Universitätsklinikum Ulm
Zentrum für Chirurgie
Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. A. Liebold

Flussanalyse thorakal implantierter Stentgrafts nach akuter traumatischer Aortenruptur mittels 4D Magnetresonanztomographie

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Ulm

David Schahbasian
Ludwigsburg

2012

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Wirth
1. Berichterstatter: PD Dr. Mühling
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Rasche
Tag der Promotion: 26.04.2013

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS V

1 EINLEITUNG 1

1.1 Allgemeines und Definition 1
1.2 Einteilung 1
1.3 Lokalisation und Pathogenese 2
1.4 Diagnostik 3
1.5 Therapie 4
1.5.1 Konservative Therapie 4
1.5.2 Konventionell chirurgische Therapie 4
1.5.3 Endovaskuläre Therapie 5
1.6 Komplikationen der endovaskulären Stentimplantation 6
1.7 Magnetresonanztomographie 8
1.8 Fragestellung 10

2 MATERIAL UND METHODEN 12

2.1 Patientenkollektiv 12
2.2 Einteilung der thorakalen Aorta 15
2.3 Verfahren der Stentimplantation 15
2.4 Art der implantierten Endoprothesen 16
2.5 MRT-Flussmessung 17
2.6 MRT-Protokoll 19
2.7 Lageanalyse des Stentgrafts 21
2.8 Funktionelle Analyse des Stentgrafts 22
2.9 Statistische Auswertung 24

3 ERGEBNISSE 25

3.1 Lageanalyse der Stentgrafts 25
3.2 Flussanalyse des Stentgrafts 26
3.2.1 Flussgeschwindigkeiten der Aorta im Gesamtquerschnitt 27
3.2.2 Flussgeschwindigkeiten an der äußeren Aortenkurvatur 28
3.2.2.1 Darstellung der Ergebnisse unabhängig von der Lagequalität des Stents 28
3.2.2.2 Darstellung der Ergebnisse abhängig von der Lagequalität des Stents 29
3.2.2.3 Darstellung der Ergebnisse abhängig vom implantierten Stenttyp 35
3.2.2.4 Repetitive Analysen 36
3.2.3 Flussgeschwindigkeiten an der inneren Aortenkurvatur 41

4 DISKUSSION 44

4.1 Lageanalyse des Stentgrafts 44
4.2 Flussanalyse des Stentgrafts 45
4.2.1 Messungen über die gesamte Aortenquerschnittsfläche 47

4.2.2 Messungen an der äußeren Kurvatur 48
4.2.2.1 Messungen unabhängig von der Lagequalität des Stentgrafts 48
4.2.2.2 Messungen abhängig von der Lagequalität des Stentgrafts 48
4.2.2.3 Messungen abhängig vom implantierten Stenttyp 50
4.2.2.4 Repetitive Analysen 51
4.2.3 Messungen an der inneren Kurvatur 52
4.3 FEHLERQUELLEN UND LIMITATIONEN 53
4.4 SCHLUSSFOLGERUNG 54
5 ZUSAMMENFASSUNG 56
6 LITERATURVERZEICHNIS 58
7 DANKSAGUNG 66
8 LEBENSLAUF 67

Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
AAo	Aorta ascendens
AFC	Arteria femoralis communis
ATAR	Akute traumatische Aortenruptur
avgTpvel	average Through-Plane-Velocity
bzw.	beziehungsweise
CE-Angio	contrast-enhanced (kontrastmittelgestützte) Angiographie
CT	Computertomographie
CTA	computertomographische Angiographie
DAo	Aorta descendens
EKG	Elektrokardiogramm
etc.	et cetera
EVT	Endovaskuläre Therapie
ePTFE	Polytetrafluorethylene
ICD	implantierbarer Kardioverter/Defibrillator
i.v.	intravenös
LSA	linke Arteria subclavia
MRA	Magnetresonanzangiographie
MRT	Magnetresonanztomographie
N/A	not applicable (nicht zutreffend)
NSF	nephrogene systemische Fibrose
Tbc	Truncus brachiocephalicus
TEE	transösophageale Echokardiographie
3D	dreidimensional

1 Einleitung

1.1 Allgemeines und Definition

Die akute traumatische thorakale Aortenruptur (ATAR) ist ein lebensgefährlicher Ein- bzw. Abriss der Aorta. Da für diese Art der Verletzung eine sehr große Gewalteinwirkung auf den Thorax von Nöten ist, liegt in 90% der Fälle ein schweres Polytrauma vor.
Als häufigste Ursachen gelten Verkehrsunfälle und Stürze aus großer Höhe, also so genannte Dezelerationstraumen. Jedoch kann auch jede andere direkte oder indirekte stumpfe Gewalteinwirkung eine ATAR verursachen [44]
Es kann dabei vom Intimaeinriss bis zur vollständigen Durchtrennung aller Wandschichten der Aorta kommen, was durch den entstehenden Blutverlust in der Regel innerhalb von Minuten zum Tode führt. So versterben etwa 80% der Betroffenen noch an der Unfallstelle. Von den Patienten, die das Krankenhaus lebend erreichen, versterben weitere 30% innerhalb der ersten 6 Stunden. Dabei ist auch die intraoperative Mortalität mit 15-20% sehr hoch [55, 76].
Die Aortenruptur stellt somit nach dem Schädelhirntrauma die zweithäufigste Todesursache bei Verkehrsunfällen dar [58].

1.2 Einteilung

Zu einer subadventitiellen Blutung kommt es bei Einriss der Intima und Media, aber erhaltener Adventitia. Hierbei kann eine drohende, möglicherweise tödliche Massenblutung mit Hilfe intakten Mediastinalgewebes und einer intakten mediastinalen Pleura verhindert werden. Man spricht von einer „gedeckten Ruptur“, die jedoch zu einem späteren Zeitpunkt, und zwar wenn genannte Strukturen dem arteriellen Blutdruck nicht mehr standhalten, frei rupturieren kann.

Des Weiteren kann auch ein posttraumatisches thorakales Aortenaneurysma entstehen. Auch dieses ist jederzeit rupturgefährdet [41, 44, 50].
Parmley teilt die akute traumatische Aortenruptur nach ihrer Schwere in folgende Grade ein [60]:

1. subintimale Blutung
2. Ruptur der Intima mit subintimaler Blutung
3. Ruptur der Media
4. Aneurysma spurium
5. Komplette Ruptur der Aorta
6. Komplette Ruptur mit periaortaler Blutung

1.3 Lokalisation und Pathogenese

Typischerweise kommt es bei der akuten traumatischen Aortenruptur zu überwiegendem Teil zu einem Riss in der Aortenwand im Bereich des Aortenisthmus, distal des Abganges der Arteria subclavia sinistra („loco typico“). Hier befindet sich die Insertion des Ligamentum Botalli. Der Isthmusbereich ist der Übergang der relativ mobilen Aorta transversa und der fixierten Aorta descendens. Dies könnte eine Erklärung für die Häufung an dieser Stelle sein. Weitaus seltener kommt es im Aortenbogen, der distalen Aorta descendens oder der Aorta abdominals zu solch einer Verletzung [16, 41].

Für die Entstehung einer traumatischen thorakalen Aortenruptur werden als Erklärung vor allem folgende zwei Mechanismen herangezogen:

1. Da wie bereits erwähnt die oberen Anteile der Aorta descendens im Gegensatz zur Aorta transversa fixiert sind, kann es in eben diesem Bereich durch starke Dezeleration zu einem Auftreten von Scherkräften kommen. Diese können letztendlich dazu führen, dass die mobilen Anteile der Aorta und das Herz in kaudaler Richtung dislozieren.

2. Der Aufprall des Brustkorbs bei einem Unfall soll einen schlagartig auftretenden, so stark ausgeprägten arteriellen Blutdruckanstieg zur Folge haben, dass dieser zu einer Ruptur der Aorta führen kann. Man spricht hierbei auch vom so genannten „water-hammer“ Effekt [6].

1.4 Diagnostik

Da bei einer thorakalen Aortenverletzung beinah immer ein mediastinales Hämatom vorliegt, kann eine konventionelle Röntgen-Thorax Aufnahme gemacht werden. Sie hat einen negativ prädiktiven Wert von 98%. Das Vorliegen eines verbreiterten Mediastinums jedoch hat nur eine geringe Spezifität, da auch andere intrathorakalen Verletzungen einen solchen Befund erklären können. Weiterführende Diagnostik sollte in dem Fall veranlasst werden [71].
Die intraarterielle Angiographie galt lange Zeit als Goldstandard bei der Diagnose von Aortenverletzungen, ihre Sensitivität liegt bei nahezu 100%, die Spezifität bei 98% [74].
Heutzutage gilt die kontrastmittelunterstützte Dünnschicht-Computertomographie als wichtigstes diagnostisches Mittel, die Angiographie kommt nur noch bei unklaren Befunden zum Einsatz. Die Computertomographie (CT) hat bei ähnlich guten Detektionsparametern den Vorteil der geringen Invasivität und logistischen Aufwandes, des weiteren die Möglichkeit andere Organsysteme zu untersuchen [62]. Augrund respiratorischer und kardialer Bewegungsartefakte kann es zu einer Einschränkung der Beurteilbarkeit der CT, besonders im Bereich der Aorta ascendens und des Aortenbogens kommen. Hier kann die transösophageale Echokardiographie (TEE) eine weitere hilfreiche diagnostische Möglichkeit darstellen [75].

1.5 Therapie

1.5.1 Konservative Therapie

Neben allgemein supportiven Maßnahmen besteht die konservative Therapie einer Aortenverletzung speziell in einer antihypertensiven Medikation [20, 61]. Durch aggressive antihypertensive Therapie mit Vasodilatoren und ß-Blockern wird versucht, den systolischen Blutdruck auf unter 120 mmHg bzw. den mittleren arteriellen Blutdruck auf unter 80 mmHg zu senken. Dadurch lässt sich das Rupturrisiko auf etwa 5 % innerhalb der ersten 72 Stunden verringern [31].

1.5.2 Konventionell chirurgische Therapie

Seit den Ursprüngen der modernen operativen Behandlung von thorakalen Verletzungen der Aorta Anfang der 50er Jahre haben sich verschiedene chirurgische Verfahren durchgesetzt. Der lädierte Abschnitt der Aorta wird entweder mittels einer Protheseninterposition aus Polyester oder durch direkte Naht versorgt. Der Patient wird dabei in Rechtsseitenlagerung einseitig Lungenbeatmet. Des Weiteren muss er Vollheparinisiert werden und es kommt zu einem Abklemmen der Aorta. Dieses Unterbinden des Blutflusses der Aorta distal der linken Arteria carotis communis bringt vielerlei Probleme mit sich. Eine schwere Komplikation stellt hier die postoperative Paraplegie dar, die auf einer Minderperfusion des Rückenmarks beruht. Auch die Unterversorgung anderer Organe kann zu deren Versagen führen. Des Weiteren kommt es zu einer intrakraniellen Blutdrucksteigerung, welche insbesondere bei Patienten mit Schädelhirntrauma ungünstig ist.
Durch die einseitige Lungenbeatmung kann eine bestehende Lungenkontusion verschlimmert oder sogar in eine pulmonale Dekompensation überführt werden.
Die notwendige Vollheparinisierung bringt natürlich ein erhöhtes Blutungsrisiko für mögliche bestehende Begleitverletzungen z.B. abdomineller Organe mit sich.

Auch die Seitenlage während der Operation kann zu neurologischen Schäden bei Wirbel- oder Beckenfrakturen führen [58, 69].
Auf folgende Verfahren wird heutzutage bei der offenen chirurgischen Intervention zurückgegriffen:
Das clamp-and-sew-Prinzip, das Shuntverfahren sowie die Versorgung der Ruptur mit Hilfe der extrakorpularen Zirkulation. Unterschiede liegen in der Anlage eines Bypasses während der Abklemmphase.
Ingesamt wird die Mortalität bei notfallmäßig durchgeführter Thorakotomie nach akuter traumatischer Aortenruptur mit Werten von 5-33% angegeben [3, 36, 40, 58, 68, 80].

1.5.3 Endovaskuläre Therapie

Nach erfolgreichem Einsatz von Endo-Stent Prothesen bei anderen Erkrankungen der thorakalen Aorta wie z.B. Aneurysmen oder Dissektionen, ist dieses Verfahren in den letzten Jahren auch bei der Versorgung der ATAR immer mehr in den Vordergrund gerückt [3, 58]. Bei der endovaskulären Therapie (EVT) wird bevorzugt über die freigelegte A. femoralis communis mittels eines Einführungsbestecks der Stent an die gewünschte Stelle gebracht, wobei sein Sitz vor Entfaltung unter Durchleuchtung überprüft wird. Nach erfolgter Implantation sollte der Stent an der Aortenwand fest anliegen, so dass ein geschientes Lumen im Bereich der Verletzung entsteht.
Die bei offener chirurgischer Intervention notwendige Thorakotomie, einseitige Lungenbeatmung, Aortenabklemmung und Vollheparinisierung können mit all ihren oben angesprochenen Risiken vermieden werden [33, 64]. Insgesamt werden nach endovaskulärer Therapie demnach weniger Patienten mit akutem Koronarsyndrom, einer Sepsis oder einer Indikation zur Tracheotomie bei Langzeitbeatmung beobachtet. Das Auftreten von neurologischen Defiziten sowie die Liegedauer auf der Intensivstation sind im Vergleich zur offenen Variante geringer [3, 51, 58, 77].

Seit Parodi et al 1991 erstmalig die Stentgraftimplantation zur Therapie von abdominellen Aneurysmen beschrieben, konnte in vielen Studien gezeigt werden, dass eine ATAR durchaus erfolgreich mittels EVT behandelt werden kann [1, 17, 27, 35, 42, 51, 53, 54].

1.6 Komplikationen der endovaskulären Stentimplantation

Nach Stentgraftimplantation bei der akuten traumatischen Aortenruptur ergeben sich neben den allgemeinen Operationsrisiken (Blutungen, Infektion, etc.) noch weitere spezielle, postoperativ auftretende Komplikationen:

1. Bildung eines Endoleaks

   Nach der Definition von White et al. [83, 84] stellt ein Endoleak einen persistierenden Blutfluß außerhalb des Stent-Grafts, aber innerhalb des Aneurysmasacks dar. Von primärem Endoleak spricht man, wenn es intraoperativ oder bei der ersten postoperativen Kontrolluntersuchung, die innerhalb der ersten sieben Tage erfolgt, diagnostiziert wird. Sekundäre Endoleaks sind alle später diagnostizierten Leckagen. Man unterscheidet des Weiteren folgende 5 Typen von Endoleaks:

   - Typ I : Leck an der proximalen oder distalen Andockstelle
   - Typ II: Rückblutung über offene Lumbal- oder Viszeralarterien
   - Typ III: Verschleiß, Desintegration oder Perforation der Stentprothese
   - Typ IV: Leckage durch poröses Prothesenmaterial
   - Typ V: Endotension (keine sichtbare Undichtigkeit, jedoch Expansion oder fehlende Schrumpfung im Follow-up)

2. Subclavian-Steal-Syndrom

   Wenn im Rahmen der Stentgraftimplantation die linke A. subclavia von der Endoprothese verschlossen wurde, kann es in der Folge zu einem so genannten Subclavian-Steal-Syndrom kommen. Aufgrund des Verschlusses wird der linke Arm nicht mehr direkt mit Blut versorgt. Insbesondere bei gesteigertem Einsatz des Armes kommt es nun zu einer Flussumkehr in der ipsilateralen A. vertebralis, das Blut fließt von hier in den Arm. Bedingt durch die verminderte Gehirnperfusion kann es zu neurologischen Symptomen wie Schwindel, Ataxie oder Sehstörungen kommen. Auch über schmerzhafte Bewegungseinschränkung der Armmuskulatur, insbesondere bei Über-Kopf-Arbeiten wurde berichtet. Diese Symptome sind jedoch meist reversibel und bei suffizienter Kollateralversorgung kaum ausgeprägt. Nur in Ausnahmefällen ist eine operative Rekonstruktion des Blutweges durch Subclavia-Transposition (Einnähen der A. subclavia in die A. carotis communis) indiziert [15, 57].

3. weitere Komplikationen

   Ein weiteres nennenswertes Probleme das nach endovaskulärer Stentimplantation auftreten kann, ist die Entwicklung eines Hämatothorax. Durch Einblutung in die Pleurahöhle kann es bei dem Patienten zu Schocksymptomen kommen.

   Wie für alle anderen Fremdkörper im menschlichen Körper besteht auch für den Aortenstent die Gefahr der Fremdkörperreaktion. Durch hypoallergene, inerte und mikrobiell beschichtete Materialen versucht man dem entgegenzutreten [59].

   Eine bisher selten beschriebene Komplikation der Stenttherapie der thorakalen Aorta ist die Bildung ösophagoaortaler Fisteln [52].

1.7 Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) beruht physikalisch auf dem Prinzip der Kernspinresonanz der Atomkerne. Da es als Kern lediglich ein positiv geladenes Proton und ein es umgebendes Elektron besitzt, spielt das Wasserstoffatom eine besondere Rolle. Das Proton besitzt einen Eigendrehimpuls, den so genannten Kernspin, dadurch wird es magnetisch. Somit ist es durch Anlegen eines magnetischen Feldes beeinflussbar. Diesen Zustand macht man sich bei einer MRT-Untersuchung zu nutze.

Während des letzten Jahrzehnts wurde die Magnetresonanzangiographie (MRA) in die diagnostische Routine zur Beurteilung von krankhaften Veränderungen der thorakalen Aorta eingebunden [45].

International anerkannter Standard für die Nachuntersuchung endovaskulär eingebrachter thorakaler Stentgrafts ist jedoch immer noch die computertomographische Angiographie (CTA). Die Nachteile dieser Untersuchung sind nicht nur die hohe Strahlenbelastung der meist jungen Patienten, sondern auch eine unzureichende Datenausbeute aus den gewonnen Bildern. Die Nephrotoxizität des zu verwendenden Kontrastmittels bei der CTA stellt eine weitere Belastung dar. Eine Alternative dazu ist die dynamische Kernspin- oder Magnetresonanz-Angiographie mit und ohne Kontrastmittel.

Jedoch wird in neueren Studien auch nach Einsatz Gadolinium-haltiger MR-Kontrastmittel wie z.B. Magnevist®, Gadovist® (BayerHealthCare Pharmaceuticals, Berlin, Deutschland) oder MultiHance® (Bracco Diagnostics Inc., Princeton, USA) die Entstehung der nephrogenen systemischen Fibrose (NSF) diskutiert [14, 28, 46]. Dabei handelt es sich um eine Erkrankung, die primär die Haut mit fibrosierenden Veränderungen, später aber auch alle anderen Organe betreffen kann. Sie kann letztendlich einen letalen Verlauf nehmen. Die NSF wurde bisher ausschließlich bei Patienten mit Niereninsuffizienz beschrieben [39, 70]. Gadolinium-haltige Kontrastmittel galten lange Zeit als nicht nephrotoxisch und allgemein gut verträglich, daher wurden sie gerade bei Patienten mit Niereninsuffizienz eingesetzt [13]. Bei einer schlechten Nierenfunktion, insbesondere bei Dialysepatienten, sollte der Einsatz dieser Kontrastmittel nur nach sorgfältiger Abwägung der Nutzen und Risiken verwendet werden.

Zum jetzigen Zeitpunkt konkurriert die MRT mit der CTA und der Röntgen-Angiographie um das bildgebende Verfahren der Wahl bei thorakalen Aortenverletzungen [45].

Die MRT ermöglicht eine Vielzahl von Einsatzmöglichkeiten. Es lässt sich nicht nur die Morphologie der Aorta darstellen, es können zudem auch funktionelle Parameter wie etwa der Blutfluss [32, 66] oder die Compliance der Gefäße [79] bestimmt werden. Hierbei spielen sowohl die kontrastmittelgestützte [4] als auch die kontrastmittelfreie [2, 21] Angiographie eine wichtige Rolle.

Da die Bildqualität aufgrund der verwendeten Stentmaterialien oft beeinträchtigt wird, kommt es zu keinem standardmäßigen Einsatz des MRTs bei endovaskulärer Stenttherapie [48]. Dabei ist das Auftreten von Artefakten stark abhängig von der Materialzusammensetzung. Ferromagnetische Stents verursachen hierbei die größten Probleme. Stents aus rostfreiem, nicht ferromagnetischem Stahl führen ebenfalls zu einer verminderten Bildqualität. Dagegen sind die heutzutage häufig verwendeten Nitinolgerüst-Stents deutlich MRT kompatibler, bei ihnen kommt es zu einem geringeren Auftreten von Artefakten [12, 29, 43, 78]. Artefakte, die für den Untersucher von Bedeutung sind, sind sogenannte Suszeptibilitätsartefakte, Abschirmungsartefakte, Wirbelströme und des Weiteren flussbedingte Artefakte.

Unter Suszeptibilität versteht man vereinfacht die „Magnetisierbarkeit“ eines Materials. Durch den Gradienten in der Magnetfeldstärke zwischen eingebrachtem Fremdkörper und menschlichem Gewebe kommt es zu einem Signalverlust. Die dadurch verursachten Störungen führen zu einer deutlich verringerten Qualität des Bildes [5, 72].

Zu einem Signalverlust innerhalb der Prothese kommt es durch eine Radiofrequenzabschirmung. Einerseits wird die Amplitude des gesendeten Radiofrequenzsignals verringert, andererseits werden auch die vom Inneren des Stents ausgehenden Signale reduziert [8].

Kleine Wirbelströme, so genannte „eddy currents“, die im Stentmetall vorkommen, können ebenfalls zu Artefakten führen [11].

An Stentabschnitten mit turbulentem Blutfluß kann es ebenfalls zu Signalverlusten kommen [19].

Zudem kann es zu einer Erhitzung oder Dislokation des Stents kommen [73]. Der zunehmende MRT Einsatz im Allgemeinen und nach endovaskulärer

Stentimplantation im Speziellen, hat dazu geführt, dass immer mehr MRT kompatible Materialien eingesetzt werden. Sicherheitsbedenken und Probleme mit der Bildqualität sollten daher in Zukunft seltener auftreten [10, 18, 30, 49].

1.8 Fragestellung

Langzeiterfahrungen nach Stentimplantation aortaler Verletzungen liegen nicht vor. Daher und im Besonderen aufgrund der genannten, zum Teil schwerwiegenden Komplikationen sollte eine engmaschige Kontrolle aller stentgestützt versorgter Patienten erfolgen.
Der überwiegende Teil der Patienten mit ATAR ist vergleichsweise jung, in dieser Studie liegt das Alter bei einem Median von 30 Jahren. Somit ist von Überlebenszeiten von 40-50 Jahren auszugehen und es stellt sich die Frage, inwieweit die implantierten Stentgrafts den Anforderungen wie zum Beispiel hohe Strömungsdrücke oder auch Scherkräfte über diesen langen Zeitraum gewachsen sind.
Die Stentgrafts unterliegen nach Implantation in der descendierenden bogenförmig verlaufenden Aorta einer ständigen Biegung um ihre Längsachse. Diese Biegung ist jedoch aufgrund von Bewegungen in permanenter Veränderung, der Biegungswinkel beträgt zwischen 180°-90°. Des Weiteren ist die Aorta kein starres, sondern aufgrund ihrer Compliance ein Gefäß, das während jeder Systole ihren Querschnitt um 15% des Gesamtdurchmessers verändert. Angiographie-Bilder zeigen, dass zumindest initial nach der Implantation der Stent diese beiden Bewegungen (Biegung um die Längsachse und Querdurchmesseränderungen) weitestgehend mitmacht. Unklar ist jedoch welche Biegungs- und Scherkräfte auftreten und ob bzw. inwieweit sich diese im Laufe der Zeit verändern.

In vitro werden diese Stentgrafts ca. 10 Mio.-Mal getestet, auch in vivo sind inzwischen Stents über einen längeren Zeitraum belastet worden ohne dass Anhaltspunkte für Stentdesintegration auftraten.

Die Untersuchungen sollten folgende Fragestellung klären:

1) Wie hoch sind die auftretenden Flussgeschwindigkeiten in verschiedenen Abschnitten der thorakalen Aorta und innerhalb des implantierten Stentgrafts bei Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur?

2) Wie verändern sich die Geschwindigkeiten in Abhängigkeit von der Stentlage bzw. sind überhaupt Zusammenhänge zwischen der Lagequaltiät des Endografts und den vorherrschenden Flussgeschwindigkeiten zu finden?

3) Gibt es Unterschiede im Flussprofil zwischen den an der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm verwendeten Stentgrafttypen?

4) Ob, und wenn ja, wie verändern sich die Strömungsgeschwindigkeiten innerhalb der implantierten Prothese über den Zeitraum von mehreren Jahren hinweg? Bestehen Anzeichen einer Struktur- oder Lageveränderung des Stents im Vergleich zu Voruntersuchungen?

Zusammengefasst: Sind die auftretenden Belastungen in ihrem zeitlichen Verlauf geeignet für die verwendeten Fabrikate einer Lebensdauer von bis zu 50 Jahren zu garantieren?
Mit welchen Spätfolgen ist zu rechnen, gibt es regelhaft ablaufende Destruktionen mit zuvor kenntlichen Vorzeichen?

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Im Zeitraum zwischen März 1999 und November 2008 wurden in der Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm 48 Patienten mit akuter traumatischer Aortenruptur behandelt. Von diesen Patienten wurden mit Hilfe bestimmter Ein- und Ausschlusskriterien (siehe unten) n=20 Patienten in unsere Studie aufgenommen.

Bei den 20 Patienten wurden zwischen Mai 2008 und Juni 2011 aufgrund der Studie eine bzw. mehrere MRAs durchgeführt. Diese fanden im Rahmen der regelmäßigen Nachuntersuchungen nach Stentgraftimplantation nach ATAR an der Klinik für Innere Medizin II des Universitätsklinikums Ulm statt. Bei den in der Studie untersuchten thorakalen Aortenrupturen handelte es sich ausschließlich um Rupturen der Aorta loco typico (Abbildung 1).

Die betroffenen 6 Frauen und 14 Männer waren zum Zeitpunkt der Operation zwischen 12 und 76 Jahre alt (Mittelwert 34,7 Jahre; Standardabweichung 16,9 Jahre), bei Auswertung der Messdaten lag das Alter zwischen 22 und 81 Jahre (Mittelwert 39,8 Jahre; Standardabweichung 16,5 Jahre). Der mittlere Beobachtungszeitraum betrug 42,56 Monate.

Bei 11 Patienten wurde ein Gore TAG® Stent (Gore Associated GmbH, Putzbrunn Deutschland) verwendet, bei 9 Patienten ein Medtronic Valiant® Stent (Medtronic World Medical, Sunrise, FL, USA).



Abbildung 1: 3-dimensionale Bildverarbeitung einer akuten traumatischen Aortenruptur (schwarzer Pfeil) an der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm.

Es galten folgende Einschlusskriterien:

- Thorakale traumatische Aortenrupturen (vom Abgang der A. subclavia links bis zum Zwerchfelldurchtritt), welche innerhalb 24h nach Trauma mittels endovaskulärem Stentgraft in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie Universitätsklinik Ulm versorgt wurden, unabhängig von der Zeit zwischen Implantation und Nachuntersuchung.
- Alter 18-70 Jahre
- Einverständnis des Patienten nach Aufklärung

Ausschlusskriterien waren:

- Das Vorliegen einer Schwangerschaft oder unsichere Kontrazeption
- Patienten/Probanden mit kardialer Instabilität (eingeschränkte linksventrikuläre Pumpfunktion, akuter Myokardinfarkt < 7 Tage, dekompensierte Herzinsuffizienz)
- Patienten/Probanden mit ausgeprägter Klaustrophobie
- Patienten/Probanden mit Herzschrittmacher oder implantierten Defibrillatoren (ICD)
- Patienten/Probanden mit Metallsplitterverletzungen der Augen oder MRT-inkompatiblen metallischen Einschlüssen oder Implantaten
- Patienten/Probanden mit größerflächigen Tätowierungen
- Patienten/Probanden mit nicht entfernbaren Piercings
- Patienten/Probanden, die an einer anderen Studie teilnehmen
  Mitarbeiter an dem Projekt

Allen Patienten wurde vor Aufnahme in die Studie die wissenschaftliche Fragestellung erläutert. Alle willigten in die anonyme Verwendung ihrer Daten ein. Die Studie war durch die Ethikkommission der Universitätsklinik Ulm genehmigt worden.

2.2 Einteilung der thorakalen Aorta

Zur besseren Orientierung wurde die thorakale Aorta definitionsgemäß in drei Abschnitte unterteilt. Von der Aortenklappe bis hin zum Abgang des Truncus brachiocephalicus (Tbc) spricht man von der Aorta ascendens (AAo). Es schließt sich der Aortenbogen an, der bis hinter den Abgang der Arteria subclavia sinistra (LSA) reicht. Die Aorta descendens (DAo) beginnt distal des Abganges der LSA und zieht bis in den Beckenraum (Abbildung 2).

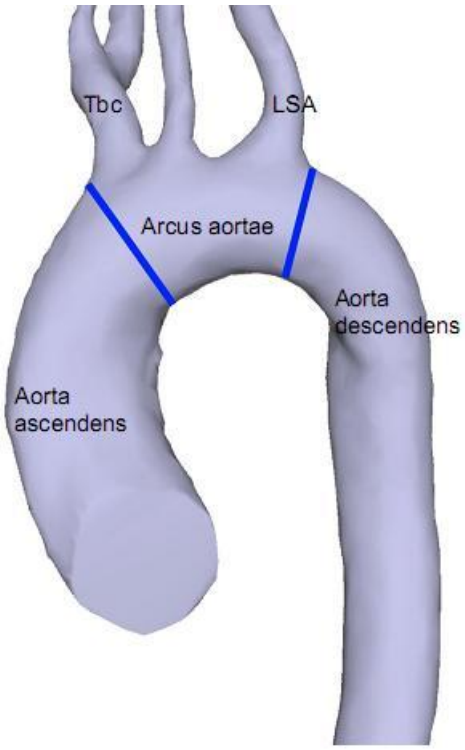


Abbildung 2: Einteilung der thorakalen Aorta in Aorta ascendens, Arcus aortae und Aorta descendens, modifiziert nach [25]. Tbc = Truncus brachiocephalicus, LSA = linke Arteria subclavia.

2.3 Verfahren der Stentimplantation

Unter Intubationsnarkose wurde bei allen 19 Patienten die rechte Arteria femoralis communis (AFC) freigelegt und im Anschluss unterhalb des Leistenbandes 2-fach angezügelt.

Nach erfolgter Punktion der Arterie wurde unter Durchleuchtungskontrolle mit Hilfe eines fahrbaren C-Bogens (OEC 9600 Vascular, E Medical System Deutschland) ein Terumo Führungsdraht (Terumo, Frankfurt, Deutschland) bis in den Aortenbogen vorgeschoben. Zusätzlich wurden 5000 IE Heparin i.v. verabreicht. Über einen Pigtail-Katheter wurde auf der rechten Seite ein harter Amplatz-Superstiff-Draht (Boston Scientific, Ratingen, Deutschland) eingewechselt. Anschließend wurde die linke AFC punktiert und hierüber erneut einen Terumo-Draht bis in den Aortenbogen vorgeschoben. Durch das Einführen eines High-Flow-Angiographie-Katheters auf der linken Seite konnte eine Angiographie durchgeführt werden.

Über den Amplatz-Führungsdraht wurde der Stentgraft bis zu seiner geplanten Freisetzungshöhe vorgeschoben. Nach genauer Kontrolle der Position erfolgte die Stentgraftfreisetzung. Um Fehler zu erkennen und gegebenenfalls zu korrigieren wurde bei noch liegenden Drähten eine Abschlussangiographie durchgeführt. Nach Entfernung der Drähte wurden die Punktionsstellen mit einer fortlaufenden Naht verschlossen.

Zur genauen Kontrolle wurde nach Beendigung des Eingriffs noch eine CT gemacht.

2.4 Art der implantierten Endoprothesen

Mehrere Parameter beeinflussten die Stentgraftauswahl:

Die Verfügbarkeit, der benötigte Stentgraftdurchmesser und nicht zuletzt die Präferenz des Operateurs. In dem beschriebenen Patientengut wurden Prothesensysteme der Firmen GORE (TAG® excluder, W.L, Gore Associated GmbH, Putzbrunn, Deutschland) und Medtronic (Valiant®, Medtronic World Medical, Sunrise, FL, USA) verwendet (Abbildung 3).

Die thorakale Gore TAG® Endoprothese besteht aus einem feinen Draht aus Nitinol, einer Nickel-Titan-Legierung, die körpervertraglich ist, ein Formgedächtnis besitzt und sich sicher in der Aorta verankert. Die Rohrwandung setzt sich aus einem speziell hergestellten Polytetrafluorethylene (ePTFE) zusammen, welches

aufgrund seiner Flexibilität den spezifischen Anforderungen der pulsierenden Aorta gerecht wird. Am proximalen und distalen Ende des Stentgrafts sind röntgendichte Goldbänder angebracht, um bei der Implantation unter Röntgenkontrolle wichtige Strukturen zu identifizieren.
Der Medtronic Valiant® Stentgraft besteht ebenfalls aus einem Nitinoldrahtgerüst, die Verwandung jedoch wird im Gegesatz zur Gore TAG® Prothese aus Polyester hergestellt. Auch er zeichnet sich durch hohe Elastizität aus. Am proximalen Ende sind zur zusätzlichen Fixierung freie Federn, so genannte „bare springs“, angebracht.



Abbildung 3: Die bei der Studie implantierten Endoprothesen-Systeme.
Links: Darstellung eines Gore TAG® Stentgrafts [7].
Rechts: Darstellung einer Medtronic Valiant® Endoprothese [81].

2.5 MRT-Flussmessung

Da ein Großteil der MRT-Messsequenzen gegenüber Fluss und Bewegung empfindlich ist, bietet sich neben dem dadurch entstehenden Problem der Artefaktbildung die Möglichkeit, Blutflussgeschwindigkeiten direkt zu quantifizieren.
Hierbei spielt die Phase des gemessenen MRT-Signals eine wichtige Rolle. Die dreidimensionale (3D)- Phasenkontrasttechnik („velocity mapping“) macht sich zu Nutze, dass sich bewegende Messobjekte eine zusätzliche Signalphase besitzen.

Diese ist bei geeigneter Messtechnik direkt proportional zur Objektgeschwindigkeit. Vom statischen Gewebe geht hingegen keine zusätzliche Signalphase aus. Subtrahiert man die so aufgenommener Phasenbilder von einer Referenzmessung kann der Blutfluss quantitativ erfasst werden. Des Weiteren werden durch die Subtraktion störende Hintergrundphaseneffekte, die z.B. durch Feldinhomogenitäten hervorgerufen werden, beseitigt.

Durch wiederholte, mit dem Herzzyklus synchronisierte Messungen, wird eine Serie von MRT-Bildern erzeugt, die den Blutfluss in den verschiedenen Herzphasen wiedergibt. Die Blutflussgeschwindigkeiten können zeitaufgelöst über den Elektrokardiogramm (EKG)-Zyklus dargestellt werden. Man spricht hier auch vom „ CINE-Prinzip“. Wird das Flusssignal in allen drei Raumrichtungen (x-, y-, z-Richtung) gemessen, können in Verbindung mit der räumlich dreidimensionalen Bildgebung die Strömungsverhältnisse des gesamten Gefäßsystems präzise analysiert werden (Abbildung 4). Da neben den drei Raumdimensionen noch drei Geschwindigkeitsrichtungen und die Zeit als weitere Dimension erfasst werden, spricht man hier auch von einer 7-D Technik.

Aufgrund der Komplexität der gewonnen Daten kommt es zu relativ langen Messdauern von 15-20 min.

Bedingt durch Atembewegungen kann es zu Artefakten wie z.B. so genannten Geisterbildern („ghosting“) oder Unschärfen („blurring“) kommen. Mit Hilfe der EKG-Triggerung und der Technik des dynamischen Atemgatings (Navigatorverfahren) können diese Artefakte allerdings deutlich verringert werden. Beim Navigatorverfahren wird die Grenze zwischen Lunge und Zwerchfell festgelegt. Diese lässt sich aufgrund der unterschiedlichen Signalintensitäten sicher erkennen. Atembewegungen können registriert, und somit die Bilddaten prospektiv oder retrospektiv mit den Phasen des Atemzyklus zusammen gefügt werden, indem die Messungen nur in einem vorher festgelegten Korridor der Atemposition erfolgen (gating window). Mit Hilfe des Navigatorverfahrens können Messungen auch bei freier Atmung durchgeführt werden.

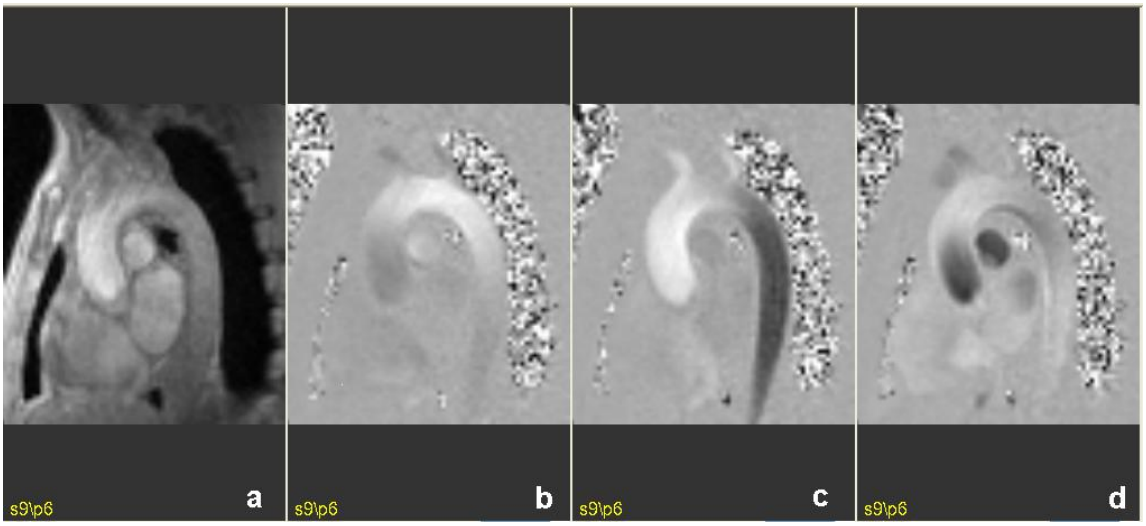


Abbildung 4: Die bei der MRT-Messung akquirierten Bilddaten eines Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur:
a) morphologisches Bild (aus Flussbildern generiert). b) Flussinformation der Aorta in x-Richtung (von „unten nach oben“). c) Flussinformation der Aorta in y-Richtung (von „links nach rechts“).
d) Flussinformation der Aorta in z-Richtung („in das Bild hinein“). Jeweils im Bild unten links ist die Schicht (s9) und Phase (p6) der MRT-Messung abgebildet.

2.6 MRT-Protokoll

Alle Patienten wurden an einem 1,5 Tesla MRT (Gyroscan Intera system, Philips Medical Systems, Best, The Netherlands), ausgestattet mit einem PowerTrak6000 Gradientensystem (23mT/m; 219µs Anstiegszeit) in der Klinik für Innere Medizin II der Universität Ulm untersucht. Zur Verwendung pulsgetriggerter Sequenzen wurde den Patienten ein EKG angelegt.
Im Folgenden wird der für die Studie relevante Teil des MRT-Protokolls beschrieben.

Localizer

Zur Erfassung der thorakalen anatomischen Strukturen wurden zu Beginn der Untersuchung drei orthogonale Stacks in transversaler, sagittaler und coronaler Ausrichtung gemessen. Dafür wurde eine Multi-Schicht segmentierte steady-state-

free-precision Gradienten-Echo Technik angewandt. Die Messungen wurden in Atemanhalten mit einer typischen Akquisitionszeit von 15 sec durchgeführt.

3D MR-Angiographie

Bei allen Patienten erfolgte nach Gabe eines Kontrasmittels eine zeitaufgelöste kontrastmittelgestützte 3D MR-Angiographie. Als Kontrastmittel diente zu Beginn der Studie Magnevist®, zu einem späteren Zeitpunkt wurde dann aufgrund der längeren Halbwertszeit im Blut auf das Mittel Multihance® umgestiegen.
So konnte die komplette thorakale Aorta sowie die Abgänge der großen Gefäße dargestellt und möglicherweise vorliegende Pathologien oder Veränderungen erkannt werden.

Kontrastmittelgestützte T1-gewichtete 3D Gradientenecho-Sequenz (CE-Angio)

Anschließend erfolgte die Durchführung einer kontrastmittelgestützte T1-gewichtete 3D Gradientenecho- Sequenz, kurz auch CE-Angio genannt. Die Messung begann nach Injektion eines Bolus von 30 ml Kontrastmittel mit einem Fluss von 4 ml/s. Durch diese Sequenz konnte die thorakale Aorta vollständig dreidimensional abgebildet werden.

Vierdimensionale MRT-Flussmessung

Um detaillierte Informationen über die Strömungsverhältnisse in der Aorta zu gewinnen, wurde eine vierdimensionale quantitative Flussmessung durchgeführt. Dafür wurden T1-gewichtete, schnelle Gradienten-Echo-Sequenzen gefahren.
Zur Synchronisation der Messung auf den Herzzyklus kam die EKG-Triggerung zum Einsatz. Zur Reduzierung atembedingter Bewegungsartefakte wurde oben beschriebene Navigatortechnik mit einem gating window von 8mm angewandt.

Details der MRT-Messung sind in Tabelle 1 dargestellt.
Die MRT-Messungen konnten bei allen Patienten vollständig abgeschlossen werden.

Tabelle 1: MR-Akquisitionsparameter der Untersuchungen der Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur an der Universitätsklinik Ulm.
Abkürzungen: 3D-MR-Angiographie = dreidimensionale Magnetresonanz-Angiographie, CE-Angio = kontrastmittelgestützte Angiographie, 4D-MRT = vierdimensionale Magnetresonanztomographie, mm = Millimeter, s = Sekunde, ms = Millisekunden, min = Minuten, N/A = not applicable (nicht zutreffend).

	3D-MR-Angiographie	**CE-Angio**	**4D-MRT-Flussmessung**
Gesichtsfeld (mm)	300 x 300 x 150	400 x 360 x 84	330 x 275 x 51
Auflösung (mm)	1,8 x 1,8 x 1,5	1,0 x 1,7 x 4,0	2,5 x 2,5 x 3,0
Echo-Zeit(ms)	1,9	1,3	2,9
Repetitions-Zeit (ms)	3,8	4,9	5,0
Flip-Winkel (°)	90	40	15
Turbo Faktor	39	N/A	3
Herzphasen	1	1	25
Akquisitionszeit (ms)	149	N/A	40
Scan Dauer (s)	217	21	355

2.7 Lageanalyse des Stentgrafts

Bei allen Patienten wurde mit Hilfe der MRT-und CT-Bilder die Lage der Endoprothese in der Aorta bewertet und eingeteilt.
Ausschlaggebend für die Einteilung war, ob der Stent mehr als die Hälfte in die Aorta ascendens ragte und das Vorliegen eines bird-beaks, im deutschen Sprachgebrauch auch Entenschnabel genannt. Hierfür gab es eine semiquantitative Punkteverteilung (Tabelle 2), aus der sich letztendlich eine Graduierung (Tabelle 3) der Stentlage ergab.
Unter einem bird-beak versteht man die insuffiziente Anschmiegung des proximalen Stentabschnittes an die Wand der Aorta.

Dadurch kommt es zu einem Spalt zwischen innerer Kurvatur der Aorta und der Außenseite des Stentgrafts. Die Bilder wurden von einem erfahrenen Mitarbeiter ausgewertet.

Tabelle 2: Punktevergabe zur Beurteilung der Lage des Stentgrafts in der Aorta (bei Patienten mit einer akuten traumatischen Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008.

Zu vergebende Punkte	Beschreibung
1-2 Punkte	Auftreten eines bird-beaks (für moderaten bird-beak 1 Punkt, für deutlichen bird-beak 2 Punkte)
1 Punkt	Stentgraft ragt mehr als die Hälfte in die Aorta ascendens hinein

Tabelle 3: Graduierung der Lage des Stentgrafts in der Aorta (bei Patienten mit einer akut traumatischen Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008.

Erreichte Punkteanzahl / Graduierung	Beschreibung
0	Stentgraft liegt sehr gut
1	Stentgraft liegt gut
2	Stentgraft liegt mäßig
3	Stentgraft liegt schlecht

2.8 Funktionelle Analyse des Stentgrafts

Um die gemessenen Rohdaten auswerten zu können, mussten sie in ein einheitliches Datenmodell überführt werden. Dies bestand aus den zeitaufgelösten 3D- Datensätzen der Morphologie und den zeitaufgelösten 3D- Datensätzen der tridirektionalen Geschwindigkeitsvektoren. Mittels einer speziellen Software (GTFlow®, Gyrotools LLC, Winterthur, Switzerland) konnten anschließend die

Flussgeschwindigkeiten an verschiedenen Abschnitten der Aorta gemessen werden.

Hierzu wurden an 5 vordefinierten Stellen der Aorta orthogonal zum Gefäßverlauf virtuelle Messachsen eingebracht. Diese Messachsen befanden sich in der Aorta ascendens, im proximalen Stentabschnitt, im mittleren Stenabschnitt, im distalen Teil des Stents und in der Aorta descendens (siehe Abbildung 5).

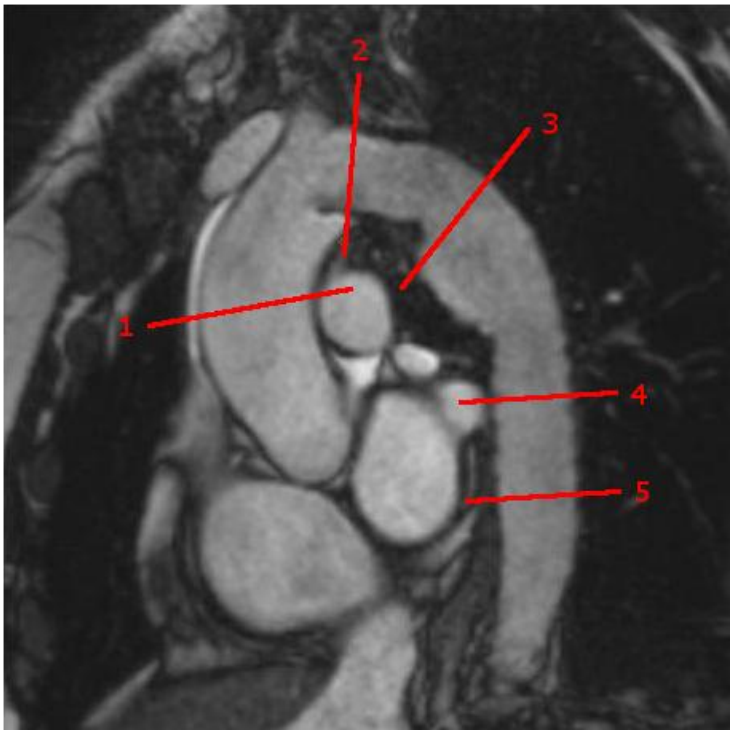


Abbildung 5: Lokalisation der virtuell einfügten Messachsen in der thorakalen Aorta:
1) Schnitt in der Aorta ascendens. 2) Schnitt im proximalen Stentabschnitt
3) Schnitt im mittleren Stentabschnitt 4) Schnitt im distalen Stentabschnitt
5) Schnitt in der Aorta descendens

Gemessen wurde die durchschnittliche Through-Plane-Geschwindigkeit (=average Through-Plane-Velocity=avgTpvel) in Zentimeter pro Sekunde (cm/s), also die Geschwindigkeit, die in Richtung des Gefäßverlaufs verläuft. Zur Vereinfachung wird die average-Through-Plane-Velocity im folgenden auch als mittlere Geschwindigkeit bezeichnet. Neben der Messung der Flussgeschwindigkeit über den gesamten Aortenquerschnitt wurde das Lumen der Aorta in 2 Segmente unterteilt.

Zum einen in den Teil der äußeren Kurvatur und zum anderen in den der inneren Kurvatur (Abbildung 6). Auf diese Weise konnte besser abgegrenzt werden, in welchem Segment die höheren Flussgeschwindigkeiten auftraten.

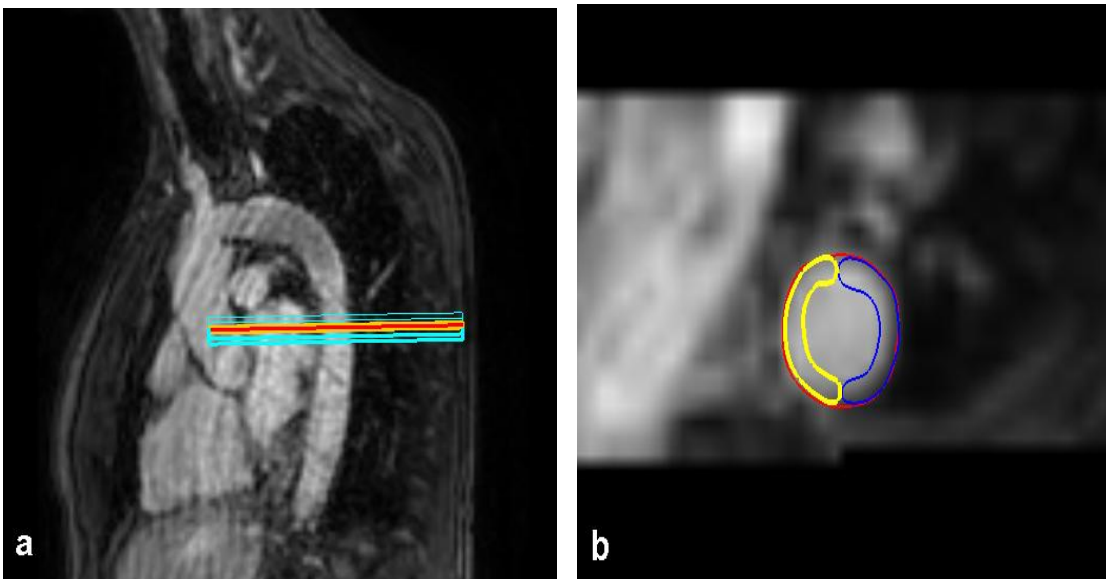


Abbildung 6: a) Eingebrachte Messebene auf Höhe der Aorta descendens
b) Markierung der gesamten Querschnittsfläche (roter Kreis) der Aorta und Einteilung in innere Aortenkurvatur (gelbes Segment) und äußere Aortenkurvatur (blaues Segment).

2.9 Statistische Auswertung

Für die deskriptive Darstellung der Ergebnisse wurden Parameter wie Minimum, Maximum, Median, Mittelwert und Standardabweichung angegeben. Die Daten wurden mit Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, WA) erfasst und verarbeitet.
Aufgrund der Tatsache, dass die Fallzahlen relativ klein waren, haben die Ergebnisse einen eher orientierenden Charakter.

3 Ergebnisse

3.1 Lageanalyse der Stentgrafts

Die erzielte Punktzahl bei den Patienten zur Graduierung der Stentgraftlage reichte von 0 bis 3 Punkte. Über der Hälfte der untersuchten Stentgrafts konnte eine gute Lage nach Implantation nachgewiesen werden (Abbildung 7). Bei nur 2 Patienten war die Position des Stents als schlecht einzustufen. Abbildung 8 zeigt das Beispiel eines Stents in sehr guter bzw. in schlechter Lage.

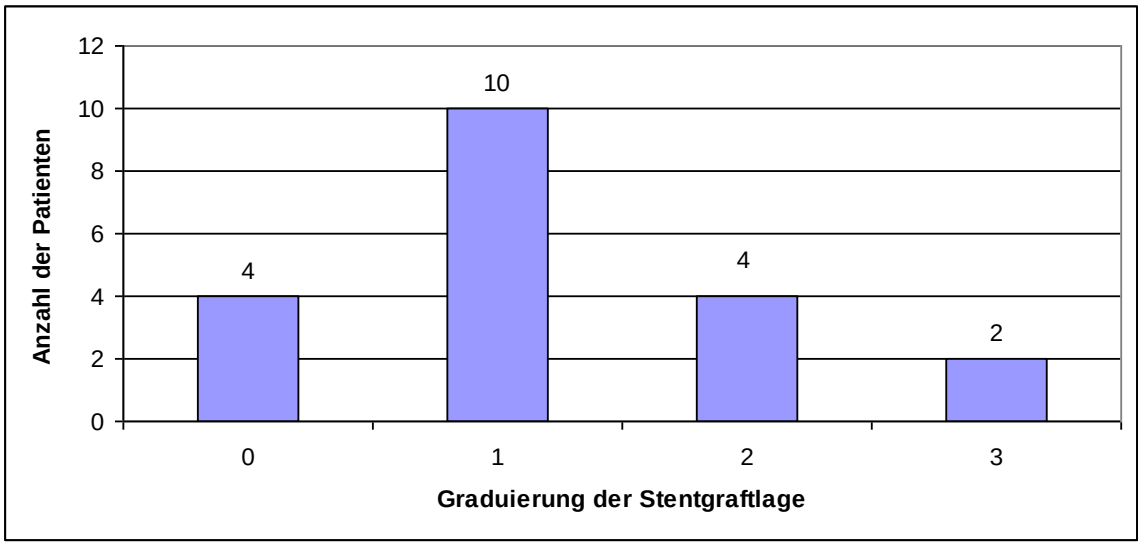


Abbildung 7: Graduierung der Lage des Stentgrafts bei n=20 Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008. Dabei steht Grad 0 für eine sehr gute Stentlage, Grad 1 für eine gute Lage, Grad 2 für eine mäßige Lage und Grad 3 für eine schlechte Lage des eingebrachten Stents in der Aorta.

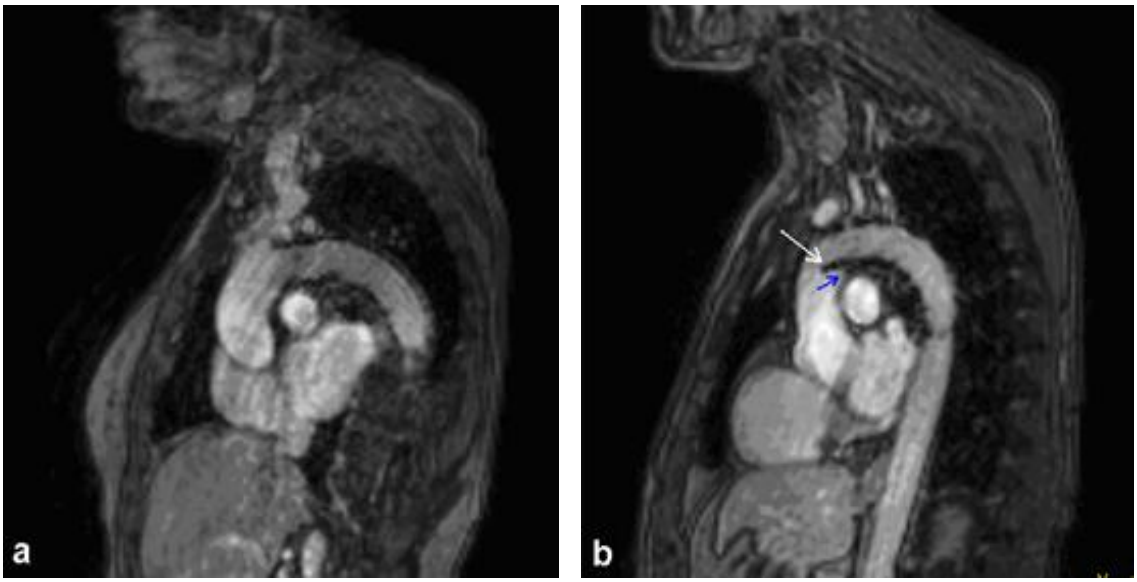


Abbildung 8: MRT-Bilder von zwei Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008:
a) sehr gute Stentlage: Das proximale Ende des Stentgrafts ragt kaum in die Aorta ascendens hinein, ein bird-beak liegt nicht vor. b) schlechte Stentlage: Das proximale Ende des Stentgrafts ragt mehr als die Hälfte in das Lumen der Aorta ascendens hinein (weißer Pfeil), deutliches Auftreten eines bird-beaks (blauer Pfeil).

3.2 Flussanalyse des Stentgrafts

Bei der Studie wurden die Flussgeschwindigkeiten des Blutes in der Aorta bzw. im Stentgraft von 20 Patienten nach ATAR in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie im Zeitraum zwischen Mai 2008 und Juni 2011 bestimmt. Zwei von ihnen wurden ein 2. Mal gemessen, vier von ihnen ein drittes Mal. Insgesamt gab es somit 30 Messungen.
Der Herzzyklus wurde dabei über 25 Zeitabschnitte aufgelöst dargestellt. Es wurde der jeweils größte Wert der mittleren Geschwindigkeit ausgewählt.

3.2.1 Flussgeschwindigkeiten der Aorta im Gesamtquerschnitt

Die Ergebnisse der Messung der Flussgeschwindigkeiten des gesamten Aortenquerschnitts für Patienten mit sehr guter Stentlage sind in Abbildung 9 dargestellt. Dabei liegen die Werte für die Geschwindigkeiten zwischen 48,30 cm/s und 59,26 cm/s, die der Standardabweichung variieren zwischen 1,98 cm/s und 17,37 cm/s. Die Geschwindigkeiten nehmen von der AAo zur DAo hin leicht zu.

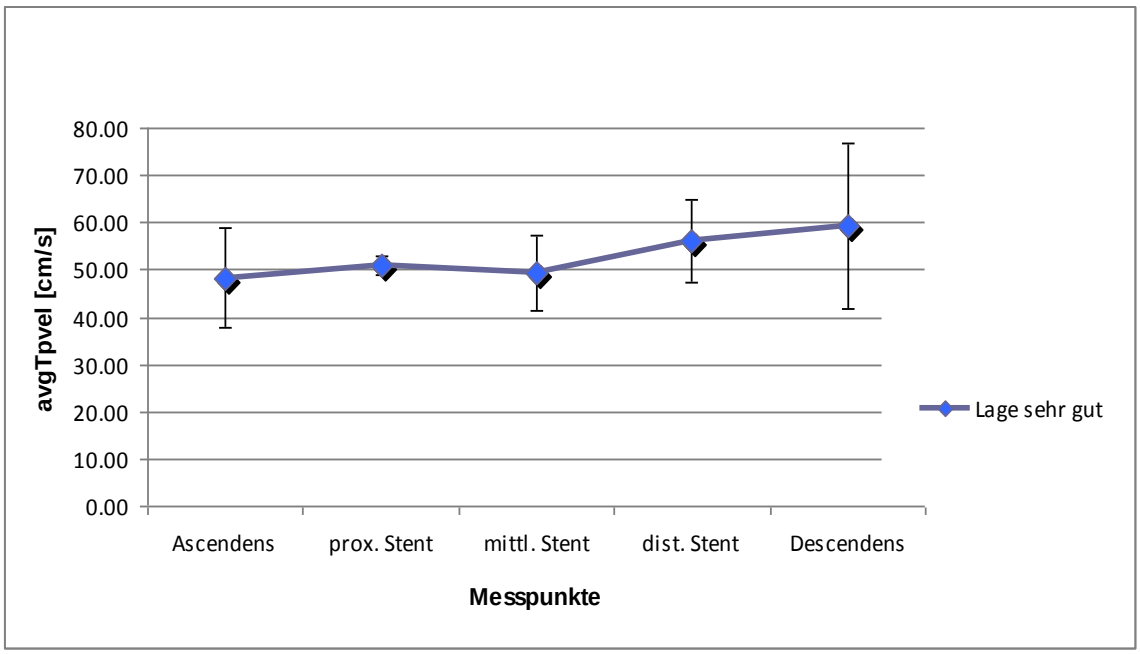


Abbildung 9: Geschwindigkeitsverlauf des Blutes in der Aorta bei Patienten mit akuter traumatischer Aortenruptur an der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie an der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008. Gemessen wurde über den gesamten Querschnitt der Aorta bei Stents in sehr guter Lage. Angegeben sind auch die Standardabweichungen.
cm/s = Zentimeter pro Sekunde, avgTpvel = mittlere Geschwindigkeit.

3.2.2 Flussgeschwindigkeiten an der äußeren Aortenkurvatur

3.2.2.1 Darstellung der Ergebnisse unabhängig von der Lagequalität des Stents

In Tabelle 4 sind die Mittelwerte, die kleinsten und die größten der an der äußeren Aortenkurvatur gemessenen Werte und die Standardabweichungen der mittleren Geschwindigkeit aufgeführt. Im Schnitt sind die Geschwindigkeiten im mittleren Stentabschnitt am höchsten (89,38 cm/s), in der Aorta ascendens am geringsten (52,24 cm/s). Der größte Einzelwert befindet sich im proximalen Stentabschnitt (185,14 cm/s), der kleinste Einzelwert in der Aorta ascendens (32,47 cm/s).
Abbildung 10 zeigt den Verlauf der Kurve der Mittelwerte der Flussgeschwindigkeiten aller 30 Messungen über die fünf in Kapitel 2.8 beschriebenen Messpunkte.

Tabelle 4: Mittelwert, kleinster und größter gemessener Wert und Standardabweichung für die mittlere Geschwindigkeit in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) aller 30 Messungen im jeweiligen Messabschnitt bei Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur an der Klinik für Gefäß- und Thoraxchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008.

m = Mittelwert, SD = Standardabweichung, Min = Minimum, Max = Maximum

	Aorta ascendens	Proximaler Stentabschnitt	Mittlerer Stentabschnitt	Distaler Stentabschnitt	Aorta descendens
m ± SD	52,24 ± 12,35	81,86 ± 32,06	89,38 ± 27,08	81,61 ± 26,09	72,26 ± 19,53
Min	32,47	51,84	49,90	41,95	35,90
Max	79,78	185,14	169,03	144,41	117,79

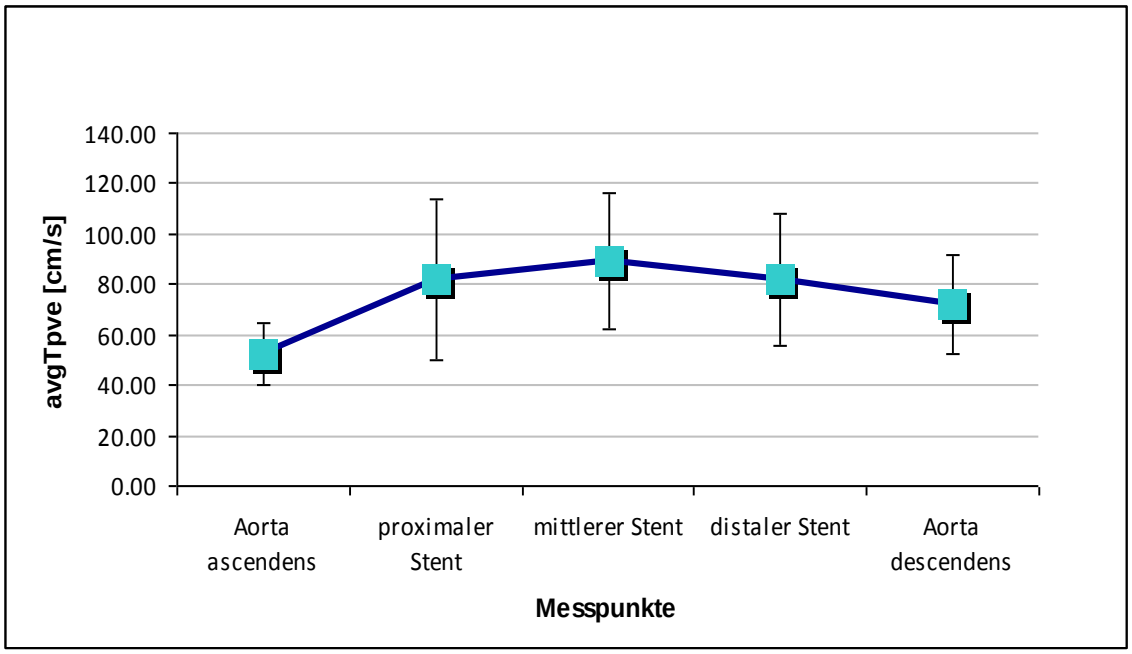


Abbildung 10: Verlauf der mittleren Geschwindigkeit (avgTpvel) in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) aller 30 Messungen über die 5 verschiedenen Messpunktean der äußeren Aortenkurvatur. Die Geschwindigkeiten wurden in der Aorta ascendens, im proximalen, mittleren und distalen Stentabschnitt und in der Aorta descendens bei Patienten mit akuter traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 ermittelt.

3.2.2.2 Darstellung der Ergebnisse abhängig von der Lagequalität des Stents

Nach Einteilung der implantierten Stentgrafts in die verschiedenen Lagequalitäten „sehr gut“, „gut“, „mäßig“ und „schlecht“ ergeben sich die in Abbildung 11 dargestellten Verläufe der Geschwindigkeitskurven.

Die Geschwindigkeiten, die in der Aorta ascendens gemessen wurden, sind bei allen Patienten in ähnlichen Bereichen (zwischen 50,15 cm/s bei Grad 0 und 58,18 cm/s bei Grad 2), unabhängig der jeweiligen Stentlage.

Die Stents in sehr guter Lage zeigen eine deutlich geringere durchschnittliche Flussgeschwindigkeiten als Stentgrafts in schlechterer Position. Das Minimum liegt mit 50,15 cm/s in der Aorta ascendens, das Maximum wurde mit 68,00 cm/s im mittleren Stentabschnitt gemessen.

Der Kurvenverlauf ist insgesamt flacher, die Geschwindigkeit des Blutflusses über die gesamte thorakale Aorta gesehen annähernd konstant.
Die Kurven der Stentgrafts in guter und mäßiger Lage zeigen einen ähnlichen Verlauf wie die in sehr guter Lage. Die Geschwindigkeiten sind im Schnitt allerdings höher. Dennoch zeigen auch diese beiden Kurven einen flachen Verlauf. Der kleinste Geschwindigkeitswert findet sich für die Lagequalität 1 bei 50,40 cm/, für Lagequalität 2 bei 58,18 cm/s, jeweils in der Aorta ascendens gemessen. Der größte Wert wurde im mittleren Stentabschnitt (Grad 1: 84,31 cm/s, Grad 2: 96,17 cm/s) bestimmt. Die Kurve für die Endoprothesen in schlechter aortaler Lage hebt sich deutlich von den Anderen ab. Die Geschwindkeiten sind erheblich höher mit einem Maximum im proximalen Stentabschnitt (149,68 cm/s). Das Minimum befindet sich mit 53,68 cm/s in der Aorta ascendens. Da die Miteinbeziehung der Standardabweichungen in Abbildung 11 zu erheblicher Unübersichtlichkeit führte, sind diese gesondert in Tabelle 5 dargestellt.

Tabelle 5: Standardabweichungen für die mittlere Geschwindigkeit in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) aller 30 Messungen an der äußeren Aortenkurvatur im jeweiligen Messabschnitt bei Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur an der Klinik für Gefäß- und Thoraxchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008. Die Daten sind nach Lage des Endografts (Grad 0: sehr gute Lage, Grad 1: gute Lage, Grad 2: mäßige Lage, Grad 3: schlechte Lage) eingeteilt.

	Aorta ascendens	Proximaler Stentabschnitt	Mittlerer Stentabschnitt	Distaler Stentabschnitt	Aorta descendens
Grad 0	± 5,90	± 16,71	± 13,24	± 11,86	± 18,57
Grad 1	± 12,48	± 18,95	± 17,81	± 16,69	± 14,82
Grad 2	± 17,94	± 14,25	± 21,68	± 21,63	± 18,21
Grad 3	± 9,16	± 57,70	± 12,84	± 20,10	± 10,59

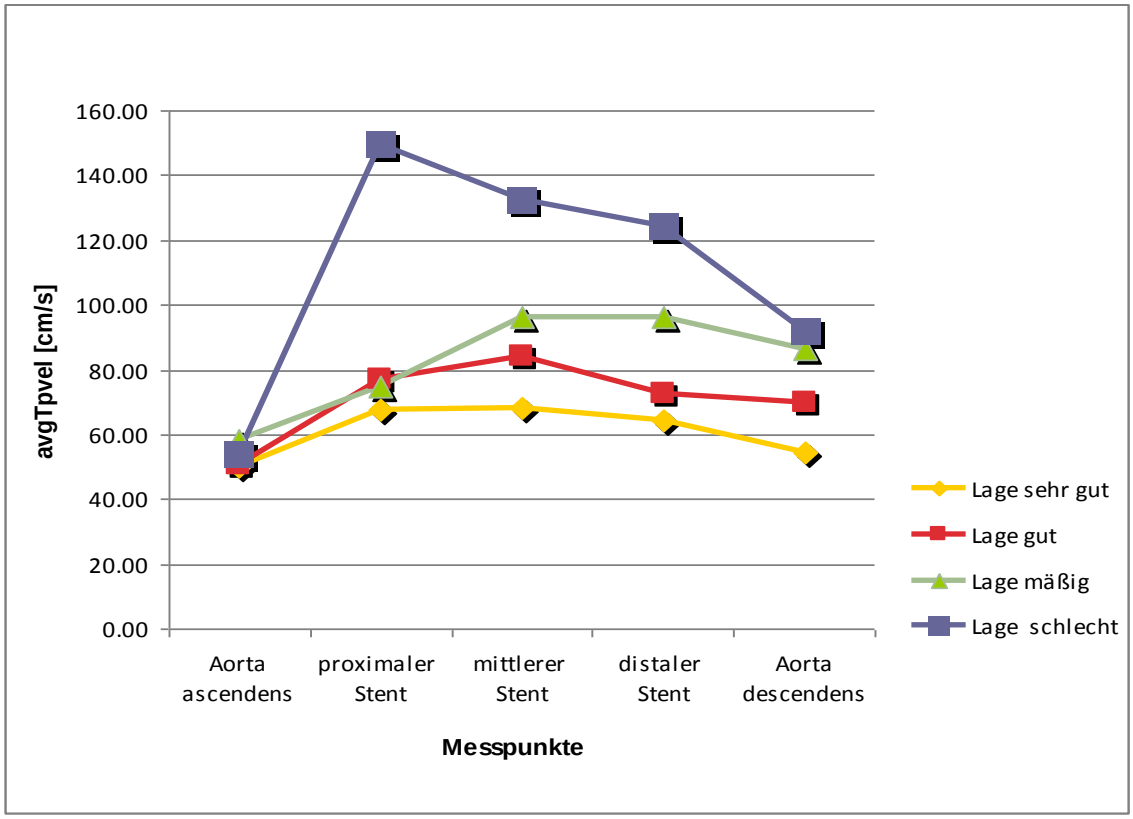


Abbildung 11: Dargestellt sind die Kurven der mittleren Geschwindigkeit (avgTpvel) des Blutflusses in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) von Patienten mit einer akuten traumatischen Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008.
Gemessen wurde über fünf Messpunkte an der äußeren Kurvatur der thorakalen Aorta. Die Einteilung erfolgte nach Position des Stents in vier Lagetypen.

In den folgenden Abbildungen 12 und 13 sind die visuellen Umsetzungen der gemessenen Geschwindigkeiten während der Systole dargestellt, zum einen bei sehr guter Stentlage und zum anderen bei schlechter Stentlage. Zu sehen ist der homogene, regelmäßige Blutfluss in der thorakalen Aorta bei Endoprothesen in sehr guter Lage (Abbildung 12). Im Gegensatz dazu die inhomogenen Strömungsverhältnisse bei Patienten mit schlechter Stentlage (Abbildung 13).

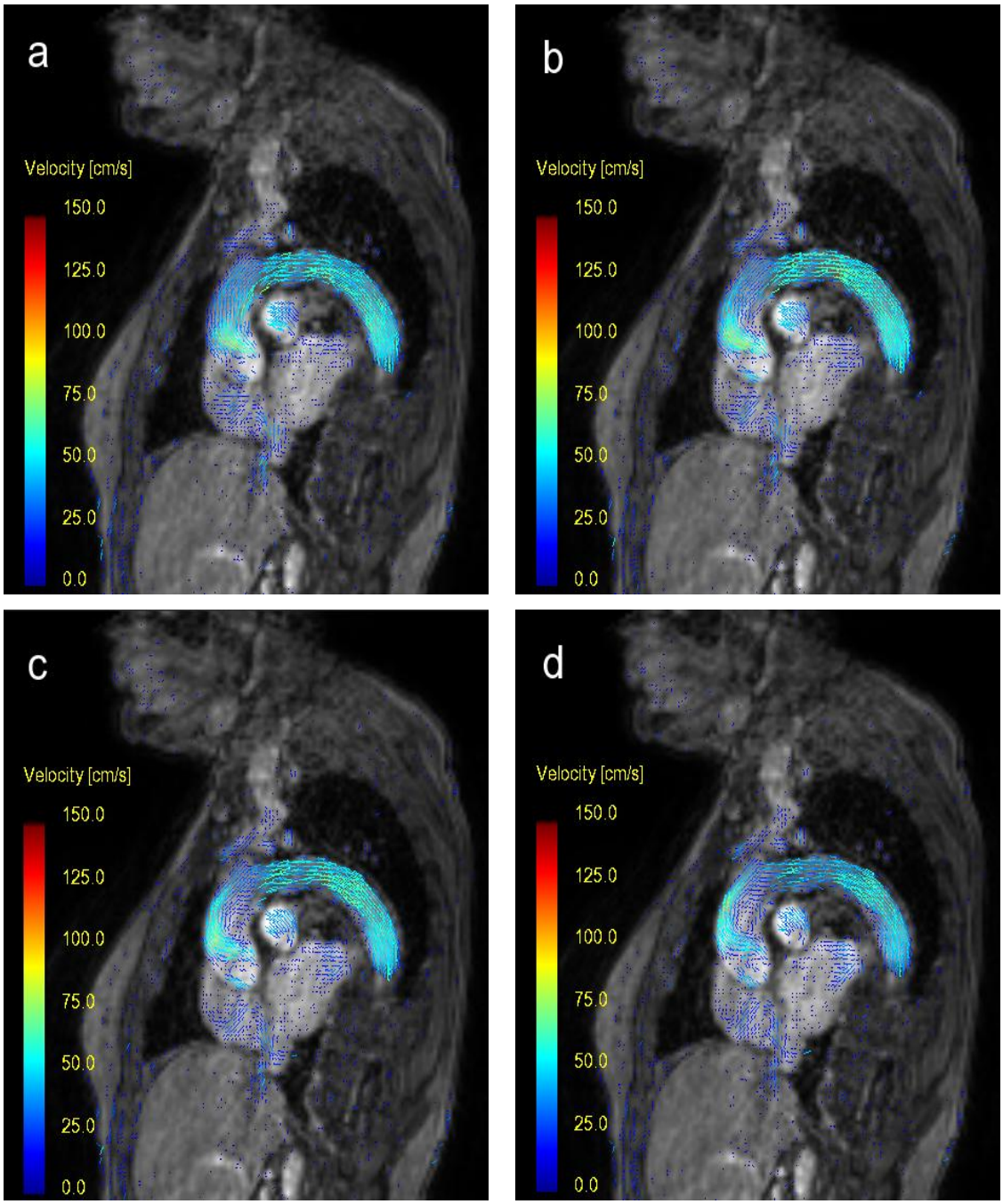


Abbildung 12: Darstellung der zeitlichen Entwicklung der Blutströmung in der thorakalen Aorta eines Patienten mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 während der Systole bei sehr guter Stentlage in sagittaler Ansicht. Es sind vier unterschiedliche Zeitpunkte des Herzzyklus gezeigt (a: nach 102 Millisekunden (ms); b: nach 136 ms; c: nach 170 ms; d: nach 204 ms). Die Blutflussgeschwindigkeit in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) ist farblich kodiert.

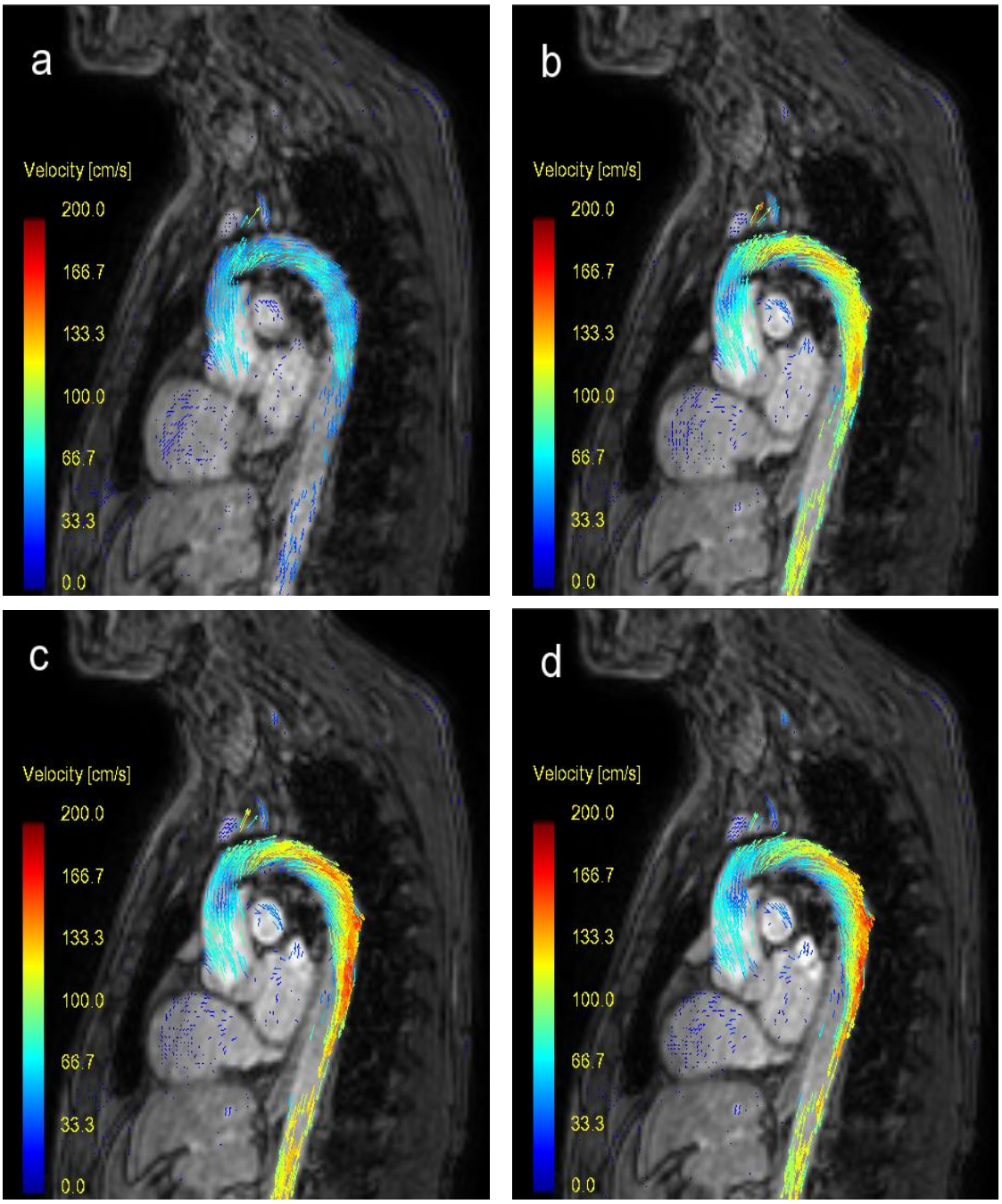


Abbildung 13: Farbkodierte Blutflussgeschwindigkeit bei schlechter Stentlage in sagittaler Ansicht. Dargestellt sind die Aortenströmungen eines Patienten mit akuter traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 über verschiedene Zeitpunkte des Herzzyklus (nach a: 56 Millisekunden (ms), b: 112 ms, c: 140 ms, d: 168 ms).

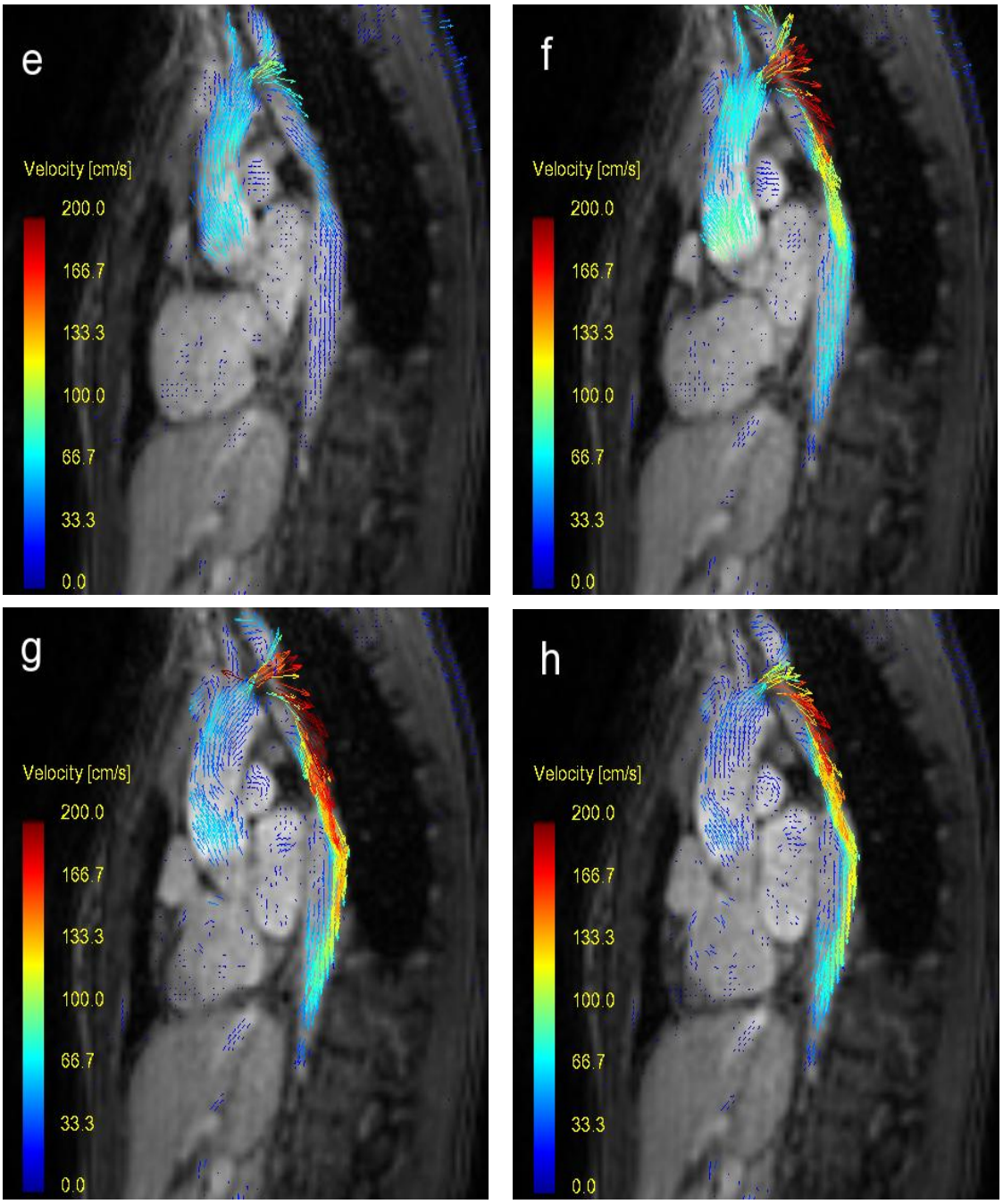


Abbildung 14: Farbkodierte Blutflussgeschwindigkeit bei schlechter Stentlage in sagittaler Ansicht. Dargestellt sind die Aortenströmungen eines Patienten mit akuter traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 über verschiedene Zeitpunkte des Herzzyklus (nach e: 64 Millisekunden (ms), f: 128 ms, g: 224 ms h: 288 ms).

3.2.2.3 Darstellung der Ergebnisse abhängig vom implantierten Stenttyp

Bei den in der Klinik für Gefäß- und Thoraxchirurgie der Universität Ulm implantierten Endografts nach ATAR handelt es sich bei 11 Patienten um einen GORE TAG® Stent, bei 9 Patienten um einen Stent des Typs Medtronic Valiant®. Ein Vergleich der an der äußeren Aortenkurvatur gemessenen Durchschnittsgeschwindigkeiten beider Gruppen ergab das in Abbildung 15 dargestellte Ergebnis. Dabei wurde die Qualität der Stentlage nicht berücksichtigt. Beiden Gruppen gemein ist ein Geschwindigkeitsmaximum (GORE TAG®: 85,70 cm/s; Medtronic Valiant®: 95,74 cm/s) im mittleren Stentabschnitt und ein Minimum (GORE TAG®: 46,49 cm/s; Medtronic Valiant®: 62,16 cm/s) in der Aorta ascendens.

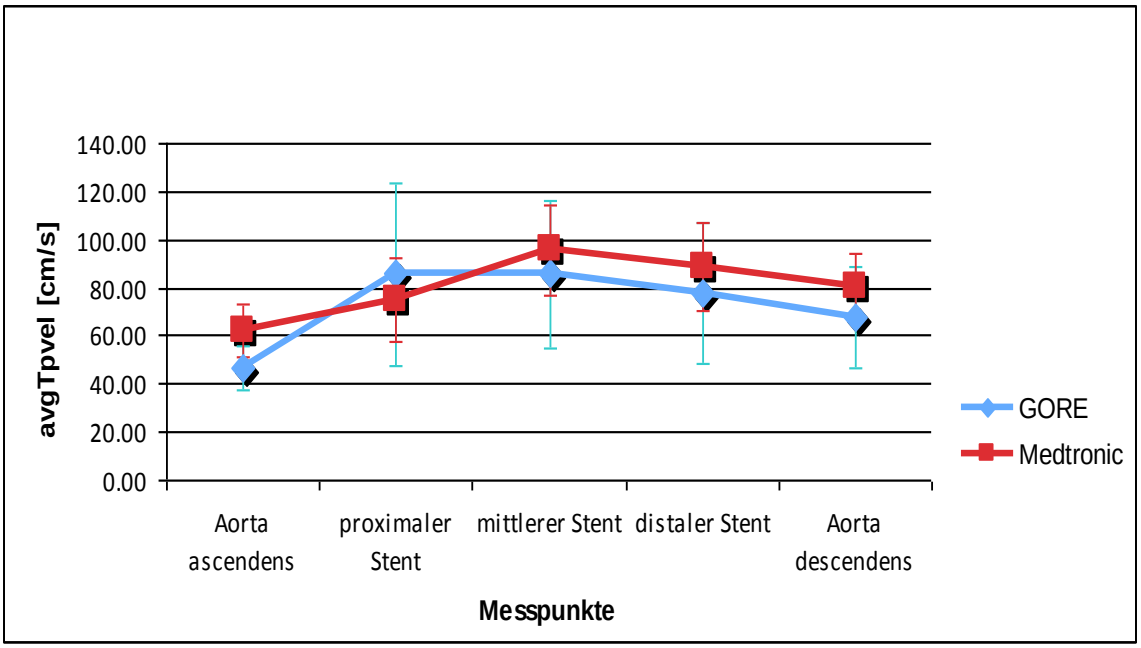


Abbildung 15: Vergleich der mittleren Flussgeschwindigkeit des Blutes (avgTpvel) in der thorakalen Aorta von Patienten mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 mit Endografts vom Typ GORE TAG® und vom Typ Medtronic Valiant®, gemessen in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) und über fünf verschiedene Messpunkte.

3.2.2.4 Repetitive Analysen

Bei sechs Patienten wurde an mehr als einem Zeitpunkt ein MRT durchgeführt. Bei zwei Patienten konnten Datensätze von zwei, bei vier Patienten Datensätze von drei verschiedenen Messzeitpunkten miteinander verglichen werden. Die Ergebnisse sind in den folgenden Abbildungen (16, 17, 18, 19, 20, 21) dargestellt. Abbildung 16 zeigt die Kurven, die aus den Daten der drei Messungen einer zum Operations(OP)-Zeitpunkt 62 jährigen Patientin erhoben worden sind. Der implantierte Stent hat die Lagequalität 0, also eine sehr gute Lage. Die geringste Geschwindigkeit findet sich in der Aorta descendens (39,73 cm/s), die größte Geschwindigkeit im proximalen Stentabschnitt (78,69 cm/s).

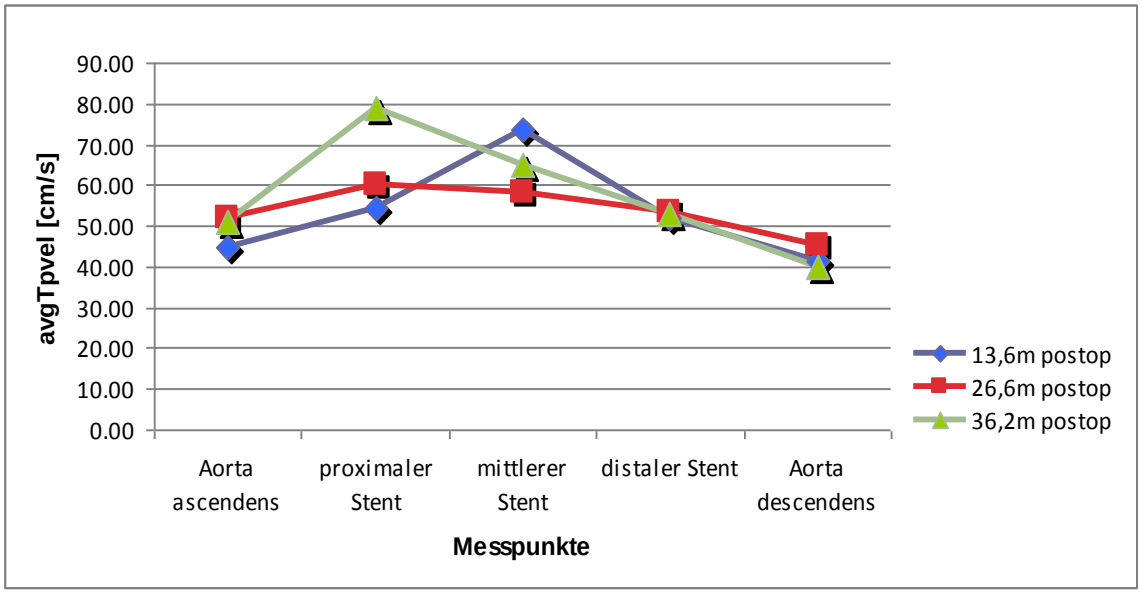


Abbildung 16: Vergleich der mittleren Geschwindigkeit (avgTpvel) in Zentimeter pro Sekunde (cm/s), gemessen an fünf unterschiedlichen Messpunkten und zu drei verschiedenen Zeitpunkten ((13,6 Monate (m) postoperativ (postop); 26,6 m postop und 36,2 m postop)) bei einer Patientin mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 mit Stentgraft in sehr guter Lage.

Die folgenden Abbildung 17, 18 und 19 zeigen den Geschwindigkeitsverlauf des Blutes bei drei männlichen Patienten (zum OP-Zeitpunkt 54 Jahre, 33 Jahre bzw. 24 Jahre alt), die jeweils einen Stent mit der Lagequalität 1, also guter Stentlage gemeinsam haben.

Bei Abbildung 17 liegen alle gemessenen Werte in einem Bereich zwischen 42,41 cm/s und 63,81 cm/s, die Kurven zeigen einen sehr flachen Verlauf.

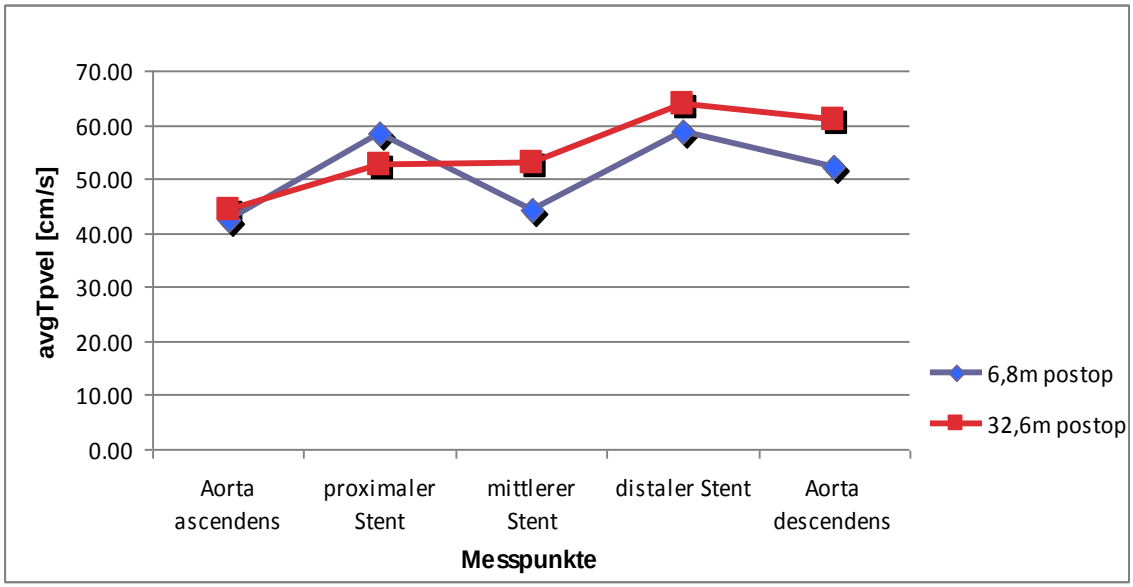


Abbildung 17: Verlauf der mittleren Geschwindigkeit (avgTpvel) des Blutflusses eines Patienten mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) mit einem Stentgraft in guter Lage. Gemessen wurde 6,8 Monate (m) und 32,6 m nach der Operation (postop).

In der folgenden Abbildung 18 ist ein Geschwindigkeitsmaximum von 106,02 cm/s im proximalen Stentabschnitt zu erkennen. Das Minimum liegt mit 36,63 cm/s in der Aorta ascendens.

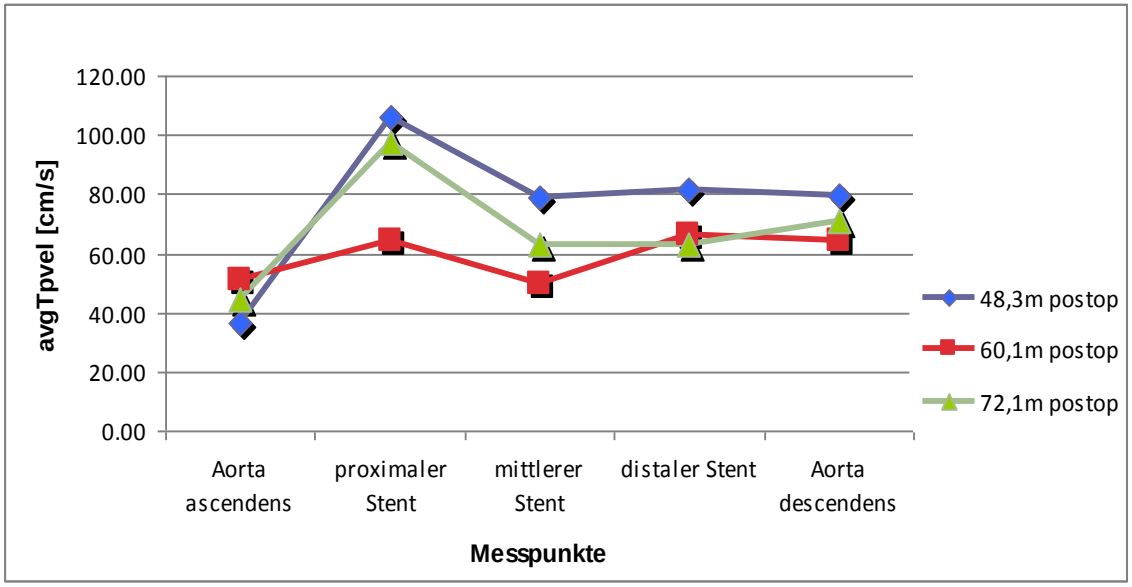


Abbildung 18: Darstellung der 48,3 Monate (m), 60,1 m und 72,1 m postoperativ (postop) erhobenen mittleren Geschwindigkeit (avgTpvel) des Blutflusses in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) an verschiedenen Messpunkten der thorakalen Aorta eines Patienten mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 mit einem in guter Lage implantierten Stent.

Die Höchstwerte der Blutflussgeschwindigkeit in Abbildung 19 liegen bei allen drei Kurven im mittleren Stentabschnitt (zwischen 83,35 cm/s und 108,28 cm/s), die Minimalwerte in der aufsteigenden Aorta (zwischen 50,24 cm/s und 71,06 cm/s).

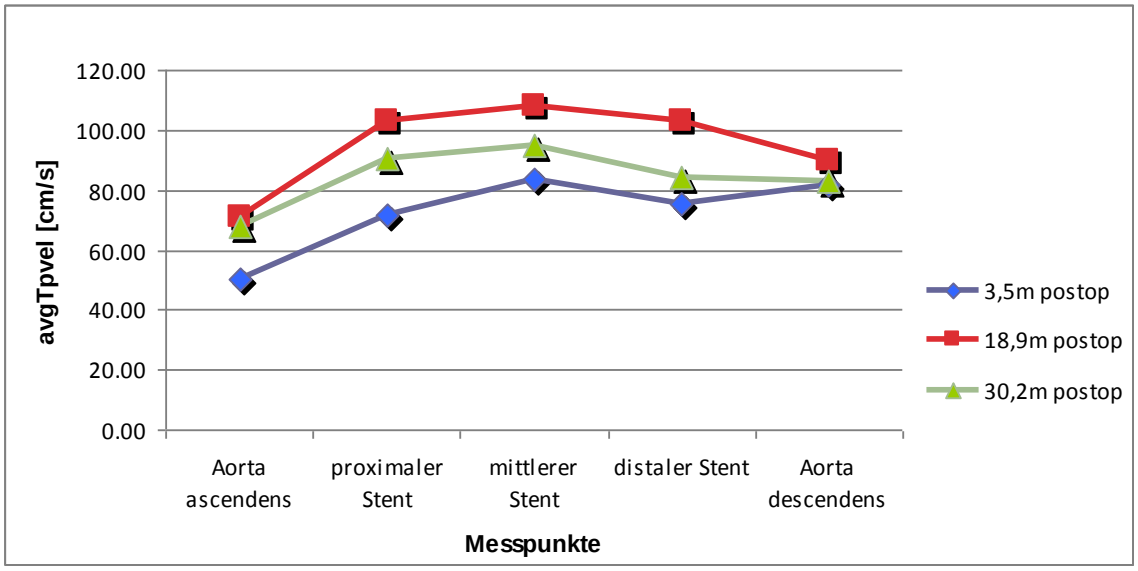


Abbildung 19: 3,5 Monate (m), 18,9 m und 30,2 m nach der Operation (postop) gemessene Daten der mittleren Geschwindigkeit (avg Tpvel) eines Patienten mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 mit guter Stentlage in Zentimeter pro Sekunde (cm/s).

Bei Abbildung 20 handelt es sich um eine zum OP-Zeitpunkt 19jährige Patientin, deren Stent sich in mäßiger (Grad 2) Position befindet. Minimalwerte finden sich in jeder der drei Messungen in der Aorta ascendens (zwischen 32,47 cm/s und 59,15 cm/s), Maximalwerte im mittleren Stentabschnitt (76,28 cm/s und 85,98 cm/s) bzw. in der Aorta descendens (89,61 cm/s).

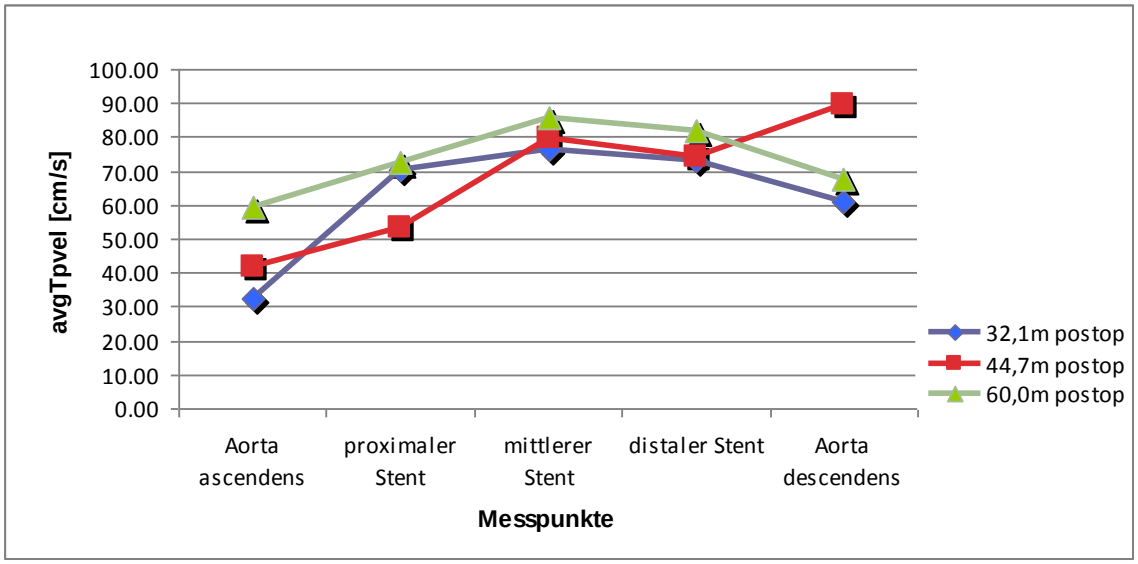


Abbildung 20: Patientin mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 mit implantierter Endoprothese in mäßiger Lage. Die mittleren Geschwindigkeiten (avgTpvel) in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) wurden 32,1 Monate (m), 44,7 m bzw. 60 m nach der Operation (postop) ermittelt.

Abbildung 21 zeigt den Kurvenverlauf der Geschwindigkeit des Blutes einer Patientin mit schlechter Stentlage. Zum Zeitpunkt der Operation war die Verunglückte 12 Jahre alt. Der Minimalwert liegt mit 30,40 cm/s in der Aorta ascendens. Der Spitzenwert für die mittlere Geschwindigkeit wurde mit 180,80 cm/s im proximalen Stentabschnitt ermittelt.

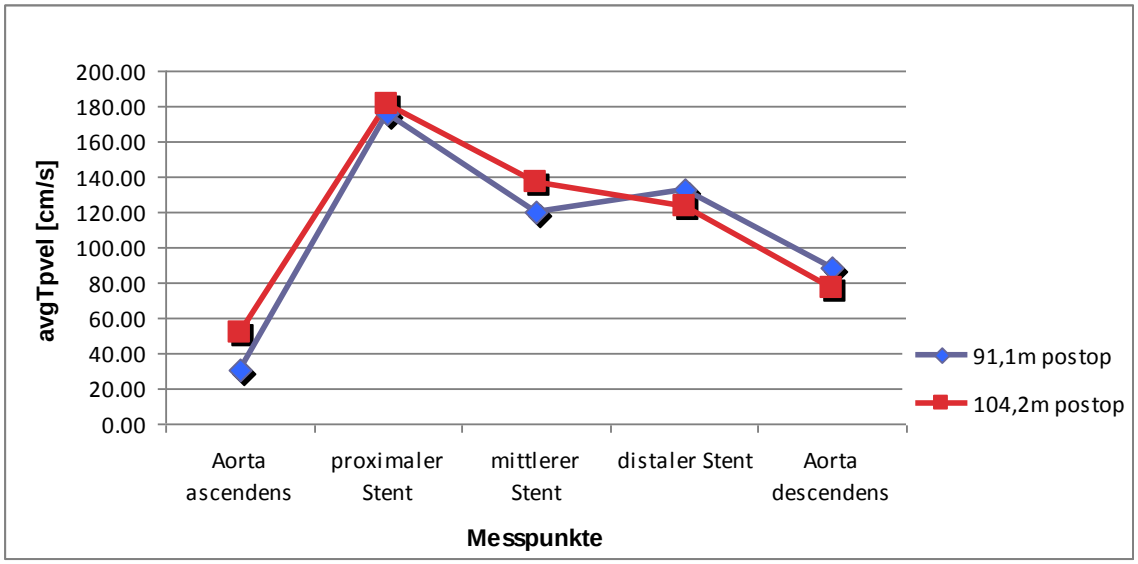


Abbildung 21: Verlauf der mittleren Flussgeschwindigkeit (avgTpvel) in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) des Blutes bei einer Patientin mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 mit Stentgraft in schlechter Lage. Die beiden Messreihen wurden 91,1 Monate (m) bzw. 104,2 m postoperativ erhoben.

3.2.3 Flussgeschwindigkeiten an der inneren Aortenkurvatur

Die Ergebnisse der an der inneren Aortenkurvatur gemessenen mittleren Geschwindigkeiten sind abhängig von der Lagequalität des Stents in Abbildung 22 dargestellt. Die Werte wurden ebenfalls an fünf verschiedenen Messpunkten (Aorta ascendens, proximaler Stentabschnitt, mittlerer Teil des Stents, distales Ende des Stents und absteigende Aorta) erhoben. Minimale Strömungsgeschwindigkeiten befinden sich bei Stents in sehr guter und guter Lage im mittleren Abschnitt des Endografts (Grad 0: 33,20 cm/s; Grad 1: 35,29 cm/s). Für Stents in mäßiger und schlechter Lage liegen die Minima im proximalen Stentabschnitt (Grad 2: 30,21 cm/s; Grad 3: 32,69 cm/s).

Die Maximalwerte für die Stents in sehr guter, guter und mäßiger Lage wurden in der Aorta descendens gemessen (Grad 0: 56,29 cm/s; Grad 1: 64,18 cm/s; Grad 2: 63,29 cm/s). Für die in Grad 3 eingeteilten Stents befindet sich das Maximum der Flussgeschwindigkeit im der Aorta ascendens (63,59 cm/s).

Die Standardabweichungen für die Messungen der Flussgeschwindigkeiten an der inneren Aortenkurvatur sind in zusätzlich in Tabelle 6 aufgeführt.

Tabelle 6: Standardabweichungen für die mittlere Geschwindigkeit in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) aller 30 Messungen an der inneren Kurvatur im jeweiligen Messabschnitt bei Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur an der Klinik für Gefäß- und Thoraxchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008. Die Daten sind nach Lage des Endografts (Grad 0: sehr gute Lage, Grad 1: gute Lage, Grad 2: mäßige Lage, Grad 3: schlechte Lage) eingeteilt.

	Aorta ascendens	Proximaler Stentabschnitt	Mittlerer Stentabschnitt	Distaler Stentabschnitt	Aorta descendens
Grad 0	± 13,47	± 7,87	± 14,11	± 8,24	± 19,55
Grad 1	± 12,40	± 22,10	± 16,36	± 15,93	± 13,25
Grad 2	± 9,49	± 14,61	± 19,74	± 26,22	± 31,43
Grad 3	± 16,96	± 16,43	± 17,34	± 19,51	± 15,84

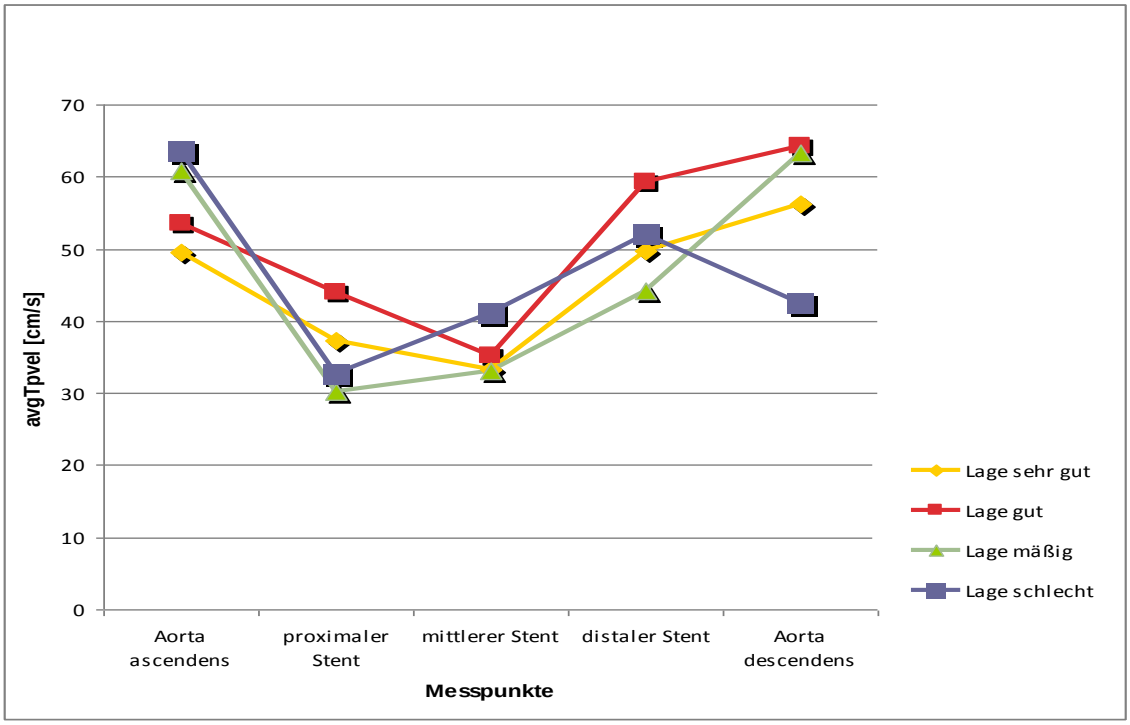


Abbildung 22: Dargestellt sind die Kurven der mittleren Geschwindigkeit (avgTpvel) des Blutflusses (eines Patienten mit einer akuten traumatischer Aortenruptur in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008) in Zentimeter pro Sekunde (cm/s), gemessen über fünf Messpunkte an der inneren Kurvatur der thorakalen Aorta. Die Einteilung erfolgte nach Position des Stents in vier Lagetypen.

In Abbildung 23 ist die Visualisierung des Blutflusses in der thorakalen Aorta eines Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur dargestellt. Dabei ist ein Rückfluss und Wirbelbildung im Bereich des mittleren Stentabschnitts zu sehen, insbesondere an der inneren Aortenkurvatur.

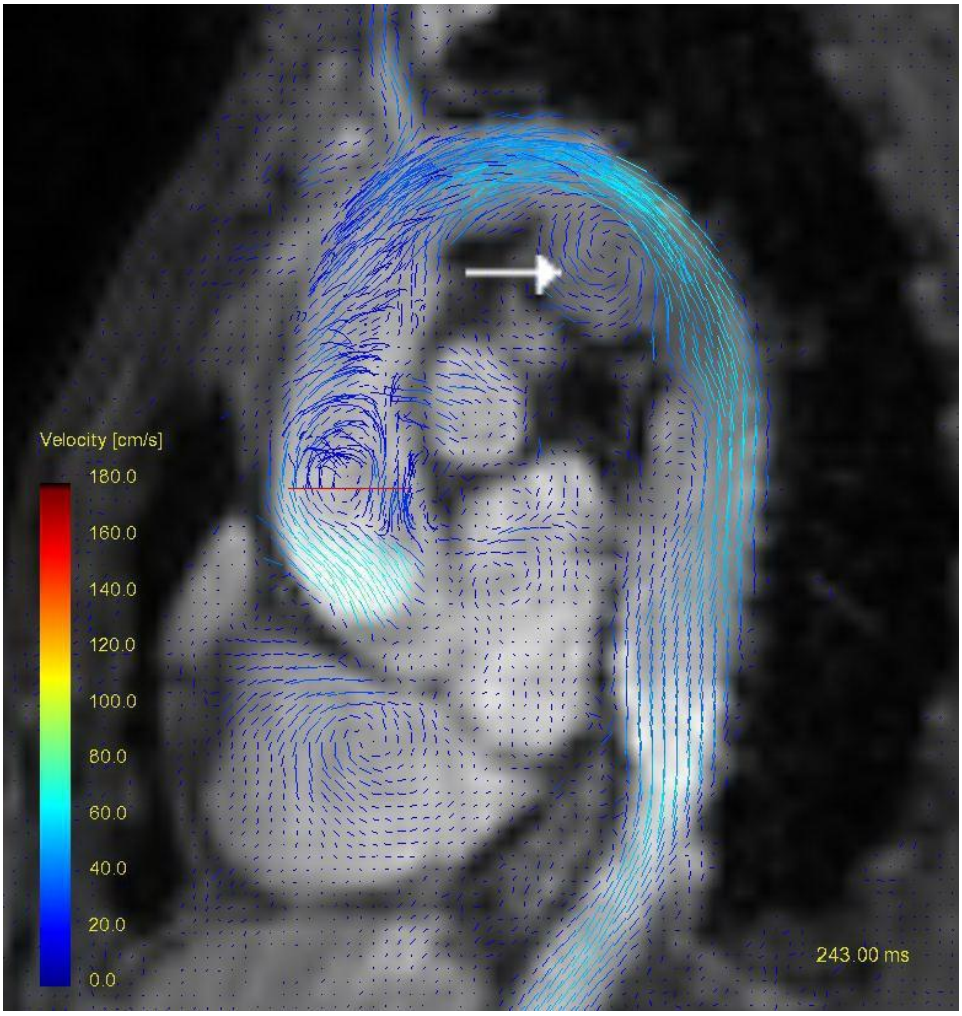


Abbildung 23: Visualisierung des Blutflusses in der thorakalen Aorta mit erkennbarem Rückfluss und Wirbelbildung vor allem im Bereich des mittleren Stentabschnitts während der späten Systole. Desweiteren zeigt sich eine deutliche Aubeulungstendenz (weißer Pfeil) des Endografts. Die Flussgeschwindigkeiten wurden farbkodiert in Zentimeter pro Sekunde (cm/s) dargestellt.

.

4 Diskussion

In unsere Studie wurden 20 Patienten nach akuter traumatischer Aortenruptur, die in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm im Zeitraum von März 1999 bis November 2008 behandelt wurden, eingeschlossen. Um die Eigenschaften des Blutflusses innerhalb des Aortenstents zu messen, wurden alle Patienten mit Hilfe eines MRT untersucht.

Ziel der Arbeit war es, Flussgeschwindigkeiten zu quantifizieren und gegebenenfalls Aussagen über Zusammenhänge zwischen gemessener Geschwindigkeit und sowohl Stentlage als auch Stenttyp zu treffen. Bei repetitiven Messungen wurde zusätzlich untersucht, ob sich über den zeitlichen Verlauf Veränderungen in den Geschwindigkeitsprofilen ergeben hatten.

4.1 Lageanalyse des Stentgrafts

Die Auswertung der CT-Bilder der Patienten ergab, dass bei vierzehn von zwanzig untersuchten Patienten die Lage des Stents als sehr gut (n=4) bzw. gut (n=10) einzuordnen ist. Bei nur zwei Patienten lag der Stent in schlechter Position. Dabei handelte es sich um eine zum OP- Zeitpunkt 12 jährige Patientin bzw. einen 28 jährigen Patienten. Bei der heute 22 Jährigen entwickelte sich ein aufgrund der unbefriedigenden Stentlage ein arterieller Hypertonus mit sekundärem Hyperparathyreodismus. Daraufhin wurde der Stent 2010 explantiert und durch eine Dacronprothese ersetzt. Der bei dem heute 31 jährigen Patienten drei Jahre zuvor implantierte Endograft wurde dagegen unverändert belassen, da sich keinerlei klinische Symptome zeigten.

Beide Patienten hatten aufgrund des jugendlichen Alters einen sehr steilen Aortenbogen gemeinsam. Dies macht es für den Stentgraft schwierig, sich optimal an die Aortenwand anzuschmiegen, oft ragt der proximale Anteil in die AAo hinein. Bei Endografts der neueren Generation wurde versucht dieses Problem zu beheben.

Durch technische Veränderungen wie die Entfernung des Längsdrahtes sind die neuen Prothesen deutlich flexibler. Bei anderen Neuentwicklungen sind die Stents speziell an die anatomischen Anforderungen in stark gewundenen Aorten („conformable“ design) angepasst oder sie erlauben so genanntes crimpen (Verbinden zweier Komponenten durch plastisches Verformen) im proximalen Stentbereich. Dennoch gibt es hier sicherlich noch Verbesserungsbedarf [85]. An der inneren Aortenkurvatur trat ein bird-beak, also die unvollständige Anschmiegung des proximalen Stentabschnittes an die Wand der Aorta, besonders häufig auf. Im beobachteten Patientenkollektiv wurde deutlich, dass bei zunehmender Krümmung des Aortenbogens sich die Lage des Stents verschlechterte. Bei flacheren Aortenbogen, wie sie bei älteren Personen vorkommen, konnte sich der eingebrachte Stent leichter an die Wand der Aorta anlegen.

4.2 Flussanalyse des Stentgrafts

In unserer Studie wurden die Flussgeschwindigkeiten über die gesamte Querschnittsfläche der Aorta, an der äußeren Aortenkurvatur und an der inneren Aortenkurvatur gemessen. Insgesamt wurden die mittleren Geschwindigkeiten an fünf unterschiedlichen Stellen in der thorakalen Aorta ermittelt. Dadurch konnte unterschieden werden, in welchen Segmenten und Abschnitten der Aorta bzw. des Stents die höchsten Flussgeschwindigkeiten auftraten.

Da es unserem Wissensstand nach in der Literatur aktuell keine weiteren Arbeiten gibt, in der gezielt die Flussgeschwindigkeiten an der äußeren und inneren Aortenkurvatur gemessen wurden, sei es bei gesunden Probanden oder im Speziellen bei Patienten nach ATAR, konnten keine Vergleiche mit anderen Werten aufgestellt werden. Auch fanden sich keine Studien über das Flussverhalten des Blutes innerhalb eines thorakalen Aortenstents.

Einige Veröffentlichungen haben in der Vergangenheit mithilfe der MRT Flusscharakteristika in der thorakalen Aorta abhängig vom Herzzyklus

beschrieben. Allerdings wurden in den meisten Veröffentlichungen nicht die Geschwindigkeiten, sondern der Blutfluss untersucht.
Erste Studien zeigten dabei neben einem antegraden auch einen retrograden Fluss in der Aorta auf [9, 38].
Mehrere Arbeiten befassten sich mit den Veränderungen der hämodynamischen Parameter bei Patienten mit verschiedenen Erkrankungen der Aorta. Dazu gehörten Patienten mit Aortenaneurysmen [34, 47], Aortendissektionen [26], Patienten nach aortaler-Bypass-OP [24] und mit persistierendem Ductus arteriosus [22].
Studien, die auch die Geschwindigkeit des Blutflusses in der Aorta beschreiben, sind in der aktuellen Literatur in geringem Umfang vertreten. Weigang et al [82] stellten in ihrer Studie die Flussgeschwindigkeiten und Profile von 6 Patienten mit Aortenaneurysmen in der Aorta ascendens mit den Daten von 19 gesunden Probanden gegenüber. Die Maximalwerte für die Flussgeschwindigkeit (bis zu 130 cm/s) wurden dabei in der AAo und DAo gemessen. Bei den Patienten mit Aortenaneurysmen in der Aorta ascendens verschob sich der Bereich, in dem die Höchstgeschwindigkeiten auftraten, in den proximalen Teil des Aortenbogens hinein. Die Absolutwerte blieben dabei unverändert.

Eine weitere Methode, die Flussgeschwindigkeiten in der Aorta zu bestimmen, ist neben der von uns verwendeten flussensitiven MRT-Messung der Einsatz dopplersonographischer Blutflussmessung. Dabei ermöglicht der Pulsed-Wave-Doppler Modus die gezielte Darstellung des zu untersuchenden Gefäßes und gleichzeitig die Registrierung von auftretenden Blutflussgeschwindigkeiten. So erhobene Daten zeigten einen signifikanten Anstieg der Flussgeschwindigkeit in der Aorta descendens verglichen mit der Aorta ascendens. Poutanen et al [65] zeigten dies in einer Studie von 2003 an 168 gesunden Kindern und Jugendlichen. Die durchschnittlichen Geschwindigkeiten stiegen dabei von 78 cm/s – 81 cm/s in der AAo auf 83 cm/s – 94 cm/s in der DAo an. Auch in unserer Studie waren die Geschwindigkeiten im Durchschnitt in der Aorta descendens höher als in der Aorta ascendens.

4.2.1 Messungen über die gesamte Aortenquerschnittsfläche

In der Patientengruppe mit sehr guter Lagequalität des Stentgrafts gab es kaum Unterschiede in den gemessenen Geschwindigkeiten des Blutflusses in der thorakalen Aorta. Verglichen mit der AAo kam es zu einer leichten Geschwindigkeitszunahme in der DAo. Die Werte lagen zwischen 48,30 cm/s und 59,26 cm/s.

Hope et al [34] berichteten ebenfalls über die Flussgeschwindigkeiten bei Patienten, die unter einem Aneurysma in der aufsteigenden Aorta litten und denen von gesunden Probanden. Sie beschrieben, welchen Einfluss anatomische Strukturveränderungen der Aorta auf die dort herrschenden Strömungsverhältnisse- und Geschwindigkeiten haben. Die Messung der Rohdaten fand wie auch in unserer und den zuvor angesprochenen Studien mit einem MRT statt. Die Auswertung erfolgte mit Hilfe eines Softwareprogramms, vergleichbar mit dem von uns verwendeten Programm GTFlow®. Gemessen wurde in der Aorta ascendens, im Aortenbogen distal des Abgangs der linken Arteria communis und in der Aorta decendens. Bei den Gesunden lagen die durchschnittlichen Geschwindigkeiten während der Austreibungsphase im aufsteigenden Teil der Hauptschlagader bei 48,4 cm/s, im Aortenbogen bei 40,2 cm/s und in der Aorta descendens bei 53,1 cm/s. Bei den Patienten mit Aortenaneurysma lagen die Geschwindigkeiten in der Aorta ascendens bei 25,7 cm/s, im Aortenbogen bei 43,7 cm/s und in der Aorta descendens bei 45,0 cm/s.

Die gemessenen Werte der Flussgeschwindigkeiten der gesunden Probanden dieser Studie stimmten mit denen, die wir bei unseren Patienten mit Stents in sehr guter Lage im Gesamtquerschnitt gemessen hatten (zwischen 48,30 cm/s und 59,26 cm/s), gut überein. Man könnte also annehmen, dass ein in optimaler Position implantierter Endograft keine oder nur geringe Auswirkung auf die Flussgeschwindigkeiten in der Aorta mit sich bringt.

4.2.2 Messungen an der äußeren Kurvatur

4.2.2.1 Messungen unabhängig von der Lagequalität des Stentgrafts

Eine gezielte Betrachtung der Flussgeschwindigkeiten an der äußeren Kurvatur der Aorta oder innerhalb eines throrakalen Aortenstents gibt es wie schon erwähnt in der aktuellen Literatur nicht. Die in anderen Studien mittels MRT erhobenen Flussprofile den gesamten Aortenquerschnitt betreffend, zeigten bei Gesunden einen Abfall der Geschwindigkeit im Aortenbogen [23, 34]. Im Gegensatz dazu stieg in unserer Arbeit nach einem Minimalwert in der Aorta ascendens die Geschwindigkeit im mittleren Stentabschnitt an. Zur Aorta descendens fielen die gemessenen Werte wieder leicht ab.
Grund für eine Erhöhung der Geschwindigkeit speziell an der äußeren Kurvatur im mittleren Stentabschnitt könnte der längere Weg sein, den das Blut hier im Vergleich zur inneren Kurvatur zurückzulegen hat. Die Flüssigkeit muss demnach schneller fließen, um dem Gesetz der Kontinuität (siehe 4.2.2.2) zu entsprechen. Ein weiterer, jedoch wesentlich unbedeutender Grund könnte auch der Anstieg des Blutvolumens an der äußeren Kurvatur sein. Dieser Anstieg, durch die im Aortenbogen auf das Blut wirkenden Zentrifugalkräfte bedingt, führt ebenso zu einer erhöhten Flussgeschwindigkeit.

4.2.2.2 Messungen abhängig von der Lagequalität des Stentgrafts

Alle Messungen, unabhängig der Lagequalität des Stentsgrafts, wiesen in der Aorta ascendens Geschwindigkeiten zwischen 49,24 cm/s und 61,90 cm/s auf. Hier waren keine großen Unterschiede zu erwarten, da dieser Messpunkt so weit vor dem implantierten Stentgraft liegt, dass dieser die Strömungsverhältnisse nicht beeinflusste.
Die Flussgeschwindigkeiten in der Aorta descendens unterschieden sich interessanterweise je nach Stentlage. Dabei galt, je schlechter die Lagequalität, desto höher die, in der DAo gemessenen Geschwindigkeiten.

Die avgTpvel für Stents in sehr guter Lage lagen im Bereich zwischen 47,83 cm/s und 62,26 cm/s. Im Verlauf der thorakalen Aorta fanden sich keine größeren Differenzen in der Geschwindigkeit, sie war annähernd konstant. Dies ließ auf einen homogenen Blutfluss schließen. Diese Annahme wurde auch durch die Visualisierung der Blutströmung, wie sie in Abbildung 12 gezeigt ist, gestützt. Die von uns gemessenen Daten bei Patienten mit bestmöglicher Stentlage entsprachen in etwa denen von Gesunden in anderen Studien, hier allerdings über den gesamten Aortenquerschnitt gemessen [23, 34, 82].

Bei Patienten mit Stents in guter und mäßiger Lage ergaben sich mit einem Geschwindigkeitspeak im mittleren Abschnitt ähnliche Kurvenverläufe wie bei denen mit sehr guter Lage. Allerdings waren die Absolutwerte der gemessenen Geschwindigkeiten höher. Insbesondere bei Stents in mäßiger Lage waren die im distalen Stentabschnitt und in der Aorta descendens gemessenen Werte vergleichsweise hoch. Dies könnte durch die schlechtere Position des implantierten Endografts in der thorakalen Aorta bedingt sein.

Das Geschwindigkeitsmaximum der beiden Patienten mit schlechtem Lagetyp lag mit 180,80 cm/s im proximalen Abschnitt des Stents. Dies war auf den steilen Aortenbogen, und den daraus resultierenden, weit in die Aorta ascendens hineinragenden, proximalen Stentabschnitt zurückzuführen, Dadurch kam es dort zu einer Verengung des Aortenlumens (siehe auch Abbildung 13 und Abbildung 14). Hier galt das Venturi Prinzip [63], bei dem sich die Fließgeschwindigkeit einer durch ein Rohr strömenden Flüssigkeit umgekehrt proportional zu einem sich veränderten Rohrquerschnitt verhält. Folglich ist die Geschwindigkeit des Fluids am engsten Querschnitt des Rohres, am größten. Das Kontinuitätsgesetz besagt, dass aus jedem beliebigen Rohrabschnitt dieselbe Fluidmenge aus- wie auch eintritt. Eine Engstelle im Gefäß muss demnach mit demselben Blutfluss passiert werden, wie er auch davor oder danach vorkommt. Folglich muss sich die Flussgeschwindigkeit beim Passieren der Stenose erhöhen. Da diese durch den proximalen Stentabschnitt bedingt war, erreichte das Blut hier die höchsten Geschwindigkeiten. Hinter der Engstelle, also zur Aorta descendens hin fielen die Werte wieder ab. Bei den in Abbildung 21 gezeigten Kurven handelte es sich um die in 4.1 beschriebene, junge Patientin, die aufgrund der schlechten Stentlage erneut operiert werden musste.

Letztendlich konnte in unserer Studie ein Zusammenhang zwischen auftretenden Flussgeschwindigkeiten und der Lage der implantierten Stentgrafts gezeigt werden. Besonders die Unterschiede zwischen Stents in sehr guter Lage und Stents in schlechter Lage waren deutlich zu sehen. Einerseits die hohen Spitzengeschwindigkeiten am proximalen Stentabschnitt, aber auch die erhöhten Geschwindigkeiten über die gesamte thorakale Aorta ließen durchaus Rückschlüsse zu, in welcher Lagequalität der Stent eingebracht wurde. Allerdings sollte beachtet werden, dass aufgrund der geringen Fallzahlen, insbesondere bei Patienten mit schlechter Stentpostion (n=2), es Schwierigkeiten bereitete, allgemein gültige Aussagen zu treffen.

4.2.2.3 Messungen abhängig vom implantierten Stenttyp

Die gemessenen Werte für die mittlere Geschwindigkeit variierten zwischen den beiden untersuchten Stenttypen kaum. Der Verlauf der Kurven über die einzelnen Aortenabschnitte ist ähnlich. Beide Kurven haben ihr Maximum im mittleren Stentabschnitt, die Geschwindigkeit fällt sowohl nach proximal als auch distal ab. Obwohl die fehlende Verkleidung der „bare springs“ des Medtronic Valiant® auf eine geringere Reduzierung des Aortenlumens als bei dem Gore TAG® Excluder schließen lässt, konnten in dieser Arbeit keine grundlegenden Unterschiede in den Flussgeschwindigkeiten zwischen den beiden Stentgrafts festgestellt werden. Die Unterschiede zwischen den Stenttypen und den verwendeten Materialien scheinen somit keinen Einfluss auf die auftretenden Geschwindigkeiten zu haben.
Auch wenn die absoluten Maximalwerte in unserer Arbeit bei einem Stent des Typs Gore TAG® Excluder im Bereich der Aorta ascendens auftraten, waren die Fallzahlen zu gering um eine Aussage zu treffen. In der aktuellen Literatur wurden keine ähnlichen Studien gefunden, somit war ein Vergleich der Ergebnisse nicht möglich.

4.2.2.4 Repetitive Analysen

Insgesamt wurden bei sechs Patienten nach ATAR an der Klinik für Innere Medizin II die Flussgeschwindigkeiten in der Aorta mehr als einmal bestimmt. Zwei von diesen Patienten wurden ein zweites Mal untersucht, vier von ihnen sogar drittes Mal. Bei allen repetitiven Analysen konnten die Kurvenverläufe des Blutflusses reproduziert werden. Die Verläufe der Kurven jedes Patienten, verglichen mit denen der Voruntersuchung waren dieselben. Dies deutete darauf hin, dass für die flusssensitive MRT und die Auswertung der Daten mit Hilfe des Softwareprogramms GTFlow® eine gute Reproduzierbarkeit herrscht.
Die ermittelten Absolutwerte schwankten zwischen den einzelnen Messungen.
Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Flussgeschwindigkeiten, die zwar hauptsächlich von der Anatomie der thorakalen Aorta bzw. der Beschaffenheit und/oder Position des Stents in vivo abhängig sind, zumindest geringfügig auch durch andere Faktoren beeinflusst werden können. Das vom Herzen ausgeworfenen Blutvolumen spielt hier z.B. eine Rolle. Diese Faktoren unterliegen gewissen physiologischen Schwankungen. Mit Hilfe identischer Messbedingungen konnten diese störenden Einflussgrößen jedoch konstant gehalten werden.
In unserer Arbeit wurde gerade bei den repetitiven Messungen großen Wert auf mögliche Veränderungen der Flussgeschwindigkeiten im Aortenbogen über den Zeitraum mehrerer Monate bis Jahre gelegt. Besonderes Augenmerk galt dabei dem proximalen und mittleren Stentabschnitt von Endografts in schlechter oder mäßiger Position. Grund dafür, waren die in der Literatur bisher vereinzelt beschriebenen, sogenannte Stentgraftkompressionen, die 8 Tage bis 8 Wochen nach Implantation auftreten können [56, 76]. Dabei wird der, aufgrund des hohen inneren Strömungsdrucks in der Aorta nicht dem inneren Radius des Aortenbogens anliegende Stent, von der Innenwand abgelöst. Er wird gegen die Außenwand gedrückt und hat einen kompletten funktionellen Aortenverschluss mit oftmals letalem Ausgang zur Folge. Gerade bei Jugendlichen mit engem Radius des Aortenbogens zeigen angiographische Bilder unmittelbar nach Implantation deutliche Diskonformitäten des proximalen Stentabschnittes. Hier besteht

aufgrund der hohen Geschwindigkeiten die Gefahr einer Ablösung und darauf folgender Kompression der Aorta.
Bei keinem der in unserer Studie mehrmals untersuchten Patienten nach ATAR veränderte sich das Flussverhalten des Blutes in der Aorta bzw. in dem Endograft drastisch. Der Mittelwert des vergangenen Zeitraums zwischen OP und Messung betrug 42,56 Monate. Das Auftreten einer Stengraftkompression mehr als 8 Wochen nach Implantationszeitpunkt kann dadurch nicht ausgeschlossen werden, wäre aber unwahrscheinlich. Interessant wäre es zu sehen, wie sich die Flussgeschwindigkeiten vor, während und auch nach einer solchen Stentgraftkompression verhalten. Da dieses Ereignis jedoch ohnehin nur sehr selten und unvorhersehbar eintritt, ist dies nicht zu realisieren.

4.2.3 Messungen an der inneren Kurvatur

Bei allen Patienten kam es zu einem Geschwindigkeitsabfall des Blutes an der inneren Kurvatur auf Höhe des proximalen Stentabschnittes. Grund war der in die Aorta ascendens hineinragende Stentabschnitt und die daraus resultierende Einengung des Aortenlumens. Dies führte zu einer Erhöhung der Flussgeschwindigkeit nahe der äußeren Aortenkurvatur, dementsprechend verringerte sich die Geschwindigkeit an der inneren Kurvatur. Der Fluss des Blutes war direkt hinter dem Hindernis verlangsamt. Je schlechter die Lage des implantierten Stents, desto ausgeprägter war der gemessene Geschwindigkeitsabfall. Aufgrund der kürzeren Wegstrecke kam es im Vergleich zur äußeren Kurvatur ebenfalls zu einer Verringerung der Geschwindigkeit an der inneren Kurvatur. Im weiteren Verlauf der Aorta stiegen die Werte wieder an. Eine Aussage über den Zusammenhang zwischen Stentlage und den an der inneren Kurvatur gemessenen Flussgeschwindigkeiten war nicht möglich. Dazu gab es zu viele Störfaktoren, wie retrograde Flüsse oder hinter der durch den Stent bedingten Stenose, auftretenden Verwirbelungen. Rückströme und Wirbelbildungen an der inneren Kurvatur des Aortenbogens wurden bereits in mehreren Studien nachgewiesen [9, 34, 37]. Vergleichbare Messungen und Werte fanden sich in der aktuellen Literatur keine.

4.3 Fehlerquellen und Limitationen

Da die Auswertung der Flussdaten mit Hilfe des Softwareprogramms GTFlow® über viele Einzelschritte erfolgte, ergaben sich Fehlerquellen. Die fünf zur Auswertung eingebrachten Messachsen in der Aorta ascendens, im proximalen, mittleren und distalen Stentabschnitt und in der Aorta descendens, mussten senkrecht auf die Aorta gelegt werden. Besonders am Übergang zwischen aufsteigender Aorta und Aortenbogen war dies aufgrund der anatomischen Verhältnisse relativ schwierig.

Eine falsche oder ungenaue Ausrichtung der Messachse führte unweigerlich zu einer Fehlbestimmung der Flussgeschwindigkeiten. Dabei änderte sich der Messwert mit dem Kosinus der Abweichung von der Senkrechten. Überdies war es aufgrund der interindividuellen anatomischen Unterschiede nicht immer möglich, die Messachsen an exakt derselben Stelle der Aorta zu platzieren.

Zusätzlich mussten die Konturen der Aortenwand und der Stentwand bei der Auswertung manuell nachgezeichnet werden. Da die Qualität der aufgenommenen Bilder nicht immer optimal war, führte das ebenfalls zu Schwierigkeiten und möglichen Fehlern.

Für die MRT konnte bereits in früheren Untersuchungen das hohe Maß an Zuverlässigkeit und Genauigkeit für Messungen der Flussdaten in den großen Gefäßen nachgewiesen werden [67]. Für eine weitere Verbesserung bedarf es einer Optimierung des Atemnavigators und der EKG-Triggerung. Eine Verringerung der atmungsbedingten Bewegungsartefakte könnte z.B. durch ein verkleinertes Akzeptanzfenster des Atemnavigators erreicht werden. Dies würde ebenso wie eine höhere räumliche Auflösung der flusssensitiven MRT-Messung zu einer längeren Messdauer führen.

Die Flussmessungen wurden im Rahmen unserer Studie zu Beginn ohne Kontrastmittel durchgeführt. Dadurch konnten eventuelle Nebenwirkungen vermieden werden, die Ergebnisse waren allerdings ungenauer. Im weiteren Verlauf konnten Gefäße und andere Strukturen durch Einsatz von Kontrastmitteln besser dargestellt werden als das bei Nativ-Aufnahmen der Fall war.

Für die Unterschiede in der Größe der Standardabweichungen in unserer Arbeit gab es mehrere Erklärungen. Die geringe Fallzahl war ein Grund. Da nur bei zwei Patienten die Stents in schlechter Lage implantiert wurden, konnten hier lediglich

drei Messungen durchgeführt werden. In den Abbildungen, in denen die gesamten Messungen zusammengefasst dargestellt sind, sind die Standardabweichungen relativ groß (Abbildung 10, Abbildung 14). Hier sind die Geschwindigkeiten unabhängig von der Lagequalität gezeigt, dementsprechend groß sind die Unterschiede. Dies spiegelt sich insbesondere in den Geschwindigkeitswerten und Standardabweichungen am proximalen Stentabschnitt wieder, da sich hier die Bedeutung der Stentlage am deutlichsten bemerkbar macht. In Höhe der Aorta ascendens sind die Standardabweichungen dagegen eher klein, hier hatte die Lage des Endografts auf die auftretenden Geschwindigkeiten keinen oder nur geringen Einfluss. Ähnliches gilt für die Geschwindigkeiten, die in der Aorta descendens gemessen wurden.

Eine weitere Limitation unserer Studie bestand im Fehlen einer Kontrollgruppe. Es wäre wünschenswert, bei vergleichbaren zukünftigen Studien eine Kontrollgruppe mit einzuschließen, um durch ein Vergleichskollektiv eigenen Referenzwerte zu erhalten. Auch eine Erhöhung der Fallzahlen wäre, zumindest was die Ergebnisse einer wissenschaftlichen Studie betrifft, von Vorteil.

4.4 Schlussfolgerung

Insgesamt lieferte die flussensitive MRT-Messung bei Patienten nach endovaskulärer Therapie nach akuter traumatischer Aortenruptur wertvolle Informationen.

Bei der Auswertung der in den Nachuntersuchungen gemessenen Daten, zeigte sich ein Zusammenhang zwischen Stentgraftlage und den in der thorakalen Aorta auftretenden Flussgeschwindigkeiten. Dabei stiegen mit Verschlechterung der Stentlage die Geschwindigkeiten an. Dieser Anstieg war besonders im proximalen und mittleren Stentabschnitt ausgeprägt.

Einen Unterschied in den Flussprofilen zwischen den verwendeten Endografttypen Gore TAG® und Medtronic Valiant® konnte dagegen nicht gezeigt werden.

Patienten, die über mehrere Jahre hinweg wiederholt untersucht wurden, zeigten keine Veränderungen in den gemessenen Flussgeschwindigkeiten. Man kann

davon ausgehen, dass die Stents unserer Patienten sich im Laufe der Zeit in ihrer Position nicht oder kaum verändert haben. All dies schließt die Gefahr einer Stentgraftkompression für die Zukunft nicht aus, macht sie aber eher unwahrscheinlich. In den Abschnitten der Aorta, in denen erhöhte Flussgeschwindigkeiten auftreten, ist auch von einer erhöhten mechanischen Beanspruchung des Stentmaterials auszugehen. Da die meisten der von uns untersuchten Patienten relativ jung sind, ist von Überlebenszeiten bis zu 50 Jahren auszugehen. Das Alter, des sich am längsten in vivo befindlichen, von uns untersuchten Stent, betrug 9 Jahre. Daher muss die Frage, ob die implantierten Stentgrafts den mechanischen Belastungen auch über einen weitaus längeren Zeitraum gewachsen sind, in weiteren longitudinalen Studien beantwortet werden.

5 Zusammenfassung

Akute traumatische Aortenrupturen gehören zu den lebensbedrohlichsten Verletzungen im Rahmen von stumpfen Dezelerationstraumata wie Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großer Höhe, vergesellschaftet mit einer sehr hohen Mortalitätsrate bereits am Unfallort. Innerhalb der letzten Jahre wird die endovaskuläre Therapie zunehmend bei der Versorgung von polytraumatisierten Patienten mit aortalen Verletzungen eingesetzt.

20 Patienten, die zwischen März 1999 und November 2008 in der Klinik für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Ulm aufgrund einer Aortenruptur mit einer endovaskulär eingebrachten Stentprothese versorgt wurden, konnten in unsere Studie eingeschlossen werden. Dabei wurden 6 Frauen und 14 Männer, die zum Zeitpunkt des Unfalls im Alter zwischen 12 und 76 waren, untersucht. Bei den Herstellern der implantierten Endoprothesen handelte es sich um die Firmen Gore (n=11) und Medtronic (n=9).

In dieser Arbeit wurden die implantierten Endografts im Verlauf mit Hilfe eines 1,5 Tesla Magnetresonanztomographie-Systems untersucht und vermessen. Unser besonderes Interesse galt den vor, innerhalb und nach dem Stent auftretenden Flussgeschwindigkeiten des Blutes. Mit einer speziellen Software konnten die im Magnetresonanztomographen gewonnenen Daten quantifiziert und Strömungen visualisiert werden. Die Geschwindigkeiten wurden an der äußeren und inneren Kurvatur an jeweils fünf unterschiedlichen Stellen der thorakalen Aorta bestimmt. Die Daten wurden auf einen etwaigen Zusammenhang mit der Lagequalität und Typus der Endoprothese überprüft.

Im Laufe des Beobachtungszeitraums kam es bei keinem der untersuchten Patienten zu drastischen Veränderungen der gemessenen Geschwindigkeiten in der thorakalen Aorta bzw. innerhalb des Stentgrafts. Diese Konstanz der ermittelten Flussgeschwindigkeiten zeigte, dass sich die Position des Stents über die Jahre hinweg nur mininmal oder gar nicht verändert hat. Des Weiteren sprach sie für eine gute Reproduzierbarkeit der Messungen. Die erzielten Ergebnisse zeigten weiter, dass ein Zusammenhang zwischen Lage und den an der äußeren Aortenkurvatur auftretenden Geschwindigkeiten besteht. Besonders im proximalen und mittleren Stentabschnitt waren die gemessenen Geschwindigkeiten bei Stents

in schlechter Lagequalität gegenüber den Werten besser platzierter Prothesen stark erhöht.

Ein Unterschied in den Flussprofilen zwischen den beiden verwendeten Stenttypen konnte hingegen nicht gezeigt werden. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass der verwendete Typ weit weniger Auswirkung auf die Geschwindigkeiten hat, als die Lage, in der er implantiert wird.

Unklar bleibt jedoch weiterhin die Frage, wie sich die physiologischen Veränderungen der Aorta über einen Zeitraum von mehreren Jahrzehnten auf die Lage der Stents und damit auch auf die auftretenden Flussgeschwindigkeiten auswirken.

6 Literaturverzeichnis

1. Agostinelli A, Saccani S, Borrello B, Nicolini F, Larini P, Gherli T: Immediate endovascular treatment of blunt aortic injury: our therapeutic strategy. J Thorac Cardiovasc Surg 131: 1053-1057 (2006)

2. Amano Y, Takahama K, Kumita S: Non-contrast-enhanced MR angiography of the thoracic aorta using cardiac and navigator-gated magnetization-prepared three-dimensional steady-state free precession. J Magn Reson Imaging 27: 504-509 (2008)

3. Andrassy J, Weidenhagen R, Meimarakis G, Lauterjung L, Jauch KW, Kopp R: Stent versus open surgery for acute and chronic traumatic injury of the thoracic aorta: a single-center experience. J Trauma 60: 765-771; discussion 771-762 (2006)

4. Arpasi PJ, Bis KG, Shetty AN, White RD, Simonetti OP: MR angiography of the thoracic aorta with an electrocardiographically triggered breath-hold contrast-enhanced sequence. Radiographics 20: 107-120 (2000)

5. Bakker CJ, Bhagwandien R, Moerland MA, Fuderer M: Susceptibility artifacts in 2DFT spin-echo and gradient-echo imaging: the cylinder model revisited. Magn Reson Imaging 11: 539-548 (1993)

6. Baque P, Serre T, Cheynel N, Arnoux PJ, Thollon L, Behr M, Masson C, Delotte J, Berdah SV, Brunet C: An experimental cadaveric study for a better understanding of blunt traumatic aortic rupture. J Trauma 61: 586-591 (2006)

7. Baril DT, Jacobs TS, Marin ML: Surgery insight: advances in endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. Nat Clin Pract Cardiovasc Med 4: 206-213 (2007)

8. Bartels LW, Bakker CJ, Viergever MA: Improved lumen visualization in metallic vascular implants by reducing RF artifacts. Magn Reson Med 47: 171-180 (2002)

9. Bogren HG, Klipstein RH, Firmin DN, Mohiaddin RH, Underwood SR, Rees RS, Longmore DB: Quantitation of antegrade and retrograde blood flow in the human aorta by magnetic resonance velocity mapping. Am Heart J 117: 1214-1222 (1989)

10. Buecker A, Spuentrup E, Ruebben A, Gunther RW: Artifact-free in-stent lumen visualization by standard magnetic resonance angiography using a new metallic magnetic resonance imaging stent. Circulation 105: 1772-1775 (2002)

11. Camacho CR, Plewes DB, Henkelman RM: Nonsusceptibility artifacts due to metallic objects in MR imaging. J Magn Reson Imaging 5: 75-88 (1995)

12. Cavagna E, Berletti R, Schiavon F: In vivo evaluation of intravascular stents at three-dimensional MR angiography. Eur Radiol 11: 2531-2535 (2001)

13. Chewning RH, Murphy KJ: Gadolinium-based contrast media and the development of nephrogenic systemic fibrosis in patients with renal insufficiency. J Vasc Interv Radiol 18: 331-333 (2007)

14. Cowper S, *Nephrogenic Fibrosing Dermopathy [ICNSFR Website]*. 2001-2009. http://www.icnsfr.org. (14.03.2011)

15. Daenen G, Maleux G, Daenens K, Fourneau I, Nevelsteen A: Thoracic aorta endoprosthesis: the final countdown for open surgery after traumatic aortic rupture? Ann Vasc Surg 17: 185-191 (2003)

16. Duhaylongsod FG, Glower DD, Wolfe WG: Acute traumatic aortic aneurysm: the Duke experience from 1970 to 1990. J Vasc Surg 15: 331-342; discussion 342-333 (1992)

17. Dunham MB, Zygun D, Petrasek P, Kortbeek JB, Karmy-Jones R, Moore RD: Endovascular stent grafts for acute blunt aortic injury. J Trauma 56: 1173-1178 (2004)

18. Engellau L, Olsrud J, Brockstedt S, Albrechtsson U, Norgren L, Stahlberg F, Larsson EM: MR evaluation ex vivo and in vivo of a covered stent-graft for abdominal aortic aneurysms: ferromagnetism, heating, artifacts, and velocity mapping. J Magn Reson Imaging 12: 112-121 (2000)

19. Evans AJ, Blinder RA, Herfkens RJ, Spritzer CE, Kuethe DO, Fram EK, Hedlund LW: Effects of turbulence on signal intensity in gradient echo images. Invest Radiol 23: 512-518 (1988)

20. Fattori R, Buttazzi K, Russo V, Lovato L, Botta L, Gostoli V, Bartolini S, Di Bartolomeo R: Evolving concepts in the treatment of traumatic aortic injury. A review article. J Cardiovasc Surg (Torino) 48: 625-631 (2007)

21. Francois CJ, Tuite D, Deshpande V, Jerecic R, Weale P, Carr JC: Unenhanced MR angiography of the thoracic aorta: initial clinical evaluation. AJR Am J Roentgenol 190: 902-906 (2008)

22. Frydrychowicz A, Bley TA, Dittrich S, Hennig J, Langer M, Markl M: Visualization of vascular hemodynamics in a case of a large patent ductus arteriosus using flow sensitive 3D CMR at 3T. J Cardiovasc Magn Reson 9: 585-587 (2007)

23. Frydrychowicz A, Markl M, Hirtler D, Harloff A, Schlensak C, Geiger J, Stiller B, Arnold R: Aortic hemodynamics in patients with and without repair of aortic coarctation: in vivo analysis by 4D flow-sensitive magnetic resonance imaging. Invest Radiol 46: 317-325 (2011)

24. Frydrychowicz A, Schlensak C, Stalder A, Russe M, Siepe M, Beyersdorf F, Langer M, Hennig J, Markl M: Ascending-descending aortic bypass surgery in aortic arch coarctation: four-dimensional magnetic resonance flow analysis. J Thorac Cardiovasc Surg 133: 260-262 (2007)

25. Frydrychowicz A, Stalder AF, Russe MF, Bock J, Bauer S, Harloff A, Berger A, Langer M, Hennig J, Markl M: Three-dimensional analysis of segmental wall shear stress in the aorta by flow-sensitive four-dimensional-MRI. J Magn Reson Imaging 30: 77-84 (2009)

26. Frydrychowicz A, Weigang E, Langer M, Markl M: Flow-sensitive 3D magnetic resonance imaging reveals complex blood flow alterations in aortic Dacron graft repair. Interact Cardiovasc Thorac Surg 5: 340-342 (2006)

27. Fujikawa T, Yukioka T, Ishimaru S, Kanai M, Muraoka A, Sasaki H, Honma H, Koike S, Kawaguchi S: Endovascular stent grafting for the treatment of blunt thoracic aortic injury. J Trauma 50: 223-229 (2001)

28. Grobner T: Gadolinium--a specific trigger for the development of nephrogenic fibrosing dermopathy and nephrogenic systemic fibrosis? Nephrol Dial Transplant 21: 1104-1108 (2006)

29. Hilfiker PR, Quick HH, Debatin JF: Plain and covered stent-grafts: in vitro evaluation of characteristics at three-dimensional MR angiography. Radiology 211: 693-697 (1999)

30. Hilfiker PR, Quick HH, Schmidt M, Debatin JF: In vitro image characteristics of an abdominal aortic stent graft: CTA versus 3D MRA. Magma 8: 27-32 (1999)

31. Holmes JHt, Bloch RD, Hall RA, Carter YM, Karmy-Jones RC: Natural history of traumatic rupture of the thoracic aorta managed nonoperatively: a longitudinal analysis. Ann Thorac Surg 73: 1149-1154 (2002)

32. Hom JJ, Ordovas K, Reddy GP: Velocity-encoded cine MR imaging in aortic coarctation: functional assessment of hemodynamic events. Radiographics 28: 407-416 (2008)

33. Hoornweg LL, Dinkelman MK, Goslings JC, Reekers JA, Verhagen HJ, Verhoeven EL, Schurink GW, Balm R: Endovascular management of traumatic ruptures of the thoracic aorta: a retrospective multicenter analysis of 28 cases in The Netherlands. J Vasc Surg 43: 1096-1102; discussion 1102 (2006)

34. Hope TA, Markl M, Wigstrom L, Alley MT, Miller DC, Herfkens RJ: Comparison of flow patterns in ascending aortic aneurysms and volunteers using four-dimensional magnetic resonance velocity mapping. J Magn Reson Imaging 26: 1471-1479 (2007)

35. Iannelli G, Piscione F, Di Tommaso L, Monaco M, Chiariello M, Spampinato N: Thoracic aortic emergencies: impact of endovascular surgery. Ann Thorac Surg 77: 591-596 (2004)

36. Jahromi AS, Kazemi K, Safar HA, Doobay B, Cina CS: Traumatic rupture of the thoracic aorta: cohort study and systematic review. J Vasc Surg 34: 1029-1034 (2001)

37. Kilner PJ, Yang GZ, Mohiaddin RH, Firmin DN, Longmore DB: Helical and retrograde secondary flow patterns in the aortic arch studied by three-directional magnetic resonance velocity mapping. Circulation 88: 2235-2247 (1993)

38. Klipstein RH, Firmin DN, Underwood SR, Rees RS, Longmore DB: Blood flow patterns in the human aorta studied by magnetic resonance. Br Heart J 58: 316-323 (1987)

39. Kuo PH, Kanal E, Abu-Alfa AK, Cowper SE: Gadolinium-based MR contrast agents and nephrogenic systemic fibrosis. Radiology 242: 647-649 (2007)

40. Langanay T, Verhoye JP, Corbineau H, Agnino A, Derieux T, Menestret P, Logeais Y, Leguerrier A: Surgical treatment of acute traumatic rupture of the thoracic aorta a timing reappraisal? Eur J Cardiothorac Surg 21: 282-287 (2002)

41. Lange C, Odegard A, Lundbom J, Hatlinghus S, Myhre HO: Type III endoleak from a thoracic aortic stent-graft. J Endovasc Ther 9: 535-538 (2002)

42. Lebl DR, Dicker RA, Spain DA, Brundage SI: Dramatic shift in the primary management of traumatic thoracic aortic rupture. Arch Surg 141: 177-180 (2006)

43. Lenhart M, Volk M, Manke C, Nitz WR, Strotzer M, Feuerbach S, Link J: Stent appearance at contrast-enhanced MR angiography: in vitro examination with 14 stents. Radiology 217: 173-178 (2000)

44. Lettinga-van de Poll T, Schurink GW, De Haan MW, Verbruggen JP, Jacobs MJ: Endovascular treatment of traumatic rupture of the thoracic aorta. Br J Surg 94: 525-533 (2007)

45. Lohan DG, Krishnam M, Saleh R, Tomasian A, Finn JP: MR imaging of the thoracic aorta. Magn Reson Imaging Clin N Am 16: 213-234, viii (2008)

46. Marckmann P, Skov L, Rossen K, Dupont A, Damholt MB, Heaf JG, Thomsen HS: Nephrogenic systemic fibrosis: suspected causative role of gadodiamide used for contrast-enhanced magnetic resonance imaging. J Am Soc Nephrol 17: 2359-2362 (2006)

47. Markl M, Draney MT, Hope MD, Levin JM, Chan FP, Alley MT, Pelc NJ, Herfkens RJ: Time-resolved 3-dimensional velocity mapping in the thoracic aorta: visualization of 3-directional blood flow patterns in healthy volunteers and patients. J Comput Assist Tomogr 28: 459-468 (2004)

48. Merkle EM, Klein S, Kramer SC, Wisianowsky C: MR angiographic findings in patients with aortic endoprostheses. AJR Am J Roentgenol 178: 641-648 (2002)

49. Merkle EM, Klein S, Wisianowsky C, Boll DT, Fleiter TR, Pamler R, Gorich J, Brambs HJ: Magnetic resonance imaging versus multislice computed tomography of thoracic aortic endografts. J Endovasc Ther 9 Suppl 2: II2-13 (2002)

50. Mitchell RS, Miller DC, Dake MD, Semba CP, Moore KA, Sakai T: Thoracic aortic aneurysm repair with an endovascular stent graft: the "first generation". Ann Thorac Surg 67: 1971-1974; discussion 1979-1980 (1999)

51. Moainie SL, Neschis DG, Gammie JS, Brown JM, Poston RS, Scalea TM, Griffith BP: Endovascular stenting for traumatic aortic injury: an emerging new standard of care. Ann Thorac Surg 85: 1625-1629; discussion 1629-1630 (2008)

52. Nakajima N, Masuda M, Ichinose M, Ando M: A new method for the treatment of graft infection in the thoracic aorta: in situ preservation. Ann Thorac Surg 67: 1994-1996; discussion 1997-1998 (1999)

53. Nio D, Vos PM, de Mol BA, Ponsen KJ, Reekers JA, Balm R: Emergency endovascular treatment of thoracic aortic rupture in three accident victims with multiple injuries. J Endovasc Ther 9 Suppl 2: II60-66 (2002)

54. Orend KH, Kotsis T, Scharrer-Pamler R, Kapfer X, Liewald F, Gorich J, Sunder-Plassmann L: Endovascular repair of aortic rupture due to trauma and aneurysm. Eur J Vasc Endovasc Surg 23: 61-67 (2002)

55. Orend KH, Scharrer-Pamler R, Kapfer X, Liewald F, Görich J, Sunder-Plassmann L: [Endoluminal stent-assisted management of acute traumatic aortic rupture]. Chirurg 73 %W http://view.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12149945: 595-600 (2002)

56. Orend KH, Zarbis N, Schelzig H, Halter G, Lang G, Sunder-Plassmann L: Endovascular treatment (EVT) of acute traumatic lesions of the descending thoracic aorta--7 years' experience. Eur J Vasc Endovasc Surg 34: 666-672 (2007)

57. Orford VP, Atkinson NR, Thomson K, Milne PY, Campbell WA, Roberts A, Goldblatt J, Tatoulis J: Blunt traumatic aortic transection: the endovascular experience. Ann Thorac Surg 75: 106-111; discussion 111-102 (2003)

58. Ott MC, Stewart TC, Lawlor DK, Gray DK, Forbes TL: Management of blunt thoracic aortic injuries: endovascular stents versus open repair. J Trauma 56: 565-570 (2004)

59. Ouriel K, Greenberg RK: Endovascular treatment of thoracic aortic aneurysms. J Card Surg 18: 455-463 (2003)

60. Parmley LF, Mattingly TW, Manion WC, Jahnke EJ, Jr.: Nonpenetrating traumatic injury of the aorta. Circulation 17: 1086-1101 (1958)

61. Pate JW, Fabian TC, Walker W: Traumatic rupture of the aortic isthmus: an emergency? World J Surg 19: 119-125; discussion 125-116 (1995)

62. Patel NH, Stephens KE, Jr., Mirvis SE, Shanmuganathan K, Mann FA: Imaging of acute thoracic aortic injury due to blunt trauma: a review. Radiology 209: 335-348 (1998)

63. Paus HJ: Physik in Experimenten und Beispielen. Carl Hanser, München Wien, S. 223-226 (1995)

64. Peterson BG, Matsumura JS, Morasch MD, West MA, Eskandari MK: Percutaneous endovascular repair of blunt thoracic aortic transection. J Trauma 59: 1062-1065 (2005)

65. Poutanen T, Tikanoja T, Sairanen H, Jokinen E: Normal aortic dimensions and flow in 168 children and young adults. Clin Physiol Funct Imaging 23: 224-229 (2003)

66. Pujadas S, Reddy GP, Weber O, Tan C, Moore P, Higgins CB: Phase contrast MR imaging to measure changes in collateral blood flow after stenting of recurrent aortic coarctation: initial experience. J Magn Reson Imaging 24: 72-76 (2006)

67. Rebergen SA, van der Wall EE, Doornbos J, de Roos A: Magnetic resonance measurement of velocity and flow: technique, validation, and cardiovascular applications. Am Heart J 126: 1439-1456 (1993)

68. Reddy VS: Endovascular approaches for traumatic thoracic aortic injury: immediate versus delayed therapy. J Trauma 62: S23 (2007)

69. Safi HJ, Taylor PR: Open surgery for thoracic aortic disease. Heart 89: 825-826 (2003)

70. Samtleben W: [Nephrogenic systemic fibrosis]. Nephrogene systemische Fibrose. Radiologe 47: 778-784 (2007)

71. Scaglione M, Pinto A, Pinto F, Romano L, Ragozzino A, Grassi R: Role of contrast-enhanced helical CT in the evaluation of acute thoracic aortic injuries after blunt chest trauma. Eur Radiol 11: 2444-2448 (2001)

72. Schenck JF: The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. Med Phys 23: 815-850 (1996)

73. Shellock FG, Shellock VJ: Metallic stents: evaluation of MR imaging safety. AJR Am J Roentgenol 173: 543-547 (1999)

74. Sinclair DS: Traumatic aortic injury: an imaging review. Emerg Radiol 9: 13-20 (2002)

75. Smith MD, Cassidy JM, Souther S, Morris EJ, Sapin PM, Johnson SB, Kearney PA: Transesophageal echocardiography in the diagnosis of traumatic rupture of the aorta. N Engl J Med 332: 356-362 (1995)

76. Sunder-Plassmann L, Orend KH: Stentgrafting of the thoracic aorta-complications. J Cardiovasc Surg (Torino) 46: 121-130 (2005)

77. Tang GL, Tehrani HY, Usman A, Katariya K, Otero C, Perez E, Eskandari MK: Reduced mortality, paraplegia, and stroke with stent graft repair of blunt aortic transections: a modern meta-analysis. J Vasc Surg 47: 671-675 (2008)

78. Teitelbaum GP, Bradley WG, Jr., Klein BD: MR imaging artifacts, ferromagnetism, and magnetic torque of intravascular filters, stents, and coils. Radiology 166: 657-664 (1988)

79. van Herwaarden JA, Muhs BE, Vincken KL, van Prehn J, Teutelink A, Bartels LW, Moll FL, Verhagen HJ: Aortic compliance following EVAR and the influence of different endografts: determination using dynamic MRA. J Endovasc Ther 13: 406-414 (2006)

80. von Oppell UO, Dunne TT, De Groot MK, Zilla P: Traumatic aortic rupture: twenty-year metaanalysis of mortality and risk of paraplegia. Ann Thorac Surg 58: 585-593 (1994)

81. Wang GJ, Fairman RM: Endovascular repair of the thoracic aorta. Semin Intervent Radiol 26: 17-24 (2009)

82. Weigang E, Kari FA, Beyersdorf F, Luehr M, Etz CD, Frydrychowicz A, Harloff A, Markl M: Flow-sensitive four-dimensional magnetic resonance imaging: flow patterns in ascending aortic aneurysms. Eur J Cardiothorac Surg 34: 11-16 (2008)

83. White GH, May J, Waugh RC, Chaufour X, Yu W: Type III and type IV endoleak: toward a complete definition of blood flow in the sac after endoluminal AAA repair. J Endovasc Surg 5: 305-309 (1998)

84. White GH, Yu W, May J, Chaufour X, Stephen MS: Endoleak as a complication of endoluminal grafting of abdominal aortic aneurysms: classification, incidence, diagnosis, and management. J Endovasc Surg 4: 152-168 (1997)

85. Zipfel B, Krabatsch T, Hammerschmidt R, Buz S, Hetzer R: Stentgraftimplantationen im Aortenbogen - Neue Prothesen bieten neue Möglichkeiten. Zeitschrift für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie 20: 1-8 (2006)

7 Danksagung

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Orend für die Überlassung des interessanten Dissertationsthemas, die Korrektur des Manuskripts und die Übernahme der Berichterstattung.
Besonderer Dank gilt Herrn Dr. Oberhuber für die ausgezeichnete Betreuung, die erheblich zum schnellen Verfassen dieser Arbeit beigetragen hat.
Bei Prof. Dr. Rasche möchte ich mich für die Hilfe bei allen, jedoch insbesondere die Physik betreffenden Fragen bedanken.
Ein Dank gilt meiner Familie für die langjährige Geduld und Unterstützung und meinen Freunden Daniel, Max, Jojo, Mitch, Nina und Basti, Thea und Alex und ganz besonders der Lucie aus dem bayrischen Wald.

8 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name:	Schahbasian, David
Anschrift:	Brahmsstrasse 4
	74321 Bietigheim
Geburtsdatum:	04.Juni 1981
Geburtsort:	Ludwigsburg
Familienstand:	ledig

Schulausbildung

1987 - 1991	Grundschule Bietigheim
1991 – 2000	Gymnasium im Ellental Bietigheim
Frühjahr 2000	Erwerb der Allgemeinen Hochschulreife

Hochschulbildung

2001 - 2004	Studium der technischen Biologie,
	Universität Stuttgart-Vaihingen
2004	Vordiplom technische Biologie
2004 - 2010	Studium der Humanmedizin, Universität Ulm
Nov 2010	Staatsexamen Humanmedizin

Beruflicher Werdegang

Seit 2012	Berufsgenossenschaftliches Unfallkrankenhaus
	Hamburg, Abteilung für Anästhesie, Intensiv- und
	Rettungsmedizin

Promotion

Seit 2011 Dissertation bei Prof. Dr. Orend

Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie, Universitätsklinikum Ulm