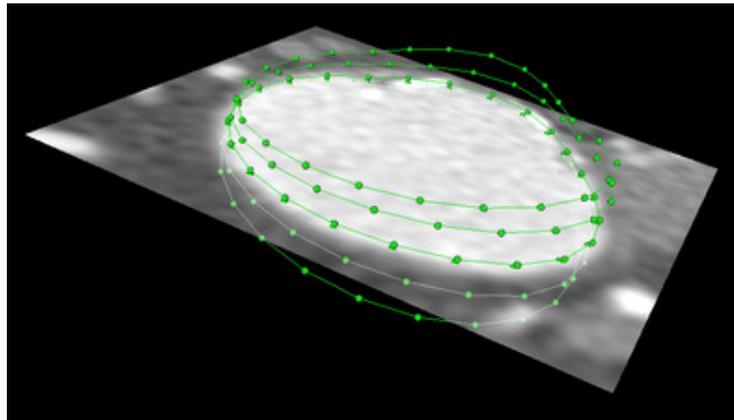


Abbildung 5.2.3 – Lokales Konturmodell bestehend aus fünf Schichten

Die automatische Positionierung der Konturmodelle beginnt bei einem benutzerdefinierten Saatpunkt oberhalb des Aneurysmas. Von diesem Saatpunkt aus wird ein lokales Konturmodell aufgebaut und entlang der Gefäßmittellinie ver-

schoben. Dabei werden alle relevanten Größen – Länge des Versiegelungsbereiches, maximaler Aneurysmendurchmesser, durchschnittliche Iliac Durchmesser, usw. – vermessen (Abbildung 5.2.4, links). Für die automatische Vermessung der einzelnen Größen ist die Iliac-Verzweigung besonders wichtig, da in diesem Bereich der minimale Durchmesser am distalen Ansatz bestimmt wird (Abbildung 5.2.1 *n*). Außerdem entspricht der maximale Gefäßdurchmesser oberhalb der Verzweigung dem maximalen Aneurysmendurchmesser (*c*). Weiterhin gibt der Verzweigungspunkt vor, ab welcher Stelle der durchschnittliche Durchmesser der rechten (*d*) und linken (*e*) Iliac-Arterie berechnet werden muss. Die automatische Berechnung der Iliac-Verzweigung läuft hierbei nach folgendem Schema an: Zuerst werden die rechte und die linke Gefäßmittellinie (die beide oberhalb des Aneurysmas beginnen und in dem jeweiligen Iliac-Gefäß enden) im Aortabereich zu einer gemeinsamen Mittellinie zusammengefasst. Danach sucht ein Algorithmus nach dem Verzweigungspunkt, an dem sich die gemeinsame (Aorta-) Mittellinie in die Iliac-Gefäße verzweigt.

Globale Vermessung

Das globale Vermessungsverfahren arbeitet – im Gegensatz zu dem lokalen Vermessungsverfahren – mit einem geschlossenen Aktiven Konturmodell, das über dem kompletten Gefäßabschnitt liegt (Abbildung 5.2.4, rechts). Äquivalent zur Stent-Simulation von verzweigten Prothesen aus dieser Arbeit wird ausgehend von den Mittellinien (Aorta, rechte Iliac und linke Iliac) ein geometrisches Modell für die Vermessung aufgebaut.

Nachdem das geometrische Modell konstruiert ist, passt es sich durch verschiedene interne und externe Kräfte an die Gefäßwand an. Die Gewichtungsparmeter der w_1 bis w_5 der internen Kräfte werden hierbei sehr klein gewählt, damit das Modell möglichst flexibel ist. Die externen Kräfte, die das Modell Richtung Gefäßwand drücken bzw. ziehen, setzen sich aus dem Gradientenabstieg $\nabla D(x, y, z)$ des Distanzbildes und einer radial wirkenden Ballonkraft F_{Ballon} zusammen.

Hat sich das Konturmodell an die Gefäßwand angepasst, können alle relevanten Größen entlang der Gefäßmittellinie – äquivalent zur lokalen Vermessung – aus dem Modell entnommen werden.

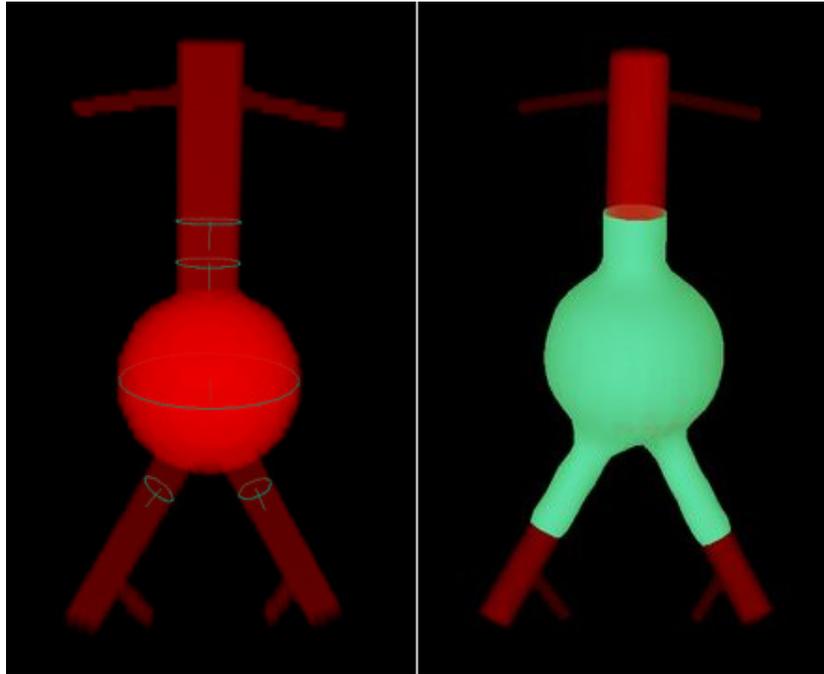


Abbildung 5.2.4 – Lokale Vermessung (links) und globale Vermessung (rechts)

Zusammenfassung der Vermessungsmethoden

In diesem Abschnitt wurden zwei Methoden zur automatischen Vermessung von Bauchaortenaneurysmen vorgestellt. Beide Verfahren benutzen ein Aktives Konturmodell im Dreidimensionalen, das durch die Tiefeninformation der benachbarten Schichten entlang der Gefäßmittellinie lokale Maxima ausgleicht. Auf Basis dieser genauen Messungen kann danach ein passender Stent für die endovaskuläre Behandlung eines Bauchaortaaneurysmas ausgewählt werden.

5.3. Erkennung von Endoleaks

Problemstellung

Um einer lebensbedrohlichen Aortaruptur vorzubeugen, werden diese und andere Aneurysmen im Allgemeinen mit Endoprothesen (Stents) therapiert, die in die Arterie eingesetzt werden und den Blutdurchfluss im Aneurysmabereich übernehmen. Bei erfolgreicher Behandlung sinkt der Druck auf die Gefäßwände und die Größenzunahme des Aneurysmasacks wird gestoppt, bzw. dieser schrumpft im Idealfall.

Anhand von CT-Aufnahmen, die in regelmäßigen Abständen von einem Patienten nach einer Behandlung gemacht werden, wird das korrekte Sitzen und Funktionieren der Prothese überprüft. Besonders das Auftreten von Löchern in der Prothese (Endoleaks) ist gefährlich, da weiterhin Blut in den Aneurysmasack strömt. Dadurch besteht die Gefahr, dass der Aneurysmensack sich weiter vergrößert und es zu einer Ruptur kommt.

Im Folgenden soll ein Ansatz vorgestellt werden, mit dem es möglich ist, die Detektion von Endoleaks nach einer Stent-Behandlung durch den Computer zu unterstützen.

Ansatz zur automatischen Erkennung von Endoleaks

Der Ansatz zur automatischen Erkennung von Endoleaks baut auf einer vorherigen Segmentierung des Gefäßes auf. Für die Erkennung von Endoleaks wird zunächst eine Maske des Thrombusvolumens generiert. Dazu werden die Segmentierungsergebnisse des Lumens und des Thrombus (umschließt und enthält deshalb erst mal auch das Lumen) schichtweise trianguliert und über die erste und letzte Schicht verschlossen, so dass zwei geschlossene Oberflächenmodelle entstehen (Abbildung 5.3.1).

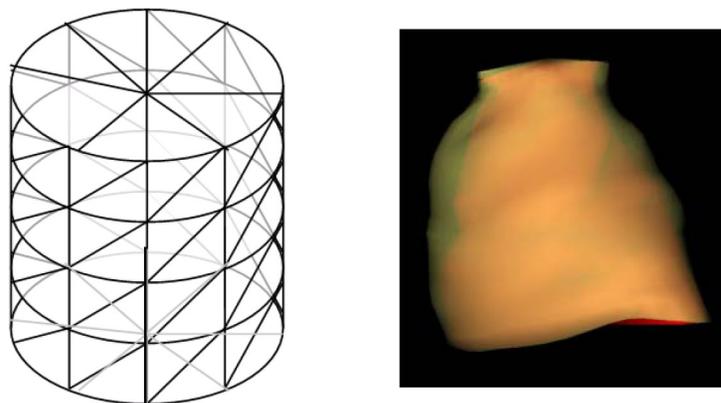


Abbildung 5.3.1 – Prinzip der Triangulierung von Lumen und Thrombus

Danach werden die beiden Oberflächenmodelle voxelisiert und voneinander abgezogen, um eine Thrombusmaske ohne das eingeschlossene Lumen zu erhalten. In Abbildung 5.3.2 ist das Prinzip der Berechnung der Thrombusmaske anhand eines Bauchaortenaneurysmas dargestellt:

- Thrombusmaske mit eingeschlossenem Lumen (a)
- Lumenmaske der linken Iliac Verzweigung (b)
- Lumenmaske der rechten Iliac Verzweigung (c)
- Thrombusmaske ohne Lumen (d)

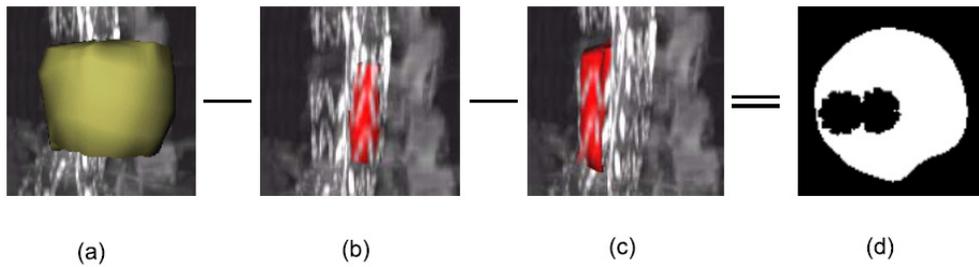


Abbildung 5.3.2 – Berechnung der Thrombusmaske ohne Lumen

Da das Ergebnisvolumen (Abbildung 5.3.2 c) den Stent zumindest noch teilweise enthält, wird dieser durch eine Schwellwertoperation und eine nachgeschaltete morphologische Dilatation und Erosion aus dem Volumen entfernt. Dadurch wird sichergestellt, dass Teile des Stents nicht irrtümlicherweise einem oder mehreren Endoleaks zugeordnet werden.

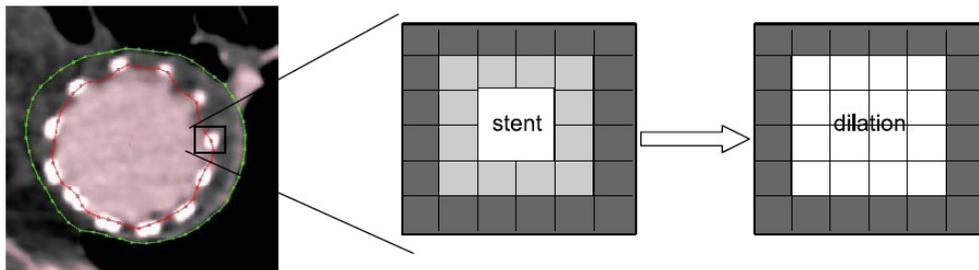


Abbildung 5.3.3 – Entfernung des Stents aus dem Thrombusvolumen

Nach der Entfernung des Stents im Thrombusvolumen wird nach einem zusammenhängenden Bereich von Bildpunkten oberhalb eines bestimmten Grauwertes θ gesucht. Zusätzlich muss dieser Cluster eine Mindestgröße haben, damit einzelne Voxel nicht als Endoleaks klassifiziert werden. Die Grauwertschwelle θ für die Endoleakzuordnung wird aus dem Grauwert des Thrombusgewebes bestimmt, da kontrastiertes Blut – das in den Aneurysmensack strömt – einen wesentlich höheren Grauwert hat (Abbildung 5.3.4).

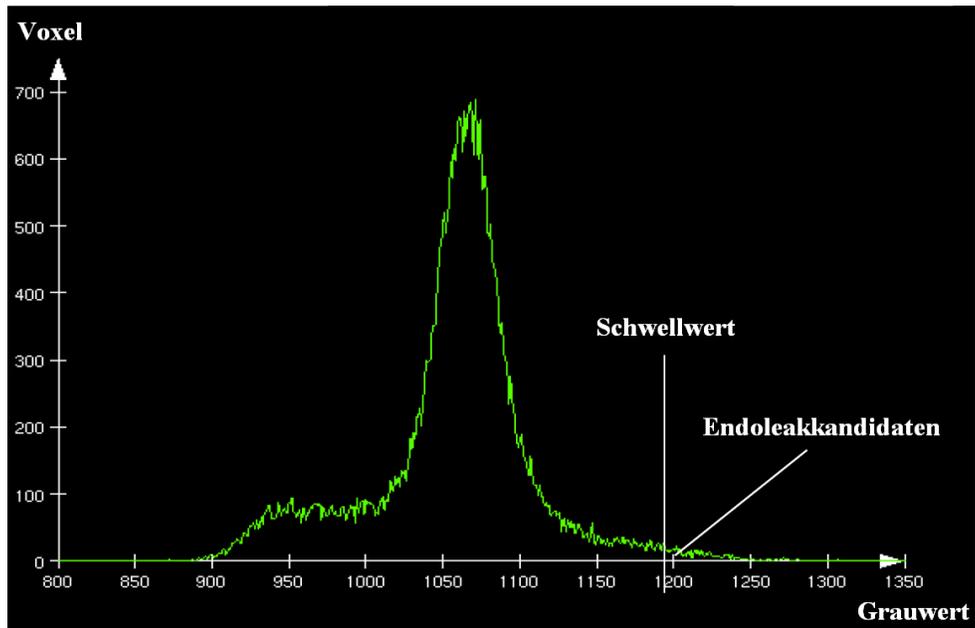


Abbildung 5.3.4 – Histogramm des Thrombusvolumens

In Abbildung 5.3.5 ist auf der linken Seite eine postoperative CT-Aufnahme mit implantierten Y-Stent zu sehen. In der Mitte der Abbildung 5.3.5 ist eine CT-Schicht des Bauchaortaaneurysmas mit Lumen (L), Thrombus (T) und Endoleak (Pfeil) dargestellt. Auf der rechten Seite der Abbildung 5.3.5 sind die beiden Iliac Lumen und die Metallteile des Y-Stents aus dem Thrombus entfernt (schwarzer Bereich im Thrombus). Die berechneten Endoleakkandidaten sind in violett eingezeichnet.

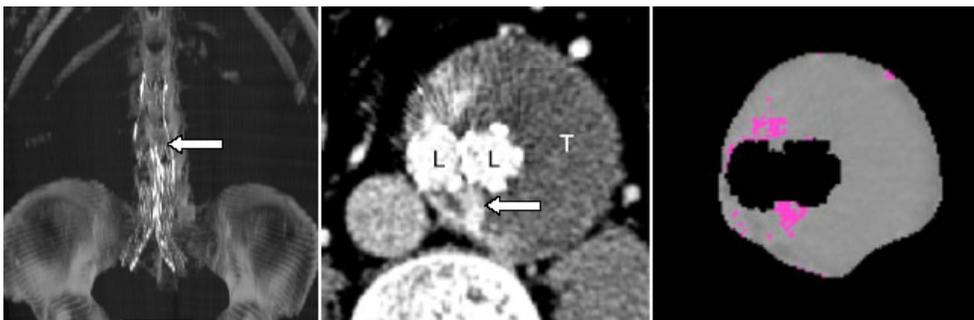


Abbildung 5.3.5 – Ergebnis einer Endoleakbestimmung

Zusammenfassung und Verarbeitungspipeline der Endoleak Erkennung

In diesem Absatz wurde ein Ansatz zur automatischen Bestimmung von Endoleakkandidaten vorgestellt. Mit diesem Ansatz kann die zeitaufwendige manuelle Bestimmung von Endoleaks, die normalerweise eine Schicht für Schicht Untersuchung des CT-Datensatzes erfordert, unterstützt und beschleunigt werden. Der vorgestellte Ansatz ist dabei insbesondere in der Lage, eine Liste von Endoleakkandidaten zu erstellen und auf eine Selektion hin die zugehörige Schichtaufnahme anzuzeigen.

In Abbildung 5.3.6 sind die einzelnen Schritte der automatischen Erkennung von Endoleaks noch einmal grafisch in einem Diagramm dargestellt. Nach der Analyse kann automatisch zu den Endoleakkandidaten navigiert werden, d.h. die zu den Endoleaks dazugehörigen MPR-Schichten werden dem Benutzer für eine Verifizierung automatisch angezeigt.

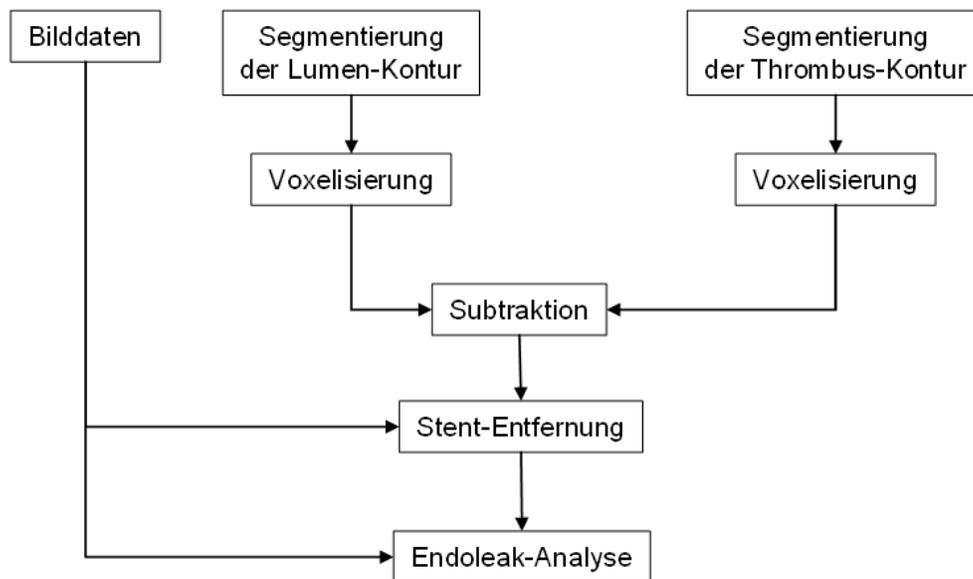


Abbildung 5.3.6 – Ablauf der automatischen Endoleak Erkennung

5.4. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden drei Ansätze aus der Computergestützten Diagnose vorgestellt, wobei alle Ansätze sich auf die Unterstützung der Behandlung von krankhaften Gefäßerweiterungen (Aneurysmen) beziehen.

Die ersten beiden vorgestellten Verfahren sollen die Phase der Therapiepla-

nung von Aneurysmen unterstützen. Dabei wurde insbesondere auf die komplexe Planung der Behandlung von Bauchaortenaneurysmen eingegangen, die zur Auswahl einer passenden endovaskulären Prothese einige Gefäßabmaße benötigt. Diese Maße werden durch die hier vorgestellten Verfahren automatisch aus dem vorsegmentierten Gefäß bestimmt.

Das dritte Verfahren unterstützt die sehr zeitaufwendigen Nachuntersuchungen von endovaskulären Behandlungen von Aortenaneurysmen. Dazu werden Endoleak-Kandidaten, die in Prothesen auftreten können, automatisch in den CT-Daten eines Patienten gefunden und visualisiert.

6. Bildbasierte Simulation

6.1. Einleitung

Dieses Kapitel befasst sich zum einen mit der Simulation und Visualisierung von Stents und zum anderen mit der Simulation von Kathetern bzw. Katheterwegen. Sowohl bei der Stent-Simulation als auch bei der Katheter-Simulation werden die Simulationsergebnisse in die CT-Daten der Patienten eingeblendet, um den behandelnden Arzt vor einem Eingriff bei der Auswahl einer geeigneten Prothese zu unterstützen.

Für die Stent-Simulation wird in diesem Kapitel auf das Verfahren der Aktiven Konturen im Dreidimensionalen zurückgegriffen. Die internen Kräfte aus diesem Verfahren dienen dabei der Simulation unterschiedlicher Elastizitäten und Materialeigenschaften verschiedener Prothesen. Die externen Kräfte dagegen simulieren die Widerstandskraft der Gefäßwand und die Kraft des Arztes beim Setzen eines Stents mit Ballonkatheter. Neben einem geometrischen Modell für nicht verzweigte Stents (Rohrprothesen) wird auch ein Modell für verzweigte Stents (Y-Stents) beschrieben, auf das die unterschiedlichen Kräfte wirken. Mit der Simulation von verzweigten Stents ist es auch möglich, die komplexe Planung der Behandlung von Bauchaortenaneurysmen zu unterstützen. Eine Besonderheit der verzweigten Stents sind die Kollisionskräfte, die im Verzweigungsbereich – Iliac-Verzweigung – der Prothese auftreten. Um diese Kräfte zu berücksichtigen, wurde im Rahmen dieser Arbeit ein spezieller Kollisionserkennungsalgorithmus entwickelt, der eine Selbstdurchdringung der virtuellen Prothese beim Expandieren verhindert.

Bei stark verengten Gefäßen erweitert ein expandierender Stent die Gefäßwand deutlich, um einen ausreichenden Blutfluss wiederherzustellen. Durch diese Dilatation des Gefäßes entstehen zum Teile starke Verformungen der Gefäßwand. Daher wird in diesem Kapitel ein weiterer Ansatz am Beispiel der Karotisstenose vorgestellt, der in der Lage ist, das elastische Verhalten der Gefäßwand explizit zu modellieren.

Der letzte Abschnitt dieses Kapitels befasst sich mit der Simulation von Kathetern bzw. Katheterwegen. Durch den virtuellen Pfad eines Katheters durch das zu behandelnde Gefäß soll die Stent-Simulation verbessert werden, da das geometrische Modell des virtuellen Stents – das dem realen Initialstent vor der Stent-Expansion entspricht – anhand dieses Pfades konstruiert wird.

Teile des in diesem Kapitel präsentierten Materials wurden in den Publikationen [33], [34], [35], [36], [37], [38], [39], [40], [41] und [43] veröffentlicht.

6.2. Stent-Simulation

6.2.1. Rohrprothesen

Problemstellung

Zur Wahl eines passenden Stents erfordert die endovaskuläre Behandlung von Gefäßerkrankungen die Kenntnis der individuellen Gefäßabmaße. Daher ist es sinnvoll, vor einem operativen Eingriff die Rohrprothesen zusammen mit den präoperativen CT-Daten zu visualisieren. Die verwendete physikalische Simulation soll darüber hinaus die Simulation des Verhaltens unterschiedlicher Stent-Bauarten beim Expandieren in der Arterie ermöglichen. Damit soll überprüft werden können, ob ein ausgewählter Stent richtig bemessen ist und für einen operativen Eingriff in Frage kommt.

In diesem Abschnitt wird das Konzept dieser Arbeit für die Simulation und Visualisierung von expandierenden Stents in einem dreidimensionalen Volumendatensatz vorgestellt.

Vorhandene Verfahren zur Simulation von Rohrprothesen

Ein Ansatz zur Simulation und Visualisierung von Rohrprothesen in Gefäßen wird von Florez-Valencia et al. [49] beschrieben. Die Oberfläche des virtuellen Stents wird bei diesem Ansatz durch eine Simplex-Mesh-Struktur dargestellt. Außerdem wird der Stent durch eine zusätzliche externe Kraft – die keinen Bezug zu den physikalischen Eigenschaften realer Stents hat – an die Gefäßmittellinie gebunden.

Ein Verfahren zur Stent-Expansion in einem virtuellen Trainingsprogramm für medizinische Instrumente wird von Lenoir et al. [79] beschrieben. Dem Verfahren liegt ein Finite-Elemente-Modell zugrunde. Die Kollision des virtuellen Stents mit anderen Instrumenten oder einer (künstlichen) Gefäßwand erfolgt über eine Liste von Punkten, die auf der Oberfläche des Stents verteilt sind.

Wong und Chung [127] zeigen unter anderem auch virtuelle Stents in Phantomdaten mit Karotisstenosen und Aortenaneurysmen in ihrer Veröffentlichung. Allerdings handelt es sich hierbei nicht um eine Stent-Simulation. Vielmehr wird ein approximativer Verlauf eines expandierten Stents berechnet. Der Verlauf be-

ruht dabei auf einer vorherigen Segmentierung der Gefäßerweiterung oder der Gefäßverengung.

Neuer Ansatz zur Simulation mit internen und externen Kräften

Zur Simulation des physikalischen Verhaltens wird das Verfahren der Aktiven Konturen angewandt. Ein rein geometrischer Ansatz hat sich bei einem direkten Vergleich mit dem Verfahren, das die Aktiven Konturen für die Stent-Simulation verwendet, als nachteilig – weil zu ungenau – erwiesen [36].

Geometrischer Aufbau eines Stents

Die Initialkontur für die Simulation entspricht dem zusammengefalteten Stent. Zum Generieren der Initialkontur werden zuerst die vaskulären Strukturen segmentiert und danach wird die Gefäßmittellinie berechnet. Ausgehend davon wird ein Initialstent konstruiert, der unter Berücksichtigung von internen und externen Kräften expandiert.

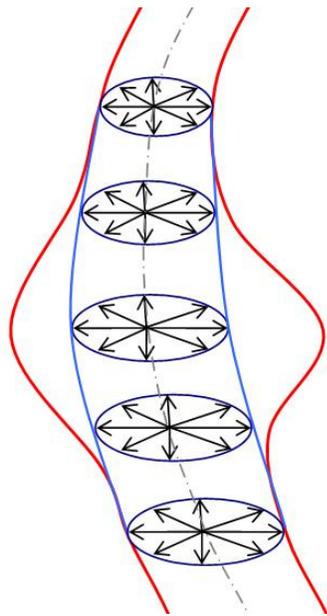


Abbildung 6.2.1 – Prinzip der Bestimmung der Oberflächenpunkte für eine virtuelle Prothese im Bereich eines Aneurysmas

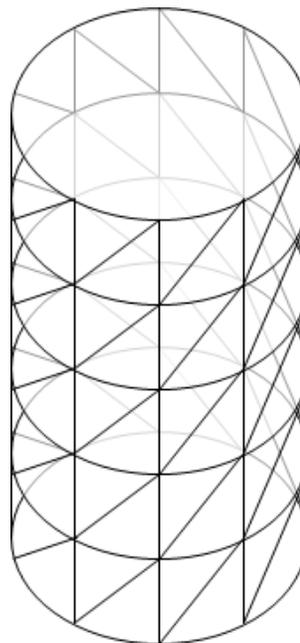


Abbildung 6.2.2 – Aufbau der virtuellen Rohrprothesen

Für die Konstruktion des Initialstents werden Strahlen radial von der Mittellinie der Arterie ausgesendet. Erreichen die Suchstrahlen eine vorgegebene maximale Länge oder treffen sie auf die Gefäßwand, werden sie auf diese Länge begrenzt. Aus der Richtung und der Länge der Strahlen ergeben sich dann die Oberflächenpunkte des Initialstents (Abbildung 6.2.1). Durch Verbinden der Punkte in der Richtung entlang der Gefäßmittellinie entsteht ein dreidimensionales trianguliertes Oberflächenmodell (Abbildung 6.2.2).

Interne Kräfte

Für die Stent-Simulation mit den Aktiven Konturen, werden eine interne Energie bzw. interne Kräfte benötigt. Die internen Kräfte wirken in horizontaler (Abbildung 6.2.3), vertikaler (Abbildung 6.2.4) und diagonaler (Abbildung 6.2.5) Richtung und simulieren das elastische Verhalten des Stents.

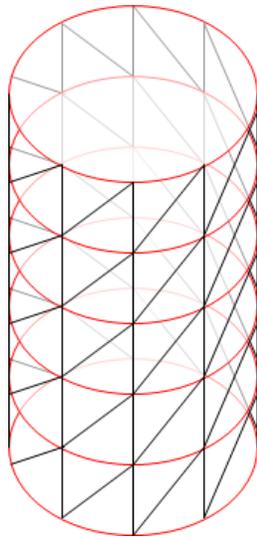


Abbildung 6.2.3 – Horizontale Kräfte (rot)

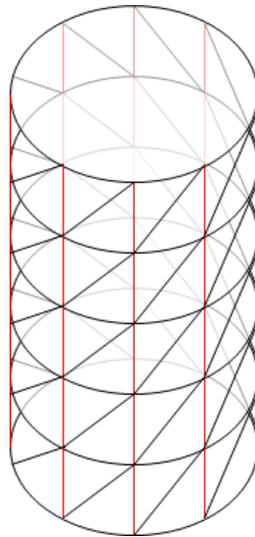


Abbildung 6.2.4 – Vertikale Kräfte (rot)

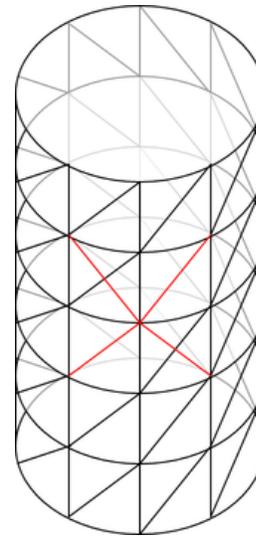


Abbildung 6.2.5 – Diagonale Kräfte (rot)

Zur Berechnung der internen Energie werden die partiellen Ableitungen der Parameter s und t gebildet. Dabei indizieren die Parameter s und t die Oberflächenpunkte des virtuellen Stents wie in Abbildung 6.2.6 angegeben.

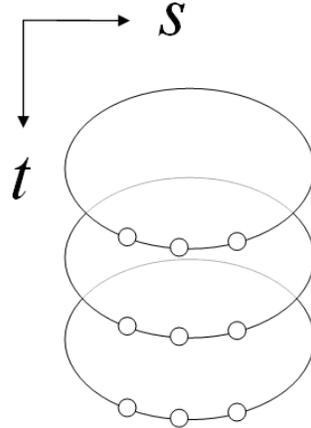


Abbildung 6.2.6 – Parameter für die Indizierung der Oberflächenpunkte

Die horizontalen Kräfte wirken sich bei dieser Indizierung auf den Durchmesser des Stents aus und werden für die einzelnen Ringe t aus den ersten und zweiten partiellen Ableitungen nach s auf einem Ring t berechnet ($w_1 \frac{\partial v(s,t)}{\partial s}$ und $w_3 \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial s^2}$). Die vertikalen Kräfte dagegen wirken sich auf die Länge des Stents aus und werden aus den ersten und zweiten partiellen Ableitungen nach t berechnet ($w_2 \frac{\partial v(s,t)}{\partial t}$ und $w_4 \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial t^2}$). Die diagonalen Kräfte wiederum ergeben sich aus dem geometrischen Aufbau des Stents und werden aus den gemischten partiellen Ableitungen nach s und t berechnet ($w_5 \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial s \partial t}$).

Die Parameter w_1 bis w_5 vor den einzelnen partiellen Ableitungen geben an, wie stark sich ein Stent in die jeweilige Richtung ausdehnen und krümmen darf. Mit den Parametern ist es möglich, die physikalischen Eigenschaften von verschiedenen Stents zu simulieren. Unterschiedliche physikalische Eigenschaften ergeben sich durch verschiedene Bauweisen und Materialien der einzelnen Hersteller.

Implementiert werden die partiellen Ableitungen und somit die internen Kräfte im Rechner mit einer so genannten Stiffness-Matrix (stiffness [englisch] Steifheit). Die Stiffness-Matrix enthält dabei die partiellen Ableitungen und wird für die Simulation der Stent-Expansion iterativ mit den Koordinaten des virtuellen Stents multipliziert.

Externe Kräfte

Neben den internen Kräften werden für die Simulation noch eine externe Energie bzw. externe Kräfte benötigt. Eine der externen Kräfte wird aus dem Distanzbild des Gefäßes gewonnen. Zur Berechnung des Distanzbildes muss als erstes das Gefäß aus den dreidimensionalen CT-Daten segmentiert werden.

In Abbildung 6.2.7 sind fünf Schichten einer CT-Aufnahme zu sehen. Die segmentierte Bauchaorta ist in den Schichtbildern rot dargestellt. Die dazugehörigen fünf Schichten des Distanzbildes sind in Abbildung 6.2.8 angegeben.

Das segmentierte Gefäß selbst hat im Distanzbild den Wert Null (rot). Die Werte außerhalb des Gefäßes berechnen sich dann aus den euklidischen Abständen zur Bauchaorta (hell- bis dunkelblau), wobei die Nachbarschichten beachtet werden müssen. Daher können zwei Distanzen den gleichen Wert haben, obwohl sie in der zweidimensionalen Schicht unterschiedliche Abstände zur Bauchaorta haben.

Für die Erstellung des Distanzbildes wird es als erstes mit einem maximalen Wert initialisiert. Der maximale Wert ist dabei der größte darstellbare „float“-Wert auf dem Rechner. Die Distanzen werden danach in zwei Schleifendurchläufen über den dreidimensionalen CT-Daten berechnet. Ein Schwellwert bzw. Grauwert gibt hierbei an, ab welchem Grauwert ein Voxel zum Gefäß gehört. Gehört der Voxel zum Gefäß, wird die Distanz auf Null gesetzt (Abbildung 6.2.8).

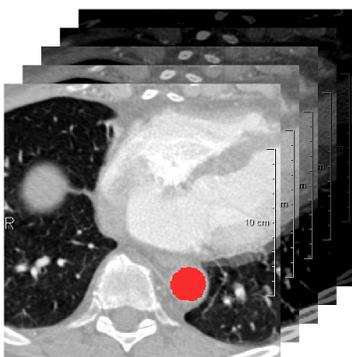


Abbildung 6.2.7 – Segmentierte Bauchaorta (rot) in einer CT-Aufnahme [32]

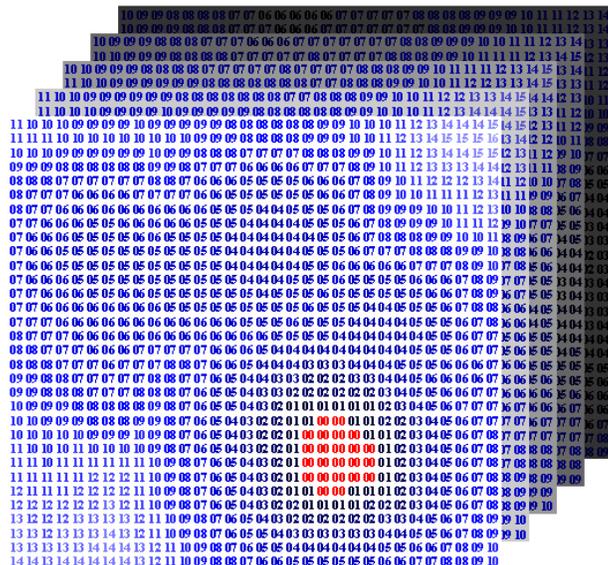


Abbildung 6.2.8 – Prinzip eines Distanzbildes [32]

Eine weitere externe Kraft für die Stent Simulation ist die so genannte Ballonkraft F_{Ballon} . Diese Ballonkraft simuliert die Kraft des behandelnden Arztes, beim Setzen des Stents mit einem Ballonkatheter. Dazu wird die Kraft des Arztes F_{Arzt} beim Ausdehnen des Stents mit dem Abstand zwischen dem maximalen Stentradius R und dem aktuellen Stentradius r multipliziert, oder F_{Ballon} wird Null gesetzt, falls die Länge von r größer ist als die Länge von R :

$$F_{Ballon} = \begin{cases} F_{Arzt} \cdot (R - r) & \text{falls } |r| < |R| \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad \text{Gl. 6.1}$$

Durch einen vorgegebenen maximalen Stentradius R weitet sich der virtuelle Stent zum Beispiel im Bereich eines Aneurysmas nur so weit, wie es der reale Stent aufgrund seiner Konstruktion zulässt.

Die gesamte externe Kraft F_{ext} wird aus dem Gradientenabstieg $\nabla D(x, y, z)$ des Distanzbildes und der Ballonkraft F_{Ballon} und zwei Gewichtungsparemtern $w_{Distanz}$ und w_{Ballon} berechnet:

$$F_{ext} = w_{Distanz} \cdot \nabla D(x, y, z) + w_{Ballon} \cdot F_{Ballon} \quad \text{Gl. 6.2}$$

Zusammenfassung und Ablauf der Stent-Simulation

Im diesem Abschnitt wurde ein Ansatz zur Simulation und Visualisierung von Rohrprothesen in CT-Daten vorgestellt. Der Ansatz beruht auf dem numerischen Verfahren der Aktiven Konturen und ist für die Simulation von nicht verzweigten Stents in Gefäßen mit Aneurysmen und Stenosen geeignet.

Alle für diese Simulation modellierten Kräfte arbeiten mit Bezug zu realen physikalischen Kräften beim Setzen von endovaskulären Stents. Über das Distanzbild wird die Kraft der Gefäßwand und durch die Ballonkraft wird die Kraft des Arztes beim Setzen des Stents mit einem Ballonkatheter modelliert. Mit Hilfe verschiedener interner Kräfte und verschiedener Gewichtungsparemter können unterschiedliche Stents mit unterschiedlichen Elastizitäten simuliert werden. Die horizontalen Kräfte zum Beispiel wirken längs des Stents und können über einen hohen Gewichtungsparemter eine Verkürzung des Stents bei der Expansion hervorrufen, wie es bei einigen realen Stents der Fall ist.

Für eine praktische Anwendung des Verfahrens müssen nur die Gefäßmittellinie im CT-Datensatz berechnet und die Position des virtuellen Stents entlang die-

ser Mittellinie und die Art des Stents ausgewählt werden (Kapitel 7.8.2). Danach erfolgt die Stent-Simulation bzw. die Simulation der Stent-Expansion automatisch, ohne dass weitere Benutzereingaben erforderlich sind. Aufgrund dieser einfachen Bedienbarkeit ist das vorgestellte Verfahren für einen klinischen Einsatz besonders geeignet.

Zusammenfassend sind in Abbildung 6.2.9 nochmals die einzelnen Schritte für das hier vorgestellte Verfahren schematisch dargestellt.

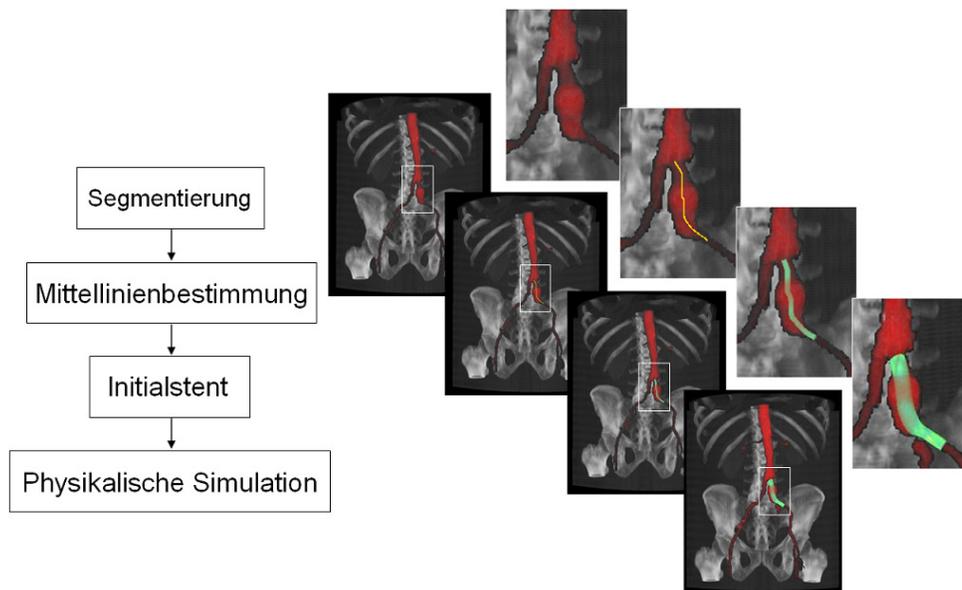


Abbildung 6.2.9 – Ablauf einer Stent-Simulation aus dieser Arbeit

6.2.2. Y-Stents bei Bauchortenaneurysmen

Problemstellung

In der Bauchorta werden Y-Prothesen (Y-Stents) eingesetzt, wenn sich das Aneurysma bis in die Beckenschlagader hinein fortsetzt. Bei einer Operation besteht der Y-Stent im Allgemeinen aus zwei Teilen. Das größere Stentstück reicht bis in eine der beiden Beckenarterien hinein und wird zuerst eingesetzt. Das kleinere Stentstück wird danach durch die andere Beckenarterie geschoben und mit dem Stentstück, das schon in der Bauchorta sitzt, verankert.

Im Folgenden wird die Modellierung von verzweigten Stents durch einen geeigneten Ansatz vorgestellt, der insbesondere die komplexe Planung der Behand-

lung von Bauchaortenaneurysmen unterstützt.

Neuer Ansatz zur Modellierung von verzweigten Stent-Prothesen

Zur Simulation des physikalischen Verhaltens einer verzweigten Prothese wird – äquivalent zu den Rohrprothesen – das Verfahren der Aktiven Konturen angewandt. Die internen Kräfte berechnen sich wieder aus den partiellen Ableitungen, wobei die Nachbarschaften der Oberflächenpunkte im Verzweigungsbereich exakt definiert werden müssen (Abbildung 6.2.10). Die Pfeile aus Abbildung 6.2.10 deuten die Schnittkräfte an, die sich aus der abgerollten Oberfläche des Stent Modells (Abbildung 6.2.14) ergeben.

Auch die externen Kräfte zur Simulation bleiben gleich. In Abbildung 6.2.11 ist nochmals schematisch die Wirkungsrichtung der Ballonkräfte dargestellt. Die gesamte Energie für einen verzweigten Stent berechnet sich wie folgt:

$$E_{YStent} = w_1 \frac{\partial v(s,t)}{\partial s} + w_2 \frac{\partial v(s,t)}{\partial t} + w_3 \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial s^2} + w_4 \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial t^2} + w_5 \frac{\partial^2 v(s,t)}{\partial s \partial t} + w_{Distanz} \cdot \nabla D(x, y, z) + w_{Ballon} \cdot F_{Ballon} \quad \text{Gl. 6.3}$$

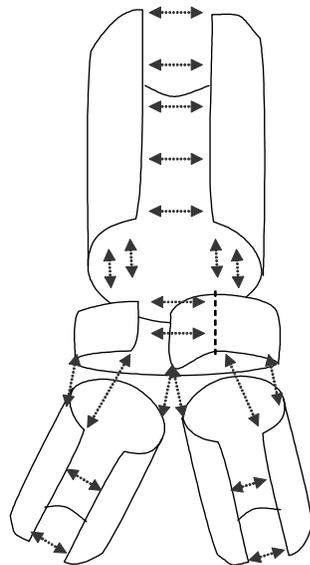


Abbildung 6.2.10 – Kraftwirkungen an einer verzweigten Gefäßprothese

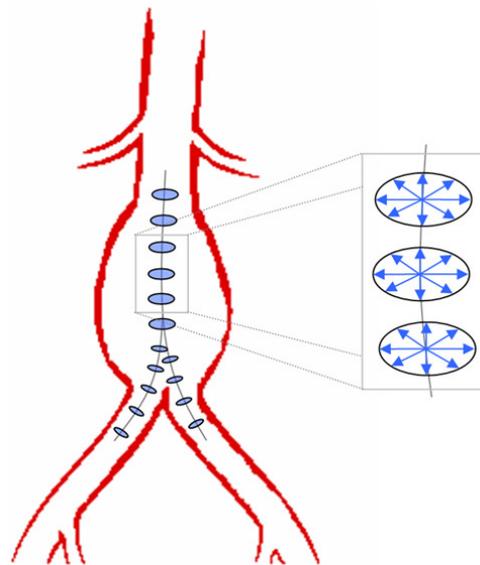


Abbildung 6.2.11 – Ballonkräfte wirken in radialer Richtung

Geometrischer Aufbau eines Y-Stents

Die Y-Stents aus dieser Arbeit bestehen prinzipiell aus drei Rohrprothesen und einem Übergangsegment. Eine Rohrprothese ist für die Aorta, eine für die rechte Iliac-Arterie und eine für die linke Iliac-Arterie. Die drei einzelnen Stentstücke werden zu einer Y-Prothese verbunden (Abbildung 6.2.12). Dazu wird eine Verzweigungsschicht – bzw. ein Verzweigungspunkt auf der Mittellinie – am Übergang der Aorta zur rechten Iliac und zur linken Iliac benötigt. Der Verzweigungspunkt auf der Mittellinie wird nach dem gleichen Prinzip bestimmt, wie der Verzweigungspunkt aus der Gefäßvermessung. Als erstes werden die rechte und die linke Gefäßmittellinie im Aortabereich zu einer gemeinsamen Mittellinie zusammengefasst. Anschließend sucht ein Algorithmus nach dem Verzweigungspunkt, an dem sich die gemeinsame (Aorta-) Mittellinie in die Iliac-Gefäße verzweigt.

In Abbildung 6.2.13 sind die letzte Schicht der Aorta-Prothese (oberer Kreis), die Verzweigungsschicht (Mitte) und die Schichten der Iliac-Prothesen nach der Verzweigung (die unteren beiden Kreise) schematisch abgebildet. Die Pfeile aus Abbildung 6.2.13 geben die Laufrichtung der s Parameter auf den einzelnen Ringen an.

Die Verzweigungsschicht des Y-Stents besteht aus einer Verschmelzung der ersten beiden Ringe der rechten und linken Iliac. Für die Verzweigungsschicht werden gemeinsame Punkte der beiden Iliac-Stents benötigt. Diese gemeinsamen Punkte (A...B) berechnen sich aus den Punkten der beiden Iliac-Stents mit den kleinsten euklidischen Abständen. Die Anzahl der gemeinsamen Punkte berechnet sich dabei aus der Anzahl der Punkte pro Ring des Aorta-Stents und der Anzahl der Punkte pro Ring der beiden Iliac-Stents.

In Abbildung 6.2.14 ist der prinzipielle Aufbau der abgerollten Oberfläche einer verzweigten Prothese dargestellt. In s Richtung sind die Koordinaten für einen Ring in Schicht t des Y-Stents aufgetragen. Für t_{Aorta} von 0 bis t_{Bif} (Bif steht für to bifurcate [englisch] gabeln) sind die Koordinaten für den Aorta-Stent abgelegt. Bei t_{Bif} befinden sich die Koordinaten für die Verzweigungsschicht, wobei die gemeinsamen (Verschmelzungs-) Punkte zwischen A und B liegen (Abbildung 6.2.13). Ab t_{Bif} (für t_{Iliac} von 0) beginnen dann die Koordinaten für den rechten und den linken Iliac-Stent, die durch die durchgezogene Linie bei s_{Bif} getrennt sind.

Der Zugriff auf die Oberflächenkoordinaten aus dem Stent-Modell erfolgt über eine Index-Methode, die als Parameter s , t und den Namen des Stentstückes erhält. Mit Hilfe dieser Methode werden auch die Nachbarkoordinaten – ($s+1$, t),

$(s+1, t+1), \dots$ – bestimmt, die für die Berechnung der Finiten Differenzen [104] und die Erstellung der Stiffness-Matrix nötig sind.

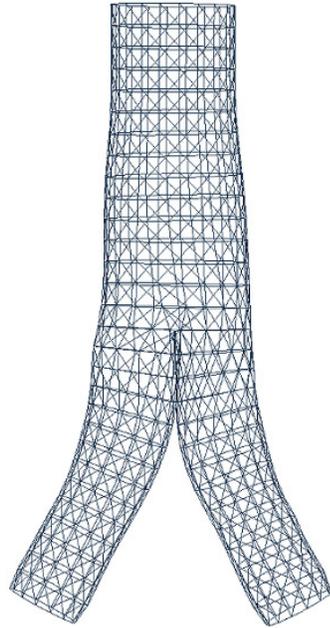


Abbildung 6.2.12 – Aufbau einer Y-Stent-Prothese

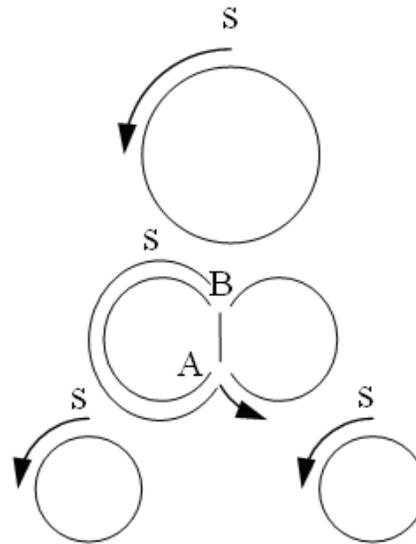


Abbildung 6.2.13 – Schematischer Aufbau des Y-Stents an der Verzweigung

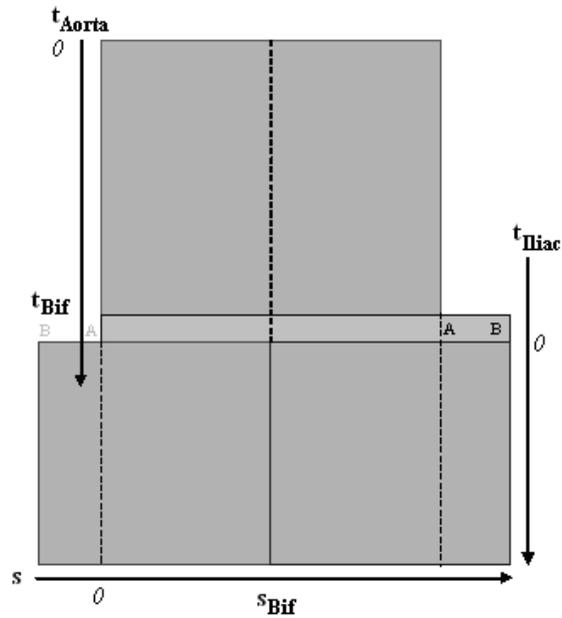


Abbildung 6.2.14 – Abgerollte Oberfläche eines Y-Stents

Zusammenfassung und Ablauf einer verzweigten Stent-Simulation

Der hier vorgestellte Ansatz modelliert und simuliert verzweigte Stents durch ein geschlossenes Aktives Konturmodell. Die Simulation unterstützt insbesondere die komplexe Planung der Stent-Behandlung von Aneurysmen in der unteren Bauch-aorta.

Für eine praktische Anwendung des Verfahrens müssen – im Gegensatz zur Simulation einer Rohrprothese – zwei Gefäßmittellinien im CT-Datensatz berechnet werden. Danach wird der Stent automatisch, ausgehend von diesen Mittellinien, aufgebaut und die Simulation wird durchgeführt.

Die einzelnen Schritte von der Gefäßsegmentierung bis hin zum vollständig expandierten Stent sind nochmals in Abbildung 6.2.15 dargestellt.

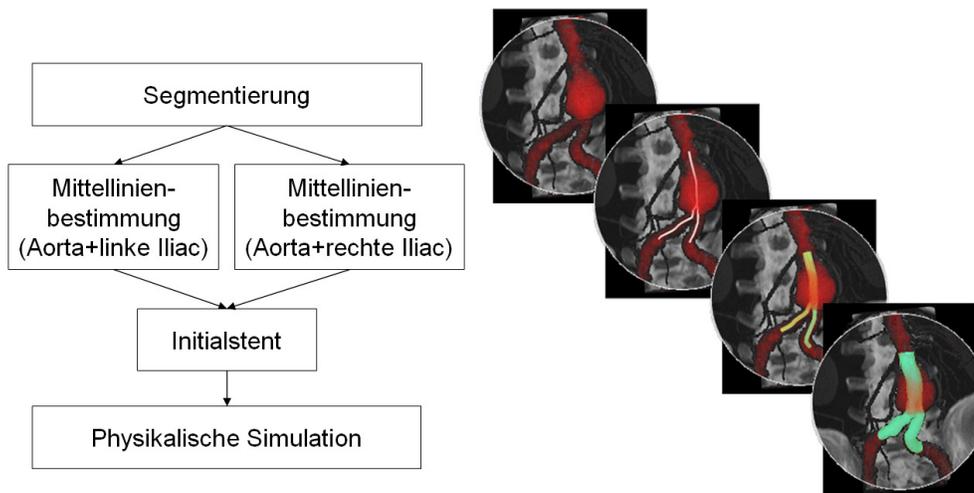


Abbildung 6.2.15 – Schematischer Ablauf einer Y-Stent-Simulation

6.2.3. Kollisionserkennung bei Y-Stents

Problemstellung

Ein Stent zur Behandlung eines Bauchaortenaneurysmas, das sich sehr nah an der Verzweigung der Bauchaorta in die Beckenarterien gebildet hat, ist im Allgemeinen ebenfalls verzweigt. Bei der Simulation und Visualisierung von verzweigten Stents treten im Bereich der Verzweigung Kollisionskräfte auf (Abbildung 6.2.16). Für eine geeignete und exakte Simulation müssen diese Kollisionskräfte

berücksichtigt werden, ansonsten kann – vor allem bei Iliac-Gefäßen, die im Verzweigungsbereich sehr dicht nebeneinander verlaufen – eine Überlappung und Selbstdurchdringung der Y-Stents im Bereich der Verzweigung auftreten (Abbildung 6.2.17).

Eine Überlappung im Bereich der Verzweigung führt in jedem Fall zu einer unrealistischen Simulation, so dass als Konsequenz ein falsch bemessener Stent zur Behandlung vorgeschlagen wird. Ein zu großer Stent kann sich jedoch bei der Behandlung in der Arterie nicht richtig entfalten, und die Stentsegmente können sich gegenseitig abklemmen und die Blutströmung behindern.

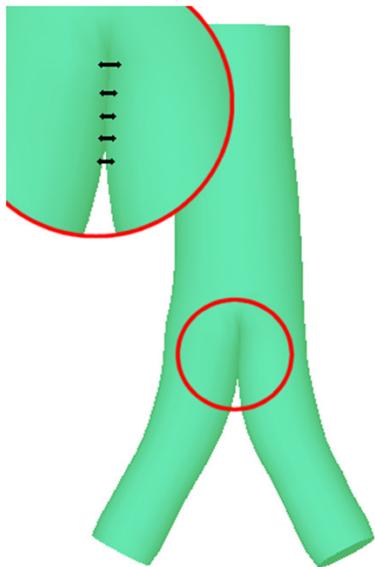


Abbildung 6.2.16 – Kollisionskräfte im Bereich der Verzweigung von Y-Prothesen

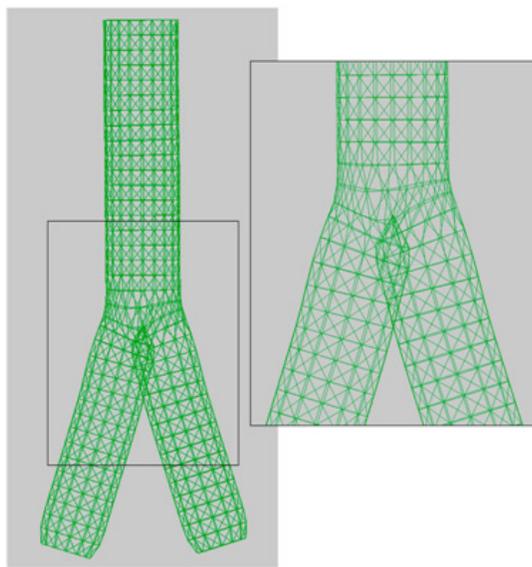


Abbildung 6.2.17 – Überlappung im Bereich der Verzweigung

Beschreibung der verwendeten Methoden

Die hier vorgestellte Methode zur Kollisionserkennung im Bereich der Verzweigung von Y-Prothesen ist ein zweistufiges Verfahren. Ein zweistufiges Verfahren wurde aus Effizienzgründen gewählt. In der ersten Stufe wird mit einer schnellen Methode zuerst der Bereich in der Verzweigung eingegrenzt, in dem eine Kollision vorliegen könnte. Die zweite Stufe – die wesentlich zeitintensiver ist – arbeitet dann nur noch in diesem eingegrenzten Bereich auf Basis von Dreieck-Strahl Durchstoßpunkten.

1. Stufe

Wie in Abbildung 6.2.18 dargestellt, ist das virtuelle Modell einer Y-Prothese in dieser Arbeit aus einzelnen (horizontal angeordneten) Ringen aufgebaut. In einem ersten Schritt werden dann achsenorientierte Bounding-Boxen (AABB) in den Iliac-Bereichen der Y-Prothese erzeugt (Abbildung 6.2.19). Dabei werden immer zwei Ringe von einer achsenorientierten Bounding-Box [122] umschlossen.

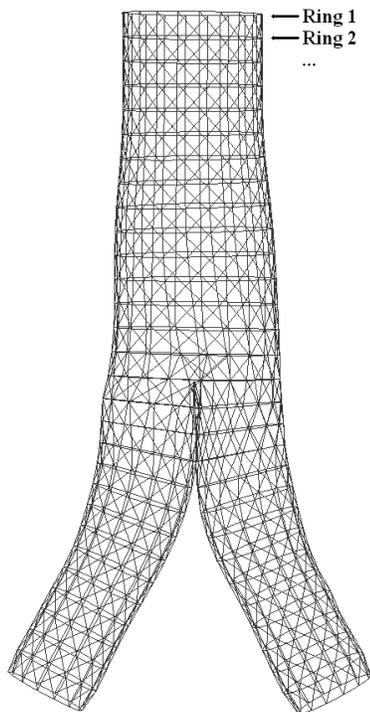


Abbildung 6.2.18 – Aufbau der virtuellen Prothese aus horizontalen Ringen

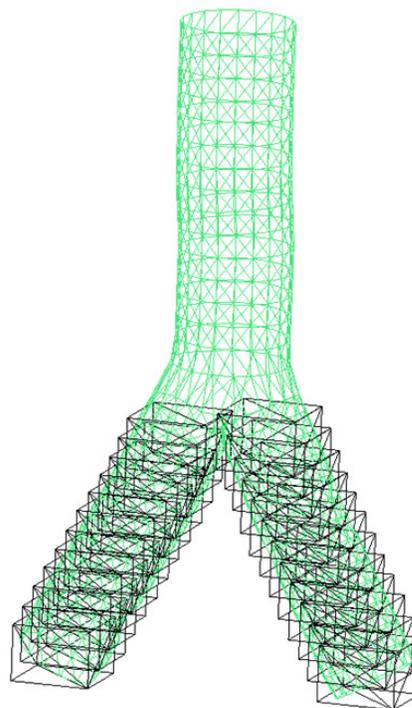


Abbildung 6.2.19 – Achsenorientierte Bounding-Boxen im Iliac-Bereich einer Y-Prothese

Um eine AABB für zwei Ringe zu erzeugen, werden zuerst zwei gegenüberliegende Eckpunkte der AABB benötigt (zum Beispiel die linke/vordere/obere Ecke und die rechte/hintere/untere Ecke, Abbildung 6.2.20). Einer der beiden gegenüberliegenden Eckpunkte berechnet sich aus dem minimalen x-, dem minimalen y- und dem minimalen z-Wert der beiden Ringe. Dementsprechend berechnet sich der zweite Eckpunkt aus dem maximalen x-, dem maximalen y- und dem maximalen z-Wert der beiden Ringe. Danach können die verbleibenden sechs Punkte der AABB durch Permutation der Koordinaten dieser zwei gegenüberlie-

genden Eckpunkte konstruiert werden:

$$Punkt_1 = \{x_{\min}, y_{\min}, z_{\min}\}$$

$$Punkt_2 = \{x_{\min}, y_{\min}, z_{\max}\}$$

⋮

$$Punkt_8 = \{x_{\max}, y_{\max}, z_{\max}\}$$

Gl. 6.4

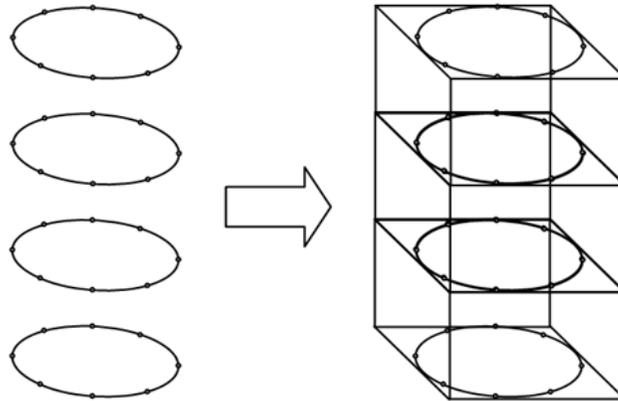


Abbildung 6.2.20 – Konstruktion der achsenorientierten Bounding-Boxen (AABB)

Während der Expansion einer Y-Prothese wird es in den meisten Fällen zu einer Kollision im Bereich der Iliac-Verzweigung kommen (Abbildung 6.2.21). Daher wird bei unserer Methode bei jedem Expansionschritt getestet, ob ein Ring (bzw. ein Punkt auf einem Ring) mit einer achsenorientierten Bounding-Box der gegenüberliegenden Ringe kollidiert. Achsenorientierte Bounding-Boxen haben den Vorteil, dass mit sehr wenigen Abfragen überprüft werden kann, ob sich ein Punkt innerhalb der Bounding-Box befindet oder nicht.

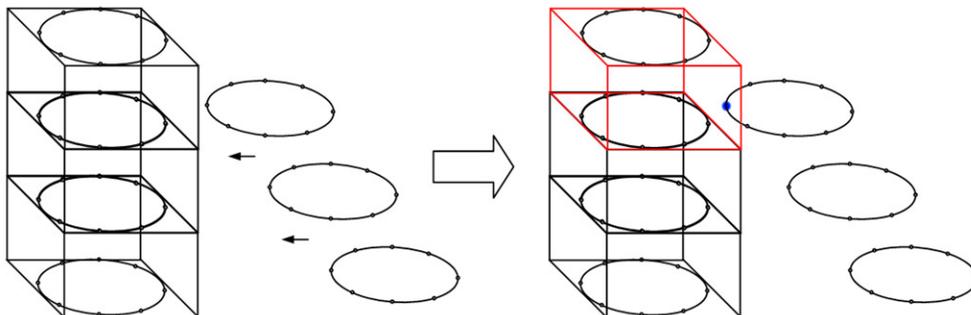


Abbildung 6.2.21 – Kollision eines Punktes (blau) mit einer AABB (rot)

Liegt der Punkt innerhalb der achsenorientierten Bounding-Box, muss in einem zweiten Schritt getestet werden, ob sich dieser Punkt nicht nur innerhalb dieser AABB von zwei Ringen, sondern auch noch innerhalb der beiden Ringe befindet.

2. Stufe

Ziel der zweiten Stufe ist es, die Kollisionserkennung auf Basis von Strahl-Dreiecks-Schnittpunkten durchzuführen. In der Literatur existieren eine Reihe von Verfahren und Algorithmen zur Berechnung von Schnittpunkten zwischen Strahlen und Dreiecken [4], [92] und [118], wobei es auch Ansätze gibt, die Berechnung auf der GPU (Graphics Processing Unit) auszuführen [103].

Um zu testen, ob ein Punkt eines Ringes nicht nur innerhalb der achsenorientierten Bounding-Box, sondern auch innerhalb der zwei Ringe liegt, wird aus den Ringen zuerst ein geschlossener Körper erzeugt (Abbildung 6.2.22). Dazu wird als erstes die äußere Hülle der beiden Ringe zu einem Zylinder trianguliert.

Als nächstes muss dieser Zylinder verschlossen werden. Um das obere Ende des Zylinders zu verschließen, wird der Schwerpunkt aus dem oberen Ring bestimmt. Über diesen Schwerpunkt wird dann das obere Ende trianguliert und somit verschlossen.

Der nächste Schritt ist das Triangulieren und Verschließen des unteren Endes des Zylinders. Dafür wird wieder der Schwerpunkt bestimmt (diesmal für den unteren Ring) und dann über diesen Schwerpunkt trianguliert. Danach bilden die zwei Ringe einen geschlossenen (triangulierten) Zylinder.

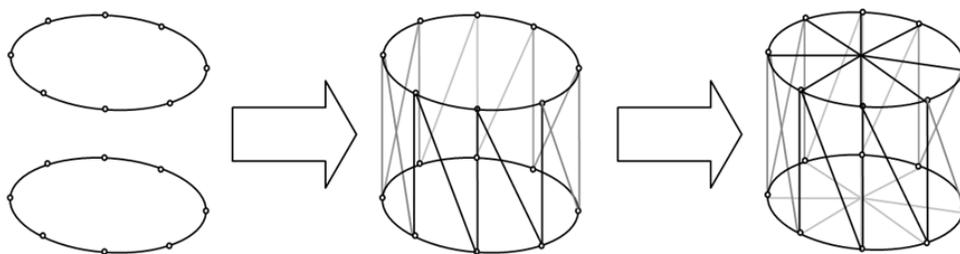


Abbildung 6.2.22 – Triangulation von zwei Ringen

Um zu überprüfen, ob sich ein Punkt innerhalb eines triangulierten Objektes befindet (in diesem Fall der triangulierte Zylinder), benötigen wir einen Punkt, der außerhalb des Objektes liegt. Dazu wird ein Punkt gewählt, der außerhalb der AABB liegt. Dieser Punkt befindet sich dann auch außerhalb des triangulierten

Zylinders (und somit der beiden betrachteten Ringe).

Als nächstes wird eine Gerade von dem Punkt außerhalb der AABB (Abbildung 6.2.23, roter Punkt) zu dem zu testenden Punkt (Abbildung 6.2.23, blauer Punkt) gezogen. Über die Anzahl der Schnittpunkte dieser Geraden mit Dreiecken kann jetzt bestimmt werden, ob der zu testende Punkt innerhalb des triangulierten Zylinders liegt (Abbildung 6.2.23). Gibt es keinen Schnittpunkt der Geraden mit einem Dreieck oder ist die Anzahl der Schnittpunkte gerade, liegt der Punkt außerhalb. Ist die Anzahl der Schnittpunkte ungerade, liegt der Punkt innerhalb. Für die Schnittpunktberechnung zwischen der Geraden und den Dreiecken des triangulierten Zylinders wurde das Verfahren von Möller und Trumbore [92] benutzt.

Wurde eine Kollision von einem Punkt (auf einem Ring) mit den anderen Iliac-Ringen festgestellt, darf dieser Punkt nicht weiter expandieren, indem eine entsprechende Kraft simuliert wird. Dadurch wird verhindert, dass die Y-Prothese sich im Bereich der Verzweigung selbst durchdringt.

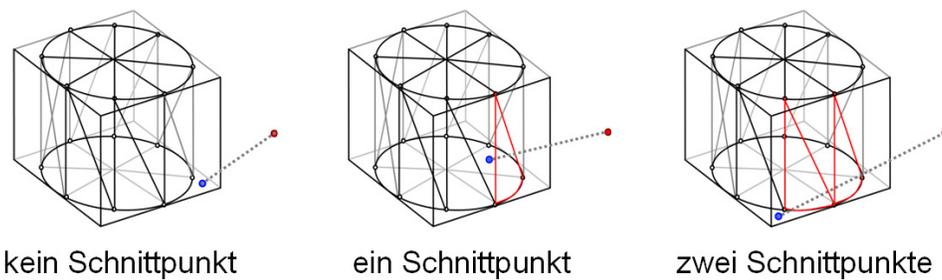


Abbildung 6.2.23 – Beispiele für Schnittpunktvarianten

Erweiterung der externen Kräfte

Für die Berücksichtigung der hier vorgestellten Kollisionserkennung werden die externen Kräfte $\nabla D(x, y, z)$ und F_{Ballon} um eine Kraft $F_{Kollision}$ erweitert (Abbildung 6.2.24). Dadurch berechnet sich die gesamte externe Kraft F_{ext} zu:

$$F_{ext} = w_{Distanz} \cdot \nabla D(x, y, z) + w_{Ballon} \cdot F_{Ballon} + w_{Kollision} \cdot F_{Kollision} \quad \text{Gl. 6.5}$$

Dabei ist $w_{Kollision}$ ein weiterer Gewichtungparameter für die Kollisionskraft $F_{Kollision}$.

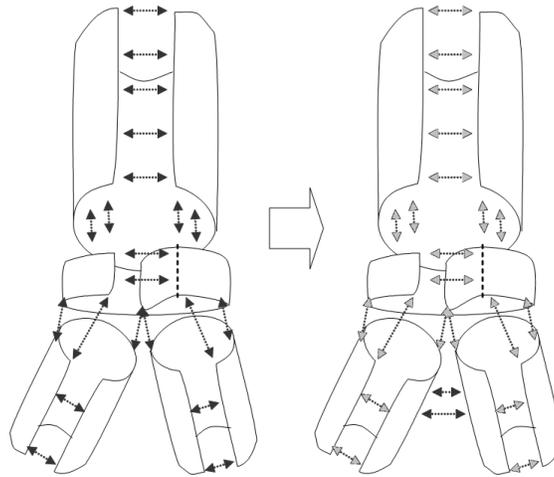


Abbildung 6.2.24 – Verbessertes Y-Stent-Modell, bei dem externe Kräfte in der Verzweigung wirken

Zusammenfassung der Kollisionserkennung

Der hier vorgestellte Kollisionsalgorithmus wurde speziell für die Simulation verzweigter Prothesen in dieser Arbeit entwickelt. Die Berücksichtigung der auftretenden Kollisionskräfte während einer Stent-Expansion modelliert die Simulation der verzweigten Gefäßprothese noch näher an der Realität.

6.2.4. Elastische Gefäßwand

Problemstellung

Eine präoperative Stent-Simulation in den CT-Bilddaten eines Patienten hilft, den passenden Stent für eine bevorstehende operative Behandlung auszuwählen. Bei einer Stent-Simulation ist es wichtig, die Reaktion stark gewundener und stark verengter Gefäße auf den Stent – sie werden durch das Setzen eines Stents geglättet – zu simulieren. Durch die Simulation können die Dimensionen eines gewählten Stents auch in einem solchen Fall besser beurteilt werden.

Im Folgenden soll eine Methode zur Stent-Simulation am Beispiel von Karotisstenosen vorgestellt werden, die auch in der Lage ist, das elastische Verhalten der Gefäßwand explizit zu modellieren. Diese Methode soll die Gefäßprothese zusammen mit den präoperativen CT-Daten simulieren und visualisieren.

Verfahren zur Stent-Simulation mit elastischer Gefäßwand

Von Huang [69] wird eine Methode zur Stent-Simulation mit elastischer Gefäßwand vorgestellt, die auf dem mathematischen Verfahren der Finiten Elemente basiert. Die Modellierung der Gefäßwand und die Überführung der Patientendaten in das eingesetzte Finite Elemente-Modell ist allerdings sehr aufwändig und benötigt viele Schritte. Dadurch ist dieser Ansatz für eine schnelle und patientenindividuelle Simulation nicht geeignet.

Neuer Ansatz

Zur Modellierung der Gefäßwand wird die Arterie zuerst segmentiert und danach wird die Mittellinie ermittelt. In Abbildung 6.2.25 ist auf der linken Seite eine Mittellinie (weiß) zwischen zwei Saatpunkten (blau) im Bereich einer Karotisstenose dargestellt. Der weiße Rahmen bezieht sich auf die MPR-Schichten auf der rechten Seite in Abbildung 6.2.25. In der oberen MPR-Schicht ist zusätzlich nochmals die Mittellinie (weiß) eingezeichnet. Ausgehend von einer Mittellinie wird innerhalb des Gefäßes ein zylindrisches Drahtgittermodell – äquivalent zum Verfahren aus Kapitel 6.2.1 – konstruiert (Abbildung 6.2.26). Anschließend wird das Modell mit dem Verfahren der Aktiven Konturen deformiert, so dass es sich an die Arterienwand anlegt (Abbildung 6.2.27). Dabei expandiert eine Ballonkraft das Modell, bis es auf die Gefäßwand trifft. Die Größe der Reaktionskraft beim Auftreffen auf die Gefäßwand wird aus dem Distanzbild der segmentierten Arterie abgeleitet.

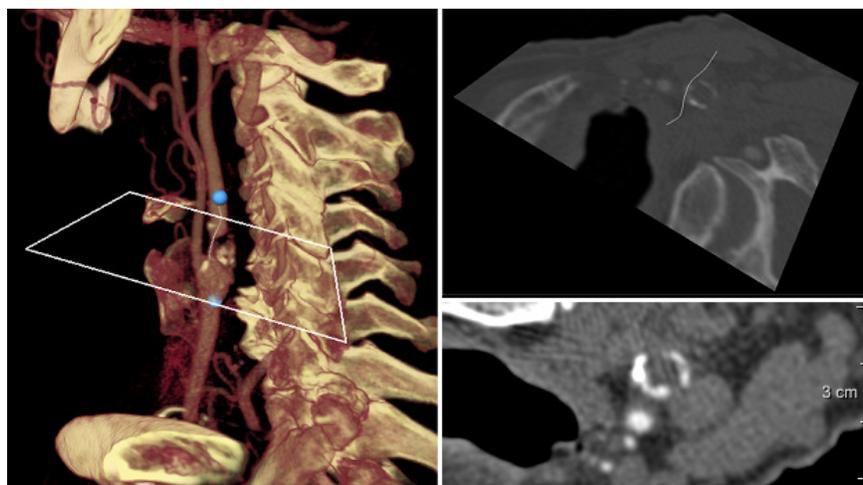


Abbildung 6.2.25 – Mittellinie und MPR-Schichten im Bereich einer Karotisstenose

Über eine Steifigkeitsmatrix kann das elastische Verhalten des zylindrischen Drahtgittermodells eingestellt werden. Während der Modellbildungsphase werden die elastischen bzw. internen Kräfte durch kleine Elemente der Steifigkeitsmatrix sehr klein gewählt, damit sich das Drahtgittermodell detailgetreu an die Gefäßwand anpasst.

Für die eigentliche Simulation wird eine Steifigkeitsmatrix verwendet, die das physikalische Verhalten der Gefäßwand durch große interne Kräfte möglichst realistisch modelliert. Um mit dieser Steifigkeitsmatrix das Modell der Arterienwand im Gleichgewichtszustand zu halten – ohne jedoch die Reaktionskraft der Wand aus der starren Segmentierung des Datensatzes abzuleiten – wird eine externe Ersatzkraft $F_{\text{Gleichgewicht}}$ definiert, die gleich dem negativen Gradienten der internen Energie $-\nabla E_{\text{int}}$ in diesem Deformationszustand gesetzt wird. Durch diese quasi plastische Verformung bleibt das Drahtgittermodell der Arterienwand in den folgenden Iterationsschritten unverändert, solange keine weitere Kraft auf das Gefäßwandmodell wirkt.

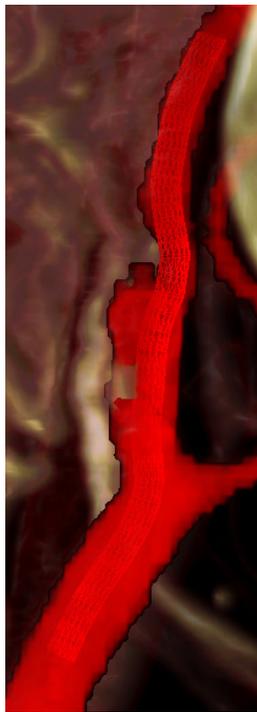


Abbildung 6.2.26 – Initiales Gefäßwandmodell (rot)

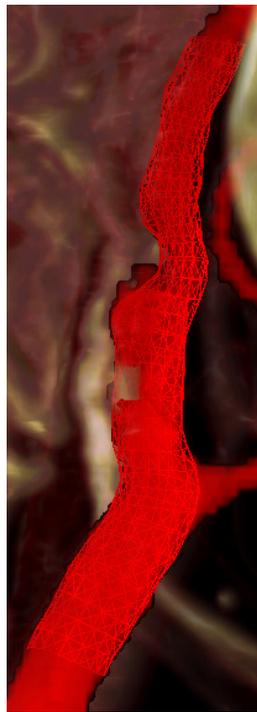


Abbildung 6.2.27 – Segmentierte Gefäßwand (rot)

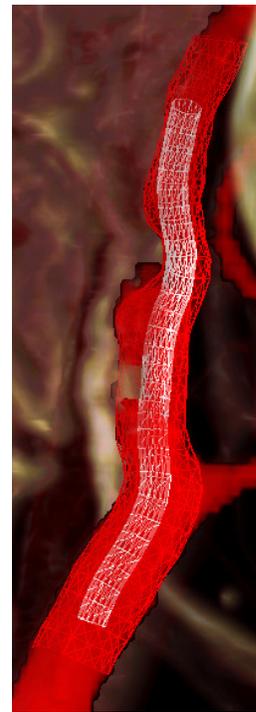


Abbildung 6.2.28 – Initialstent (weiß) innerhalb des Gefäßwandmodells (rot)

Im nächsten Schritt wird – wiederum ausgehend von der Mittellinie – ein initialer Stent innerhalb der Arterie generiert (Abbildung 6.2.28). Der initiale Stent hat eine zylindrische Form und wird wie das Drahtgittermodell zur Segmentierung der Gefäßwand mit einem rein geometrischen Verfahren erstellt.

Als nächstes folgt die Stent-Simulation, bei der der Stent – wiederum durch eine Ballonkraft – expandiert. Während der Simulation können Kollisionen zwischen dem Stent-Modell und dem Gefäßwandmodell auftreten. und die externen Kräfte werden um die Kräfte $F_{KollisionStent}$ bzw. $F_{KollisionWand}$ erweitert:

$$F_{extStent} = F_{Ballon} + F_{KollisionWand} \quad \text{Gl. 6.6}$$

$$F_{extWand} = F_{Gleichgewicht} + F_{KollisionStent} \quad \text{Gl. 6.7}$$

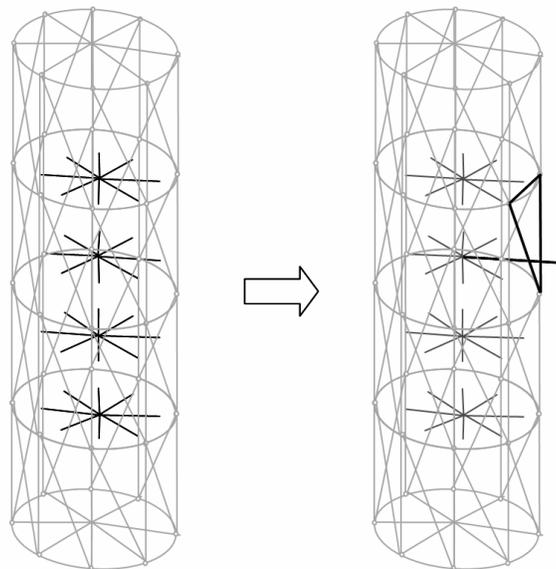


Abbildung 6.2.29 – Strahlen innerhalb des Gefäßwandmodells (links) und Auftreten einer Kollision mit einem Dreieck des Gefäßwandmodells

Während der Simulation wird in jedem Expansionsschritt geprüft, ob eine Kollision mit dem Drahtgittermodell der Arterienwand vorliegt. Dazu werden Strahlen erzeugt, die von Punkten innerhalb des Stent-Modells ausgehen und durch die Oberflächenpunkte des Stent-Modells verlaufen. Für jeden dieser Strahlen werden die Schnittpunkte mit allen Dreiecken aus dem Drahtgittermodell der Arterienwand bestimmt (Abbildung 6.2.29). Die Anzahl der Schnittpunkte – gera-

de Anzahl innerhalb, ungerade Anzahl außerhalb – gibt an, ob sich der Oberflächenpunkt des Stent-Modells im nächsten Ausdehnungsschritt außerhalb der Arterienwand befinden und somit eine Kollision auftreten wird. Im Fall einer Kollision wirkt die Kraft des Oberflächenpunktes aus dem Stent-Modell auf das Dreieck aus dem Modell der Arterienwand.

Zusammenfassung und Ablauf der Stent-Simulation mit elastischer Gefäßwand

Die „elastische“ Stent-Simulation, die in diesem Abschnitt vorgestellt wurde, basiert wie die Methoden aus Kapitel 6.2.1 auf den Aktiven Konturen. Im Gegensatz zu den Methoden aus Kapitel 6.2.1, bei denen aber die Reaktionskraft der Gefäßwand aus der Distanz zu den Gefäßen in den Bilddaten abgeleitet wird, benutzt das hier vorgestellte Verfahren eine explizit modellierte, elastische Arterienwand.

In Abbildung 6.2.30 sind die einzelnen Schritte der Stent-Simulation noch einmal grafisch in einem Diagramm dargestellt. Das Diagramm beginnt mit den Bilddaten eines Patienten und endet mit der Auswahl eines passenden Stents aufgrund der vorherigen Stent-Simulation.

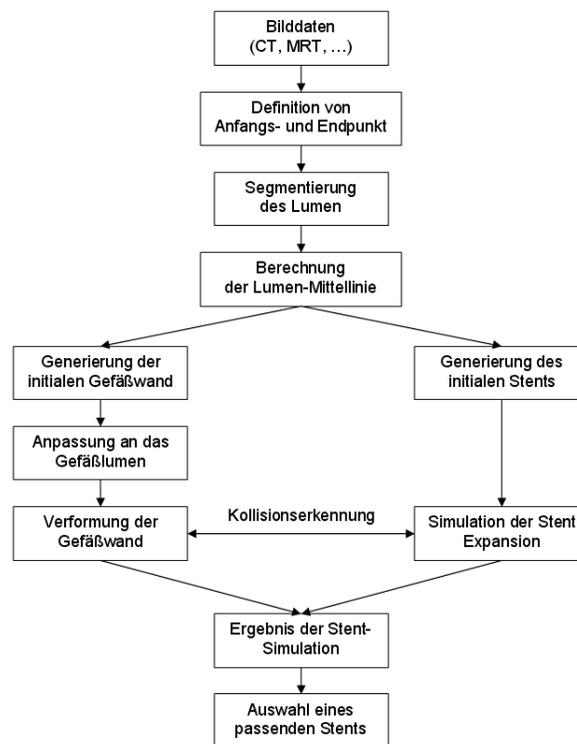


Abbildung 6.2.30 – Ablauf der Stent-Simulation mit elastischer Gefäßwand

6.3. Katheter-Simulation

Endoluminale Katheter

Endoluminale Katheter werden bei minimal-invasiven Therapien in der Medizin in Körperhöhlräume (zum Beispiel Aorta, Kolon, Bronchien) eingeführt. Solche Katheter bestehen im Allgemeinen aus einem flexiblen Material, das sich verformt und dem Verlauf des Hohlraumes folgt.

Auch die endovaskuläre Behandlung von Aneurysmen und Stenosen wird mit endoluminalen Kathetern durchgeführt. Dabei wird der Stent entlang des Katheters vorgeschoben und dann im Körper des Patienten expandiert. Da beim virtuellen Stenting ein Initialstent von einer segmentierten Gefäßmittellinie aus konstruiert wird, ist es für eine genaue Stent-Simulation wichtig, dass diese Mittellinie möglichst dem Verlauf des „realen“ Katheters entspricht.

Im Folgenden soll mit einem geeigneten Algorithmus der approximative Verlauf eines Katheters in CT-Scans der Patientenanatomie berechnet und visualisiert werden.

Vorhandene Verfahren zur Bestimmung von Mittellinien

In der Literatur wird eine Reihe von Verfahren zur Bestimmung von Objekt-Mittellinien beschrieben. Die Mittellinie eines Objektes kann zum Beispiel durch schrittweises Ausdünnen des Objektes, ausgehend von der Hohlraumoberfläche, erfolgen. Letztlich bleibt ein zusammenhängendes, topologisch äquivalentes Skelett des Objektes stehen.

Eine weitere Methode ist die so genannte Präriefeuer-Methode, bei der das Objekt an den Seiten „angezündet“ wird, und die Feuer sich dann in der Mitte des Objektes treffen (Medialachse).

Das Verfahren der Distanztransformation wiederum bestimmt von jedem Punkt innerhalb des Objektes aus die Distanz zum Rand des Objektes. Dies geschieht bei optimalen Verfahren in einer festgelegten Anzahl von Schritten. Der Verlauf der lokalen Maxima gibt den Verlauf der Medialachse ebenfalls wieder.

Im Falle von Voronoi-Diagrammen haben Kanten immer den maximalen Abstand zu Punkten bzw. Objekträndern. Voronoi-Diagramme werden schrittweise erstellt und liefern am Ende Kanten, die die Mittellinie eines Objektes beschreiben [47].

Arbeitsweise des neuen Verfahrens

1. Ausrichten der benutzerdefinierten Saatpunkte

In einem ersten Schritt werden die zwei benutzerdefinierten Saatpunkte automatisch in der Gefäßmitte ausgerichtet. Dazu wird zu jedem Saatpunkt ein Polyeder konstruiert. Die Radien der Polyeder – die auch den Längen der Suchstrahlen entsprechen – berechnen sich aus dem maximalen Gefäßdurchmesser, der durch den Benutzer definiert worden ist. Danach werden die Suchstrahlen v vom Saatpunkt aus durch die Eckpunkte des jeweiligen Polyeders geschickt (Abbildung 6.3.1).

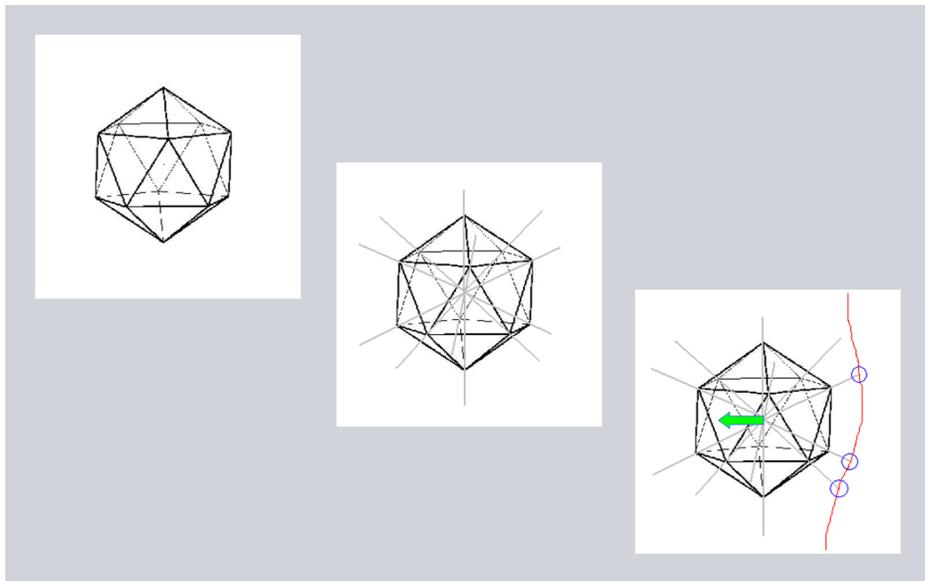


Abbildung 6.3.1 – Polyeder mit 12 Eckpunkten (rechts). Suchstrahlen vom Mittelpunkt durch die Polyedereckpunkte (Mitte). Verschiebung des Mittelpunktes (links)

Dort, wo die Suchstrahlen auf die Gefäßwand treffen, werden diese Suchstrahlen auf die Länge der Distanz bis zur Gefäßwand verkürzt. Danach werden alle Suchstrahlen aufsummiert. Die Summe $D_{ausrichten}$ gibt dann die Richtung an, in die der Saatpunkt verschoben wird:

$$D_{ausrichten} = w_j \sum_i v_i \quad \text{Gl. 6.8}$$

Der Index i repräsentiert die Anzahl der Oberflächenstrahlen, die von einem

Saatpunkt ausgesandt werden (zum Beispiel 12, 32, 92, usw.). w_j sind Skalierungsfaktoren für die Polyeder j .

Nach der Verschiebung beginnt die Prozedur von vorne, und es werden, ausgehend von dem verschobenen Saatpunkt, ein neuer Polyeder konstruiert und Suchstrahlen durch die Eckpunkte geschickt. Im Anschluss werden die Suchstrahlen wieder aufsummiert, und der Saatpunkt wird anhand der Summe erneut verschoben.

Durch diese Vorgehensweise nähert sich der Saatpunkt schrittweise der Mitte des Gefäßes an (Abbildung 6.3.2). Ist der Saatpunkt in der Mitte des Gefäßes angekommen, addieren sich alle Suchstrahlen – des von da aus konstruierten Polyeders – zu (näherungsweise) null, es findet keine weitere Verschiebung statt bzw. die Ausrichtung des Saatpunktes ist abgeschlossen.

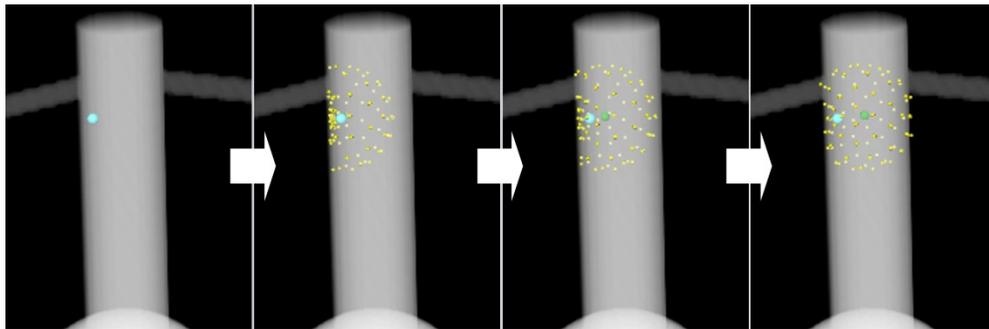


Abbildung 6.3.2 – Ausrichten eines benutzerdefinierten Saatpunktes in der Mitte des Blutgefäßes

2. Berechnen der initialen Mittellinie

Nach der Ausrichtung der benutzerdefinierten Saatpunkte wird zwischen diesen zwei Punkten eine initiale Mittellinie erzeugt. Dazu wird eines der zwei im Folgenden beschriebenen Verfahren angewandt:

- Die direkte (lineare) Verbindung der zwei Saatpunkte
- Der Algorithmus von Dijkstra zur Bestimmung des kürzesten Pfades zwischen zwei Punkten [29]

Die direkte Verbindung zweier Saatpunkte ist nur für Gefäße geeignet, die nicht besonders stark gekrümmt sind, das bedeutet, dass bei der direkten Verbindung der Saatpunkte die initiale Mittellinie schon weitestgehend im Gefäß liegen

sollten. Der Algorithmus von Dijkstra eignet sich dagegen auch für sehr stark gekrümmte Gefäße. Welche der beiden Methoden angewandt werden soll, entscheidet der Benutzer.

Der original Dijkstra-Algorithmus wird zur Bestimmung der initialen Mittellinie modifiziert, indem Kanten mit hohen lokalen Kosten abgeschnitten werden. Der Schwellwert zum Abschneiden der Kanten wird ständig adaptiv, anhand der lokalen Kosten des letzten Knotens, bestimmt. Aktuelle Knoten, deren Kosten größer sind als dieser Schwellwert, werden nur weiterverfolgt, wenn sie unbedingt notwendig sind, um eine Verbindung zwischen den Saatpunkten zu finden. Diese Veränderung stabilisiert den Algorithmus gegenüber einem irrümlichen Suchlauf im falschen Gefäß, wenn Gefäße sehr nah aneinander liegen.

Für beide Methoden – direkte Verbindung und Dijkstra-Algorithmus – werden zwei Schwellwerte benötigt. Mit diesen zwei Schwellwerten wird der Grauwertbereich angegeben, in dem sich die Grauwerte des Gefäßes befinden. So kann jederzeit entschieden werden, ob ein Voxel mit einem bestimmten Grauwert zu dem Gefäß gehört oder nicht. Um die zwei Schwellwerte zu finden, werden die Grauwerte der zwei benutzerdefinierten Saatpunkte analysiert. Es wird davon ausgegangen, dass der Benutzer die Saatpunkte innerhalb des Gefäßes setzt.

3. Ausrichten der initialen Mittellinie

Nachdem die initiale Mittellinie berechnet wurde, wird diese durch einen Algorithmus im Gefäß ausgerichtet und geglättet. Dieser Schritt ist nötig, weil der Algorithmus von Dijkstra zur Bestimmung des kürzesten Pfades zwischen zwei Punkten eine Mittellinie liefert, die in den gekrümmten Bereichen eines Gefäßes zu dicht an der Gefäßwand verläuft (Abbildung 6.3.3).

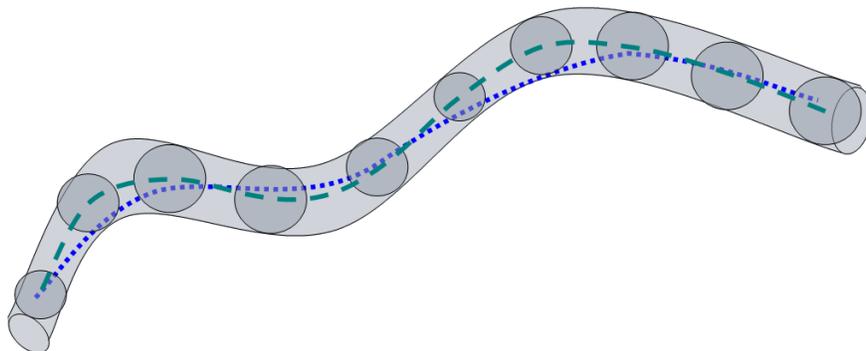


Abbildung 6.3.3 – Initiale Mittellinie (blau gepunktet) und ausgerichtete Mittellinie (grün gestrichelt)

Zur Ausrichtung einer initialen Mittellinie $v(s)$ im Gefäß wird das Verfahren der Aktiven Konturen angewandt, wobei die internen Kräfte die Mittellinie über die Parameter α und β straffen und glätten und die externen Kräfte die Mittellinie im Gefäß ausrichten. Nur die zwei Saatpunkte am Anfang und am Ende der Mittellinie bleiben von der Ausrichtung unberührt und verbleiben an ihren Positionen im Gefäß. Dennoch haben die Saatpunkte Einfluss auf die Ableitungen ihrer Nachbarpunkte.

Damit die externen Kräfte die Mittellinie im Gefäß ausrichten, werden mehrere Polyeder konstruiert, die entlang der Mittellinie sitzen. Die externe Energie berechnet sich – äquivalent zur Berechnung der Verschiebungsrichtung im ersten Schritt – zu:

$$F_{ext} = w_j \sum_i v_i \quad \text{Gl. 6.9}$$

Parameterbestimmung

Der neue Ansatz zur Bestimmung des Verlaufs eines Katheters arbeitet in mehreren Schritten und benötigt einige Parameter, die definiert werden müssen. Als erstes benötigt der Algorithmus den minimalen θ_{\min} und maximalen θ_{\max} Grauwert des Gefäßes, in dem der Katheterverlauf berechnet werden soll. Diese Schwellwerte können aber automatisch anhand der benutzerdefinierten Saatpunkte bestimmt werden (1. Ausrichten der benutzerdefinierten Saatpunkte).

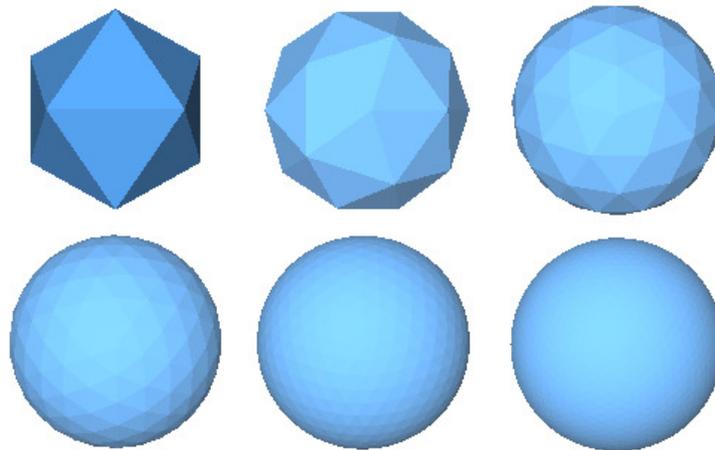


Abbildung 6.3.4 – Polyeder mit 12, 32, 92, 272, 812 und 2432 Oberflächenpunkten (rekursiv konstruiert)

Der nächste Parameter entspricht dem maximalen Gefäßdurchmesser des betrachteten Gefäßes (zum Beispiel Aorta, Iliac Arterie oder Karotis). Der maximale Gefäßdurchmesser gibt auch die maximale Länge der Suchstrahlen für die Polyeder beim Ausrichten der Saatpunkte (1. Ausrichten der benutzerdefinierten Saatpunkte) und der initialen Mittellinie (3. Ausrichten der initialen Mittellinie) vor.

Ein weiterer Parameter ist die Anzahl der Oberflächenpunkte der Polyeder (Abbildung 6.3.4), die äquivalent zu der Anzahl der Suchstrahlen ist.

Vorteile des neuen Verfahrens

Standard-Algorithmen zur Berechnung eines Pfades in Gefäßen versuchen immer die exakte Gefäßmittellinie zu bestimmen. Für eine genaue Stent-Simulation, die von einem Katheter ausgeht, ist dies aber nicht immer gewollt. Im Falle z.B. eines exzentrischen Aneurysmas – das sich an der Seite eines Gefäßes gebildet hat – liefert das hier vorgestellte Verfahren einen approximativen Katheterverlauf, der nicht der exakten Mittellinie folgt. Vielmehr wird die Mittellinie wie ein Katheter einer Geraden, die in etwa der Mittellinie des ursprünglichen Gefäßverlaufs entspricht, folgen (Abbildung 6.3.5).

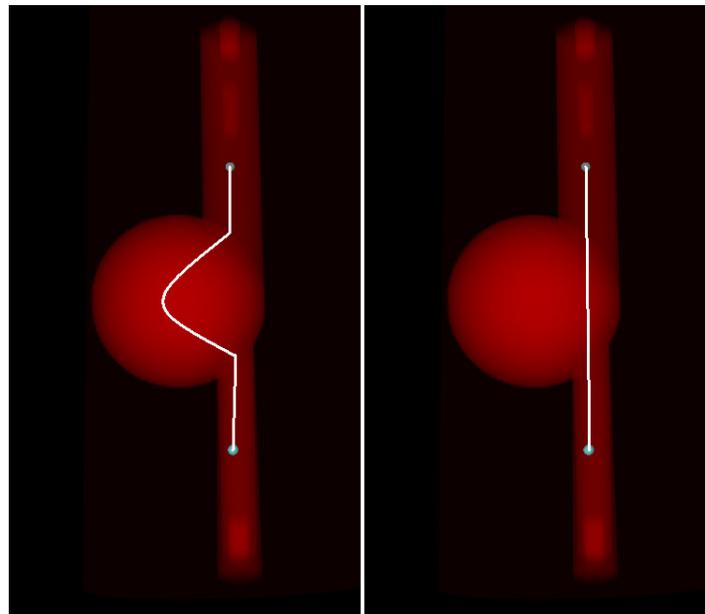


Abbildung 6.3.5 – Links: Mittellinie (weiß) verläuft exakt in der Mitte des Objekts, also auch in der Mitte im Bereich der Ausbuchtung (Aneurysma). Rechts: Mittellinie (weiß) verläuft wie ein Katheter

Der hier vorgestellte Algorithmus zur Bestimmung einer Gefäßmittellinie wurde speziell für die Stent-Simulation in dieser Arbeit entwickelt. Durch eine Gefäßmittellinie, die dem Verlauf des endoluminalen Katheters entspricht, kann der Initialstent in den CT-Daten genauer konstruiert und danach expandiert werden.

Ausrichten der initialen Mittellinie im inversen Modus

Die Ausrichtung einer initialen Mittellinie funktioniert, auch wenn sich die Mittellinie fast vollständig außerhalb des Gefäßes befindet (Abbildung 6.3.6). Dazu schaltet das hier vorgestellte Verfahren für bestimmte Punkte auf der Mittellinie in eine Art von inversem Modus um.

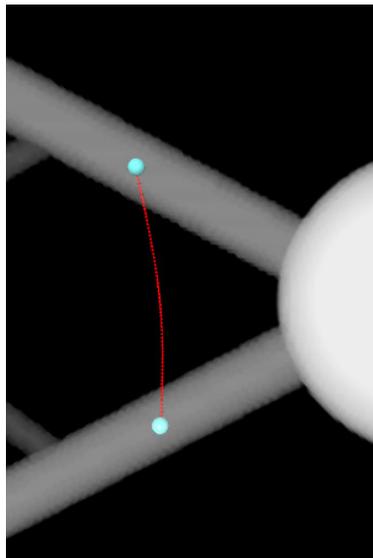


Abbildung 6.3.6 – Mittellinie (rot), die sich fast vollständig außerhalb des Gefäßes befindet

Die betroffenen Punkte werden hierbei automatisch aus den Längen der Suchstrahlen bestimmt, die durch die Polyedereckpunkte gesandt werden. Haben alle Suchstrahlen eine Länge von Null, weil der Voxel des Polyedermittelpunktes den unteren Gefäßwandgrauwert θ_u unterschreitet (Abbildung 6.3.7), berechnet sich die Verschiebungsrichtung des Mittellinienpunktes zu:

$$D_{\text{inversAusrichten}} = -w_j \sum_i v_i \quad \text{Gl. 6.10}$$

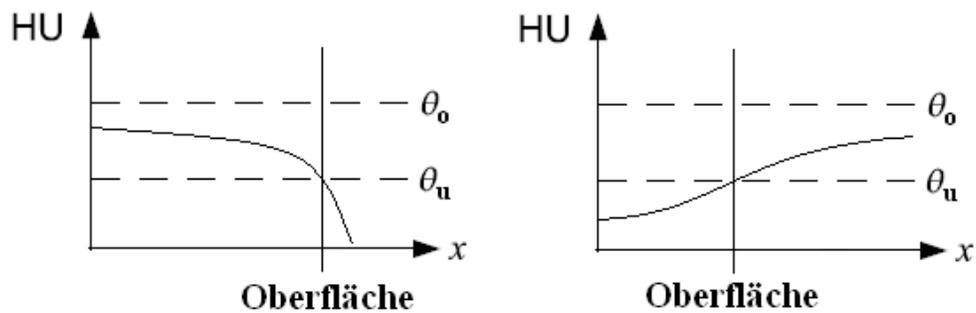


Abbildung 6.3.7 – Intensitätsverlauf eines Suchstrahls, der innerhalb (links) und außerhalb (rechts) eines Gefäßes ausgesandt wurde

6.4. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde ein Verfahren zur Stent-Simulation und ein Verfahren zur Simulation von Kathetern bzw. Katheterwegen vorgestellt.

Die Stent-Simulation dieser Arbeit baut auf dem Verfahren der Aktiven Konturen im Dreidimensionalen auf und eignet sich sowohl für nicht verzweigte als auch für verzweigte Stents. Für die Simulation von verzweigten Stents wurde zusätzlich ein Kollisionserkennungsalgorithmus vorgestellt, der die Kräfte im Bereich der Verzweigung einer Y-Prothese erkennt. Außerdem wurde ein weiterer Ansatz zur Stent-Simulation vorgestellt, der die Kraft der Gefäßwand explizit modelliert. Dadurch kommt dieser Ansatz vor allem für verengte Gefäße – zum Beispiel Karotisstenosen – in Frage, bei denen sich die Gefäßwand durch die Expansion des Stents stark weitet und verformt.

Der dritte Teil dieses Kapitels befasst sich mit der Berechnung von Pfaden von endoluminalen Kathetern. Diese Katheter kommen auch bei der minimal-invasiven Therapie von Aneurysmen und Stenosen zum Einsatz und werden dazu verwendet, die zusammengefaltete Prothese im Körper des Patienten vorzuschieben. Eine Gefäßmittellinie, die diesem Katheterpfad folgt, trägt dazu bei, den virtuellen Initialstent – der der zusammengefalteten Prothese entspricht – genauer zu konstruieren. Damit wird auch die eigentliche Stent-Simulation bzw. Stent-Expansion realistischer.

7. Evaluation

7.1. Einleitung

In diesem Kapitel werden zum einen die Ergebnisse der Methoden aus dieser Arbeit vorgestellt. Zum anderen werden die beiden Prototypen, von denen einer schon im klinischen Einsatz ist, präsentiert.

Im Abschnitt 7.2 werden die Ergebnisse der unterschiedlichen Segmentierungsalgorithmen aufgezeigt. Dazu gehören die Methode aus Kapitel 4.2, die auf den Aktiven Konturen aufbaut, das statistische Verfahren aus Kapitel 4.3 und der iterative graphbasierte Ansatz aus Kapitel 4.4. Alle Verfahren werden jeweils anhand einer Reihe von realen prä- und postoperativen Datensätzen aus dem klinischen Alltag getestet und die Ergebnisse tabellarisch aufgelistet.

Die Verfahren zur Gefäßvermessung – lokal und global – aus dieser Arbeit werden anhand eines Phantomdatensatz evaluiert. Dazu werden zuerst mehrere Maße – die auch im Datenblatt eines Stent-Herstellers aufgeführt sind – manuell vermessen. Danach werden die manuellen Messungen den automatischen Messungen gegenübergestellt.

Ergebnisse der Stent-Simulation – mit und ohne Kollisionserkennung – werden in Form von Screenshots dargestellt. Dabei werden die virtuellen Stents in die CT-Aufnahmen eingeblendet. Stent-Simulationen wurden für unterschiedliche Gefäßerkrankungen in verschiedenen Körperregionen durchgeführt. Für die Kollisionserkennung werden zusätzlich Rechenzeiten angegeben.

Zur Katheter-Simulation wurden sowohl reale Datensätze als auch Phantomdatensätze verwendet. Ergebnisse werden zum einen in Form von Screenshots, zum anderen auch tabellarisch in Form von Zeitmessungen aufgezeigt. Verschiedene Katheterpfade wurden sowohl für schwach als auch für stark gekrümmte Gefäße berechnet. Die Rechenzeiten werden für die Berechnung der initialen Mittellinie und das Ausrichten der Mittellinie getrennt angegeben.

Im letzten Abschnitt dieses Kapitels werden die beiden klinischen Prototypen präsentiert. Der erste Prototyp dient der automatischen Segmentierung von Aortenaneurysmen und basiert auf dem iterativen graphbasierten Algorithmus aus Kapitel 4.4. Mit dem anderen Prototyp ist es möglich, eine Stent-Simulation (Rohrprothese und Y-Stent) durchzuführen, die auf den Methoden aus Kapitel 6.2 aufbaut. Bei beiden Prototypen wird exemplarisch der Ablauf einer Segmentierung und einer Stent-Simulation beschrieben.

Teile des in diesem Kapitel präsentierten Materials wurden in den Publikationen [36], [37], [38], [39], [41], [42], [43], [63], [86] und [87] veröffentlicht.

7.2. Gefäßsegmentierung

Deformierbares Modell

Die vorgestellte Methode aus Kapitel 4.2 wurde mit C++ innerhalb der MeVisLab Plattform (Anhang A) realisiert. Für die Evaluierung wurden CT-Datensätze mit Aortenaneurysmen (abdominal und thorakal) aus der klinischen Routine verwendet. Die automatische Segmentierung des Thrombus wurde mit einer manuellen Segmentierung verglichen. Für die manuelle Segmentierung wurde die Kontur für jede Schicht einzeln bestimmt und später zusätzlich durch einen Radiologen überprüft. Aus den einzelnen Konturen wurden dann eine 3D-Oberfläche und das Aneurysmenvolumen erzeugt, die als Referenzsegmentierung dienen.

In der Abbildung 7.2.2 und der Abbildung 7.2.3 sind die Segmentierungsergebnisse von zwei thorakalen Aortenaneurysmen (TAA) und in Abbildung 7.2.4 die Segmentierungsergebnisse eines abdominalen Aortenaneurysmas (AAA) dargestellt. Für fünf unterschiedliche Schichten (a-e) sind die Segmentierungsergebnisse von Lumen (innere Kontur, rot) und Thrombus (äußere Kontur, grün) zu sehen. Zusätzlich sind in Abbildung 7.2.3 und in Abbildung 7.2.4 noch die maximalen Thrombusdurchmesser (violette Gerade innerhalb der äußeren Kontur) für die fünf Schichten (a-e) eingezeichnet. Außerdem wurde in den drei Abbildungen die rekonstruierte 3D-Oberfläche (f) des Aneurysmas visualisiert.

In Abbildung 7.2.2 wurde die äußere Kontur des Aneurysmas zufriedenstellend mit dem deformierbaren Modell segmentiert. Selbst in den Bereichen, in denen keine oder kaum eine Thrombuskontur zu erkennen ist (a-e auf der linken Seite), verhindert das Verfahren durch die zusätzliche Constraint-Kraft ein Auslaufen in das umliegende Gewebe. Abbildung 7.2.3 zeigt einige Schichten eines Datensatzes, bei denen die äußere Kontur mit dem deformierbaren Ansatz nicht gut segmentiert wurde. Vor allem in der vierten Schicht (d), hat der Ansatz Probleme die äußere Kontur zu finden. Das liegt vor allem an den starken Kalzifikationen (helle Bereiche innerhalb des Thrombus) die in dieser Schicht vorhanden sind.

In Abbildung 7.2.1 sind auf der linken Seite die Dice Similarity Coefficients (DSC) [133] für neun Datensätze dargestellt. Jeder DSC berechnet sich aus der Formel:

$$DSC = \frac{2 \cdot V(A \cap R)}{V(A) + V(R)}$$

Gl. 7.1

Hierbei ist A die Binärmaske der automatischen Segmentierung und R die Binärmaske der Referenzsegmentierung. V ist das Volumen (in mm^3) der Voxel in einer Binärmaske. Dazu wird die Anzahl der Voxel in einer Binärmaske gezählt und mit der Voxelgröße multipliziert.

Auf der rechten Seite der Abbildung 7.2.1 ist der Segmentierungsfehler in mm für die neun Datensätze angegeben. Der Segmentierungsfehler gibt die Distanz zwischen den Oberflächenpunkten einer automatischen Segmentierung und den Oberflächenpunkten der dazugehörigen Referenzsegmentierung an. Die grauen Balken beschreiben dabei den maximalen Fehler für den jeweiligen Datensatz. Die schwarzen Punkte (verbunden durch eine schwarze Linie) stellen die mittlere Abweichung und die vertikalen schwarzen Linie die Standardabweichung für alle Datensätze dar.

Der vierte Datensatz lieferte mit einem DSC von 87.8% das schlechteste Ergebnis. Bei diesem Datensatz handelte es sich um ein postoperatives Aortenaneurysma im thorakalen Bereich, bei dem in mehreren Schichten keine Kontur zwischen dem Aneurysma und dem umliegenden Gewebe zu erkennen war. Das Beste Segmentierungsergebnis hatte der dritte Datensatz mit einem DSC von 98.5%. Bei diesem Datensatz handelte es sich auch um ein postoperatives Aortenaneurysma im thorakalen Bereich. Im Durchschnitt erreichten alle neun Datensätze einen DSC von 93.5%.

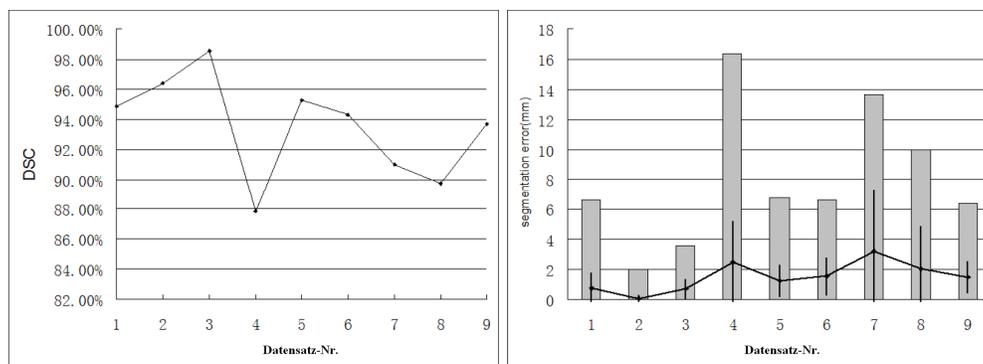


Abbildung 7.2.1 – Dice Similarity Coefficient (links) und Segmentierungsfehler in mm (rechts) für neun Datensätze

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass bei geeigneter Parameterwahl (unter anderem die Gewichte vor den Ableitungen des aktiven Konturmodells)

gute Segmentierungsergebnisse erzielt werden können. Leider sind diese Parametereinstellungen sehr empfindlich und schwer zu automatisieren bzw. es lassen sich kaum „durchschnittliche“ Parameter finden, die auch bei einer großen Anzahl von Datensätzen gute Ergebnisse liefern.

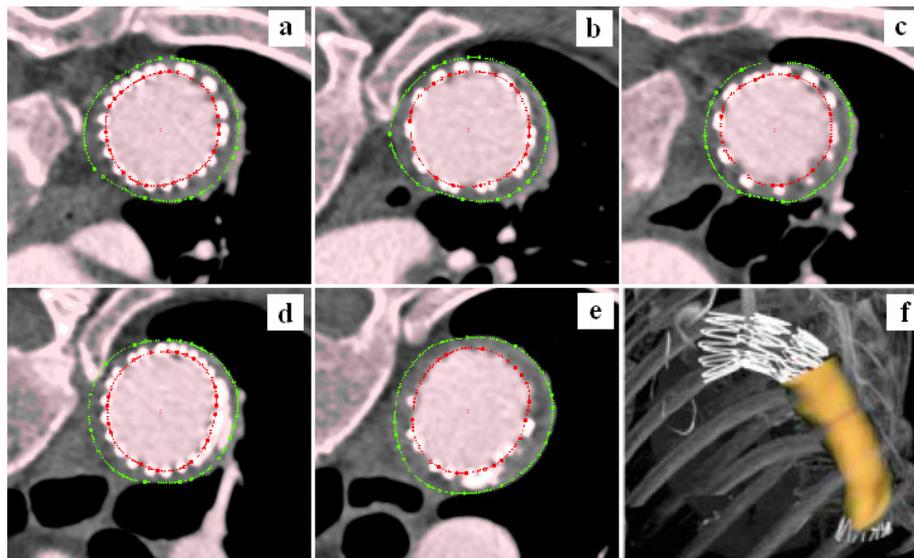


Abbildung 7.2.2 – Segmentierungs- und Visualisierungsergebnisse eines thorakalen Aortenaneurysmas

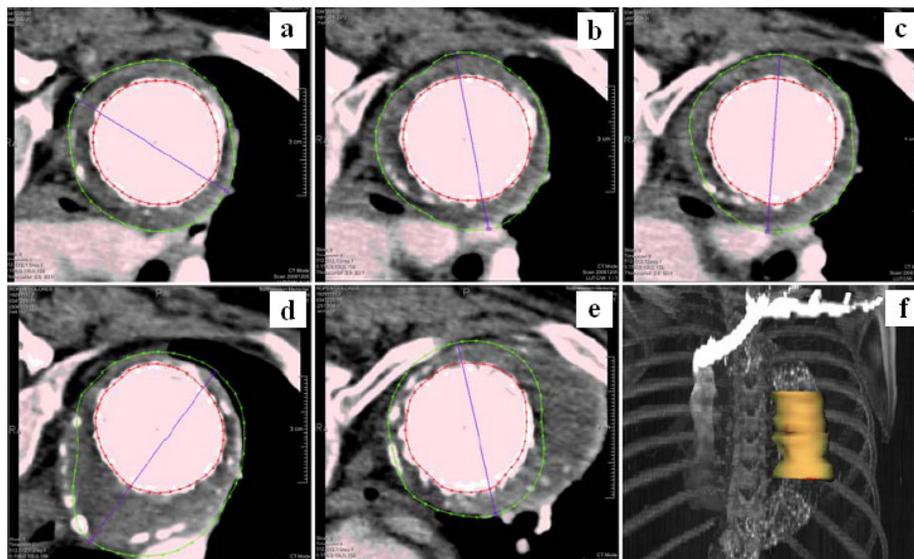


Abbildung 7.2.3 – Segmentierungs- und Visualisierungsergebnisse eines thorakalen Aortenaneurysmas

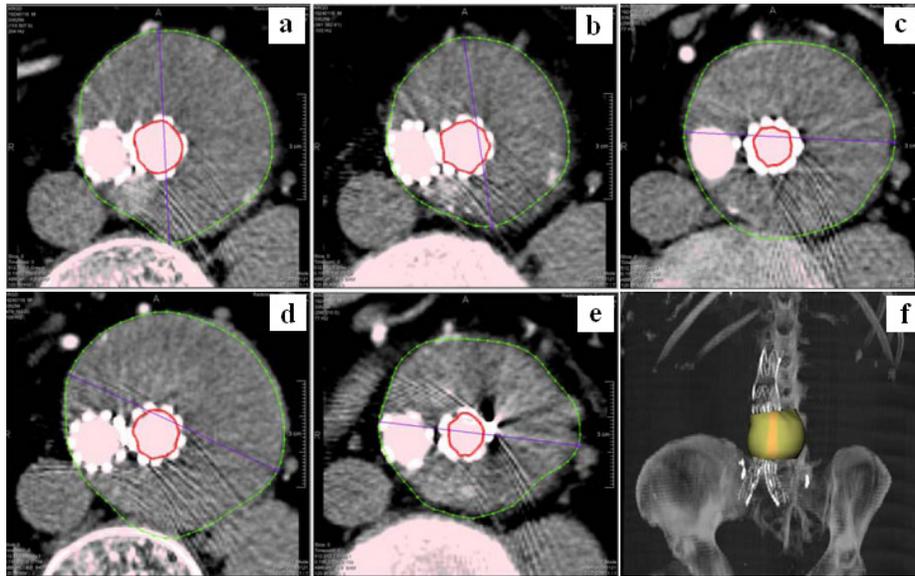


Abbildung 7.2.4 – Segmentierungs- und Visualisierungsergebnisse eines abdominalen Aortenaneurysmas

Statistisches Verfahren

Zum Training der Active Appearance Models wurden aus jedem der neun prä- und postoperativen CT-Datensätze (Tabelle 7.2.1), die unterschiedliche klinische Grade aufweisen, im Durchschnitt 26 MPR-Bilder verwendet. Die Modelle für die Leave-One-Out-Tests wurden jeweils aus Bildern aus acht Datensätzen berechnet und weisen ca. 80 signifikante Eigenwerte auf, die mindestens 98% der Varianz repräsentieren. Die Methoden aus diesem Beitrag wurden innerhalb der MeVis-Lab-Plattform (Anhang A) teilweise unter Verwendung einer Open-Source-Bibliothek [110] und [112] realisiert.

Abbildung 7.2.5 zeigt Segmentierungsergebnisse der Modelle für prä- und postoperative CT-Aufnahmen. Das linke Bild der Abbildung 7.2.5 (a) zeigt das Segmentierungsergebnis der äußeren Kontur bei einem präoperativen Aortenaneurysma. Das mittlere Bild der Abbildung 7.2.5 (b) zeigt einen postoperativen Datensatz mit einem implantierten Stent. Hier wurde neben der äußeren Kontur auch die innere Kontur segmentiert. Die rechte Seite der Abbildung 7.2.5 (c) zeigt eine weitere postoperative Aufnahme, diesmal aber mit einem verzweigten Stent (Y-Stent). Das Segmentierungsergebnis der inneren Kontur fasst in dieser Abbildung beide Iliac Stücke des verzweigten Stents zu einer Kontur zusammen. Das liegt an den trainierten Modellen, die nur eine innere Kontur beinhalten.

Datensatz Nr.	Datensatzgröße	Aufnahmezeitpunkt	CT-Scanner
1	512x512x318	präoperativ	Emotion 16
2	512x512x498	präoperativ	Sensation 40
3	512x512x385	präoperativ	Sensation Cardiac
4	512x512x277	präoperativ	Volume Zoom
5	512x512x361	postoperativ	Sensation 16
6	512x512x350	postoperativ	Emotion 16
7	512x512x79	postoperativ	Definition
8	512x512x117	postoperativ	Definition
9	512x512x66	postoperativ	Definition

Tabelle 7.2.1 – Informationen zu den neun CTA-Aufnahmen

In einzelnen Fällen konnte der komplette Datensatz zufriedenstellend segmentiert werden, in einigen Fällen war jedoch die beim Training gewonnene Information zur Parameteroptimierung nicht ausreichend, um die Segmentierung zu optimieren. Dies war zum Beispiel bei dem vierten Datensatz aus Abbildung 7.2.7 der Fall, bei dem der mittlere Point-To-Curve-Fehler, sowohl mit als auch ohne Texturnormierung, bei ungefähr fünfzig Pixeln lag. Im Durchschnitt konnte jedoch gezeigt werden, dass ohne Texturnormierung bessere Segmentierungsergebnisse erreicht werden (Abbildung 7.2.7).

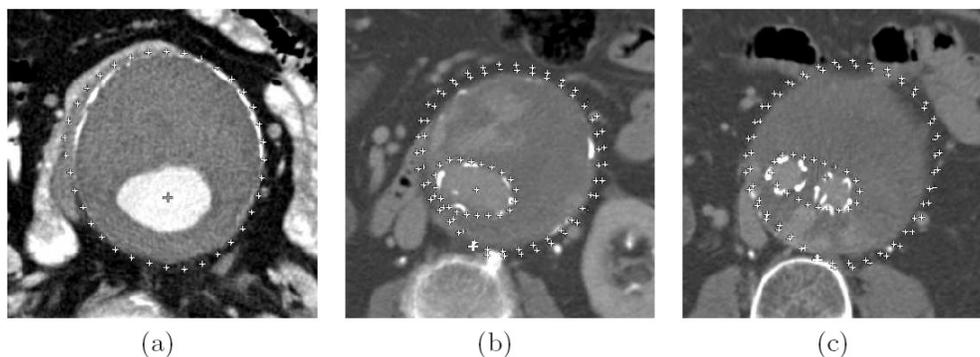


Abbildung 7.2.5 – Segmentierungsergebnis der Thrombuskontur in einer präoperativen CT-Aufnahme eines Aortenaneurysmas (a). Segmentierungsergebnis der Thrombuskontur und des Lumens bei einer postoperativen CT-Aufnahme mit implantiertem Stent (b) bzw. Y-Stent (c)

In Abbildung 7.2.8 sind die Point-to-Curve-Fehler aller neun Datensätze für verschiedene Modelle dargestellt. Dazu gehören Modelle, bei denen nur die Thrombuskontur und Modelle, bei denen neben der Thrombuskontur auch die Lumenkontur enthalten war. Dazu kommen noch Modelle, bei denen ein zehn Pixel breiter Rand mit in die Segmentierung einbezogen wurde.

Im Verlauf der Versuchsreihen hat sich herausgestellt, dass das Modell aufgrund des verwendeten Fehlermaßes (Texturdifferenz) bei einigen CT-Schichten dazu tendiert, die generierte Textur vorrangig auf das Lumen anzupassen, so dass die äußere Kontur innerhalb des Thrombus liegt (Abbildung 7.2.6). Dies ist auf den hohen Kontrast zwischen Thrombus und Lumen zurückzuführen. Diesem Problem kann dadurch entgegengewirkt werden, dass ein schmaler Rand vom umgebenden Gewebe in das Modell einbezogen wird. Dieser zusätzliche Rand enthält Texturinformationen, die ein Kantenmodell realisieren.

Bei einem Vergleich der verwendeten Trainingsmethoden erzielte das Border-AAM, bei dem nur die Textur in einem schmalen Bereich um die äußere Kontur berücksichtigt wird, die stabilsten Ergebnisse. Am deutlichsten zeigt sich diese Verbesserung beim vierten Datensatz aus Abbildung 7.2.8, bei dem alle anderen Modelle sehr hohe Fehlerwerte (>40 Pixel) aufweisen.

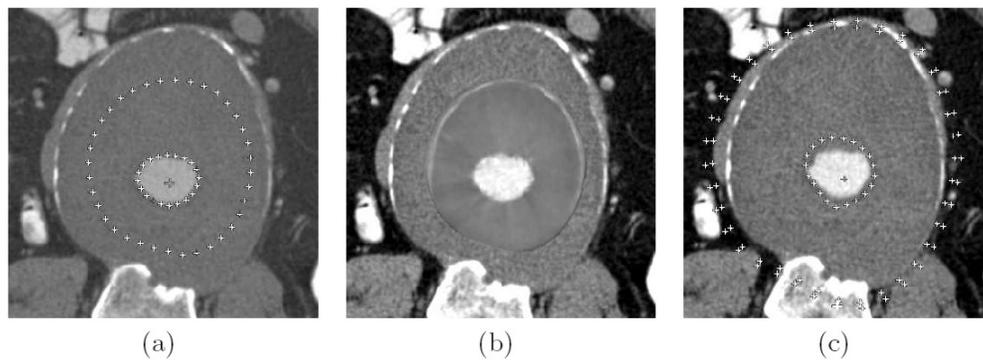


Abbildung 7.2.6 – Beispiel, bei dem die äußere Kontur fehlerhaft innerhalb des Thrombus liegt (a). (b) zeigt die zu (a) gehörige generierte Textur und (c) das entsprechende Ergebnis bei Ergänzung des Modells und der Segmentierung um einen Randbereich von 10 Pixeln

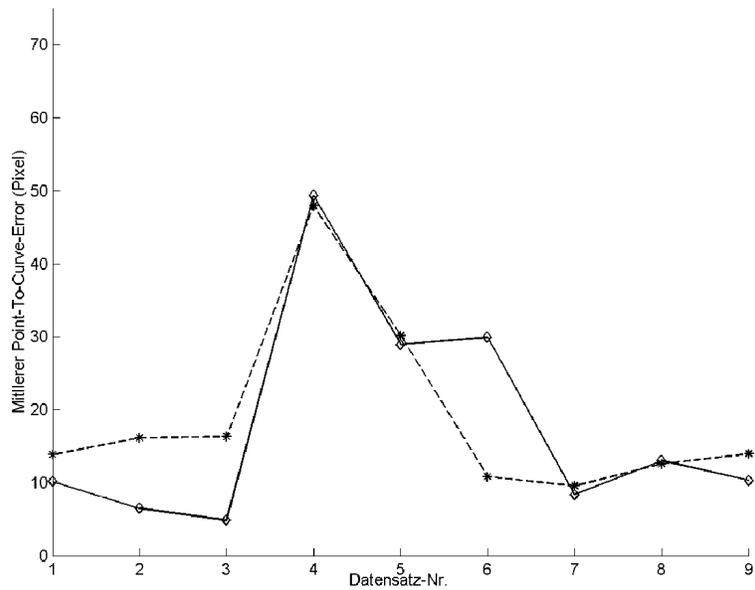


Abbildung 7.2.7 – Mittlerer Point-to-Curve-Fehler für Modelle mit (*) bzw. ohne Texturnormierung (o)

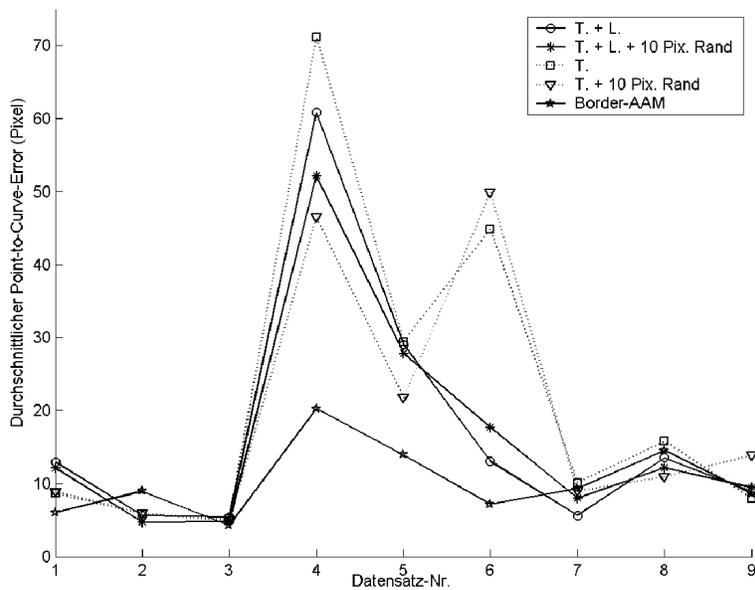


Abbildung 7.2.8 – Point-to-Curve-Fehler bei unterschiedlichen Trainingsmethoden für Modelle ohne Texturnormierung (T.: Annotation der Thrombuskontur, L.: Annotation der Lumenkontur)

Iterativer graphbasierter Ansatz

Tabelle 7.2.2 enthält mehrere Informationen zu den CT-Datensätzen, die für die Evaluierung des iterativen graphbasierten Ansatzes verwendet wurden. Dazu gehört unter anderem die Datensatzgröße, der Aufnahmezeitpunkt, die Anzahl der MPR-Schichten entlang der Gefäßmittellinie und die Länge der Gefäßmittellinie (Centerline Länge). Handelt es sich um eine postoperative Aufnahme, wird in der Spalte „Aufnahmezeitpunkt“ außerdem angegeben, ob ein nicht verzweigter (Rohrprothese bzw. I-Stent) oder ein verzweigter Stent (Y-Stent) in der Aufnahme enthalten ist. Da der Abstand zwischen zwei MPR-Schichten entlang der Gefäßmittellinie bei allen Segmentierungen auf 0,5 cm festgelegt wurde, entspricht die Anzahl der MPR-Schichten auch in etwa der doppelten Centerline Länge. Weiterhin ist die anatomische Lage der Gefäßmittellinie für jeden Datensatz in Tabelle 7.2.2 angegeben. Bei fast allen Datensätzen lagen der Start- und Endpunkt der Gefäßmittellinie jeweils ober- und unterhalb des Aneurysmas noch in gesunden Bereichen der Aorta.

Tabelle 7.2.3 zeigt die Segmentierungsergebnisse zu den CT-Datensätzen aus Tabelle 7.2.2. Für die automatische Segmentierung mit dem iterativen graphbasierten Ansatz werden mindestens drei manuell segmentierte MPR-Schichten benötigt. Die Spalte „Strokes“ enthält dazu die genaue Anzahl der manuell segmentierten MPR-Schichten für einen Datensatz. Die restlichen MPR-Schichten wurden vom Algorithmus ohne weitere Benutzerinteraktion automatisch segmentiert. Für die Referenzsegmentierung wurden alle MPR-Schichten der Datensätze manuell segmentiert. Tabelle 7.2.3 enthält sowohl das Volumen in Kubikzentimeter als auch die Anzahl der Voxel der manuellen und automatischen Segmentierung. Die letzte Spalte „DSC“ zeigt den Dice Similarity Coefficient in Prozent für die Referenzsegmentierung und die automatische Segmentierung.

Die manuelle Segmentierung einer MPR-Schicht dauert unter Zuhilfenahme des 2D „Nudge“-Tools zwischen fünf und dreißig Sekunden. Die Zeit der manuellen Segmentierung hängt stark davon ab, wie genau die Thrombuskontur nach Ziehen eines „Strokes“ gefunden wurde. Im Idealfall wird die komplette Kontur zufriedenstellend gefunden, und es ist keine weitere Benutzerinteraktion mehr nötig. Im schlechtesten Fall muss die Kontur an allen Stellen mit dem „Nudge“-Tool ausgebessert werden. Für einen Datensatz mit hundert MPR-Schichten nimmt eine komplette manuelle Segmentierung im besten Fall ca. acht Minuten, im schlechtesten Fall fünfzig Minuten und im Durchschnitt neunundzwanzig Minuten in Anspruch. Die automatische Segmentierung dagegen benötigt ungefähr eine Sekunde pro MPR-Schicht für die Segmentierung.

Nr.	Datensatzgröße	Aufnahmezeitpunkt	MPRs	Centerline Länge	Anatomische Lage	
					Anfang	Ende
1	512x512x102	präoperativ	58	29,27 cm	Brustaorta	rechte Iliac
2	512x512x94	präoperativ	41	20,55 cm	Brustaorta	linke Iliac
3	512x512x173	postoperativ (Y-Stent)	100	50,11 cm	aufsteigende Aorta	rechte Iliac
4	512x512x318	präoperativ	41	20,70 cm	Brustaorta	linke Iliac
5	512x512x385	präoperativ	50	25,21 cm	Brustaorta	rechte Iliac
6	512x512x361	postoperativ (Y-Stent)	40	20,03 cm	Brustaorta	rechte Iliac
7	512x512x1159	präoperativ	81	40,68 cm	aufsteigende Aorta	Bauch-aorta
8	512x512x2779	präoperativ	48	24,05 cm	Brustaorta	linke Iliac
9	512x512x929	präoperativ	122	61,28 cm	aufsteigende Aorta	linke Iliac
10	512x512x1245	präoperativ	104	52,43 cm	aufsteigende Aorta	rechte Iliac
11	512x512x123	präoperativ	32	16,03 cm	Brustaorta	rechte Iliac
12	512x512x174	präoperativ	120	60,21 cm	aufsteigende Aorta	linke Iliac
13	512x512x117	postoperativ (Y-Stent)	53	26,98 cm	Aortabogen	rechte Iliac
14	512x512x122	präoperativ	53	26,86 cm	Brustaorta	linke Iliac
15	512x512x142	präoperativ	64	32,36 cm	Brustaorta	linke Iliac
16	512x512x79	präoperativ	74	37,48 cm	aufsteigende Aorta	Bauch-aorta
17	512x512x103	präoperativ	36	18,42 cm	Bauch-aorta	rechte Iliac
18	512x512x103	präoperativ	48	24,07 cm	Bauch-aorta	rechte Iliac

19	512x512x183	präoperativ	95	47,59 cm	Aortabogen	rechte Iliac
20	512x512x109	präoperativ	50	25,40 cm	Brustaorta	linke Iliac
21	512x512x87	präoperativ	52	26,08 cm	Brustaorta	Bauch-aorta
22	512x512x140	präoperativ	52	26,49 cm	Brustaorta	rechte Iliac
23	512x512x105	präoperativ	46	23,06 cm	Brustaorta	rechte Iliac
24	512x512x165	präoperativ	104	52,24 cm	aufsteigen- de Aorta	rechte Iliac
25	512x512x117	postoperativ (Y-Stent)	42	21,22 cm	Brustaorta	rechte Iliac
26	512x512x135	präoperativ	42	21,34 cm	Brustaorta	linke Iliac
27	512x512x72	postoperativ (I-Stent)	69	34,68 cm	aufsteigen- de Aorta	Brust- aorta
28	512x512x216	postoperativ (I-Stent)	47	23,75 cm	aufsteigen- de Aorta	Brust- aorta
29	512x512x281	präoperativ	41	20,56 cm	Brustaorta	rechte Iliac
30	512x512x740	postoperativ (I-Stent & Y-Stent)	103	51,72 cm	aufsteigen- de Aorta	rechte Iliac
31	512x512x271	präoperativ	72	36,52 cm	aufsteigen- de Aorta	Bauch- aorta
32	512x512x231	präoperativ	111	55,88 cm	aufsteigen- de Aorta	linke Iliac
33	512x512x203	präoperativ	113	56,74 cm	aufsteigen- de Aorta	rechte Iliac
34	512x512x200	präoperativ	97	48,64 cm	aufsteigen- de Aorta	rechte Iliac
35	512x512x209	präoperativ	85	42,56 cm	aufsteigen- de Aorta	Bauch- aorta
36	512x512x198	präoperativ	103	51,66 cm	aufsteigen- de Aorta	linke Iliac

37	512x512x176	postoperativ (Y-Stent)	38	19,44 cm	Bauchaorta	rechte Iliac
38	512x512x199	präoperativ	96	48,34 cm	aufsteigen- de Aorta	linke Iliac
39	512x512x197	präoperativ	103	51,72 cm	aufsteigen- de Aorta	rechte Iliac
40	512x512x512	präoperativ	33	16,50 cm	Brustaorta	Bauch- aorta
41	512x512x228	präoperativ	28	13,65 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
42	512x512x210	präoperativ	25	12,12 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
43	512x512x222	präoperativ	29	14,13 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
44	512x512x223	präoperativ	30	14,67 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
45	512x512x225	präoperativ	36	17,65 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
46	512x512x311	präoperativ	26	12,65 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
47	512x512x194	präoperativ	29	14,18 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
48	512x512x220	präoperativ	23	11,20 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
49	512x512x224	präoperativ	25	12,23 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.
50	512x512x185	präoperativ	30	14,72 cm	Bauchaorta	Iliac Bif.

Tabelle 7.2.2 – Informationen zu den Datensätzen für den graphbasierten Ansatz

Nr.	Strokes	Kontur in cm^3		Anzahl der Voxel		DSC
		manuell	automatisch	manuell	automatisch	
1	3	207,55	245,60	89462	108003	85,94%
2	3	162,38	180,75	63036	70100	87,98%
3	9	373,89	420,03	166064	186402	88,54%
4	4	103,30	98,55	221011	211190	92,87%
5	8	131,88	139,66	997584	1055290	92,29%

6	6	524,09	344,02	967912	637992	75,53%
7	3	334,74	344,71	2256380	2325160	92,83%
8	6	102,61	108,95	345274	366398	88,35%
9	4	647,79	632,39	1634140	1596270	94,26%
10	5	668,10	696,01	3005020	3130590	91,03%
11	3	67,08	84,29	59831	75090	81,40%
12	5	664,85	688,77	260981	270429	93,91%
13	4	700,47	426,69	302576	184681	72,80%
14	3	262,65	354,23	100082	134489	82,80%
15	4	284,68	364,60	162575	207734	85,12%
16	3	275,39	277,98	87350	88128	94,52%
17	3	79,58	75,36	24400	23168	92,69%
18	3	265,75	280,45	112521	118877	87,88%
19	3	440,88	443,12	198208	199238	92,92%
20	4	159,98	163,03	51170	52142	94,00%
21	3	222,38	235,00	196613	207837	94,28%
22	5	196,43	193,02	77577	76365	94,26%
23	9	107,35	108,34	42652	42540	92,70%
24	5	555,43	718,27	232125	299463	85,80%
25	5	203,85	238,15	96744	113027	89,33%
26	4	132,62	148,18	101260	112976	92,46%
27	3	252,22	293,80	104456	121431	88,71%
28	3	227,69	234,09	885455	909850	95,91%
29	4	103,48	125,64	144611	175009	87,70%
30	5	777,26	647,48	2567160	2134610	81,17%
31	3	341,06	373,04	565022	61774	92,43%
32	3	820,21	808,41	607653	608297	93,79%
33	6	554,21	585,41	452298	477651	93,05%
34	4	687,37	705,22	526164	539933	94,97%
35	3	594,67	609,95	452496	464361	91,68%
36	6	658,39	642,28	613367	598593	93,74%
37	3	172,69	184,08	78708	83163	93,33%
38	4	752,69	782,13	600372	623698	91,27%
39	3	465,47	514,32	305073	336852	90,89%
40	3	201,65	248,84	1229130	1515590	88,17%
41	3	237,43	227,75	152377	146241	94,32%
42	3	211,58	210,18	129809	130538	95,64%

43	3	258,52	268,57	168519	175120	93,64%
44	3	292,70	215,89	170792	126283	84,59%
45	3	325,96	329,96	150710	152510	98,38%
46	3	302,10	331,15	256519	281085	88,81%
47	3	337,28	336,36	251094	250405	99,27%
48	3	227,56	225,43	96112	95290	97,00%
49	3	214,06	211,06	128866	126900	95,31%
50	3	255,46	273,06	151703	162162	93,03%

Tabelle 7.2.3 – Segmentierungsergebnisse des graphbasierten Ansatzes

Abbildung 7.2.9 zeigt das Segmentierungsergebnis der äußeren Kontur für einen CT-Datensatz (weiße Punkte). Dazu werden zehn aufeinanderfolgende MPR-Schichten entlang einer Mittellinie der Aorta dargestellt. Die Segmentierung beginnt mit einer Schicht, bei der die Aorta fast nur Lumen enthält und der Thrombusanteil minimal ist (links oben). Das Gleiche gilt für die letzte Schicht der Segmentierung, bei der die Aorta wiederum kaum Thrombus besitzt (rechts unten). Zwischen diesen beiden Schichten nimmt der Thrombus erst zu und dann wieder ab. Dennoch kommt der graphbasierte Ansatz aus dieser Arbeit mit den Größenänderungen zurecht und findet die äußere Kontur in jeder MPR-Schicht sehr genau.

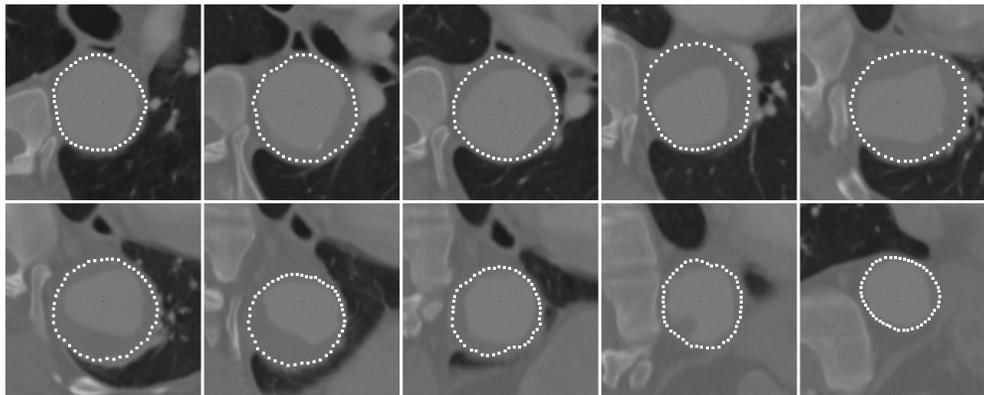
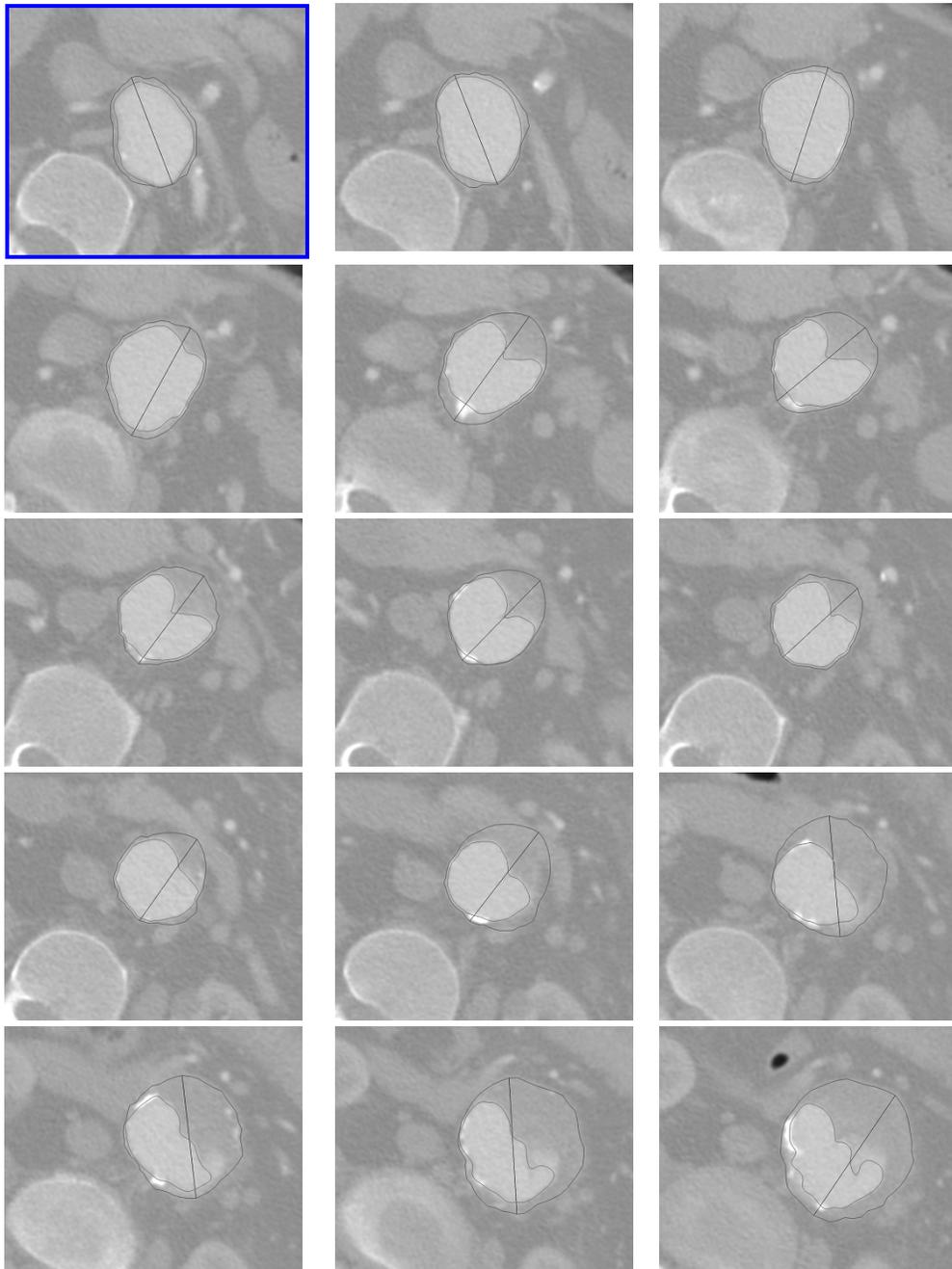


Abbildung 7.2.9 – Segmentierungsergebnis der Thrombuskontur

Abbildung 7.2.10 zeigt das Segmentierungsergebnis der inneren und äußeren Kontur für fünfundzwanzig MPR-Schichten entlang der Mittellinie der Aorta. Für die Segmentierung wurden drei Schichten manuell segmentiert (blauer Rahmen). Ausgehend von diesen drei Schichten wurden die verbleibenden zweiundzwanzig

Schichten automatisch segmentiert. Zusätzlich zu der inneren und äußeren Kontur ist noch der maximale Thrombusdurchmesser in den einzelnen Schichten eingezeichnet. Trotz der teilweise enormen Größezunahme des Thrombus – der sich größtenteils nur an einer Seite gebildet hat – und mehreren Kalzifikationen werden beide Konturen gefunden.



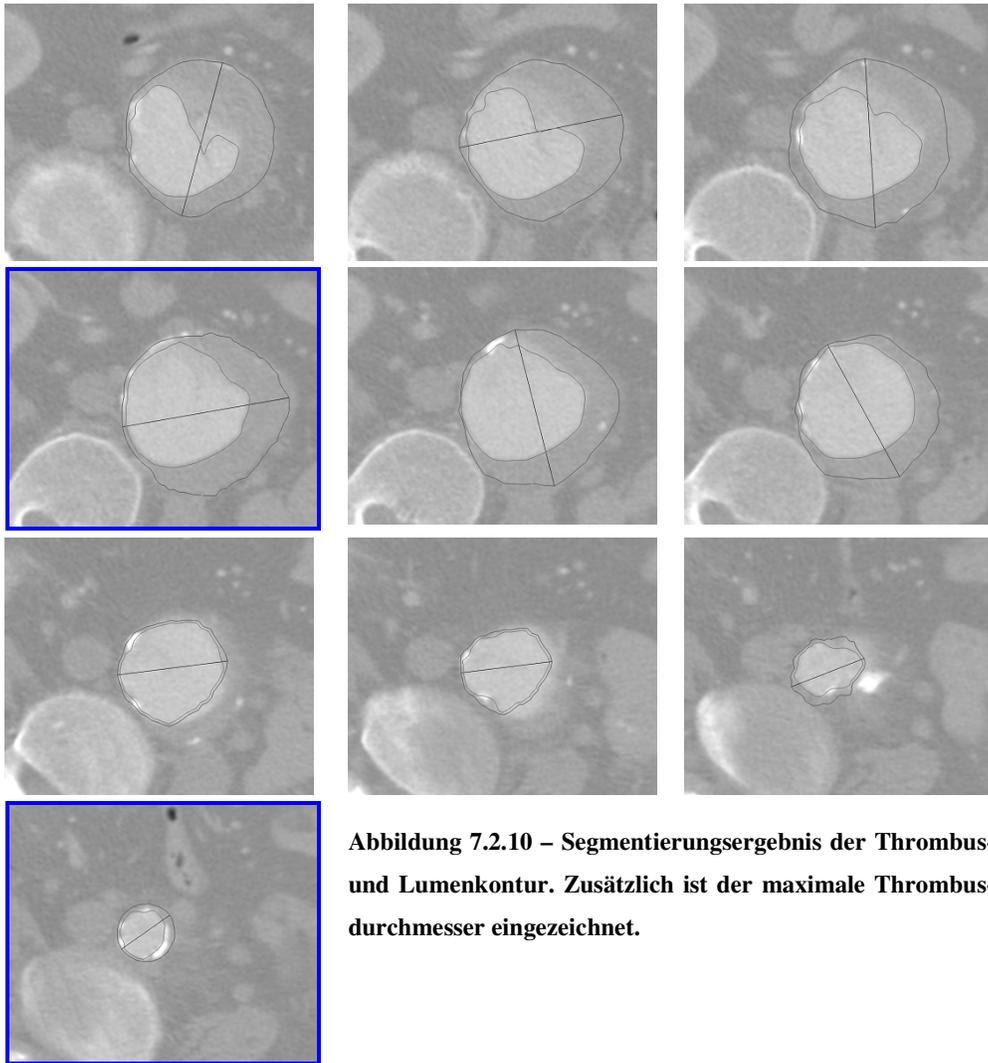


Abbildung 7.2.10 – Segmentierungsergebnis der Thrombus- und Lumenkontur. Zusätzlich ist der maximale Thrombusdurchmesser eingezeichnet.

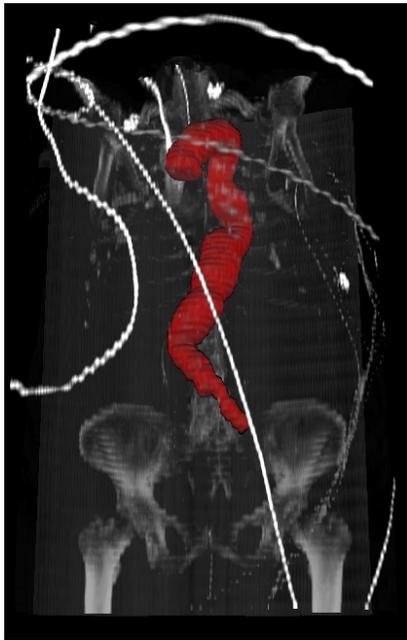
In den folgenden Abbildungen werden manuelle und automatische Segmentierungen gegenübergestellt. Abbildung 7.2.11, Abbildung 7.2.13, Abbildung 7.2.15 und Abbildung 7.2.17 zeigen dazu manuelle Segmentierungen von unterschiedlichen Aorten mit Aneurysmen. Hierfür wurde jede Aorta entlang der Gefäßmittellinie Schicht für Schicht manuell segmentiert und das Ergebnis trianguliert und anschließend voxelisiert. Abbildung 7.2.12, Abbildung 7.2.14, Abbildung 7.2.16 und Abbildung 7.2.18 zeigen die Ergebnisse der automatischen Segmentierungen für die Datensätze aus den manuellen Segmentierungen. Äquivalent zur manuellen Segmentierung wurde das Ergebnis der automatischen Segmentierung trianguliert und voxelisiert, um jeweils eine 3D-Maske der Aorta zu erhalten. In den Abbildungen ist gut zu erkennen, dass die manuellen Segmentierungen glattere Oberflächen aufweisen, als die Ergebnisse der automatischen Segmentierungen.



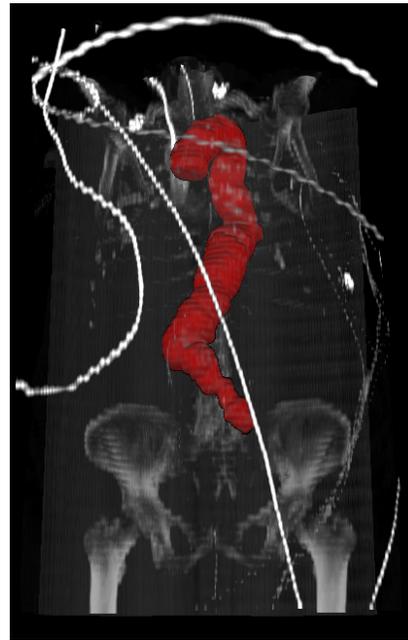
**Abbildung 7.2.11 – 3D-Maske der Aorta
(manuelle Segmentierung)**



**Abbildung 7.2.12 – 3D-Maske der Aorta
(automatische Segmentierung)**



**Abbildung 7.2.13 – 3D-Maske der Aorta
(manuelle Segmentierung)**



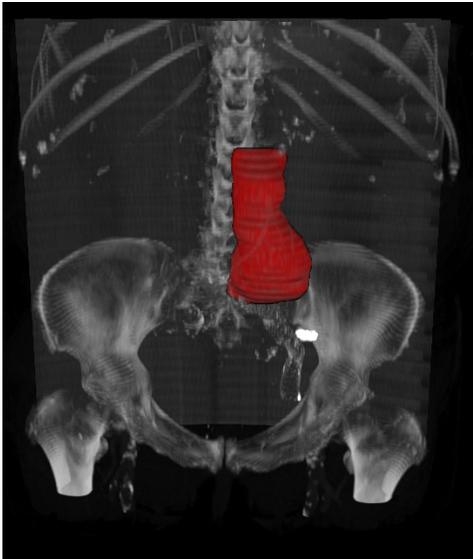
**Abbildung 7.2.14 – 3D-Maske der Aorta
(automatische Segmentierung)**



**Abbildung 7.2.15 – 3D-Maske der Aorta
(manuelle Segmentierung)**



**Abbildung 7.2.16 – 3D-Maske der Aorta
(automatische Segmentierung)**



**Abbildung 7.2.17 – 3D-Maske der Aorta
(manuelle Segmentierung)**



**Abbildung 7.2.18 – 3D-Maske der Aorta
(automatische Segmentierung)**

7.3. Gefäßvermessung

Sowohl der Ansatz der lokalen Vermessung als auch der Ansatz der globalen Vermessung (Kapitel 5.2) wurden in C++ innerhalb der MeVisLab-Plattform realisiert (Anhang A).

Zur Auswahl eines passenden Stents für die endovaskuläre Behandlung von Bauchaortaaneurysmen werden einige kritische Maße aus dem abdominalen Aortabereich und den beiden oberen Iliac-Bereichen benötigt. Für die Evaluierung der Ansätze wurden sechs Maße automatisch vermessen (Abbildung 7.3.1):

- Aortadurchmesser an der proximalen Implantation (A)
- Aortadurchmesser 15 mm unterhalb der proximalen Implantation (B)
- Maximaler Aneurysmendurchmesser (C)
- Minimaler Durchmesser am distalen Ansatz (D)
- Rechter Iliac-Durchmesser (E)
- Linker Iliac-Durchmesser (F)

Diese Maße finden sich auch in einem Datenblatt des Stent-Herstellers Gore [125].

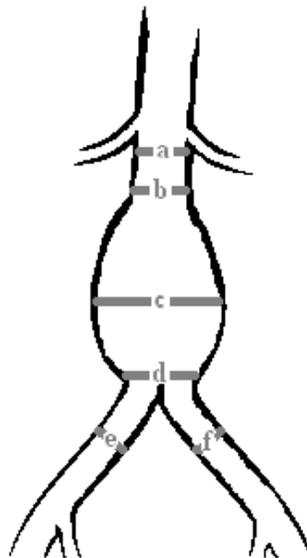


Abbildung 7.3.1 – Gefäßabmaße zur Stent-Auswahl

In Tabelle 7.3.1 sind die Vermessungsergebnisse beider Verfahren für einen CT-Phantomdatensatz eines Bauchaortenaneurysmas angegeben. Die Abweichungen der letzten beiden Spalten beziehen sich auf die Ground Truth (letzte Spalte) des Datensatzes. Ein Vorteil der lokalen gegenüber der globalen Vermessungsmethode ist die geringere Rechenzeit, da nur sehr kleine Stiffness-Matrizen aufgestellt werden müssen.

Lage (Abbildung 7.3.1)	Ground Truth	Methode		Abweichung	
		lokal	global	lokal	global
A, B	24.0 mm	25.1 mm	23.8 mm	4.4 %	0.8 %
C	69.5 mm	70.5 mm	67.9 mm	1.4 %	2.4 %
D	39.0 mm	41.8 mm	40.5 mm	6.7 %	3.7 %
E, F	15.4 mm	16.1 mm	14.7 mm	4.4 %	4.8 %

Tabelle 7.3.1 – Vermessungsergebnisse eines Bauchaortenaneurysmas

Abbildung 7.3.2 zeigt eine reale CT-Aufnahme eines Bauchaortenaneurysmas, bei dem sich das globale Konturmodell vollständig an die Gefäßwände angepasst hat. Die Vermessungsergebnisse zu dieser Aufnahme mit dem globalen Verfahren sind in Tabelle 7.3.2 angegeben.



Abbildung 7.3.2 – Vollständige Anpassung des globalen Modells an die Gefäßwände

Lage	Messung
A	21,37 mm
B	41,53 mm
C	59,28 mm
D	50,37 mm
E	21,85 mm
F	25,11 mm

Tabelle 7.3.2 – Vermessungsergebnisse aus Abbildung 7.3.2

7.4. Stent-Simulation

Vergleich zweier Methoden zur präoperativen Stent-Simulation

Sowohl der geometrische Ansatz als auch der Ansatz, der auf einem aktiven Konturmodell basiert, wurden mit unterschiedlichen Aneurysmen- und Stenosen-CT-Datensätzen getestet.

Ein Nachteil des geometrischen Ansatzes war die Selbstdurchdringung der Oberfläche in stark gekrümmten Gefäßverläufen (Abbildung 7.4.1). Dem gegenüber wurde die Selbstdurchdringung beim physikalischen Ansatz durch die internen Kräfte verhindert (Abbildung 7.4.2).

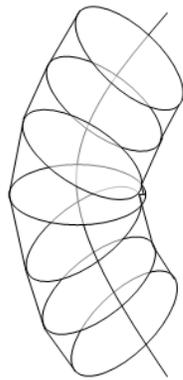


Abbildung 7.4.1 – Selbstdurchdringung der Stent-Oberfläche beim geometrischen Ansatz

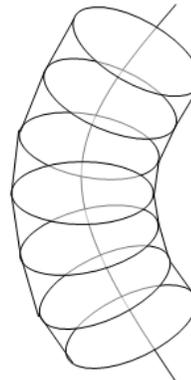


Abbildung 7.4.2 – Keine Selbstdurchdringung beim physikalischen Ansatz

Der Nachteil der physikalischen Methode mit dem Verfahren der Aktiven Konturen gegenüber dem geometrischen Ansatz ist die rechenintensivere Simulation der Stents. Bei einem CT-Datensatz mit $512 \times 512 \times 387$ Voxeln und einem Stent, bestehend aus 170 Oberflächenpunkten, benötigt die Generierung der inversen Stiffness-Matrix ca. eine Minute. Bei dem geometrischen Ansatz entfällt die Aufstellung einer Matrix. Die eigentliche Ausdehnung benötigt bei beiden Methoden weniger als eine Sekunde pro Ausdehnungsschritt (gemessen auf einem PC mit Intel Pentium 4 mit 3 GHz und 3,4 Gigabyte RAM, Windows XP Professional 2002, Programmiersprache C++).

Insgesamt lieferte die ACM-Methode wesentlich realistischere Ergebnisse als der geometrische Ansatz. Gerade die speziellen Material- und Ausdehnungseigen-

schaften der Stents konnten mit dem ACM-Ansatz geeignet simuliert werden. Auch die Anpassung der Stents an die Gefäßinnenwand war bei der ACM-Methode realistischer als bei dem geometrischen Ansatz (Abbildung 7.4.3 und Abbildung 7.4.4). Die fehlenden internen Kräfte werden besonders beim geometrischen Ansatz auf der linken Seite in Abbildung 7.4.3 deutlich. Hier hat der expandierte Stent (grün) im Bereich des Aneurysmas einen starken Knick. Bei der physikalischen Simulation auf der rechten Seite in Abbildung 7.4.3 dagegen, hat der Stent auch im expandierten Zustand eine glatte Oberfläche, die dem ursprünglichen Gefäßverlauf entspricht. Das Aneurysma wird dadurch von Blutfluss ausgeschlossen und kann nicht weiter anwachsen.

Auch in Abbildung 7.4.4 zeigt die physikalische Simulation auf der rechten Seite einen realistischeren Stent, als das geometrische Verfahren auf der linken Seite. Der expandierte Stent der physikalischen Simulation ist – wieder aufgrund der internen Kräfte – wesentlich glatter und straffer, als der expandierte Stent vom geometrischen Verfahren.

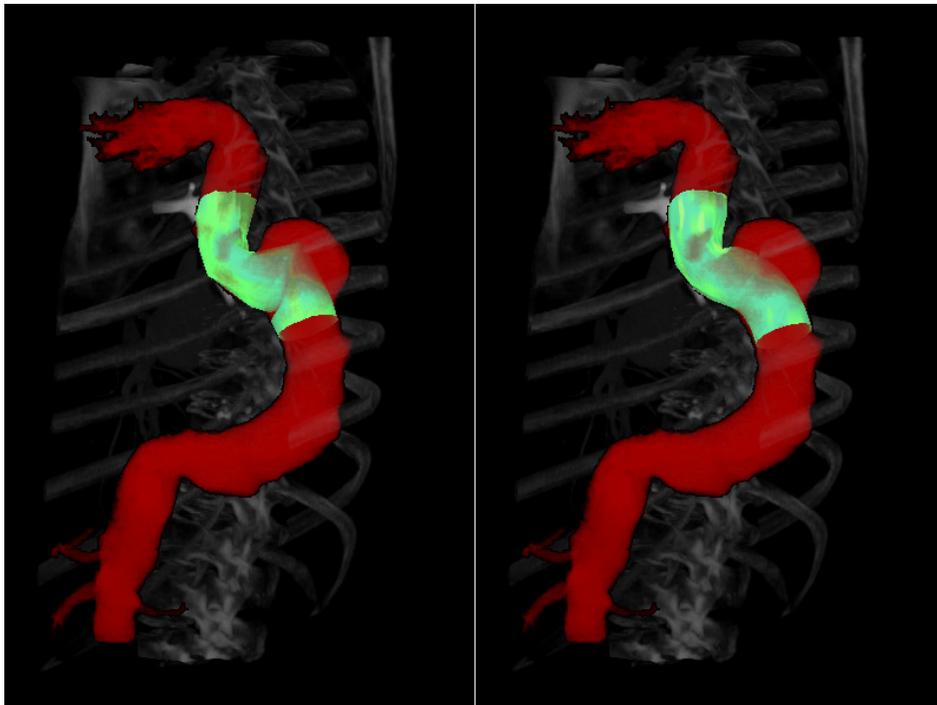


Abbildung 7.4.3 – Simulationsergebnisse für das geometrische Verfahren (links) und die physikalische Simulation (rechts) bei einem TAA

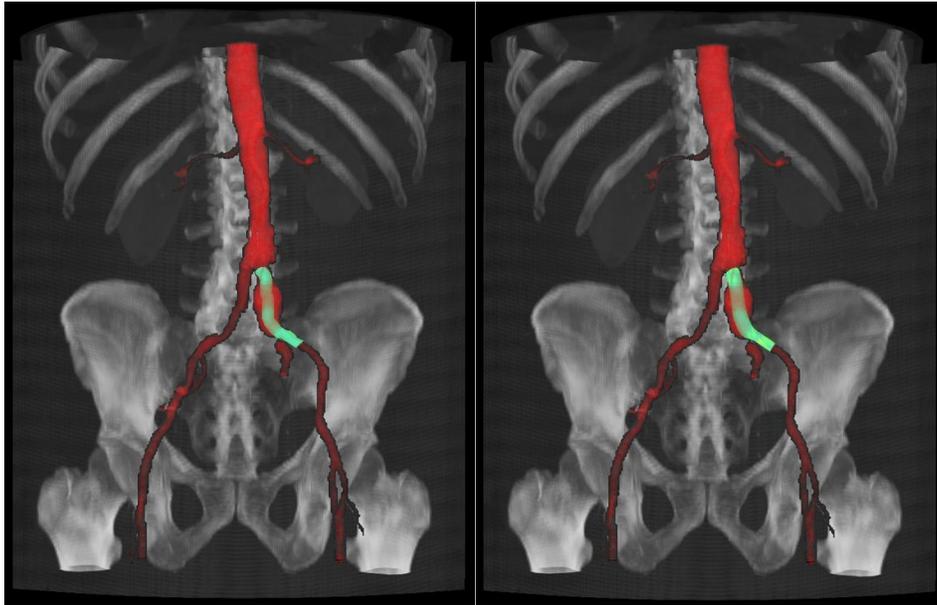


Abbildung 7.4.4 – Simulationsergebnisse für das geometrische Verfahren (links) und die physikalische Simulation (rechts) bei einem Iliac-Aneurysma

Simulationsergebnisse der physikalischen Stent-Simulation

Die Methoden wurden innerhalb der MeVisLab-Plattform realisiert. Für die Evaluierung wurden sowohl Datensätze aus der klinischen Routine (BAA, TAA, Karotisstenosen, Iliac-Aneurysmen) als auch Phantomdatensätze verwendet. Die speziellen Material- und Ausdehnungseigenschaften der Stents konnten durch das ACM angemessen simuliert werden. In Abbildung 7.4.5 sind einige Expansionschritte der physikalischen Simulation dargestellt. Die Simulation einer Rohrprothese – in einem Datensatz mit einem abdominalen Aortenaneurysma – beginnt auf der linken Seite mit dem Initialstent (grün). Der Initialstent wird ausgehend von der Gefäßmittellinie konstruiert und entspricht einem zusammengefalteten Stent, der bei einer endovaskulären Stent-Behandlung eingesetzt wird. Die nächsten drei Bilder aus Abbildung 7.4.5 sind Zwischenschritte der Stent-Simulation. Das rechte Bild stellt das Ergebnis der Stent-Simulation dar und entspricht dem vollständig expandierten Stent. Eine vollständige Simulation besteht ungefähr aus hundert Iterationsschritten. Die genaue Anzahl der Iterationsschritte hängt vom Durchmesser des Gefäßes und dem Radius des Stents ab. Bei Stenosen werden im Gegensatz zu Aneurysmen im Allgemeinen kleinere Stents eingesetzt. Die Ausdehnungsgeschwindigkeit der Simulation orientiert sich an der realen Ausdehnungsgeschwindigkeit.

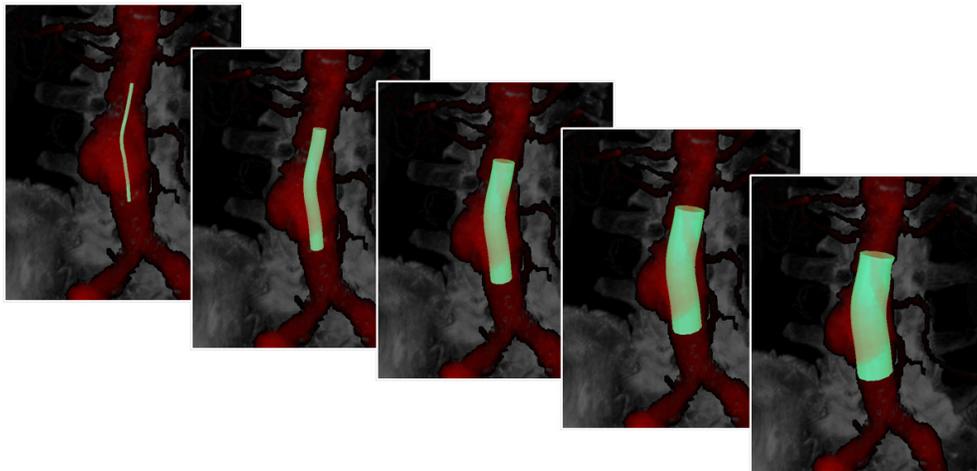


Abbildung 7.4.5 – Mehrere Simulationsschritte einer Stent-Expansion im Bereich eines abdominalen Aortenaneurysmas

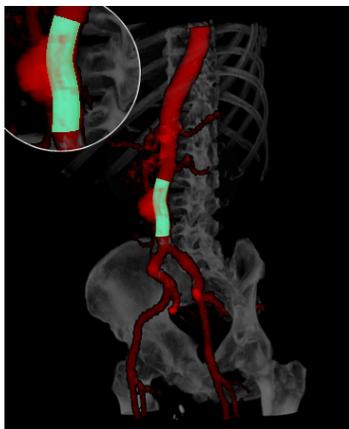


Abbildung 7.4.6 – Simulationsergebnis für ein BAA (Rohrprothese)

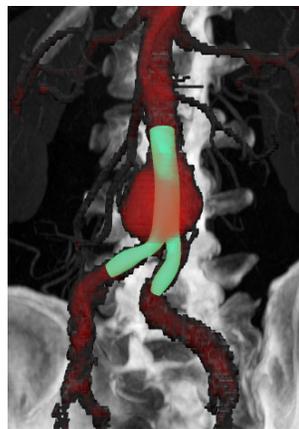


Abbildung 7.4.7 – Simulationsergebnis für ein BAA (Y-Stent)



Abbildung 7.4.8 – Simulationsergebnis für ein BAA (Y-Stent)

In Abbildung 7.4.6, Abbildung 7.4.7 und Abbildung 7.4.8 sind mehrere Simulationsergebnisse des Verfahrens aus dieser Arbeit für Aortenaneurysmen dargestellt. Bei der Abbildung 7.4.6 ist ein abdominales Aortenaneurysma zu sehen, das sich mehrere Zentimeter oberhalb der Verzweigung der Aorta in die Beckenarterien gebildet hat. Hier kommt für die endovaskuläre Behandlung eine Rohrprothese in Frage.

Abbildung 7.4.7 und Abbildung 7.4.8 zeigen Bauchaortenaneurysmen, bei denen das Aneurysma sehr nahe an der Iliac-Verzweigung liegt. Dadurch können

diese Aneurysmen nicht mehr mit einer Rohrprothese behandelt werden. Vielmehr muss hier eine verzweigte Prothese zur Ausschaltung des jeweiligen Aneurysmas zum Einsatz kommen. In Abbildung 7.4.7 wurde für die Simulation eine höhere Steifigkeit gewählt als in Abbildung 7.4.8. Dadurch hat der Stent in Abbildung 7.4.7 eine geringere Elastizität und die Oberfläche ist sehr glatt. In Abbildung 7.4.8 weist der virtuelle Stent dagegen eine höhere Elastizität auf und die Stent-Oberfläche wirkt etwas geknittert.

Abbildung 7.4.9, Abbildung 7.4.10 und Abbildung 7.4.11 zeigen Ergebnisse von Stent-Simulationen bei Karotisstenosen. In Abbildung 7.4.9 ist auf der linken Seite der Initialstent für die Simulation zu sehen, der dem zusammengefalteten Stent für eine endovaskuläre Behandlung entspricht. Auf der rechten Seite der Abbildung 7.4.9 ist der vollständig expandierte Stent zu sehen.

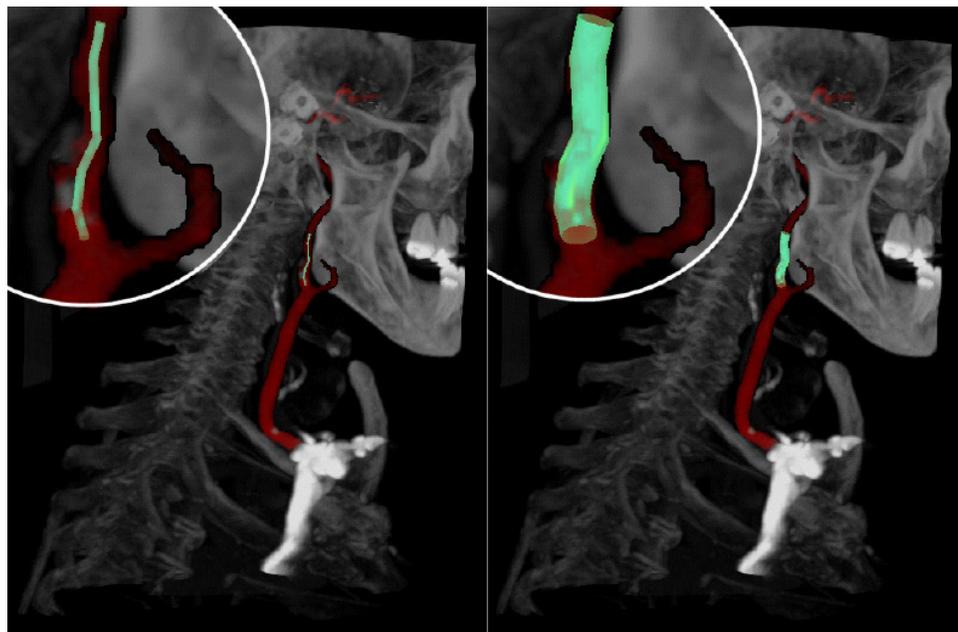


Abbildung 7.4.9 – Initialstent in einer Karotisstenose (links) und der dazugehörige vollständig expandierte Stent (rechts)

Die Abbildung 7.4.11 zeigt den Stent aus Abbildung 7.4.10 noch einmal vergrößert als Drahtgittermodell. Der Stenosenbereich, in dem der Stent besonders stark beim Expandieren auf die Gefäßwand drückt, wurde farblich hervorgehoben (hellgrün).

Für die Simulationen aus Abbildung 7.4.9 und Abbildung 7.4.10 wurden jeweils unterschiedliche Ballonkräfte gewählt. Durch eine geringere Ballonkraft

konnte der virtuelle Stent aus Abbildung 7.4.9 die Stenosen nicht vollständig aufweiten, er besitzt dort noch eine kleine Einbuchtung. Die höhere Ballonkraft des virtuellen Stents aus Abbildung 7.4.10 dagegen ermöglicht eine vollständige Aufweitung der Stenose und dadurch auch eine vollständige Entfaltung des Stents.

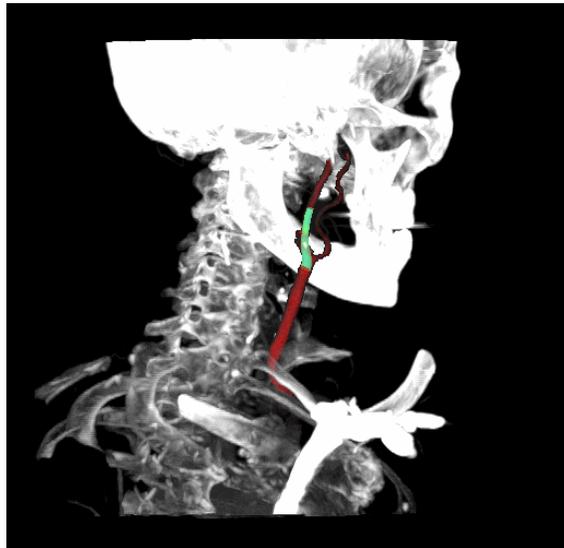


Abbildung 7.4.10 – Simulationsergebnis für eine Karotisstenose

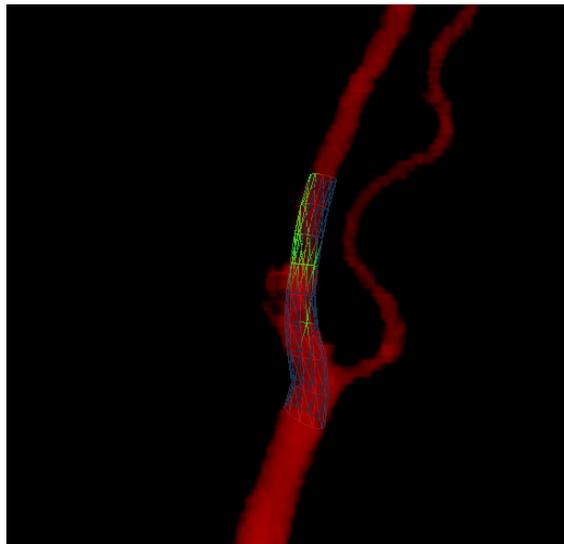


Abbildung 7.4.11 – Simulationsergebnis für eine Karotisstenose als Drahtgittermodell

7.5. Kollisionserkennungsalgorithmus

Der Kollisionserkennungsalgorithmus aus dieser Arbeit wurde in C++ innerhalb der MeVisLab-Plattform (Anhang A) programmiert. Für die Evaluation wurden Simulationen in realen CT-Datensätzen und CT-Phantomdatensätzen von Bauchaortaaneurysmen durchgeführt. In Abbildung 7.5.1 ist die Expansion eines verzweigten Stents als Drahtgittermodell mit dazugehörigen achsenorientierten Bounding-Boxen (oben) und als geschlossenes Oberflächenmodell (unten) zu sehen.

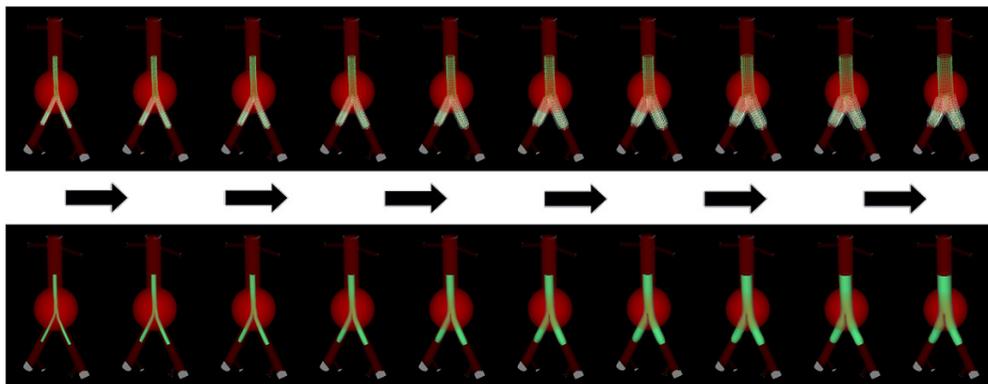


Abbildung 7.5.1 – Expansionen eines verzweigten Stents

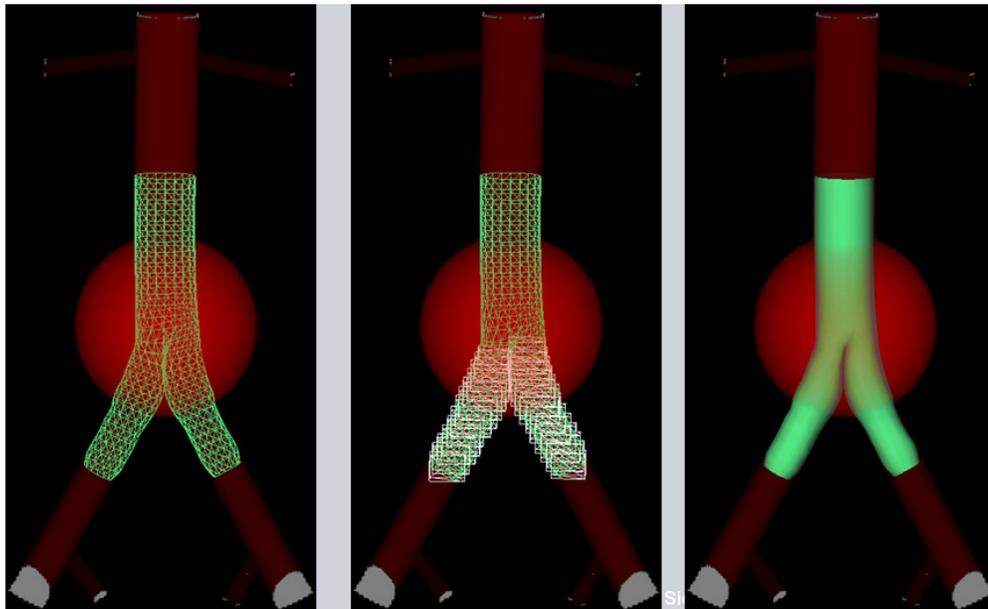


Abbildung 7.5.2 – Frontalansichten des vollständig expandierten Stents

In Abbildung 7.5.2 sind nochmals die Frontalansichten des vollständig expandierten Stents aus Abbildung 7.5.1 als Drahtgittermodell (links), als Drahtgittermodell mit achsenorientierten Bounding-Boxen und als geschlossenes Oberflächenmodell zu sehen. Bei der Abbildung 7.5.2 ist gut zu erkennen, wie die Bounding-Boxen im Verzweigungsbereich aufeinandertreffen und eine Selbstdurchdringung der Iliac-Oberflächen verhindern.

Abbildung 7.5.3 und Abbildung 7.5.4 zeigen zwei Simulationsergebnisse von virtuellen Y-Stents in realen CT-Daten. Auch hier ist zu erkennen, wie die Bounding-Boxen im Verzweigungsbereich aufeinandertreffen und eine Selbstdurchdringung der Iliac-Oberflächen verhindern.

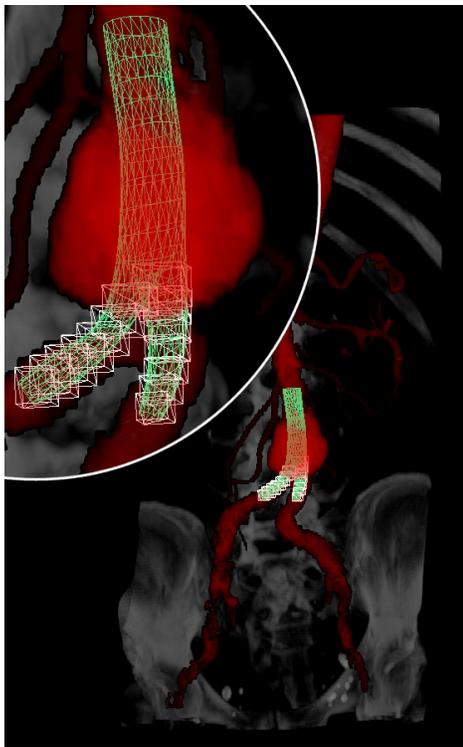


Abbildung 7.5.3 – Expandierter Y-Stent mit Bounding-Boxen

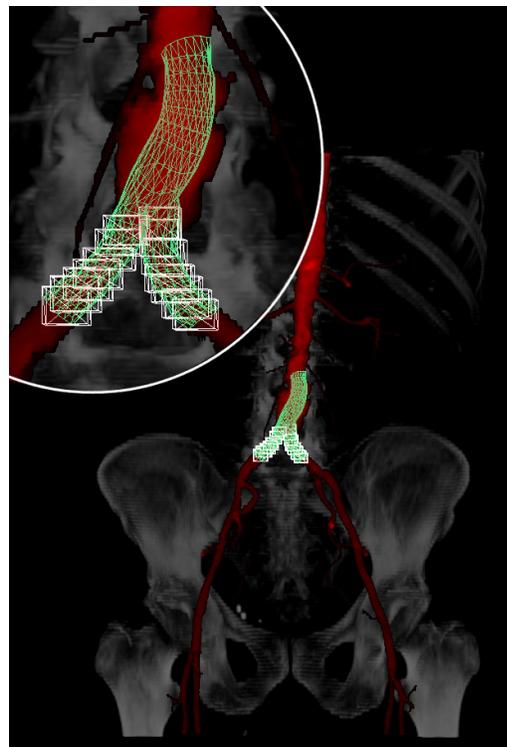


Abbildung 7.5.4 – Expandierter Y-Stent mit Bounding-Boxen

In Tabelle 7.5.1 sind die Rechenzeiten von mehreren Simulationen mit Kollisionserkennung angegeben. Die Anzahl der achsenorientierten Bounding-Boxen hängt von den Längen der Iliac-Stentsegmente ab. Die Anzahl der Punkte pro Iliac-Ring wurde bei allen Fällen auf vierzehn festgelegt. In allen vier Simulationen war eine Anzahl von hundert Iterationsschritten (Expansionsschritten) ausreichend, um den Stent vollständig zu entfalten.

CT Datensatz	Anzahl der Bounding-Boxen	Anzahl der Punkte pro Stent-Ring	Zeit (sek.) und Anzahl der Iterationsschritte		
			<u>1</u>	<u>10</u>	<u>100</u>
Phantom	5	14	0.01	0.10	0.96
Phantom	10	14	0.02	0.16	1.50
real	5	14	0.01	0.08	0.72
real	10	14	0.02	0.13	1.20

Tabelle 7.5.1 – Ergebnisse des Kollisionserkennungsalgorithmus für unterschiedliche CT-Datensätze

7.6. Elastische Gefäßwand

Der Ansatz zur Stent-Simulation, bei dem das elastische Verhalten der Gefäßwand explizit modelliert wird, wurde in C++ innerhalb der MeVisLab-Plattform realisiert (Anhang A). Getestet wurde die Simulation anhand Phantom- und realer CT-Datensätze, die das Krankheitsbild einer Karotisstenose enthielten. Abbildung 7.6.1 zeigt, wie ein virtueller Stent sich komplett entfaltet und dabei das Gefäßwandmodell im Bereich der Verengung erweitert und geglättet hat.

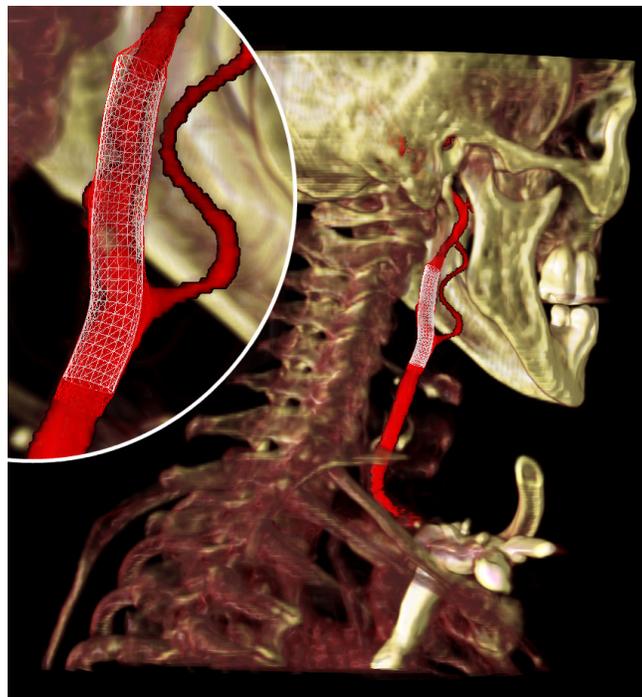


Abbildung 7.6.1 – Ergebnis des virtuellen Stentings einer Karotisstenose

In Abbildung 7.6.2 ist links oben eine 90%ige Restenose in der rechten inneren Halsschlagader zu sehen, die sich nach einem Eingriff (Thrombendarteriektomie) gebildet hat. Rechts oben in der Abbildung 7.6.2 ist dieselbe Arterie nach einer zusätzlichen Stent-Behandlung zu sehen. Verglichen mit diesen realen Stenting-Bildern liefert der Ansatz aus dieser Arbeit vielversprechende Resultate zur Vorhersage des Gefäßwandverhaltens und der Form des Stents (Abbildung 7.6.2).

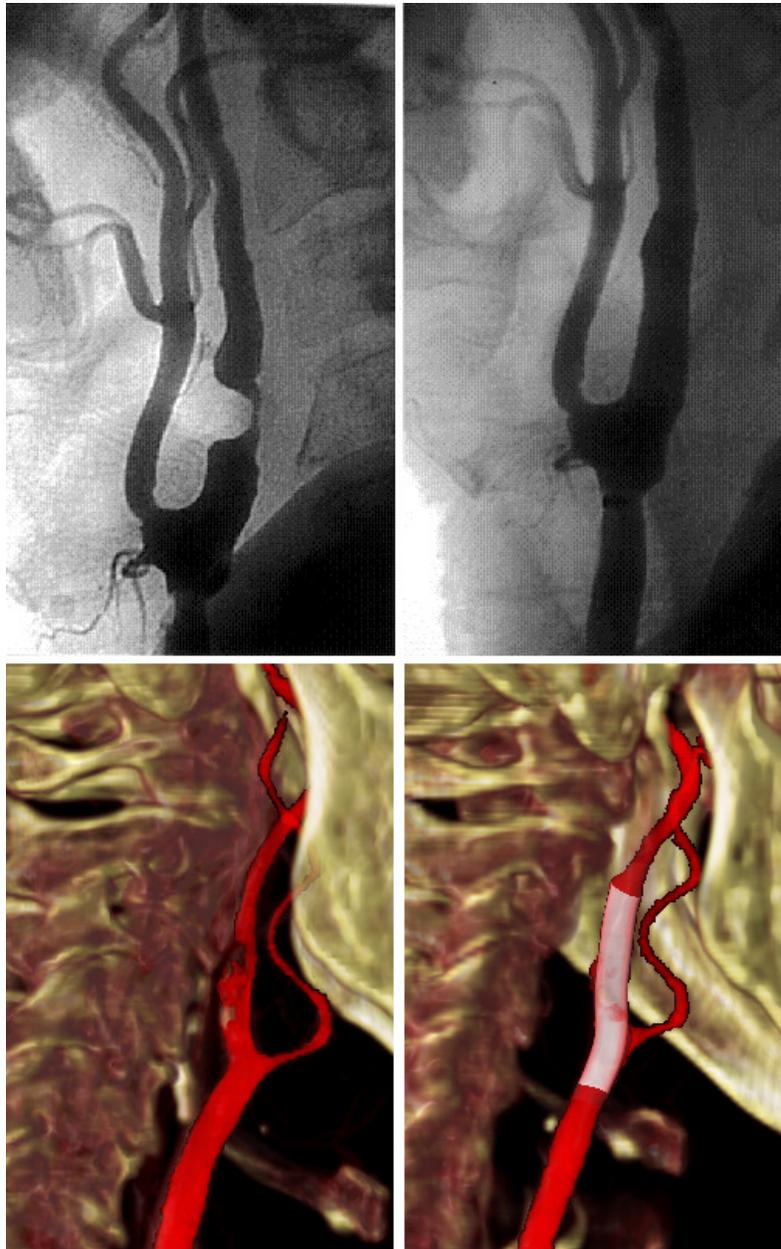


Abbildung 7.6.2 – Vergleich zwischen realem [123] und virtuellem Karotisstenting

7.7. Katheter-Simulation

Für die Evaluation der Katheter-Simulation aus Kapitel 6.3 kamen sowohl reale CT-Scans aus der klinischen Routine als auch künstlich erzeugte Phantom-CT-Datensätze zum Einsatz. Die einzelnen Datensätze enthielten verschiedene Krankheitsbilder (Aneurysmen und Stenosen) in unterschiedlichen Körperregionen (abdominale und thorakale Aortenaneurysmen, Iliac-Aneurysmen, Iliac- und Karotisstenosen). Die Benutzung der Datensätze verschiedener Gefäßerkrankungen war wichtig, da das Ergebnis der Katheter-Simulation für die Stent-Simulation aus dieser Arbeit genutzt werden soll.

Realisiert wurde der Algorithmus in C++ innerhalb der MeVisLab-Plattform (Anhang A).

Ergebnisse des Dijkstra-Algorithmus

Nachdem zwei Saatpunkte im Gefäß definiert sind, wird zuerst eine initiale Mittellinie mit einer modifizierten Implementierung des Dijkstra-Algorithmus zur Bestimmung des kürzesten Pfads (Dijkstra's shortest path (DSP)) zwischen diesen zwei Punkten berechnet.

Abbildung 7.7.1 und Abbildung 7.7.2 zeigen vier Beispiele für die Berechnung dieser initialen Mittellinie sowohl in einem Phantom- als auch in einem realen CT-Datensatz. Sowohl in Abbildung 7.7.1 als auch in Abbildung 7.7.2 wurde ein Bereich mit einer schwachen Krümmung (links) und ein Bereich mit einer starken Krümmung (rechts) gewählt. Da der Dijkstra-Algorithmus den Weg mit den geringsten Kosten wählt, verläuft die initiale Mittellinie zum Teil sehr nah am Gefäßrand entlang (zum Beispiel für den Fall auf der rechten Seite in Abbildung 7.7.1).

Im linken Beispiel der Abbildung 7.7.2 dagegen, verläuft die initiale Mittellinie in etwa in der Gefäßmitte und verbindet die beiden Saatpunkte mit einer Geraden. Die genauen Rechenzeiten zur Bestimmung der einzelnen initialen Mittellinie sind in Tabelle 7.7.1 angegeben. Die Rechenzeiten hängen von dem Gefäßdurchmesser, der Distanz zwischen den beiden Saatpunkten und der Krümmung des Gefäßes ab.

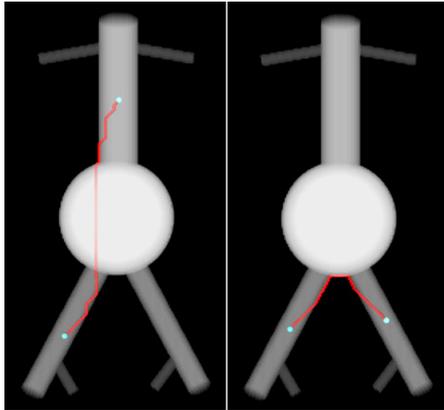


Abbildung 7.7.1 – Ergebnisse des Dijkstra-Algorithmus für einen Phantom-Datensatz

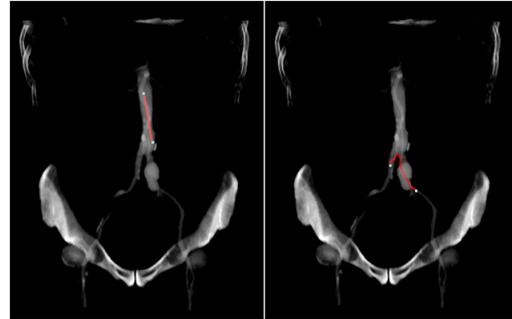


Abbildung 7.7.2 – Ergebnisse des Dijkstra-Algorithmus für einen realen Datensatz

CT-Scan	Voxel	Krümmung	Länge (mm)	Zeit (sek.)	Abbildung
Phantom	256x256x81	schwach	157,00	1,76	Abbildung 7.7.1 links
Phantom	256x256x81	stark	90,01	1,47	Abbildung 7.7.1 rechts
real	512x512x386	schwach	70,55	0,44	Abbildung 7.7.2 links
real	512x512x386	stark	96,54	1,05	Abbildung 7.7.2 rechts

Tabelle 7.7.1 – Ergebnisse Dijkstra-Algorithmus

Ergebnisse der Ausrichtung der initialen Mittellinie

Nachdem die initiale Mittellinie mit dem Dijkstra-Algorithmus berechnet wurde, folgt eine Ausrichtung dieser Mittellinie im Gefäß.

Abbildung 7.7.3 und Abbildung 7.7.4 zeigen Beispiele für die Ausrichtung der initialen Mittellinien aus Abbildung 7.7.1 und Abbildung 7.7.2. Die Anzahl der Oberflächenpunkte für die Polyeder war dabei auf 12 festgesetzt. Eine größere Anzahl an Oberflächenpunkten (zum Beispiel 812 oder 2432) erhöhte die Rechenzeit um ein Vielfaches und ergab keine sichtbare Verbesserung in der Ausrichtung der Mittellinie.

Für stark gekrümmte Mittellinien (Abbildung 7.7.3 rechts und Abbildung 7.7.4 rechts) wurden die Radien der Polyeder auf 15 mm festgesetzt, bei schwach gekrümmten Mittellinien dagegen auf 20 mm (Abbildung 7.7.3 links und Abbildung 7.7.4 links).

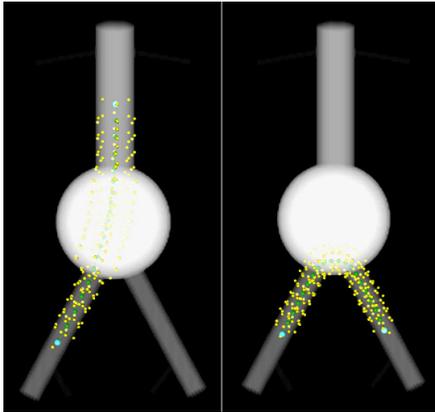


Abbildung 7.7.3 – Ergebnisse des Mittellinienausrichtung für einen Phantom-Datensatz

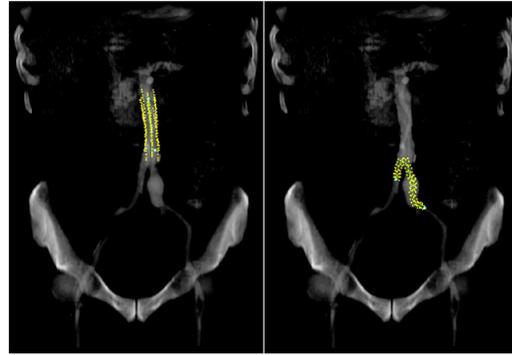


Abbildung 7.7.4 – Ergebnisse des Mittellinienausrichtung für einen realen Datensatz

In Tabelle 7.7.2 sind die Rechenzeiten zum Ausrichten der Mittellinien aus Abbildung 7.7.3 und Abbildung 7.7.4 angegeben. Dabei war die Anzahl der Polyeder entlang der Mittellinien für die ersten drei Fälle (Zeit I, II und III) auf 20 festgesetzt. Für die stark gekrümmte Mittellinie aus dem realen Datensatz (Zeit IV) wurden dagegen 30 Polyeder genommen. Das erklärt auch die gestiegene Rechenzeit in der letzten Spalte von Tabelle 7.7.2. Zwischen 50 und 100 Iterationsschritte waren jeweils nötig, um ein gutes Ergebnis beim Ausrichten der Mittellinien zu erhalten.

Polyeder (Oberflächenpunkte)	Zeit I (sek.)	Zeit II (sek.)	Zeit III (sek.)	Zeit IV (sek.)
12	1,9	1,6	1,7	2,3
32	2,8	2,1	2,1	4,5
92	7,9	7,9	7,2	11,2
272	20,5	19,9	20,0	31,4

Tabelle 7.7.2 – Ergebnisse der Mittellinienausrichtung

Zeit I: Schwach gekrümmte Mittellinie in einem Phantomdatensatz mit 256x256x81 Voxel
 Zeit II: Stark gekrümmte Mittellinie in einem Phantomdatensatz mit 256x256x81 Voxel
 Zeit III: Schwach gekrümmte Mittellinie in einem realen Datensatz mit 512x512x386 Voxel
 Zeit IV: Stark gekrümmte Mittellinie in einem realen Datensatz mit 512x512x386 Voxel

Abbildung 7.7.5 zeigt das Ergebnis einer ausgerichteten Mittellinie in einem Gefäß mit exzentrischem Aneurysma. Die Mittellinie folgt nicht der exakten Gefäßmitte, sondern eher einer Mittellinie, die dem ursprünglichen Gefäßverlauf entspricht.

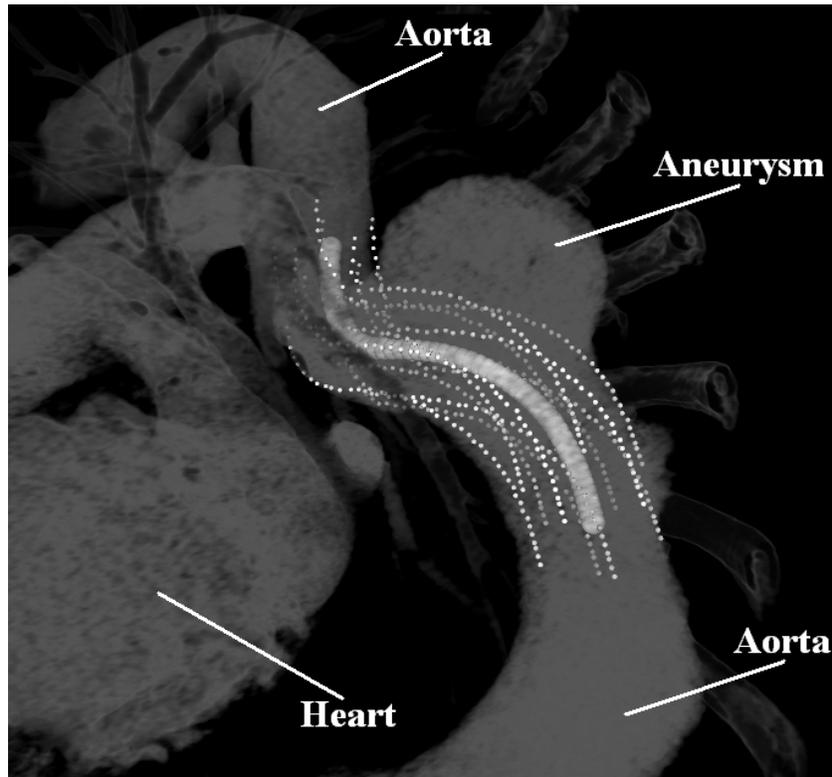


Abbildung 7.7.5 – Ermittelte Mittellinie umgeben von Polyeder-Eckpunkten (TAA)

Ergebnis der Ausrichtung einer intialen Mittellinie im inversen Modus

Im inversen Modus wird ein Mittellinienpunkt zur Gefäßwand hingezogen. Abbildung 7.7.6 zeigt eine Mittellinienausrichtung, bei der einige Mittellinienpunkte (C, grün) außerhalb des Gefäßes liegen. Für diese Punkte arbeitet die Ausrichtung im inversen Modus. Die Ausrichtung beginnt mit einer initialen Mittellinie (rot) zwischen zwei Saatpunkten (hellblau), die größtenteils außerhalb des Gefäßes liegt (B), und endet mit der ausgerichteten Mittellinie im Gefäß (I).

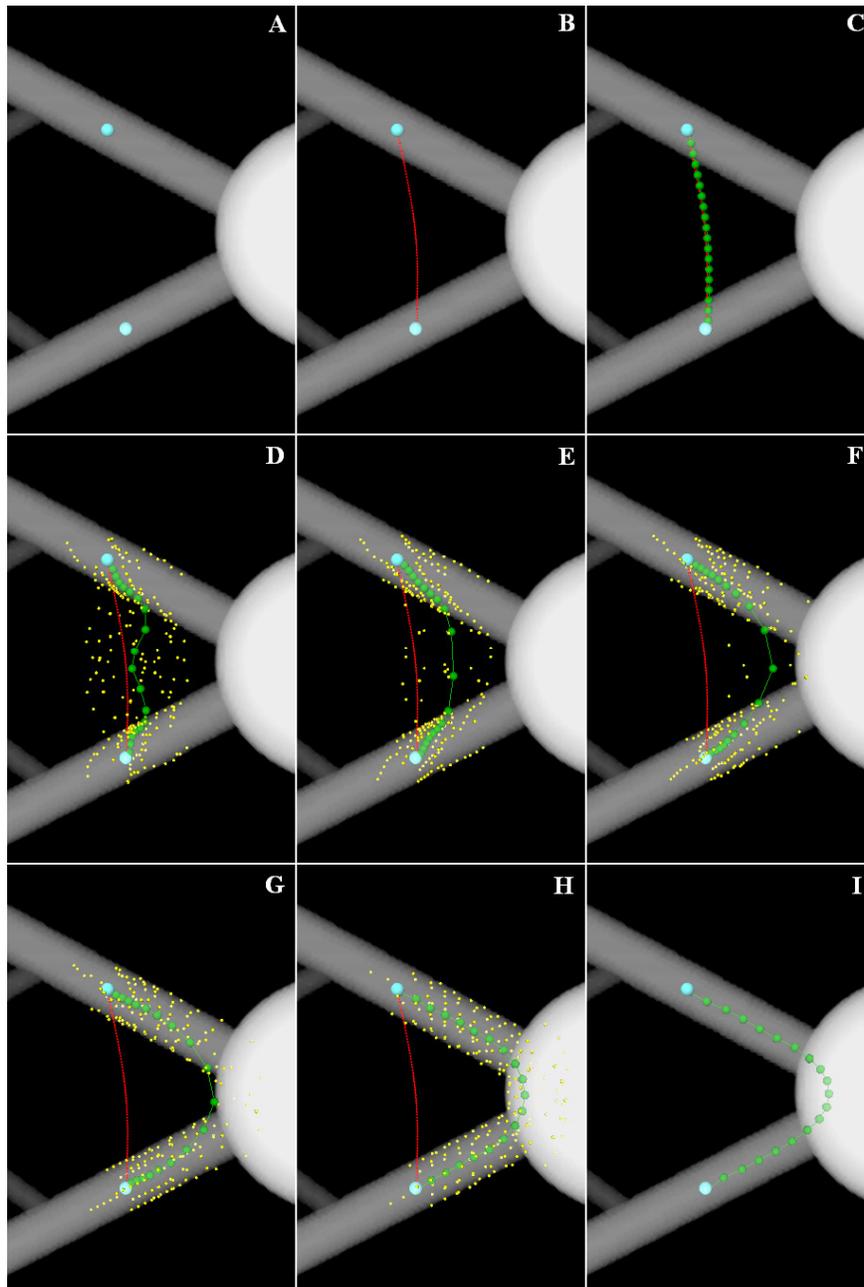


Abbildung 7.7.6 – Ausrichtung einer initialen Mittellinie im inversen Modus

7.8. Klinische Prototypen

In diesem Unterkapitel werden die beiden klinischen Prototypen vorgestellt, die auf den in dieser Arbeit entwickelten Methoden basieren. Die Prototypen können

zum einen zum Präsentieren und zum anderen zum Evaluieren der neuen Algorithmen genutzt werden. Der erste Prototyp enthält die graphbasierte Segmentierung aus Kapitel 4.4 und dient damit dem präoperativen und postoperativen Monitoring von Aortenaneurysmen. Der zweite Prototyp beinhaltet die Stent-Simulation aus Kapitel 6.2 und ermöglicht eine präoperative Simulation von Stents in realen CT-Daten. Dabei ist es möglich, nicht verzweigte Stents (Rohrprothesen) und verzweigte Stents (Y-Stents) zu simulieren.

7.8.1. Aortensegmentierung

Der klinische Prototyp zur Aortensegmentierung wurde während eines sechsmonatigen Forschungsaufenthalts bei Siemens Corporate Research in Princeton (USA) erstellt. Der Prototyp wurde in der firmeneigenen Entwicklungsumgebung RadBuilder (Anhang B) realisiert und ist für eine klinische Evaluation zurzeit in mehreren Kliniken eingesetzt. Eine Produktüberführung des Algorithmus ist geplant.

Sobald der Prototyp gestartet wurde, ist es möglich, einen CT-Datensatz zu laden. Auf der Oberfläche der Anwendung sind nach dem Laden eines Datensatzes verschiedene Ansichten zu sehen (Abbildung 7.8.1), die zusätzlich vom Benutzer rotiert und gezoomt werden können. Das Schnittbild im rechten oberen Fenster der Oberfläche gehört zur horizontalen grünen Linie im linken oberen Fenster. Zum Berechnen der Gefäßmittellinie werden zwei benutzerdefinierte Saatpunkte in der Aorta benötigt. Die Saatpunkte müssen in zwei CT-Schichten im rechten oberen Fenster gesetzt werden.

Nach der automatischen Berechnung der Mittellinie zwischen den zwei benutzerdefinierten Saatpunkten wechselt der Prototyp in eine neue Ansicht (Abbildung 7.8.2). In dieser Ansicht werden rechts oben die MPR-Schichten entlang der Mittellinie angezeigt. Dabei ist es möglich, mit dem Schieberegler auf der rechten Seite im Menü durch die MPR-Schichten zu navigieren. Das linke obere Fenster zeigt einen Ausschnitt der Curved-MPR entlang der Mittellinie. Im linken unteren Fenster ist der CT-Datensatz als Maximum Intensity Projection (MIP) zu sehen, und das rechte untere Fenster dient der späteren Anzeige des Segmentierungsergebnisses als dreidimensionale Maske.



Abbildung 7.8.1 – Oberfläche des Prototypen nach dem Laden eines CT-Datensatzes

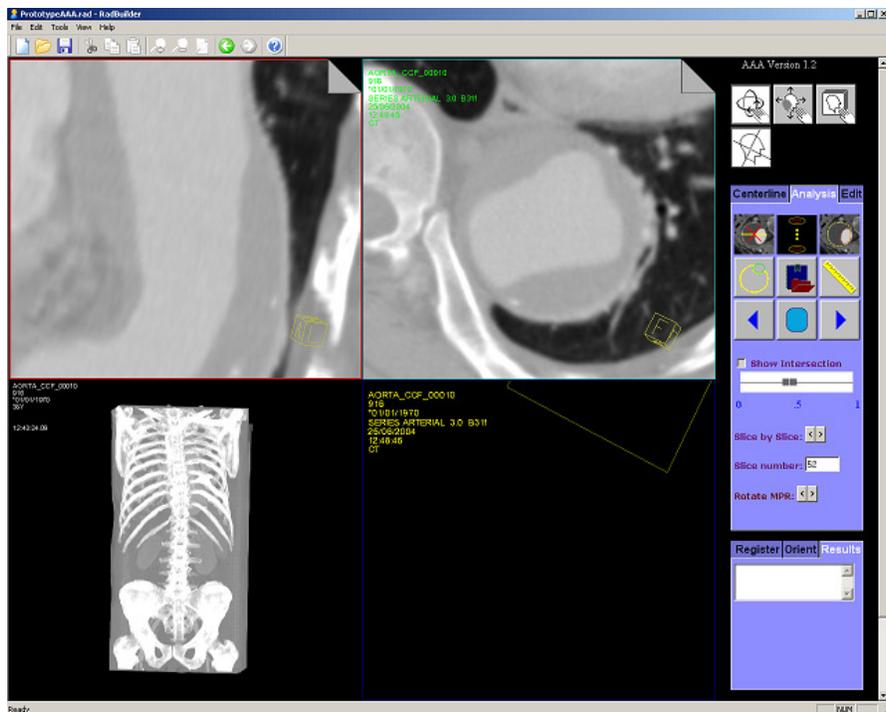


Abbildung 7.8.2 – Oberfläche des Prototypen, nachdem eine Mittellinie berechnet wurde

Der iterative graphbasierte Ansatz aus dieser Arbeit benötigt mindestens eine manuell segmentierte Kontur. Für diese manuelle Segmentierung stehen dem Benutzer mehrere Werkzeuge zur Verfügung. Zuerst zieht der Benutzer einen „Stroke“ von einem Ende der Thrombuskontur zum anderen Ende der Thrombuskontur (Abbildung 7.8.3, blaue Linie). Anhand des Strokes ist es möglich, die komplette innere und äußere Kontur auf dieser MPR-Schicht zu finden. In Abbildung 7.8.3 ist die Segmentierung der inneren Kontur in Rot und der äußeren Kontur in Gelb angezeigt.

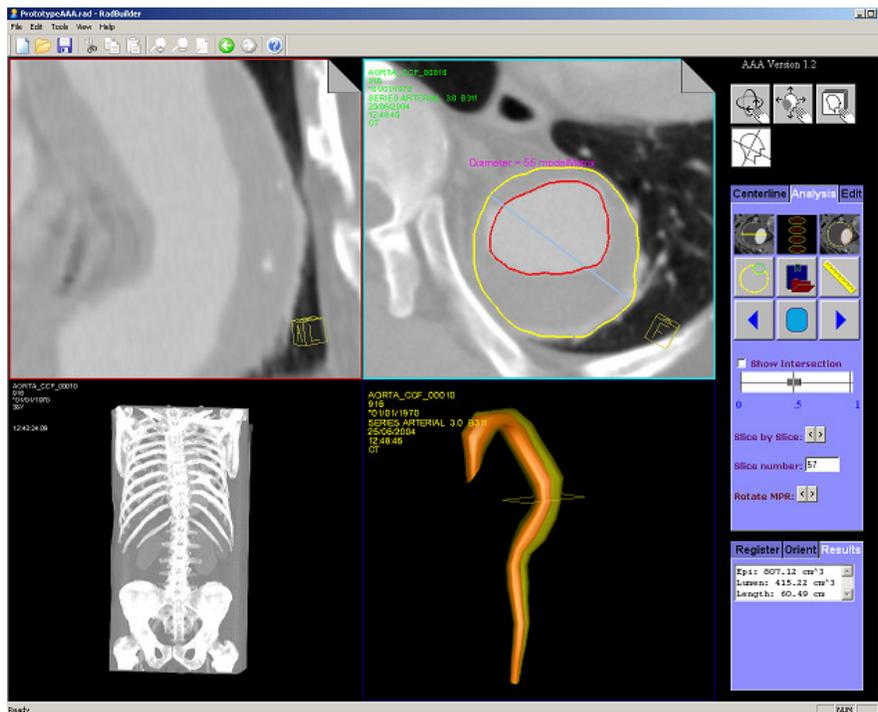


Abbildung 7.8.3 – Manuell segmentierte MPR-Schicht

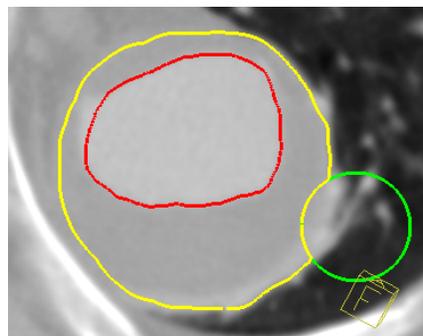


Abbildung 7.8.4 – „Nudge“-Tool

Wurden die Konturen nicht zufriedenstellend gefunden, kann mit einem sogenannten „Nudge“-Tool nachgebessert werden. Zum Benutzen des Tools klickt man in die Nähe einer Kontur. Der Abstand des Klickpunktes zur Kontur gibt den Radius eines Kreises vor, der am Klickpunkt konstruiert wird (Abbildung 7.8.3, grün). Danach ist es möglich, durch Verschieben des Kreises die Konturen auszubessern, d.h. die Konturen (innere oder äußere) legen sich bei Berührung an die Kontur des grünen Kreises an. Sind mindestens zwei manuelle Konturen durch den Benutzer vorgegeben, wird automatisch ein erstes 3D-Modell der inneren und äußeren Kontur berechnet und unten links auf der Oberfläche angezeigt (Abbildung 7.8.3). Dieses Modell entspricht aber nur grob der kompletten Segmentierung, da die noch nicht segmentierten Schichten entlang der Mittellinie interpoliert werden. Dadurch weist das 3D-Modell auch eine sehr glatte Oberfläche auf.

Abbildung 7.8.5 zeigt das Ergebnis einer kompletten Aortasegmentierung. Im 3D-Modell der Aorta ist jetzt die genaue Oberfläche der Segmentierung dargestellt, und der Thrombusbereich in der Mitte der Aorta (gelb) ist gut zu erkennen. Die automatisch segmentierten Konturen werden zusätzlich noch in der Curved-MPR (links oben) angezeigt.

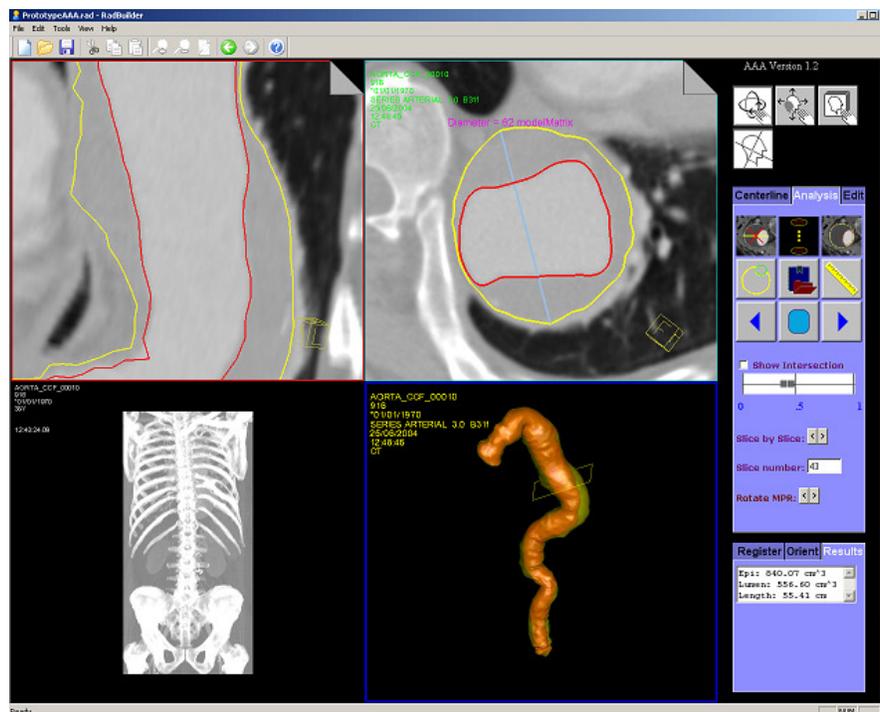


Abbildung 7.8.5 – Ergebnis einer kompletten Aortasegmentierung

7.8.2. Stent-Simulation

Der Prototyp zur Stent-Simulation wurde bei Siemens Healthcare mit der Entwicklungsumgebung MeVisLab realisiert (Anhang A). Nach dem Laden eines CT-Datensatzes zeigen die vier Fenster eine axiale, sagittale und koronale Ebene und eine 3D-Darstellung (Abbildung 7.8.6). In der axialen Ebene können jetzt maximal drei Saatpunkte vom Benutzer gesetzt werden. Werden zwei Saatpunkte gesetzt, wird eine Gefäßmittellinie berechnet, die der späteren Simulation einer nicht verzweigten Prothese (Rohrprothese) dient. Werden drei Saatpunkte gesetzt, werden zwei Mittellinien berechnet. Dabei verläuft eine Gefäßmittellinie vom ersten benutzerdefinierten Saatpunkt zum zweiten Saatpunkt. Die zweite Mittellinie verläuft zwischen dem ersten Saatpunkt und dem dritten Saatpunkt. Im Gegensatz zu nur einer Mittellinie dienen zwei Mittellinien der darauf folgenden Simulation von verzweigten Prothesen (Y-Stent) zur Behandlung von Bauchaortaaneurysmen.

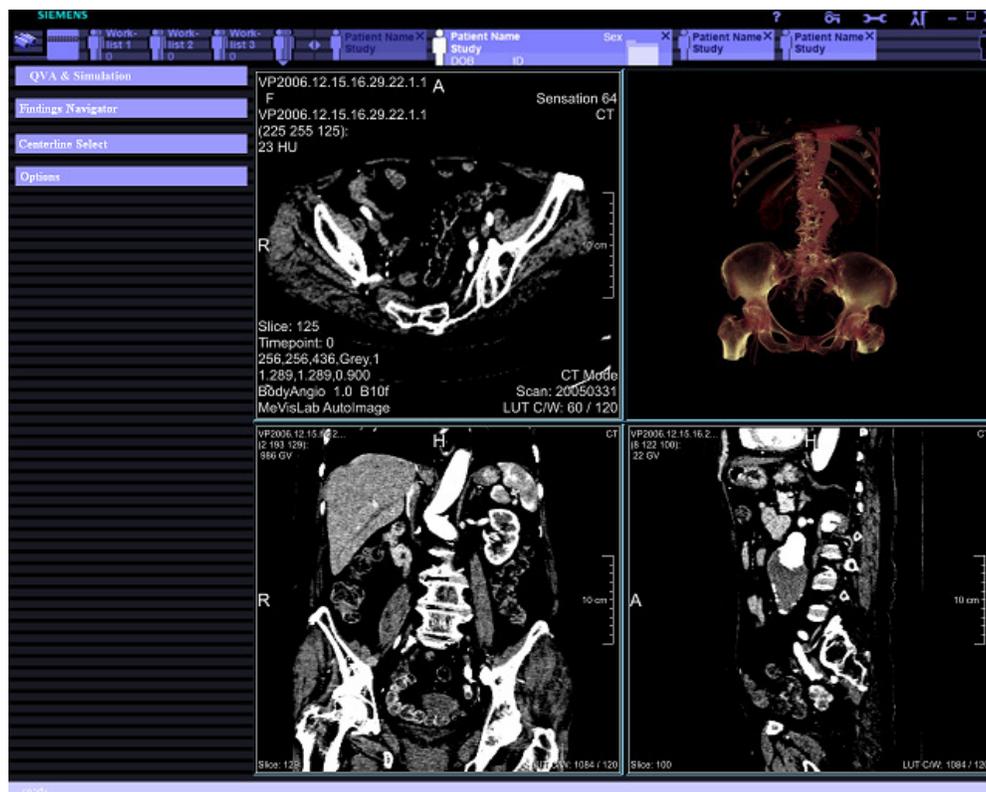


Abbildung 7.8.6 – Oberfläche des Stent-Simulations-Prototypen

Abbildung 7.8.7 zeigt als Beispiel, wie zwei Gefäßmittellinien zwischen drei benutzerdefinierten Saatpunkten berechnet wurden. Nach dem Berechnen der Mittellinie wechselt der Prototyp automatisch in eine andere Ansicht. In dieser Ansicht ist das 3D-Volumen des CT-Datensatzes mit den eingeblendeten Mittellinien zu sehen (Abbildung 7.8.7, gelb und grau).

Rechts unterhalb der 3D-Ansicht ist die Curved-MPR der „aktiven“ Mittellinie (gelb in der 3D-Ansicht) dargestellt. Außerdem werden links von der Curved-MPR noch mehrere MPR-Schichten angezeigt. Ein Wechsel zwischen den beiden Mittellinien ist im Menü auf der linken Seite unter der Überschrift „Centerline Select“ möglich. Schaltet der Benutzer um auf die nicht „aktive“ Mittellinie (grau in der 3D-Ansicht), wird diese in der 3D-Ansicht gelb und die andere – jetzt nicht „aktive“ – Mittellinie grau. Das hat zusätzlich zur Folge, dass die Curved-MPR und die dazugehörigen MPR-Schichten in den Fenstern unterhalb der 3D-Ansicht ebenfalls wechseln und sich nun aus der „aktiven“ Gefäßmittellinie berechnen.



Abbildung 7.8.7 – Ansicht des Prototypen mit zwei berechneten Gefäßmittellinien

Mit dem „Findings Navigator“ im Menü des Prototypen kann ein Gefäß manuell vermessen werden (Abbildung 7.8.8). Dabei ist es möglich, den „Findings Navigator“ nach Belieben zu konfigurieren. Der „Findings Navigator“ in Abbildung 7.8.8 enthält einen Eintrag zum Setzen eines Markers (Spot) und zum Messen einer Länge (Length). Die Werte für die Einträge im „Findings Navigator“ werden gesetzt, nachdem zum Beispiel eine Länge auf einer MPR-Schicht gemessen wurde (Abbildung 7.8.8, rote Linie). Insgesamt dient die Vermessung des Gefäßes der Auswahl eines passenden Stents für die Stent-Simulation. Bei der Stent-Simulation müssen verschiedene Längen und Durchmesser angegeben werden. Soll zum Beispiel eine verzweigte Prothese (Y-Stent) simuliert werden, müssen die Längen der Iliac-Stentstücke für die Simulation mit angegeben werden.

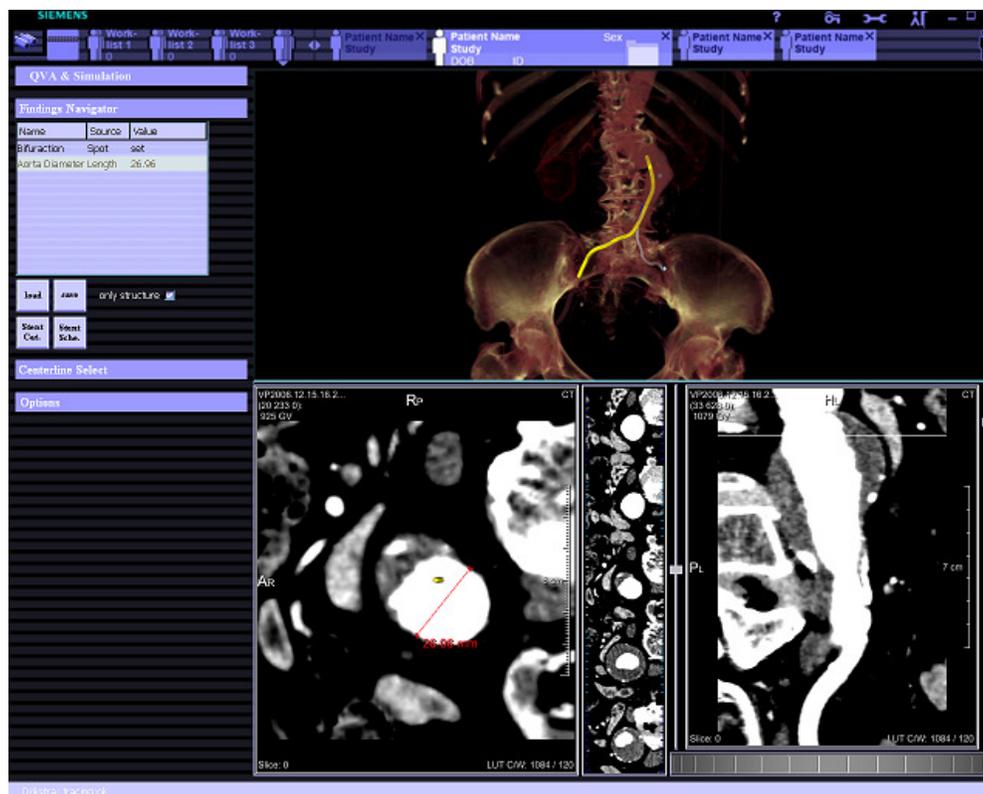


Abbildung 7.8.8 – „Findings Navigator“ im Prototyp

In Abbildung 7.8.9 ist das Ergebnis der Stent-Simulation einer verzweigten Prothese zu sehen. Im Tab „Stent Simulation“ können vom Benutzer verschiedene Angaben – zum Beispiel der maximale Stent-Durchmesser – zum virtuellen Stent gemacht werden. Außerdem kann die Steifigkeit für den zu simulierenden Stent

gewählt werden. Während und nach der Simulation – wenn der Stent vollständig expandiert ist – werden die Versiegelungszonen in der 3D-Ansicht angezeigt (Abbildung 7.8.9, blaue Bereiche des virtuellen Stents). Die Versiegelungszonen geben an, in welchen Bereichen der Stent besonders nah an der Gefäßwand anliegt. Zusätzlich wird der Stent in die Curved-MPR und die dazugehörigen MPR-Schichten eingeblendet.

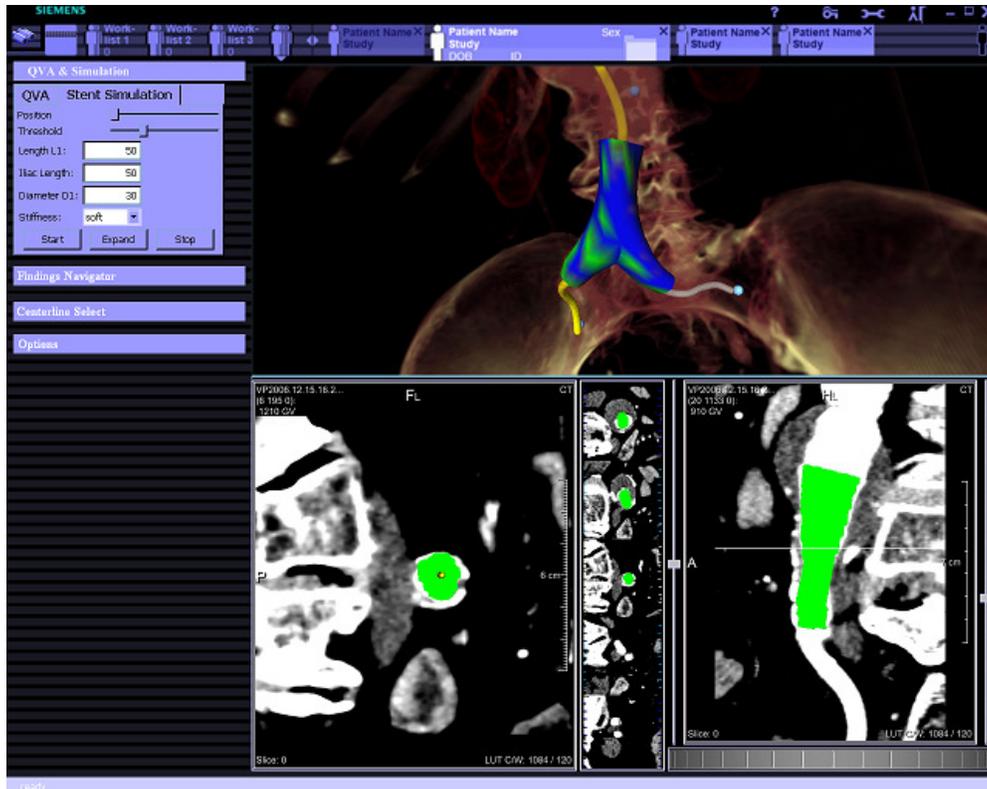


Abbildung 7.8.9 – Ergebnis einer Stent-Simulation

7.9. Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die Ergebnisse dieser Arbeit vorgestellt. Dazu gehörten die Segmentierungsergebnisse für die unterschiedlichen Algorithmen zur Aorta-segmentierung aus Kapitel vier. Die schlechtesten Ergebnisse lieferte der statistische Ansatz, basierend auf dem statistischen Verfahren der Active Appearance Models. Der Ansatz, der auf den Aktiven Konturen basiert, erzielt dagegen bessere Ergebnisse, wenn für jeden Datensatz individuelle Parametereinstellungen gewählt werden. Allerdings konnte kein „durchschnittlicher“ Parametersatz gefun-

den werden, der für eine größere Menge an Daten zufriedenstellende Ergebnisse lieferte. Insgesamt hat sich gezeigt, dass der iterative graphbasierte Ansatz aus dieser Arbeit die besten Ergebnisse erzielt. Daher ist dieser Ansatz auch in einem Prototyp enthalten, der sich zurzeit in mehreren Kliniken in der Evaluation befindet und bei Siemens ins Produkt überführt werden wird.

Eine automatische Segmentierung der Aorta kann dazu genutzt werden, kritische Maße zur Auswahl eines passenden Stents aus dem Segmentierungsergebnis zu entnehmen. Dafür wurden in dieser Arbeit zwei Ansätze zur automatischen Gefäßvermessung entwickelt. Der eine Ansatz benutzt ein globales Aktives Konturmodell, der andere mehrere lokale Aktive Konturmodelle.

In diesem Kapitel wurden ebenfalls die Ergebnisse der Stent-Simulation aus dieser Arbeit präsentiert. Dazu gehörten Simulationsergebnisse von nicht verzweigten Stents und verzweigten Stents in unterschiedlichen Körperregionen und Krankheitsbildern. Zur Evaluierung der Stent-Simulation gehören auch die Ergebnisse des Kollisionserkennungsalgorithmus für verzweigte Stents und der Ansatz zur Simulation eines Stents in der Karotis mit elastischer Gefäßwand.

Ein weiteres Unterkapitel stellt die Ergebnisse des Algorithmus zur Bestimmung eines Katheterpfades in Gefäßen vor. Hierzu wurden Katheterpfade in schwach und stark gekrümmten Gefäßen von Phantomdaten und realen CT-Daten berechnet.

Der letzte Teil dieses Kapitels beschäftigt sich mit den klinischen Prototypen, die aus dieser Arbeit hervorgegangen sind. Das ist zum einen ein Prototyp zur automatischen Aortasegmentierung und zum anderen ein Prototyp zur Stent-Simulation. Für beide Prototypen wurde in diesem Kapitel ein typischer Workflow vom Laden eines Datensatzes bis zum Segmentierungs- bzw. Simulationsergebnis aufgezeigt.

8. Zusammenfassung und Ausblick

8.1. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde ein umfassendes System zur Unterstützung der Behandlung von Gefäßerkrankungen wie Aneurysmen und Stenosen vorgestellt. Dabei begleitet und optimiert das entwickelte System alle Phasen der Behandlung, von der Therapieplanung bis hin zur Kontrolle.

Im Einleitungskapitel wurde die Motivation und Zielsetzung für ein computergestütztes System zur Behandlung von Aneurysmen und Stenosen dargelegt. Danach wurden die Veröffentlichungen, mit denen die Ergebnisse dieser Arbeit publiziert wurden, in chronologischer Reihenfolge vorgestellt. Dazu gehören zum einen mehrere Veröffentlichungen auf weltweiten Konferenzen und zum anderen eine Reihe von Patentanmeldungen. Die besonders innovativen Beiträge aus allen Veröffentlichungen wurden hierbei nochmals gesondert aufgeführt. Das erste Kapitel schloss mit einer Übersicht über die Struktur und den Aufbau dieser Dissertation.

Das zweite Kapitel erörterte die medizinischen Grundlagen dieser Arbeit. Dazu gehören zwei Arten von Gefäßerkrankungen: Gefäßerweiterungen (Aneurysmen) und Gefäßverengungen (Stenosen). Diese beiden unterschiedlichen Gefäßerkrankungen können wiederum in verschiedenen Körperregionen auftreten – beispielweise in der Aorta, in den Iliac-Gefäßen und in der Karotis. Es folgte eine Beschreibung der Gefäßerkrankungen in diesen Körperregionen, genau so wie die Beschreibung der jeweiligen Behandlungsalternativen (offener und endovaskulärer Eingriff). Die Behandlungen können dabei sehr unterschiedlich ausfallen, je nachdem, welches Gefäß betroffen ist und ob für den Patienten zum Beispiel ein erhöhtes Operationsrisiko besteht. Neben diesen medizinischen Grundlagen wurden auch statistische Vergleiche aus der Literatur vermittelt und diskutiert.

Das folgende Kapitel enthielt die Vorstellung von Verfahren und Ansätzen aus der Bildverarbeitung und aus der medizinischen Bildverarbeitung, die für diese Arbeit relevant waren. Dazu gehörte auch eine Einführung der mathematischen Grundlagen, die die Basis dieser Verfahren bilden. Zu Beginn des Kapitels ging es um das Verfahren der Aktiven Konturen. Bei diesem Verfahren, das überwiegend zur Segmentierung eingesetzt wird, besitzt die Kontur zum Segmentieren eines Objekts eine bestimmte Energie. Diese Energie setzt sich wiederum aus internen und externen Energien zusammen und bewirkt ein schrittweises Anpassen der

Kontur an die Kontur des zu segmentierenden Objekts. Ein weiterer Ansatz zur Segmentierung, der im dritten Kapitel beschrieben wurde, nutzte ein statistisches Modell. Dieses Modell enthält sowohl Informationen über eine Objektform als auch Wissen über die Farb- bzw. Grauwertverteilung innerhalb der Objektgrenzen. Ist das statistische Modell erstellt (trainiert), können damit Segmentierungen in neuen Bildern vorgenommen werden. Der letzte Teil des dritten Kapitels behandelte graphbasierte Ansätze. Dabei wurde anfangs das Prinzip von graphbasierten Verfahren erläutert und anschließend der genaue Aufbau eines Graphen beschrieben. Werden graphbasierte Verfahren zur Segmentierung eingesetzt, repräsentieren die Knoten aus dem Graphen die Bildpunkte. Mit Hilfe von Algorithmen kann der konstruierte Graph danach in zwei Knotenmengen aufgeteilt werden. Eine Knotenmenge beschreibt anschließend das segmentierte Objekt, die andere Knotenmenge den Hintergrund.

Das anschließende Kapitel vier enthielt neu entwickelte Verfahren zur Segmentierung von prä- und postoperativen Aortenaneurysmen. Dabei wurde – entsprechend der Reihenfolge im vorherigen Kapitel drei – ein Ansatz, basierend auf den Aktiven Konturen, ein statistischer Ansatz und ein graphbasierter Ansatz entwickelt. Der erste Ansatz, der auf den Aktiven Konturen basiert, segmentiert in einem ersten Schritt das Lumen der Aorta. Danach wird in einem zweiten Schritt die segmentierte Lumenkontur vergrößert und als Initialkontur für das ACM verwendet. Neben den internen und externen Energien wird die initiale Kontur, die sich schrittweise an die Thrombuskontur anpassen soll, durch eine zusätzliche Kraft an das Lumen gebunden. Dadurch kann sich die Kontur während des Segmentierungsprozesses nicht zu weit ausbreiten, und es wird ein lokales Auslaufen in umliegende Strukturen verhindert. Weiterhin werden durch diese zusätzliche Constraint-Kraft Lücken in der Thrombuskontur durch einen glatten Konturverlauf approximiert.

Der zweite Ansatz aus dem vierten Kapitel stellte ein Verfahren zur Segmentierung von Aortakonturen anhand eines statistischen Modells vor. Dazu wurden in einem ersten Schritt mehrere unterschiedliche Modelle mittels manuell segmentierter Konturen erstellt bzw. trainiert. Es wurden Trainingsmodelle vorgestellt, die verschiedene Annotationen enthalten (zum Beispiel eine Annotation der äußeren Kontur oder eine Annotation, die zusätzlich zur äußeren auch die innere Kontur enthält). Mit Hilfe dieser Modelle ist es möglich, Aortakonturen in unbekanntem Datensätzen automatisch zu finden.

Ein drittes Verfahren zur Aortasegmentierung basiert auf einem graphbasiertem Ansatz. Dieses iterative Verfahren nutzt die Information aus mindestens einer manuell segmentierten Aortakontur, um die automatische Segmentierung schrittweise entlang der Gefäßmittellinie auszuführen. Dabei werden immer zwei be-

nachbarte MPR-Schichten benutzt, um einen dreidimensionalen Graphen aufzubauen. Außerdem nutzt der Ansatz das Segmentierungsergebnis einer Kontur, um den Bereich der angrenzenden MPR-Schicht für den Graphen stark einzugrenzen.

Das folgende Kapitel fünf stellte neue Methoden aus der computergestützten Diagnose und Kontrolle von Gefäßerkrankungen vor. Dazu gehören zwei Verfahren zur Vermessung der Bauchaorta. Hierbei werden bestimmte Maße der Aorta automatisch vermessen. Diese kritischen Maße werden für die Auswahl einer verzweigten Prothese (Y-Stent) benötigt, die in dem späteren Eingriff in das Gefäß eingesetzt wird. Außerdem wurde in diesem Kapitel ein Verfahren zur computergestützten Kontrolle präsentiert. Mit diesem Verfahren ist es möglich, Löcher in oder an einer endovaskulären Stent-Prothese (Endoleaks) automatisch detektieren und auf dem Bildschirm anzeigen zu lassen.

Das darauf folgende sechste Kapitel stellte die neu entwickelten Methoden zur Stent- und Katheter-Simulation im Detail vor. Das virtuelle Stenting erlaubt dabei sowohl die Simulation von nicht verzweigten als auch von verzweigten Prothesen. Die Expansion des virtuellen Stents wird hierbei direkt in die realen CT-Daten eines Patienten eingeblendet. Somit ist unmittelbar zu erkennen, ob ein ausgewählter Stent die passenden Maße hat, oder zum Beispiel aufgrund einer Verdeckung von abzweigenden Gefäßen für die operative Implantation nicht in Frage kommt. Eine Besonderheit bei Y-Stents sind die Kollisionskräfte, die im Verzweigungsbereich auftreten können, wenn der Stent expandiert. Für eine realistische Modellierung wurde ein eigens für diese Kollision entwickelter Kollisionserkennungsalgorithmus entworfen und implementiert, dessen Ergebnisse in die Stent-Simulation einbezogen werden. Im Gegensatz zu Aneurysmen spielen bei Stenosen die Verformungen der Gefäßwand – zum Beispiel in der Karotis – eine wichtige Rolle. Um eine Behandlung auch in diesem Bereich optimal zu unterstützen, wurde ein Verfahren entwickelt, das die Gefäßwand während der Stent-Simulation elastisch modelliert. Dazu wird in einem ersten Schritt die Gefäßwand segmentiert und dem Segmentierungsergebnis wird eine bestimmte Elastizität zugewiesen. In der anschließenden Stent-Expansion beeinflussen sich Gefäßwand und Stent bei einer Kollision gegenseitig und das Gefäßwandmodell wird dabei verformt. Neben den verschiedenen Stent-Simulationen wurde in diesem Kapitel auch eine Katheter-Simulation vorgestellt. Die Katheter-Simulation richtet eine initiale Mittellinie in einem Gefäß so aus, dass diese dem Pfad eines realen Katheters entspricht. Die Bestimmung der initialen Mittellinie beruht dabei auf einer Modifikation des Dijkstra-Algorithmus zur Bestimmung des kürzesten Weges zwischen zwei Punkten. Anschließend wird diese initiale Mittellinie mit einem Aktiven Konturmodell entlang der Mittellinie im Gefäß ausgerichtet. Die externe Kraft des ACM kommt hierbei von Polyedern, die entlang der Mittellinie kon-

struiert werden. Durch diese Vorgehensweise wird eine Gefäßmittellinie erzeugt, die – zum Beispiel bei seitlichen Gefäßwandauswölbungen – nicht immer der exakten Mitte des Gefäßes folgt. Vielmehr folgt die Linie dem Weg, den ein realer Katheter durch das Gefäß nehmen würde.

Im anschließenden Kapitel erfolgte eine Evaluation der neuen Methoden und Verfahren, die für diese Arbeit entwickelt wurden. Dabei wurden unter anderem die verschiedenen Segmentierungsalgorithmen anhand einer Reihe von Phantomdaten und realer CT-Datensätze getestet. Außerdem wurde der Prototyp für die automatische Segmentierung von Aortenaneurysmen präsentiert. Der Prototyp befindet sich zurzeit in mehreren Kliniken in praktischer Erprobung und wird bei Siemens ins Produkt integriert werden. Dieser Prototyp basiert auf dem graphbasierten Ansatz, der – im Vergleich zu den ACM- und AAM-Ansätzen – die besten Ergebnisse lieferte. Weiterhin wurde der klinische Prototyp für die Stent-Simulation – der in der Entwicklungsumgebung MeVisLab realisiert (Anhang A) wurde – vorgestellt. Mit diesem Prototypen ist es möglich, sowohl Rohrprothesen als auch Y-Stents zu simulieren und in die Patientenanatomie eines CT-Datensatzes einzublenden.

8.2. Ausblick

Auch wenn sich der graphbasierte Ansatz zur automatischen Segmentierung von Aortenaneurysmen für eine erste Evaluierung schon in verschiedenen Kliniken befindet und in das Siemens eigene Produkt integriert werden soll, sind unter Umständen weitere Verbesserungen denkbar, zum Beispiel eine Parallelisierung des Ansatzes. Die Parallelisierung ist in der aktuellen Implementierung sehr gut realisierbar, da die Segmentierung unabhängig von allen manuell segmentierten Schichten aus startet.

Aufgrund der sehr unterschiedlichen Datensätze mit Aortenaneurysmen liefert auch der graphbasierte Segmentierungsalgorithmus aus dieser Arbeit keine überall und jederzeit hundertprozentig zutreffenden Ergebnisse. Unter den automatisch segmentierten Schichten sind immer wieder einige wenige, die manuell korrigiert werden müssen. Das kann beispielsweise in den einzelnen MPR-Schichten mit Hilfe eines 2D „Nudge“-Tools erfolgen, das auch zur manuellen Konturierung der Eingabeschichten für den Segmentierungsalgorithmus eingesetzt wurde. Denkbar ist aber auch ein „Nudge“-Tool, das auf der 3D-Maske des Segmentierungsergebnisses arbeitet. Dazu müssten dem Benutzer verschiedene geometrische Körper – zum Beispiel Kugeln und Prismen – zur Verfügung gestellt werden, damit in Aneurysmen- und Verzweigungsbereichen eine schnelle Editierung möglich ist.

Das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren zur Stent-Simulation bezog sich auf Aneurysmen und Stenosen in unterschiedlichen Körperbereichen vom Hals an abwärts. Denkbar ist aber auch die Simulation in anderen Körperregionen und bei anderen Krankheitsbildern. Stents werden zum Beispiel auch in die Trachea (Luft-röhre) eingesetzt [66]. Ein weiteres Anwendungsgebiet der Stent-Simulation könnten das Gehirn betreffende (zerebrale) Aneurysmen sein. Neben der offenen Operation bei zerebralen Aneurysmen besteht auch die Möglichkeit einer endo-vaskulären Behandlung [71]. Die endovaskuläre Behandlung von zerebralen Aneurysmen kann wiederum auf mehrere Arten durchgeführt werden. Eine davon ist das Einsetzen eines Stents [70], der den Blutfluss – äquivalent zu Aneurysmen in der Aorta – im Aneurysmenbereich übernimmt.

Bedingt durch die große Anzahl von Parametern bei der Stent-Simulation ist ein noch genaueres Abklopfen des Parameterraumes in weiterführenden Studien notwendig. Damit würde auch eine exakte Verknüpfung zwischen den einzustellenden Parametern auf dem Rechner und den physikalischen Eigenschaften der Stents hergestellt. Praktisch realisierbar wäre diese Parameterstudie mit Hilfe einer großen Anzahl von prä- und postoperativen CT-Aufnahmen. Dabei würden (in einer Stapelverarbeitung) virtuelle Stents mit unterschiedlichen Parametereinstellungen in den präoperativen Aufnahmen simuliert, und das Ergebnis müsste mit den postoperativen Aufnahmen verglichen werden. Denkbar wäre hier die (automatisierte) Berechnung des Dice Similarity Coefficient zwischen den einzelnen Simulationsergebnissen und einer manuellen Segmentierung des Stents aus der postoperativen Aufnahme.

Mit Hilfe der LU-Zerlegung konnte die sehr rechenintensive Matrixinvertierung bei der Stent-Simulation wesentlich effizienter gelöst werden. Dennoch ist die Berechnung der Steifigkeitsmatrix im Vergleich zu den übrigen Schritten der gesamten Stent-Simulation immer noch am zeitaufwendigsten. Dieser Zeitaufwand kann durch eine Parameteranalyse größtenteils eliminiert werden, da die vorberechneten Matrizen direkt geladen werden können. Um dem Benutzer dennoch eine individuelle Einstellung der Steifigkeitsparameter zu erlauben, die allerdings eine erneute LU-Zerlegung benötigt, soll an dieser Stelle auf Fung et al. [53] verwiesen werden. Hier wird ein Verfahren zur Parallelisierung der LU-Zerlegung vorgestellt. Außerdem soll hier noch auf einen Algorithmus hingewiesen werden, der das Lösen von Gleichungssystemen auf dem Grafikprozessor bzw. der GPU (Graphics Processing Unit) ausführt [54].

Eine weitere Verbesserung der Stent-Simulation könnte das Einbeziehen von Gefäßwandablagerungen bringen (zum Beispiel die Kalzifikationen bei Karotisstenosen). Da Kalzifikationen sehr hohe Grauwerte in den CT-Datensätzen aufweisen, können diese automatisch detektiert und bei einem elastischen Gefäß-

wandmodell mit einbezogen werden. Vorstellbar ist beispielsweise eine Erhöhung der Steifigkeit des Gefäßwandmodells in den Kalzifikationsbereichen [88] und [27].

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.2.1 – Aorta [31].....	10
Abbildung 2.2.2 – Karotisarterien.....	10
Abbildung 2.3.1 – Normale Bauchaorta und Bauchaortaaneurysma [31].....	11
Abbildung 2.3.2 – Karotisstenose [31].....	12
Abbildung 2.4.1 – Bestimmung des Stenosegrades nach NASCET [89].....	14
Abbildung 2.4.2 – Offene Operation des Aneurysmas mit Einsetzen einer Rohrprothese (links) und einer Y-Prothese (rechts) [31].....	15
Abbildung 2.4.3 – Rohrprothese im zusammengefalteten und expandierten Zustand [31]	16
Abbildung 2.4.4 – Verzweigte Prothesen (Y-Stent Grafts) [31]	16
Abbildung 2.4.5 – Behandlung eines Bauchaortaaneurysmas mit Kathetertechnik [31].....	17
Abbildung 2.4.6 – Überlebensrate (DREAM) [8].....	18
Abbildung 2.4.7 – Eingriffs- und Komplikationswahrscheinlichkeiten (EVAR) [46].....	19
Abbildung 2.4.8 – Endoleaks (Typ 1) bei einem Bauchaortaaneurysma [31].....	20
Abbildung 2.5.1 – Prinzipielle Arbeitsweise eines Computertomographen [31] ..	21
Abbildung 2.5.2 – Dreidimensionales CT-Bild mit axialer (blau), sagittaler (rot) und koronaler (grün) Ebene [62]	22
Abbildung 2.5.3 – Hounsfield-Skala [72]	23
Abbildung 2.5.4 – Prinzipielle Arbeitsweise eines Spiral-Computertomographen [109].....	23
Abbildung 2.5.5 – Computertomograph SOMATOM® Definition [109]	24
Abbildung 2.5.6 – Wichtige Stationen der CT-Entwicklung [109]	24
Abbildung 2.5.7 – Abdominale CT-Aufnahme ohne (links) und mit (rechts) Kontrastmittel.....	25
Abbildung 2.5.8 – „Real World Information Model“ des DICOM Formats [126]	26

Abbildung 3.2.1 – Beispiel einer subjektiven Kontur (links), die durch eine Snake segmentiert wurde (rechts) [74]	30
Abbildung 3.2.2 – Erweiterung der zweidimensionalen Snake um eine Parameter t	34
Abbildung 3.3.1 – Identische Shapes mit verschiedenen Euklidischen Transformationen [111]	37
Abbildung 3.3.2 – PCA angewandt auf eine zweidimensionale Punktwolke (links). Weglassen der zweiten Hauptachse und somit Projektion von x auf x' [21].....	40
Abbildung 3.3.3 – Gerade Linie vor (links) und nach (rechts) dem Image Warping [21].....	43
Abbildung 3.3.4 – Veranschaulichung des Differenzvektors, wenn ein Modellbild zum Originalbild verschoben ist [62]	46
Abbildung 3.4.1 – Oberflächenausrichtung in einem Volumenbild (links). Zwei benachbarte Spalten eines gerichteten Graphen (rechts) [83].....	52
Abbildung 3.4.2 – Zylinderartiges Objekt (links) und dazugehörige „entfaltete“ Oberfläche (rechts) [83].....	54
Abbildung 4.2.1 – Lumen (innere Kontur, rot), Thrombus (äußere Kontur, grün) und maximaler Durchmesser (grün) [85].....	58
Abbildung 4.2.2 – Strahlen werden radial (und in einem vorgegebenen Winkelabstand) von einem Mittellinienpunkt ausgesandt (links). Ein Schwellwert kennzeichnet den Übergang von Lumen (innerer Kontur) zu Thrombus (äußerer Kontur) (rechts).....	60
Abbildung 4.2.3 – Grafische Darstellung der Berechnung einer Opazität α [80]	62
Abbildung 4.2.4 – CTA-Aufnahme mit BAA und verzweigten Stent (links). Dazugehöriges Gradienten- (Mitte) und Opazitätsbild (rechts).....	62
Abbildung 4.2.5 – Prinzip der Bestimmung der äußeren Kontur (grün).....	63
Abbildung 4.2.6 – Beispiel einer initialen Kontur für die Aktive Kontur.....	63
Abbildung 4.2.7 – Faltung des aus dem Opazitätsbild extrahierten Intensitätsprofils mit der ersten Ableitung einer Gauß-Glocke zur Bestimmung der Bildkraft.....	64

Abbildung 4.2.8 – Prinzip der Bestimmung einer Constraint-Kraft	65
Abbildung 4.2.9 – Übersicht der Verarbeitungspipeline.....	66
Abbildung 4.2.10 – Segmentierung der Thrombuskontur.....	66
Abbildung 4.3.1 – Beispiele für Aortenaneurysmen [62]	67
Abbildung 4.3.2 – Verschiedene Annotationen von Aortenaneurysmen	68
Abbildung 4.3.3 – Point Distribution Model (blau) und Mean Shape (rot) von Aortenaneurysmen.....	69
Abbildung 4.3.4 – Unterschiedliche Konfigurationen der Annotation für das Training der AAMs	70
Abbildung 4.4.1 – MPR-Schicht einer CTA-Aufnahme mit Lumen (L), Thrombus (T) und umgebender Struktur (S)	71
Abbildung 4.4.2 – Prinzip der Graphkonstruktion.....	73
Abbildung 4.4.3 – „Entfaltung“ einer MPR-Schicht.....	73
Abbildung 4.4.4 – Segmentierungsergebnis der äußeren Kontur (links) und begrenzter Suchbereich einer benachbarten Schicht (rechts)	75
Abbildung 4.4.5 – Trackingprinzip mit mehreren manuell segmentierten Schichten.....	76
Abbildung 4.4.6 – Trianguliertes Segmentierungsergebnis (links) und 3D-Modell der Aorta (rechts).....	77
Abbildung 4.4.7 – Segmentierungsergebnis des Min-Cut-Algorithmus (weiße Punkte) und eingeblendete Aortamaske (rot).....	78
Abbildung 5.2.1 – Report-Blatt der Fa. Gore [125].....	82
Abbildung 5.2.2 – Profilkurve einer Gefäßwand mit Werten $a-e$ und n aus Abbildung 5.2.1.....	83
Abbildung 5.2.3 – Lokales Konturmodell bestehend aus fünf Schichten	84
Abbildung 5.2.4 – Lokale Vermessung (links) und globale Vermessung (rechts)	86
Abbildung 5.3.1 – Prinzip der Triangulierung von Lumen und Thrombus.....	87
Abbildung 5.3.2 – Berechnung der Thrombusmaske ohne Lumen	88
Abbildung 5.3.3 – Entfernung des Stents aus dem Thrombusvolumen	88
Abbildung 5.3.4 – Histogramm des Thrombusvolumens.....	89
Abbildung 5.3.5 – Ergebnis einer Endoleakbestimmung.....	89

Abbildung 5.3.6 – Ablauf der automatischen Endoleak Erkennung.....	90
Abbildung 6.2.1 – Prinzip der Bestimmung der Oberflächenpunkte für eine virtuelle Prothese im Bereich eines Aneurysmas.....	95
Abbildung 6.2.2 – Aufbau der virtuellen Rohrprothesen.....	95
Abbildung 6.2.3 – Horizontale Kräfte (rot).....	96
Abbildung 6.2.4 – Vertikale Kräfte (rot).....	96
Abbildung 6.2.5 – Diagonale Kräfte (rot).....	96
Abbildung 6.2.6 – Parameter für die Indizierung der Oberflächenpunkte.....	97
Abbildung 6.2.7 – Segmentierte Bauchaorta (rot) in einer CT-Aufnahme [32]....	98
Abbildung 6.2.8 – Prinzip eines Distanzbildes [32].....	98
Abbildung 6.2.9 – Ablauf einer Stent-Simulation aus dieser Arbeit.....	100
Abbildung 6.2.10 – Kraftwirkungen an einer verzweigten Gefäßprothese.....	101
Abbildung 6.2.11 – Ballonkräfte wirken in radialer Richtung.....	101
Abbildung 6.2.12 – Aufbau einer Y-Stent-Prothese.....	103
Abbildung 6.2.13 – Schematischer Aufbau des Y-Stents an der Verzweigung..	103
Abbildung 6.2.14 – Abgerollte Oberfläche eines Y-Stents.....	103
Abbildung 6.2.15 – Schematischer Ablauf einer Y-Stent-Simulation.....	104
Abbildung 6.2.16 – Kollisionskräfte im Bereich der Verzweigung von Y-Prothesen.....	105
Abbildung 6.2.17 – Überlappung im Bereich der Verzweigung.....	105
Abbildung 6.2.18 – Aufbau der virtuellen Prothese aus horizontalen Ringen....	106
Abbildung 6.2.19 – Achsenorientierte Bounding-Boxen im Iliac-Bereich einer Y-Prothese.....	106
Abbildung 6.2.20 – Konstruktion der achsenorientierten Bounding-Boxen (AABB).....	107
Abbildung 6.2.21 – Kollision eines Punktes (blau) mit einer AABB (rot).....	107
Abbildung 6.2.22 – Triangulation von zwei Ringen.....	108
Abbildung 6.2.23 – Beispiele für Schnittpunktvarianten.....	109
Abbildung 6.2.24 – Verbessertes Y-Stent-Modell, bei dem externe Kräfte in der Verzweigung wirken.....	110
Abbildung 6.2.25 – Mittellinie und MPR-Schichten im Bereich einer	

Karotisstenose	111
Abbildung 6.2.26 – Initiales Gefäßwandmodell (rot)	112
Abbildung 6.2.27 – Segmentierte Gefäßwand (rot)	112
Abbildung 6.2.28 – Initialstent (weiß) innerhalb des Gefäßwandmodells (rot) ..	112
Abbildung 6.2.29 – Strahlen innerhalb des Gefäßwandmodells (links) und Auftreten einer Kollision mit einem Dreieck des Gefäßwandmodells	113
Abbildung 6.2.30 – Ablauf der Stent-Simulation mit elastischer Gefäßwand	114
Abbildung 6.3.1 – Polyeder mit 12 Eckpunkten (rechts). Suchstrahlen vom Mittelpunkt durch die Polyedereckpunkte (Mitte). Verschiebung des Mittelpunktes (links)	116
Abbildung 6.3.2 – Ausrichten eines benutzerdefinierten Saatpunktes in der Mitte des Blutgefäßes	117
Abbildung 6.3.3 – Initiale Mittellinie (blau gepunktet) und ausgerichtete Mittellinie (grün gestrichelt)	118
Abbildung 6.3.4 – Polyeder mit 12, 32, 92, 272, 812 und 2432 Oberflächenpunkten (rekursiv konstruiert)	119
Abbildung 6.3.5 – Links: Mittellinie (weiß) verläuft exakt in der Mitte des Objekts, also auch in der Mitte im Bereich der Ausbuchtung (Aneurysma). Rechts: Mittellinie (weiß) verläuft wie ein Katheter	120
Abbildung 6.3.6 – Mittellinie (rot), die sich fast vollständig außerhalb des Gefäßes befindet	121
Abbildung 6.3.7 – Intensitätsverlauf eines Suchstrahls, der innerhalb (links) und außerhalb (rechts) eines Gefäßes ausgesandt wurde	122
Abbildung 7.2.1 – Dice Similarity Coefficient (links) und Segmentierungsfehler in mm (rechts) für neun Datensätze	125
Abbildung 7.2.2 – Segmentierungs- und Visualisierungsergebnisse eines thorakalen Aortenaneurysmas	126
Abbildung 7.2.3 – Segmentierungs- und Visualisierungsergebnisse eines thorakalen Aortenaneurysmas	126
Abbildung 7.2.4 – Segmentierungs- und Visualisierungsergebnisse eines abdominalen Aortenaneurysmas	127

Abbildung 7.2.5 – Segmentierungsergebnis der Thrombuskontur in einer präoperativen CT-Aufnahme eines Aortenaneurysmas (a). Segmentierungsergebnis der Thrombuskontur und des Lumen bei einer postoperativen CT-Aufnahme mit implantiertem Stent (b) bzw. Y-Stent (c)	128
Abbildung 7.2.6 – Beispiel, bei dem die äußere Kontur fehlerhaft innerhalb des Thrombus liegt (a). (b) zeigt die zu (a) gehörige generierte Textur und (c) das entsprechende Ergebnis bei Ergänzung des Modells und der Segmentierung um einen Randbereich von 10 Pixeln	129
Abbildung 7.2.7 – Mittlerer Point-to-Curve-Fehler für Modelle mit (*) bzw. ohne Texturnormierung (◦).....	130
Abbildung 7.2.8 – Point-to-Curve-Fehler bei unterschiedlichen Trainingsmethoden für Modelle ohne Texturnormierung (T.: Annotation der Thrombuskontur, L.: Annotation der Lumenkontur).....	130
Abbildung 7.2.9 – Segmentierungsergebnis der Thrombuskontur	136
Abbildung 7.2.10 – Segmentierungsergebnis der Thrombus- und Lumenkontur. Zusätzlich ist der maximale Thrombusdurchmesser eingezeichnet.	138
Abbildung 7.2.11 – 3D-Maske der Aorta (manuelle Segmentierung)	139
Abbildung 7.2.12 – 3D-Maske der Aorta (automatische Segmentierung).....	139
Abbildung 7.2.13 – 3D-Maske der Aorta (manuelle Segmentierung)	139
Abbildung 7.2.14 – 3D-Maske der Aorta (automatische Segmentierung).....	139
Abbildung 7.2.15 – 3D-Maske der Aorta (manuelle Segmentierung)	140
Abbildung 7.2.16 – 3D-Maske der Aorta (automatische Segmentierung).....	140
Abbildung 7.2.17 – 3D-Maske der Aorta (manuelle Segmentierung)	140
Abbildung 7.2.18 – 3D-Maske der Aorta (automatische Segmentierung).....	140
Abbildung 7.3.1 – Gefäßabmaße zur Stent-Auswahl.....	141
Abbildung 7.3.2 – Vollständige Anpassung des globalen Modells an die Gefäßwände.....	142
Abbildung 7.4.1 – Selbstdurchdringung der Stent-Oberfläche beim geometrischen Ansatz	143
Abbildung 7.4.2 – Keine Selbstdurchdringung beim physikalischen Ansatz	143

Abbildung 7.4.3 – Simulationsergebnisse für das geometrische Verfahren (links) und die physikalische Simulation (rechts) bei einem TAA	144
Abbildung 7.4.4 – Simulationsergebnisse für das geometrische Verfahren (links) und die physikalische Simulation (rechts) bei einem Iliac-Aneurysma	145
Abbildung 7.4.5 – Mehrere Simulationsschritte einer Stent-Expansion im Bereich eines abdominalen Aortenaneurysmas	146
Abbildung 7.4.6 – Simulationsergebnis für ein BAA (Rohrprothese).....	146
Abbildung 7.4.7 – Simulationsergebnis für ein BAA (Y-Stent).....	146
Abbildung 7.4.8 – Simulationsergebnis für ein BAA (Y-Stent).....	146
Abbildung 7.4.9 – Initialstent in einer Karotisstenose (links) und der dazugehörige vollständig expandierte Stent (rechts)	147
Abbildung 7.4.10 – Simulationsergebnis für eine Karotisstenose	148
Abbildung 7.4.11 – Simulationsergebnis für eine Karotisstenose als Drahtgittermodell	148
Abbildung 7.5.1 – Expansionen eines verzweigten Stents.....	149
Abbildung 7.5.2 – Frontalansichten des vollständig expandierten Stents.....	149
Abbildung 7.5.3 – Expandierter Y-Stent mit Bounding-Boxen	150
Abbildung 7.5.4 – Expandierter Y-Stent mit Bounding-Boxen	150
Abbildung 7.6.1 – Ergebnis des virtuellen Stentings einer Karotisstenose.....	151
Abbildung 7.6.2 – Vergleich zwischen realem [123] und virtuellem Karotisstenting.....	152
Abbildung 7.7.1 – Ergebnisse des Dijkstra-Algorithmus für einen Phantom-Datensatz.....	154
Abbildung 7.7.2 – Ergebnisse des Dijkstra-Algorithmus für einen realen Datensatz.....	154
Abbildung 7.7.3 – Ergebnisse des Mittellinienausrichtung für einen Phantom-Datensatz.....	155
Abbildung 7.7.4 – Ergebnisse des Mittellinienausrichtung für einen realen Datensatz.....	155
Abbildung 7.7.5 – Ermittelte Mittellinie umgeben von Polyeder-Eckpunkten (TAA).....	156

Abbildung 7.7.6 – Ausrichtung einer initialen Mittellinie im inversen Modus...	157
Abbildung 7.8.1 – Oberfläche des Prototypen nach dem Laden eines CT-Datensatzes.....	159
Abbildung 7.8.2 – Oberfläche des Prototypen, nachdem eine Mittellinie berechnet wurde	159
Abbildung 7.8.3 – Manuell segmentierte MPR-Schicht	160
Abbildung 7.8.4 – „Nudge“-Tool.....	160
Abbildung 7.8.5 – Ergebnis einer kompletten Aortasegmentierung.....	161
Abbildung 7.8.6 – Oberfläche des Stent-Simulations-Prototypen.....	162
Abbildung 7.8.7 – Ansicht des Prototypen mit zwei berechneten Gefäßmittellinien	163
Abbildung 7.8.8 – „Findings Navigator“ im Prototyp	164
Abbildung 7.8.9 – Ergebnis einer Stent-Simulation	165
Abbildung A.1 – Inventor Modul.....	200
Abbildung A.2 – ML Modul.....	200
Abbildung A.3 – Macro Modul.....	200
Abbildung A.4 – Dreieck Symbol.....	200
Abbildung A.5 – Halbkreis Symbol.....	200
Abbildung A.6 – Quadrat Symbol	200
Abbildung A.7 – ImgLoad-Modul	201
Abbildung A.8 – ImgLoad-Modul verbunden mit einem SoView2D-Modul.....	201
Abbildung A.9 – MeVisLab Netzwerk, das zum Prototypen für die Stent Simulation und Visualisierung gehört	201
Abbildung B.1 – RadBuilder Netzwerk, das zum Prototypen für die graphbasierte Aortensegmentierung gehört	202

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.4.1 – Jährliche Rupturgefahr bei Bauchortenaneurysmen [13]	13
Tabelle 7.2.1 – Informationen zu den neun CTA-Aufnahmen	128
Tabelle 7.2.2 – Informationen zu den Datensätzen für den graphbasierten Ansatz	134
Tabelle 7.2.3 – Segmentierungsergebnisse des graphbasierten Ansatzes	136
Tabelle 7.3.1 – Vermessungsergebnisse eines Bauchortenaneurysmas	142
Tabelle 7.3.2 – Vermessungsergebnisse aus Abbildung 7.3.2.....	142
Tabelle 7.5.1 – Ergebnisse des Kollisionserkennungsalgorithmus für unterschiedliche CT-Datensätze.....	151
Tabelle 7.7.1 – Ergebnisse Dijkstra-Algorithmus.....	154
Tabelle 7.7.2 – Ergebnisse der Mittellinienausrichtung.....	155

Literatur- und Quellenverzeichnis

- [1] Alfried Krupp Krankenhaus
http://www.krupp-krankenhaus.de/Kliniken/Radiologie/Besondere_Leistungsangebote/EndoleakTherapie.htm
Letzter Zugriff: 23.10.2008

- [2] Ammerland-Klinik GmbH
http://www.ammerland-klinik.de/MB_Gchil_Pat_Gefaess_Bauchschlagader.htm
Letzter Zugriff: 21.10.2008

- [3] Angiologie-online
<http://www.angiologie-online.de/Bauchortenaneurysma.htm>
Letzter Zugriff: 22.10.2008

- [4] Badouel D. “*An efficient ray-polygon intersection*”. Graphics gems, pp. 390-393, 1990.

- [5] Bates E R, et al. “*ACCF/SCAI/SVMB/SIR/ASITN 2007 Clinical Expert Consensus Document on Carotid Stenting*”. American College of Cardiology, 49:126-170, 2007.

- [6] Beebe H G, Kritpracha B, Serres S, Pigott J P, Price C I, Williams D M. “*Endograft Planning Without Preoperative Arteriography: A Clinical Feasibility Study*”. Journal of Endovascular Therapy, 7(1), pp. 8-15, Feb. 2000.

- [7] Blankensteijn J D. “*Impact of the EVAR-1 and DREAM Trials*”. Endovascular Today March, 2005.

- [8] Blankensteijn J D, de Jong S E, Prinssen M, van der Ham A C, Buth J, van Sterkenburg S M, Verhagen H J, Buskens E and Grobbee D E. “*Two-Year Outcomes after Conventional or Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms*”. The New England Journal of Medicine June 9, 2005; 352(23):2398-2405.

- [9] Bodur, O, Grady, L, Stillman, A, Setser, R, Funka-Lea, G. O'Donnell, Thomas. "Semi-automatic aortic aneurysm analysis". SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 6511, San Diego, California (USA), Feb. 2007.
- [10] Boskamp T, Rinck D, Link F, Kuemmerlen B, Stamm G, Mildenerger P. "A New Vessel Analysis Tool for Morphometric Quantification and Visualization of Vessels in CT and MR Imaging Data Sets". Radiographics 2004; 24:287-297.
- [11] Boykov Y, Kolmogorov V. "An Experimental Comparison of Min-Cut/Max-Flow Algorithms for Energy Minimization in Vision". IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 26, no. 9, pp. 1124-1137, Sept. 2004.
- [12] Boykov Y, Veksler O, Zabih R. "Fast Approximate Energy Minimization via Graph Cuts". IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 23, no. 11, pp. 1222-1239, Nov. 2001.
- [13] Brewster D, Cronenwett J L, Hallett J W, Johnston K W, Krupski W C, Matsumura J S. "Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms: Report of a subcommittee of the Joint Council of the American Association for Vascular Surgery and Society for Vascular Surgery". Journal of Vascular Surgery, Volume 37, Issue 5, Pages 1106-1117, 2003.
- [14] Broeders I A, Blankensteijn J D, Olree M, Mali W, Eikelboom B C. "Pre-operative Sizing of Grafts for Transfemoral Endovascular Aneurysm Management: A Prospective Comparative Study of Spiral CT Angiography, Arteriography, and Conventional CT Imaging". J Endovasc Surg 1997; 4:252-261.
- [15] Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH (Karotis Rekonstruktion)
<http://info.bqs-online.de/outcome/10n2/Buaw-2002-10n2-qr.pdf>
 Letzter Zugriff: 11.11.2008
- [16] Burgmann N, Hintz K, Mattered M. "MeVisLab. Ein Tutorial".
<http://www.cs.uni-magdeburg.de/~burgmann/MeVisLab/cover.html>
 Letzter Zugriff: 11.11.2008

- [17] Conrad M F, Crawford R S, Pedraza J D, Brewster D C, Lamuraglia G M, Corey M, Abbara S, Cambria R P. “*Long-term durability of open abdominal aortic aneurysm repair*”. *J Vasc Surg.* 2007 Oct; 46 (4):669-75.
- [18] Cootes T F, Edwards G J, Taylor C J. “*Active Appearance Models*”. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 23(6):681-685, 2001.
- [19] Cootes T F, Edwards G J, Taylor C J. “*Active Appearance Models*”. *Proceedings of the European Conference on Computer Vision*, volume 2, pp. 484-498. Springer, 1998.
- [20] Cootes T F, Taylor C J. “*Active Shape Models - ‘Smart Snakes’*”. *Proceedings of the British Machine Vision Conference*, pages 266–275, 1992.
- [21] Cootes T F, Taylor C J. “*Statistical Models of Appearance for Computer Vision*”. Technical report, University of Manchester, 2004.
- [22] Dachille F, Kaufman A. “*Incremental triangle voxelization*”. *Proceedings of Graphics Interface*, pp. 205-212, 2000.
- [23] Das B, Mallya Y, Srikanth S, Malladi R. “*Aortic Thrombus Segmentation using Narrow Band Active Contour Model*”. *Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York City, USA, pp. 408-411, IEEE Press, Aug. 2006.
- [24] de Bruijne M, van Ginneken B, Niessen W J, Loog M, Viergever M A. “*Model-Based Segmentation of Abdominal Aortic Aneurysms in CTA Images*”. *SPIE Medical Imaging Conference*, Vol. 5032, pp. 1560-1571, 2003.
- [25] de Bruijne M, van Ginneken B, Niessen W J, Maintz J B A, Viergever M A. “*Active shape model based segmentation of abdominal aortic aneurysms in CTA images*”. *SPIE Medical Imaging Conference*, Vol. 4684, pp. 463-474, 2002.

- [26] de Bruijne M, van Ginneken B, Niessen W J, Viergever M A. “*Adapting active shape models for 3D segmentation of tubular structures in medical images*”. Information Processing in Medical Imaging, Ambleside, UK, Vol. 2732, pp. 136-147, 2003.
- [27] de Putter S, van de Vosse F N, Breeuwer M, Gerritsen F A. “*Local influence of calcifications on the wall mechanics of abdominal aortic aneurysm*”. SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 6143, pp. 745-755, 2006.
- [28] Deutsches Historisches Museum, Berlin
<http://www.dhm.de/lemo/html/biografien/EinsteinAlbert/>
<http://www.dhm.de/lemo/html/biografien/MannThomas/>
 Letzter Zugriff: 23.10.2008
- [29] Dijkstra E W. “*A note on two problems in connexion with graphs*”. Num. Math. 1, 269-271, 1959.
- [30] Dueck A D, Kucey D S, Johnston K W, Alter D, Laupacis A. “*Survival after ruptured abdominal aortic aneurysm: effect of patient, surgeon, and hospital factors*”. J Vasc Surg. 2004 Jun; 39(6):1253-60.
- [31] Egger B. 2008.
- [32] Egger J. “*Selektion und Visualisierung von Endoprothesen (Stent Grafts) zur Therapieplanung von Bauchaaortenaneurysmen (BAA)*”. Masterarbeit, Hochschule Darmstadt, 2006.
- [33] Egger J, Großkopf S. “*Vorrichtung und Verfahren zur automatischen Wegplanung*”. Deutsches Patent- und Markenamt (DPMA), Veröffentlichungsnummer: DE 102007028065 A1, 2007.
- [34] Egger J, Großkopf S. “*Berechnungsverfahren zur Detektierung von Kollisionen mittels eines Drahtgittermodells repräsentierter räumlicher Objekte sowie Vorrichtung zur Dimensionierung medizinischer Y-Stents*”. Deutsches Patent- und Markenamt (DPMA), Veröffentlichungsnummer: DE 102007039207 A1, 2007.

- [35] Egger J, Großkopf S. “*Verfahren sowie Vorrichtung zur medizinischen Bilddarstellung*”. Deutsches Patent- und Markenamt (DPMA), Veröffentlichungsnummer: DE 102006058908 A1, 2006.
- [36] Egger J, Großkopf S, Freisleben B. “*Comparison of two methods for the preoperative visualization of stent grafts in CT-data*”. 5. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), Hanover, Germany, pp. 140-141, Oct. 2006.
- [37] Egger J, Großkopf S, Freisleben B. “*Präoperative Simulation von Rohrprothesen und Y-Stents zur endovaskulären Behandlung von Stenosen und Aneurysmen*”. Bildverarbeitung für die Medizin (BVM), Munich, Germany, pp. 182-186, Springer-Verlag, Mar. 2007.
- [38] Egger J, Großkopf S, Freisleben B. “*Simulation of bifurcated stent grafts to treat abdominal aortic aneurysms (AAA)*”. SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 6509, San Diego, California (USA), Feb. 2007.
- [39] Egger J, Großkopf S, Freisleben B. “*Virtual Stenting for Carotid Stenosis with Elastic Artery Wall Modeling*”. 4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering 2008, Engineering for Health, Antwerp, Belgium, Springer-Verlag, Nov. 2008.
- [40] Egger J, Großkopf S, Freisleben B, Leber C. “*Verfahren zur Simulation der Verformung von Gefäßwänden bei der pre-operativen Stent-Simulation*”. Patentanmeldung, Anmeldenummer 08010365.8, 2008.
- [41] Egger J, Mostarčić Z, Großkopf S, Freisleben B. “*A Fast Vessel Centerline Extraction Algorithm for Catheter Simulation*”. 20th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, Maribor, Slovenia, pp. 177-182, IEEE Press, Jun. 2007.
- [42] Egger J, Mostarčić Z, Großkopf S, Freisleben B. “*Preoperative Measurement of Aneurysms and Stenosis and Stent-Simulation for Endovascular Treatment*”. IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, Washington (DC), USA, pp. 392-395, IEEE Press, Apr. 2007.

- [43] Egger J, Mostarkić Z, Maier M, Kaftan J N, Großkopf S, Freisleben B. “*Fast self-collision detection and simulation of bifurcated stents to treat abdominal aortic aneurysms (AAA)*”. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, France, pp. 6231-6234, IEEE Press, Aug. 2007.
- [44] Egger J, O’Donnell T, Hopfgartner C, Freisleben B. “*Graph-Based Tracking Method for Aortic Thrombus Segmentation*”. 4th European Congress for Medical and Biomedical Engineering 2008, Engineering for Health, Antwerp, Belgium, Springer-Verlag, Nov. 2008.
- [45] Eiho S, Imamura H, Sugimoto N. “*Preoperative and intraoperative image processing for assisting endovascular stent grafting*”. 12th International Conference on Informatics Research for Development of Knowledge Society Infrastructure, pp. 81-88, 2004.
- [46] EVAR trial participants. “*Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1): randomised controlled trial*”. Lancet. 2005 Jun 25-Jul 1; 365(9478):2179-86.
- [47] Ferchichi S, Wang S. “*A Clustering-based Algorithm for Extracting the Centerlines of 2D and 3D Objects*”. The 18th International Conference on Pattern Recognition (ICPR), 2006.
- [48] Feuerstein M, Filippatos K, Kutter O, Schirmbeck E U, Bauernschmitt R, Navab N. “*A Novel Segmentation and Navigation Tool for Endovascular Stenting of Aortic Aneurysms*”. International Journal for Computer Assisted Radiology and Surgery, 1(1), pp. 280-282, 2006.
- [49] Florez-Valencia L, Montagnat J, Orkisz M, “*3D Graphical Models for Vascular-Stent Pose Simulation*”. Machine Graphics & Vision International Journal, January 2004; 13(3):235-248.
- [50] Ford L R J, Fulkerson D R. “*Maximal Flow through a Network*”. Canadian J. Math., vol. 8, pp. 399-404, 1956.
- [51] Frankfurter Diakonie-Kliniken
http://www.fdk.info/upload/pdf/Pressemitteilungen/PM_Aorta_070718.pdf
 Letzter Zugriff: 23.10.2008

- [52] Fröhlich I. “*Morphometrische Untersuchung nach stentgestützter Ausschaltung thorakaler Aortenaneurysmen*”. Dissertation der Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm (2006).
- [53] Fung Y F, Cheung W L, Singh M G, Ercan M F. “*A PC based parallel LU decomposition algorithm for sparse matrices*”. IEEE Pacific Rim Conference on Communications, Computers and Signal Processing (PACRIM), Volume 2, pp. 776-779, 2003.
- [54] Galoppo N, Govindaraju N K, Henson M, Manocha D. “*LU-GPU: Efficient Algorithms for Solving Dense Linear Systems on Graphics Hardware*”. Proceedings of the ACM/IEEE Conference on Supercomputing, page 3, 2005.
- [55] Geman S, Geman D. “*Stochastic Relaxation, Gibbs Distributions, and the Bayesian Restoration of Images*”. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 6, pp. 721-741, Nov. 1984.
- [56] Goldberg A V, Rao S. “*Beyond the Flow Decomposition Barrier*”. J. ACM, vol. 45, pp. 783-797, 1998.
- [57] Goldberg A V, Tarjan R E. “*A New Approach to the Maximum-Flow Problem*”. J. ACM, vol. 35, pp. 921-940, 1988.
- [58] Goldyn G L. “*Praxishandbuch Angiographie - Spektrum der Diagnostik und Interventionen*”. Steinkopff-Verlag, 2. Auflage, ISBN: 978-3-7985-1764-6, 2008.
- [59] Golub G H, Van Loan C F. “*Matrix Computations*”. John Hopkins University Press, 3. Auflage, 1996.
- [60] Goodall C. “*Procrustes Methods in the Statistical Analysis of Shape*”. Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological), 53(2):285-339, 1991.
- [61] Grady L, Schwartz E L. “*Isoperimetric Graph Partitioning for Image Segmentation*”. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 28, no. 3, pp. 469-475, March 2006.

- [62] Greiner K. “*Segmentation of an Aneurysm’s Contour in Post-operative CT-Scans using Active Appearance Models*”. Diplomarbeit, Fachhochschule Wiesbaden, 2007.
- [63] Greiner K, Egger J, Großkopf S, Kaftan J N, Dörner R, Freisleben B. “*Segmentierung von Aortenaneurysmen in CTA-Bildern mit dem statistischen Verfahren der Active Appearance Models*”. Bildverarbeitung für die Medizin (BVM), Berlin, Germany, Springer-Verlag, Apr. 2008.
- [64] Großkopf S. “*Realitätsnahe Modellierung und Visualisierung dynamischer Medizinischer Bilddaten mittels aktiver Konturen, aktiver Regionen und deformierbarer Modelle*”. Dissertation D17, TU Darmstadt, 2001.
- [65] Großkopf S, Egger J, Lu J. “*Verfahren zur Verarbeitung medizintechnischer Bilddaten*”. Patentanmeldung, Anmeldenummer 10 2007 045 268.5, 2007.
- [66] Gunasekaran S, Osborn J R, Morgan A, Griffiths M V. “*Tracheal stenting: a better method of dealing with airway obstruction due to thyroid malignancies than tracheostomy*”. The Journal of Laryngology & Otology, Cambridge University Press, 118 (6):462-464, 2004.
- [67] Hacke W. “*Stent-protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid artery vs. Endarterectomy (SPACE)*”. Presented at the European Stroke Conference, Brussels, May 2006.
- [68] Hochbaum D. “*A New-Old Algorithm for Minimum-Cut and Maximum-Flow in Closure Graphs*”. Networks, vol. 37, pp. 171-193, 2001.
- [69] Huang, H Y-C. “*Theoretical and Experimental Modelling of Stress within the Neck of Endoluminal Grafted Artery*”. University of New South Wales, Dissertation, 2006.
- [70] Jabbour P, Koebbe C, Veznedaroglu E, Benitez R P, Rosenwasser R. “*Stent-assisted coil placement for unruptured cerebral aneurysms*”. Neurosurg Focus, 17(5):E10, 2004.

- [71] Johnston S C, Zhao S, Dudley R A, Berman M F, Gress D R. “*Treatment of unruptured cerebral aneurysms in California*”. *Stroke*, 32(3):597-605, 2001.
- [72] Kalender W A. “*Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*”. Publicis Corporate Publishing, ISBN 978-3895782152, 2006.
- [73] Kampmann G. “*Bildgebende Verfahren bei der Diagnostik der Karotisstenose: Ist die Angiographie veraltet?*”. *Schweiz Med Wochenschr*, 130:1231-1236, 2000.
- [74] Kass M, Witkin A, Terzopolous D. “*Snakes: Active Contour Models*”. *International Journal of Computer Vision*, vol. 1(4), pp. 321-331, 1988.
- [75] Kim H C, Seol Y H, Choi S Y, Oh J S, Kim M G, Sun K. “A Study of AAA Image Segmentation Technique using Geometric Active Contour Model with Morphological Gradient Edge Function”. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Lyon, France, pp. 4437-4440, IEEE Press, Aug. 2007.
- [76] Klinik für Gefäßchirurgie am Klinikum Augsburg
<http://www.gefaesschir-klinikum-augsburg.de/baa.html>
 Letzter Zugriff: 21.10.2008
- [77] Klinikum Konstanz
<http://www.klinikum-konstanz.de/kliniken/chirurgie1/carotis.html>
 Letzter Zugriff: 21.10.2008
- [78] Kolmogorov V, Zabih R. “*What Energy Functions Can Be Minimized via Graph Cuts?*”. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 26, no. 2, pp. 147-159, Feb. 2004.
- [79] Lenoir J, Cotin S, Duriez C, Neumann P. “*Physics-based models for catheter, guidewire and stent simulation*”. *Studies in Health Technology and Informatics*, pp. 119:305-10, 2005.

- [80] Levoy M. “*Display of Surfaces from Volume Data*”. IEEE Computer Graphics and Applications, Bd. 8, Nr. 3, 1988, pp. 29-37.
- [81] Li K, Wu X, Chen D Z, Sonka M. “*Efficient Optimal Surface Detection: Theory, Implementation and Experimental Validation*” Proc. SPIE Int’l Symp. Medical Imaging: Image Processing, vol. 5370, pp. 620-627, May 2004.
- [82] Li K, Wu X, Chen D Z, Sonka M. “*Globally Optimal Segmentation of Interacting Surfaces with Geometric Constraints*”. Proc. IEEE CS Conf. Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), vol. 1, pp. 394-399, June 2004.
- [83] Li K, Wu X, Chen D Z, Sonka M. “*Optimal Surface Segmentation in Volumetric Images-A Graph-Theoretic Approach*”. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 28(1): pp. 119-134, 2006.
- [84] Loncaric S, Subasic M, Sorantin E. “*3-D Deformable Model for Abdominal Aortic Aneurysm Segmentation from CT Images*”. First International Workshop on Image and Signal Processing and Analysis, pp. 139-144, June 2000, Pula Croatia.
- [85] Lu J. “*Detection and Visualization of Endoleaks in CT Data for Monitoring of AAA Stents*”. Masterarbeit, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2007.
- [86] Lu J, Egger J, Wimmer A, Großkopf S, Freisleben B. “*Detection and Visualization of Endoleaks in CT Data for Monitoring of Thoracic and Abdominal Aortic Aneurysm Stents*”. SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 6918, San Diego, USA, Feb. 2008.
- [87] Lu J, Egger J, Wimmer A, Großkopf S, Freisleben B. “*Segmentierung und Visualisierung von Lumen und Thrombus bei thorakalen Aortenaneurysmen*”. 6. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC), Karlsruhe, Germany, pp. 251-254, Oct. 2007.

- [88] Mackey R H, Venkitachalam L, Sutton-Tyrrell K. “*Calcifications, Arterial Stiffness and Atherosclerosis*”. Adv. Cardiol., volume 44, pp. 234-244, 2007.
- [89] Mathias K. “*Endovaskuläre Behandlung der Karotisstenose*”. Journal für Kardiologie, Nummer 5, pp. 217-224, 2004.
- [90] MeVisLab
<http://www.mevislab.de>
 Letzter Zugriff: 21.10.2008
- [91] McInerney T, Terzopoulos D. “*Deformable models in medical image analysis: a survey*”. Medical Image Analysis, vol. 1, no. 1, pp. 91-108, 1996.
- [92] Möller T, Trumbore B. “*Fast, Minimum Storage Ray-Triangle Intersection*”. Journal of Graphics Tools, 2(1): 21-28, 1997.
- [93] National Electrical Manufacturers Association
<http://medical.nema.org/dicom/2004.html>
 Letzter Zugriff: 23.10.2008
- [94] Olabbarriaga S D, Breeuwer M, Niessen W J. “*Multi-scale Statistical Grey Value Modelling for Thrombus Segmentation from CTA*”. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Springer, 2004, vol. 3216, Lecture Notes in Computer Science, pp. 467-474.
- [95] Olabbarriaga S D, Breeuwer M, Niessen W J. “*Segmentation of Abdominal Aortic Aneurysms with a Non-parametric Appearance Model*”. Computer Vision and Mathematical Methods in Medical and Biomedical Image Analysis, Springer, 2004, vol. 3117, Lecture Notes in Computer Science, pp. 257-268.
- [96] Olabbarriaga S D, Rouet J M, Fradkin M, Breeuwer M, Niessen W J. “*Segmentation of Thrombus in Abdominal Aortic Aneurysms From CTA With Nonparametric Statistical Grey Level Appearance Modeling*”. IEEE Transactions on Medical Imaging, 24(4):477-485, 2005.

- [97] Osher S J, Fedkiw R. “*Level Set Methods and Dynamic Implicit Surfaces*”. Springer Verlag, ISBN 0-3879-548-21, 2002.
- [98] Parodi J C, Palmaz J C, Barone H D. “*Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms*”. *Annals of vascular surgery* 1991 Nov; 5(6):491-9.
- [99] Pearson K. “*On lines and planes of closest fit to system of points in space*”. *Philosophical Magazine*, 2:559-572, 1901.
- [100] Press W H, Teukolsky S A, Vetterling W T. “*Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing - Second Edition*”. Cambridge University Press, 1993.
<http://www.nrbook.com/a/bookcpdf.php>
 Letzter Zugriff: 24.11.2008
- [101] Qualimed.com AG
<http://www.herzberatung.de/karotisstenose.html>
 Letzter Zugriff: 21.10.2008
- [102] Radiologisches Zentrum am Kaufhof
<http://www.radiologen-luebeck.de/rinter/dsa/dsa.html>
 Letzter Zugriff: 21.10.2008
- [103] Robert P C D, Schweri D. “*GPU-Based Ray-Triangle Intersection Testing*”. Technical Report, University of Bern, 2004.
- [104] Rung T, Xue L, Yan J, Schatz M, Thiele F. “*Numerische Methoden der Thermo- und Fluidodynamik*”. Technische Universität Berlin.
http://www.cfd.tu-berlin.de/Lehre/tfd_skript/
 Letzter Zugriff: 21.10.2008
- [105] Sclaroff S, Isidoro J. “*Active Blobs*”. Proceedings of the Sixth International Conference on Computer Vision, IEEE Computer Society, pp. 1146-1153, Washington, DC, USA, 1998.
- [106] Schermerhorn M L, O'Malley J, Jhaveri A, Cotterill P, Pomposelli F, Landon B E. “*Endovascular vs. Open Repair of Abdominal Aortic Aneurysms in the Medicare Population*”. *N Engl J Med*. 2008; 358:464-474.

- [107] Schmitt F, Raspe M, Wickenhöfer R. “*Automatische Rekonstruktion des Verlaufs aneurysmatischer Aorten in postoperativen CTA-Bildern*”. Bildverarbeitung für die Medizin (BVM), Berlin, Germany, Springer-Verlag, Apr. 2008.
- [108] Schneider D B. “*Fenestrations Give View to Future of Stent Grafts*”. University of California, San Francisco, Medical Center.
<http://www.ucsfhealth.org/common/pubs/heart/summer2005/grafts/index.html>
 Letzter Zugriff: 01.12.2008
- [109] Siemens Healthcare
<http://www.medical.siemens.com>
http://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/rg_marcom_FBAs/files/Patienteninformationen/CT_Patienteninfo.pdf
http://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/rg_marcom_FBAs/files/Patienteninformationen/CT_Geschichte_Technologie.pdf
 Letzter Zugriff: 23.10.2008
- [110] Stegmann M B. “*AAM-API*”. Technical University of Denmark, 2003.
http://www2.imm.dtu.dk/pubdb/views/publication_details.php?id=489
 Letzter Zugriff: 04.11.2008
- [111] Stegmann M B. “*Active Appearance Models: Theory, Extensions and Cases*”. Masterarbeit, Technical University of Denmark, 2000.
- [112] Stegmann M B, Ersbøll B K, Larsen R. “*FAME: A flexible appearance modelling environment*”. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2003; 22(10):1319-31.
- [113] Stegmann M B, Fisker R, Ersbøll B K, Thodberg H H, Hyldstrup L. “*Active Appearance Models: Theory and Cases*”. Proceedings of the 9th Danish Conference on Pattern Recognition and Image Analysis, volume 1, pp 49-57, Aalborg, Denmark, 2000.

- [114] Stegmann M B, Gomez D D. “*A Brief Introduction to Statistical Shape Analysis*”, 2002.
http://www2.imm.dtu.dk/pubdb/views/edoc_download.php/403/pdf/imm403.pdf
 Letzter Zugriff: 18.11.2008
- [115] Subasic M, Loncaric S, Sorantin E. “*3D image analysis of abdominal aortic aneurysm*”. SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 4322, pp. 388-394, 2001.
- [116] Subramanyan K, Smith D, Varma J, Chandra S. “*Automatic Vessel Extraction and Abdominal Aortic Stent Planning in Multi-Slice CT*”. SPIE Medical Imaging, Vol. 4684, 2002.
- [117] Subramanyan K, Steinmiller M, Sifri D, Boll D. “*Automatic Aortic Vessel Tree Extraction and Thrombus Detection in Multi-Slice CT*”. SPIE Medical Imaging Conference, Vol. 5032, pp. 1629-1638, 2003.
- [118] Snyder J M, Barr A H. “*Ray tracing complex models containing surface tessellations*”. ACM SIGGRAPH Computer Graphics, Volume 21(4), pp. 119-128, 1987.
- [119] Terzopoulos D, Witkin A, Kass M. “*Constraints on deformable models: Recovering 3D shape and nongrid motion*”. Artificial Intelligence, 36:91-123, 1988.
- [120] Umscheid T, Skupin M, Unkel B, Rouhani G, Wiedeck C, Ziegler P, Stelter W J. “*Nachuntersuchungen bei Patienten nach endovaskulären Aortenprothesen – Durchführung, Anforderungen und Probleme*”. Gefäßchirurgie, 6:185-193, 2001.
- [121] Universitätsklinikum Bonn
http://www.meb.uni-bonn.de/radiologie/Patienteninformation/Roentgen_Arterio.html
 Letzter Zugriff: 23.10.2008

- [122] van den Bergen G, “*Efficient Collision Detection of Complex Deformable Models using AABB Trees*”, Journal of Graphics Tools, 2(4):1-14, 1997.
- [123] Vitek J J. “*Technique of Carotid Angioplasty with Stenting*”. Russian Neurosurgery – Scientific-Practical Journal of Russia Neurosurgical Association, volume 2 (2), 2000.
- [124] Vorp D A, Vande Geest, J P. “*Biomechanical Determinants of Abdominal Aortic Aneurysm Rupture*”. Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology, Journal of the AHA 2005;25:1558-1566
- [125] W. L. Gore & Associates, Inc.
<http://www.goremedical.com/en/file/AF1663.pdf>
Letzter Zugriff: 23.10.2008
- [126] Wikipedia
http://de.wikipedia.org/wiki/Bild:Real_World_Model.svg
Letzter Zugriff: 23.10.2008
- [127] Wong W C K, Chung A C S. “*Augmented Vessels for Quantitative Analysis of Vascular Abnormalities and Endovascular Treatment Planning*”. IEEE Transactions on Medical Imaging, 25(6), p. 665-684, 2006.
- [128] Wu X, Chen D Z, “*Optimal Net Surface Problems with Applications*”. Proceedings of the 29th International Colloquium on Automata, Languages and Programming (ICALP), pp. 1029-1042, (Malaga, Spain), July 2002.
- [129] XipBuilder
<https://collab01a.scr.siemens.com/xipwiki/index.php/XipBuilder>
Letzter Zugriff: 21.10.2008
- [130] Xu C, Pham D L, Prince J L. “*Image Segmentation Using Deformable Models*”. Handbook of Medical Imaging, volume 2, SPIE Press, pp. 129-174, 2000.

- [131] Yadav J S, Wholey M H, Kuntz R E, Fayad P, Katzen B T, Mishkel G J, Bajwa T K, Whitlow P, Strickman N E, Jaff M R, Popma J J, Snead D B, Cutlip D E, Firth B G and Ouriel K. “*Stenting and Angioplasty with Protection in Patients at High Risk for Endarterectomy Investigators. Protected carotid-artery stenting versus endarterectomy in high risk patients*”. The New England Journal of Medicine 2004; 351:1493-1501.
- [132] Zhuge F, Rubin G D, Sun S, Napel S. “*An Abdominal Aortic Aneurysm Segmentation Method: Level Set with Region and Statistical Information*”. Medical Physics 33(5), pp. 1440-1453, 2006.
- [133] Zou K H, Warfield S K, Bharatha A, Tempany C M, Kaus M R, Haker S J, Wells W M, Jolesz F A, Kikinis R. “*Statistical Validation of Image Segmentation Quality Based on a Spatial Overlap Index*”. Scientific Reports, Academic Radiology, Bd. 11, Nr. 2, S. 178-189, 2004.

Anhang

A. MeVisLab

Als Entwicklungsumgebungen für die Segmentierung der Aneurysmen und Stenosen und die Simulation und Visualisierung der Stents kamen während dieser Arbeit MeVisLab und RadBuilder (Anhang B) zum Einsatz. Unter MeVisLab gibt es eine große Anzahl von Modulen, die einem Entwickler viele einfache Aufgaben, wie zum Beispiel das Laden und Anzeigen von DICOM-Daten, abnehmen. Dadurch ist es für den Programmierer möglich, sich auf das eigentliche Problem bei der Entwicklung zu konzentrieren. Projekte können somit insgesamt effizienter realisiert werden.

MeVisLab ist als reine Entwicklungsumgebung für medizinische Bildverarbeitung und Visualisierung gedacht. Die Forschungs- und Prototyping Plattform wurde vom MeVis Center für Medical Diagnostic Systems and Visualization in Bremen entwickelt. MeVis entwickelt wissenschaftliche Methoden und Software für Computerunterstützung in der Medizin und Radiologie. Das beinhaltet unter anderem die computergestützte Diagnose, Therapieplanung, Therapieüberwachung, computergestütztes Lernen und computergestütztes Ausbilden.

Neben den zahlreichen Modulen aus der (medizinischen) Bildverarbeitung beinhaltet MeVisLab auch Module zur 2D- und 3D-Darstellung von Grafiken. Dazu baut MeVisLab auf Open Inventor auf, einem objektorientierten Toolkit von Silicon Graphics (SGI) zur Programmierung von dreidimensionalen Graphiken.

Eines der Hauptziele von MeVis ist es, praxisbezogene und nützliche Lösungen für klinisch relevante Probleme zu erreichen. Dabei soll das aktuelle Wissen von Naturwissenschaftlern, Mathematikern und Informatikern genutzt und vereinigt werden [90].

Im Folgenden werden die Modulararten, Verbindungsarten und Verbindungslinien, die es unter MeVisLab gibt, beschrieben. Außerdem soll einführend gezeigt werden, wie eigene Programme prinzipiell unter MeVisLab aufgebaut werden.

Bei MeVisLab gibt es drei verschiedene Modulararten. Inventor-Module sind grün. Inventor-Module sind die visualisierenden Module, die für die Darstellung der Daten notwendig sind (Abbildung A.1). ML (MeVis Image Processing Library) -Module sind blau. ML-Module sind die grundlegenden Module, die für die reine Bildverarbeitung zuständig sind. Sie beziehen sich also nur auf die Bilddatensätze (Abbildung A.2). Macro-Module sind lila. Makro-Module sind zusam-

mengesetzte Module, die als kleinste Einheiten OpenInventor-Module und ML-Module enthalten (Abbildung A.3).

Jedes der Module kann einen oder mehrere Ein- und/oder Ausgänge besitzen. Bei MeVisLab gibt es drei unterschiedliche Ein- und Ausgangstypen. Dreieck-Symbole sind Anschlüsse, über die Bilddaten übertragen werden. Sie werden auch ML-Anschlüsse genannt (Abbildung A.4). Halbkreis-Symbole sind Anschlüsse, die in erster Linie Inventor-Strukturen, Knoten oder polygonale Netze empfangen oder senden. Hier werden komplette Instanzen einer Klasse übertragen (Abbildung A.5). Mit Quadrat-Symbolen werden Anschlüsse für abstrakte Datenstrukturen symbolisiert (Abbildung A.6).

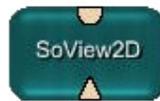


Abbildung A.1 – Inventor Modul



Abbildung A.2 – ML Modul



Abbildung A.3 – Macro Modul



Abbildung A.4 – Dreieck Symbol

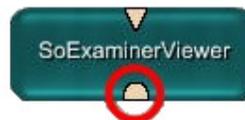


Abbildung A.5 – Halbkreis Symbol



Abbildung A.6 – Quadrat Symbol

Die Module wiederum werden über verschiedene Linien zwischen den Ein- und Ausgängen verbunden. MeVisLab unterscheidet dabei zwischen vier unterschiedlichen Linientypen: **Blaue**, **grüne**, **braune** und **graue** Linien. Verbindungen zwischen ML-Anschlüssen (Dreiecke) werden mit Blauen Linien realisiert. Somit können Bilder empfangen oder weitergegeben werden. Dies funktioniert allerdings immer nur in eine Richtung. Zwischen OpenInventor-Anschlüssen (Halbkreise) werden die Verbindungen bei MeVisLab mit Grünen Linien dargestellt. Anschlüsse für abstrakte Datenstrukturen (Quadrate) werden über Braune Linien verbunden. Über Graue Linien werden zum Beispiel Benutzereingaben und Mauskoordinaten übertragen. Sie brauchen keine Anschlüsse, sondern verbinden einzelne Parameter verschiedener Module unidirektional miteinander. Bei allen Verbindungen gilt, dass diese nur über Anschlüsse vom selben Typ miteinander

verbunden werden können (zum Beispiel Dreieck - Dreieck) [16].

Eigene Programme unter MeVisLab werden per drag and drop aufgebaut. Dazu werden die benötigten Module auf die Arbeitsfläche gesetzt (Abbildung A.7). Danach können die Module mit Verbindungslinien verbunden werden (Abbildung A.8). Beim Verbinden der Module erkennt MeVisLab automatisch, welcher Liniertyp erforderlich ist.



Abbildung A.7 – ImgLoad-Modul

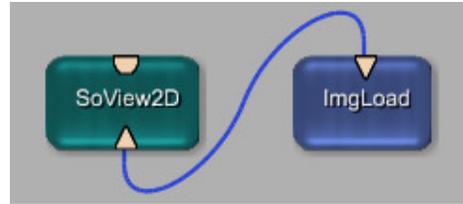


Abbildung A.8 – ImgLoad-Modul verbunden mit einem SoView2D-Modul

Sollen eigene Bildverarbeitungsalgorithmen in MeVisLab zum Einsatz kommen, ist es möglich, in C++ programmierte DLL's in MeVisLab-Programme einzubinden. Über eine Schnittstelle zu einer DLL ist es möglich, Werte von Variablen auszutauschen und Methoden aufzurufen. In Abbildung A.9 sind die Module und Verbindungen für den Stent-Prototypen aus dieser Arbeit dargestellt.

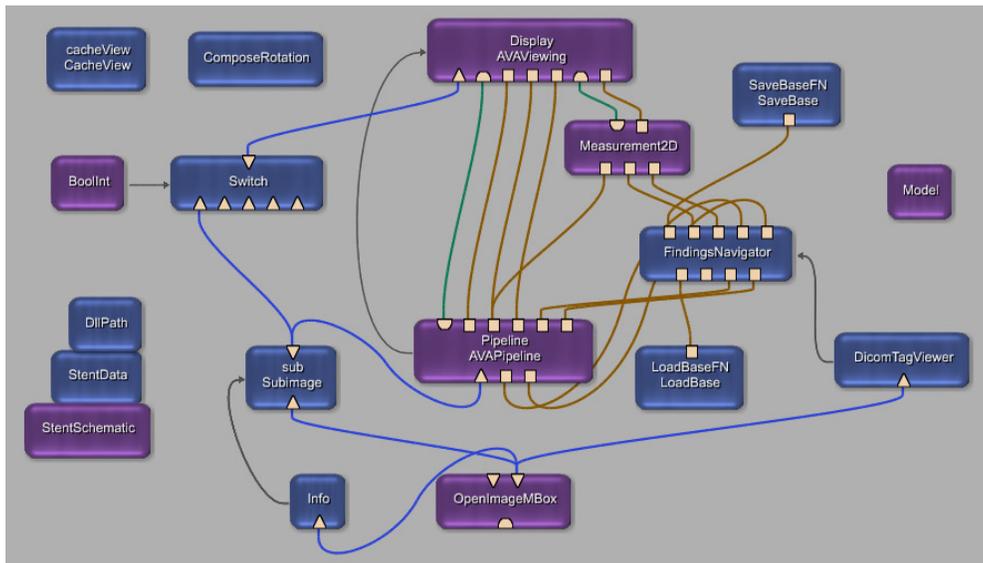


Abbildung A.9 – MeVisLab Netzwerk, das zum Prototypen für die Stent Simulation und Visualisierung gehört

B. RadBuilder

Die Entwicklungsumgebung RadBuilder (Rapid Application Development Builder) ist – genauso wie die Entwicklungsumgebung MeVisLab (Anhang A) – als reine Entwicklungsumgebung für medizinische Bildverarbeitung und Visualisierung gedacht. Sie wurde von Siemens Corporate Research in Princeton entwickelt und beinhaltet – äquivalent zu MeVisLab – Module aus der (medizinischen) Bildverarbeitung und Module zur 2D- und 3D- Darstellung von Grafiken, die auf Open Inventor aufbauen.

Mehrere Module können auch bei RadBuilder zu einem Marco-Modul zusammengefasst werden, und eigene Programme werden auch unter RadBuilder per drag and drop aufgebaut und mit Verbindungslinien über Ein- und Ausgänge verbunden. Wie unter MeVisLab können Bildverarbeitungsalgorithmen über selbst programmierte DLL's eingebunden werden. In Abbildung B.1 sind die Module und Verbindungen für den Aorta-Prototypen aus dieser Arbeit dargestellt.

Der Nachfolger von RadBuilder ist der XIP-Builder (eXtensible Imaging Platform), der zum Teil OpenSource ist und – im Gegensatz zum RadBuilder – auch aus dem Internet heruntergeladen werden kann [129].

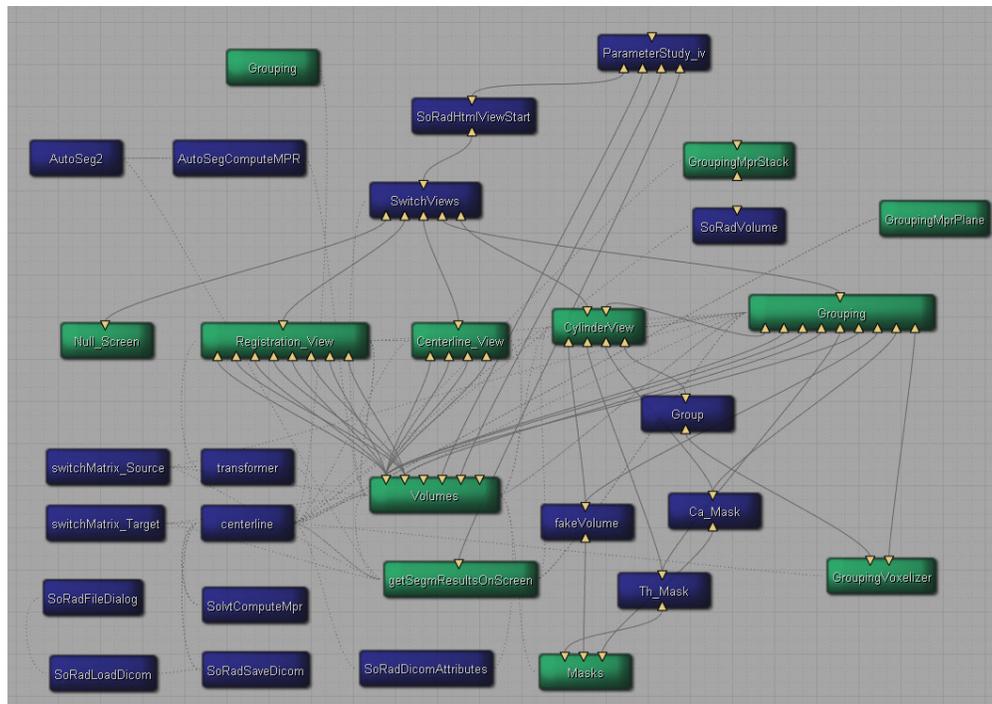


Abbildung B.1 – RadBuilder Netzwerk, das zum Prototypen für die graphbasierte Aorta-segmentierung gehört

Lebenslauf

Jan Egger, geboren am 8 Dezember 1975 in Diez

August 1982 – Januar 1986	Karl-von-Ibell-Grundschule Diez
Februar 1986 – Juli 1987	Pestalozzi-Grundschule Diez
August 1987 – Juli 1993	Sophie-Hedwig-Gymnasium Diez
August 1993 – Juni 1996	Peter-Paul-Cahensly-Gymnasium Limburg
13.06.1996	Abitur
Juli 1996 – August 1997	Zivildienst am DRK-Krankenhaus Diez
Oktober 1997 – Juli 1999	Technische Universität Kaiserslautern, Studium der Informatik mit Nebenfach Wirtschaftswissenschaften
September 1999 – Februar 2004	Informatikstudent an der Fachhochschule Wiesbaden
19.02.2004	Diplom in Informatik (FH)
März 2004 – Juni 2006	Informatikstudent an der Hochschule Darmstadt
14.07.2006	Master of Science in Informatik
Februar 2008 – Juli 2008	Forschungsaufenthalt bei Siemens Corp. Research, Princeton/New Jersey (USA)
Juli 2006 – Juli 2009	Doktorand an der Philipps-Universität Marburg, Fachbereich Mathematik / Informatik in Kooperation mit Siemens Healthcare, Forchheim (Bayern)