

Quantitative Signal- und Artefaktuntersuchungen  
zur Kategorisierung von Gefäßendoprothesen in vitro –  
Möglichkeiten der kontrastverstärkten 3D- Magnetresonanz-Angiographie  
im Vergleich zur Computertomographie

Von der Medizinischen Fakultät  
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen  
zur Erlangung des akademischen Grades  
eines Doktors der Medizin  
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Matthias Christian Hütten

aus

Düren

Berichter: Herr Professor  
Dr. med. Arno Bücken

Herr Universitätsprofessor  
Dr. med. Gerhard Heimann

Tag der mündlichen Prüfung: 29. Mai 2006

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek online verfügbar.



## **1. Einleitung**

### 1.1 Magnetresonanztomographie (MRT) und –angiographie (MRA)

### 1.2 Motivation und Zielsetzung

## **2. Theoretische Grundlagen**

### 2.1 Das abdominelle Aortenaneurysma

#### 1.1.1 Pathologie und Pathophysiologie

#### 1.1.2 Therapie des Bauchaortenaneurysmas

### 2.2 Die Rolle der Bildgebung

#### 2.2.1 Die Notwendigkeit präinterventioneller Bildgebung

#### 2.2.2 Die Notwendigkeit postinterventioneller Bildgebung

### 2.3 Bildgebende Verfahren und ihre Einschränkungen

#### 2.3.1 Computertomographie (CT)

##### *2.3.1.1 Das Verfahren und seine Anwendung*

##### *2.3.1.2 Stent-bedingte Artefakte*

##### *2.3.1.3 Limitationen des CT*

#### 2.3.2 Magnetresonanztomographie (MR)

##### *2.3.2.1 Das Verfahren und seine Anwendung*

##### *2.3.2.2 Stent-bedingte Artefakte*

##### *2.3.2.3 Limitationen des MR*

#### 2.3.3 Weitere bildgebende Verfahren

## **3. Material und Methoden**

### 3.1 Material

#### 3.1.1 Untersuchungsmaterial

##### *3.1.1.1 Aortengrafts*

##### *3.1.1.2 Stents*

#### 3.1.2 Untersuchungsaufbau

##### *3.1.2.1 Geräte*

##### *3.1.2.2 Kontrastmittel*

##### *3.1.2.3 Hilfsmittel*

### 3.2 Methoden

#### 3.2.1 MR-Untersuchungen

##### *3.2.1.1 Optimierung einer geeigneten 3D-MRA Sequenz nach endovaskulärer BAA-Therapie*

##### *3.2.1.2 Artefaktbestimmung*

###### *3.2.1.2.1 Aortengrafts*

###### *3.2.1.2.2 Stents*

#### 3.2.2 Auswertung der MR-Untersuchungen

##### *3.2.2.1 Lineare Parameter: Innendurchmesser, Außendurchmesser, Stentstrebendicke*

##### *3.2.2.2 Bildqualität*

### 3.2.3 CT-Untersuchungen

### 3.2.4 Auswertung der CT-Untersuchungen

3.2.4.1 *Lineare Parameter: Innendurchmesser, Außendurchmesser, Stentstrebendicke*

3.2.4.2 *Bildqualität*

## 3.3 Statistische Auswertung

### 3.3.1 Statistische Methoden

### 3.3.2 Fehlerabschätzung

## **4. Ergebnisse**

### 4.1 Optimierung der Sequenzparameter

### 4.2 MR-Untersuchungen

#### 4.2.1 Aortengrafts

4.2.1.1 *Lineare Auswertung: Innendurchmesser, Außendurchmesser, Stentstrebendicke*

4.2.1.2 *Bildqualität*

#### 4.2.2 Stents

### 4.3 CT-Untersuchungen

#### 4.3.1 Aortengrafts

4.3.1.1 *Lineare Auswertung: Innendurchmesser, Außendurchmesser, Stentstrebendicke*

4.3.1.2 *Bildqualität*

#### 4.3.2 Stents

### 4.4 Fehlerabschätzung

## **5. Diskussion**

### 5.1 Einfluß verschiedener Sequenzparameter auf das Artefaktverhalten von Aortenstents in 3D-MRA-Sequenzen

### 5.2 Artefakte verschiedener Prothesen im MR

### 5.3 Artefakte verschiedener Prothesen im CT und mögliche Einflußfaktoren

### 5.4 Vergleich von 3D CE MRA und CTA

### 5.5 Mögliche Fehler und Besonderheiten der Methode

### 5.6 Ausblick

## **6. Zusammenfassung**

## **7. Literaturverzeichnis**

## **8. Abbildungsverzeichnis**

## **9. Danksagung**

## **Appendix A**

## **Appendix B**

## **Appendix C**

## 1. Einleitung

### 1.1 Magnetresonanztomographie (MRT) und –angiographie (MRA)

Die Magnetresonanztomographie (MRT) hat sich nicht erst seit der Verleihung des Nobelpreises für Medizin an ihre maßgeblichen Entwickler, Paul Lauterbur und Peter Mansfield, im Jahre 2003 als schonendes Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung etabliert.

Das diagnostische Potential der MRT ist vielseitig. Im Gegensatz zu anderen bildgebenden Verfahren kann sie verschiedene gewebespezifische Parameter unterschiedlich gewichten und so unterschiedliche Bildkontraste erzeugen. Auch erlaubt sie in der dreidimensionalen Bildgebung eine Datenerhebung in jeder gewünschten Orientierung. Die Liste der Meßmöglichkeiten ist lang und reicht von der Protonendichtemessung über die Bestimmung der longitudinalen (T1) und transversalen (T2) Relaxation bis hin zur Messung von Parametern wie Diffusion und Perfusion.

Eine Sonderform der MRT stellt die MR-Angiographie (MRA) dar. Bei der klassischen MRA wird die Bewegungssensitivität der Kernspintomographie genutzt. Man unterscheidet die Inflow- („Time-of-Flight“-) Methode, die auf dem Einfluß der Bewegung auf die Signalamplitude beruht, und die „Phasenkontrast“-Methode, die den Einfluß der Bewegung auf die Signalphase des magnetischen Kernresonanzsignals widerspiegelt.

Die Darstellung der Arterien gelingt überzeugend seit der Entwicklung der kontrastverstärkten 3D-MRA. Sie beruht auf der Darstellung von im arteriellen Blut befindlichem, intravenös verabreichtem Kontrastmittel. Durch die Nutzung von Hochleistungsgradientensystemen kann ein großvolumiger 3D-Datensatz atemangehalten aufgenommen werden.

Der gute Gefäßkontrast und die Dreidimensionalität erlauben flußunabhängig die Darstellung z.B. der Aorta. Auch die Abgänge der Mesenterial- und Nierenarterien sind identifizierbar. Pathologien wie z.B. Aneurysmata können diagnostiziert werden, bei Dissektionen ist die Unterscheidung zwischen echtem und falschem Lumen eindeutig möglich. Wird die Indikation zur Therapie gestellt, ist präinterventionell die Suche nach Thromben und die genaue Ausdehnungsbestimmung des Aneurysmas möglich [1][2], weshalb die MRA zur Eingriffsplanung geeignet ist [2][3].

Erfolgt die Therapie eines Bauchortenaneurysmas mit Hilfe endoluminal applizierter Aortengrafts, ergeben sich postinterventionell Besonderheiten hinsichtlich der bildgebenden Diagnostik, auf die im folgenden näher eingegangen wird.

## 1.2 Motivation und Zielsetzung

Das Ziel dieser Arbeit ist zu untersuchen, inwieweit die kontrastverstärkte 3D-Magnetresonanz-Angiographie zur postinterventionellen Kontrolle endoluminal applizierter Gefäßprothesen nutzbar ist. Im Mittelpunkt des Interesses stand die Kategorisierung typischer Bifurkations- und Rohrprothesen und die Erstellung einer Rangfolge ihrer Beurteilbarkeit durch quantitative Signal- und Artefaktuntersuchungen.

Dazu wurde ein dreiteiliger Ansatz gewählt:

- Im ersten Schritt wurde der Einfluss verschiedener Messparameter auf die Einsehbarkeit einer Bifurkationsprothese in 3D-MRA-Sequenzen bewertet, um für die weiteren Untersuchungen die optimale Sequenz zu bestimmen.
- Im zweiten Teil der Arbeit wurden acht Bifurkationsprothesen und vier Rohrprothesen in vitro 3D-MRA-Untersuchungen unterzogen. Durchmesser und Bildqualität wurden quantitativ ausgewertet und Vergleiche angestellt.
- Der dritte Teil der Arbeit beinhaltete Messungen im Computertomographen, um die in den 3D-MRA-Untersuchungen erzielten Ergebnisse mit dem momentanen Untersuchungsstandard zu vergleichen.

In einem Teil der Messungen wurden zusätzlich drei Iliakalarterien-Stents mit einbezogen, da die aktuelle Literatur zu MR- Artefakten zum größten Teil aus Arbeiten mit Stents besteht.

## **2. Theoretische Grundlagen**

### 2.1 Das abdominelle Aortenaneurysma

#### 2.1.1 Pathologie und Pathophysiologie

Das Aneurysma ist definiert als eine umschriebene Ausweitung der Wand einer Arterie. Nach dem histologischen Bild unterscheidet man das Aneurysma verum, welches alle Wandschichten betrifft und angeboren oder erworben sein kann, vom Aneurysma spurium (falsum), welches durch eine Blutung bei Gefäßverletzung entsteht. Das Blut bildet mit dem ortsständigen Gewebe ein Hämatom. Eine weitere Form ist das Aneurysma dissecans, welches nach einem – typischerweise queren – Einriß der Intima entsteht. Das Blut dringt hierbei parallel zur Arterienlichtung zwischen Intima und Adventitia ein. Ätiologisch werden etwa 80% der erworbenen Aneurysmen durch eine Artherosklerose mit Hypertonie hervorgerufen, ca. 10% entstehen im Rahmen einer Medianecrosis aortae Erdheim-Gsell, ca. 3,7% bei Lues und ca. 1% ist traumatisch bedingt [4].

Die Inzidenz des abdominellen Aortenaneurysmas (BAA) liegt in autopsischen Studien zwischen 1,8-6,6% [4][5], die klinische Inzidenz bei ca. 5% [6]. Aneurysmen der Bauchaorta entstehen für gewöhnlich auf dem Boden von Arteriosklerose [4]. Sie sind meist fusiform, d.h. die Aussackung erfolgt konzentrisch; exzentrische Formen sind seltener. Eine Einteilung erfolgt je nach ihrer Ausdehnung in supra-, para- und infrarenal. Ein Durchmesser über 3,0 cm oder über 150% der normalen Aorta wird hierbei als Grenzwert für ein Aneurysma verstanden [7].

Die gefährlichste Komplikation des Aortenaneurysmas ist die Perforation, die zu lebensbedrohlichen Blutungen führen kann. Ihre Häufigkeit ist abhängig von der Größe: bei einem Durchmesser unterhalb von 4 cm rupturieren ca. 10%, während bei einem Durchmesser von > 5 cm 25-41% innerhalb von fünf Jahren rupturieren [8][9][10]. Die Indikation zur Therapie wird deshalb bei Erreichen eines Durchmessers von 4,5-5,0 cm oder bei rascher Größenprogredienz gestellt [11][12].

#### 2.1.2 Therapie des Bauchaortenaneurysmas

Die etablierte Therapiemethode ist die bereits 1951 eingeführte offene chirurgische Operation mittels Protheseninterposition. Die Operationsletalität liegt bei 1,4-6,5% [13], beim Vorliegen schwerwiegender Begleiterkrankungen sogar deutlich höher (5,7-31%) [13][14][15]. Im Stadium der Ruptur steigt sie auf bis zu 50-90% [13][16][17][18]. Dazu kommt eine erhebliche postoperative Morbidität, so liegt z.B. die Rate kardialer Komplikationen wie Myokardischämie, Arrhythmie und Herzinsuffizienz bei ca. 15%, die Rate der pulmonalen Insuffizienz bei bis zu 8% und in ca. 6% der Fälle entsteht ein chronisches Nierenversagen. Seltener sind Blutungen (4%), distale Thrombembolien (3%) und Wundinfektionen (2%). Rare Komplikationen sind postoperative ischämische Rückenmarksschäden und ischämische Colitis [19]. Als Langzeit- (i.e. 10-Jahres-) Komplikationen können sich an der chirurgischen Naht neue Aneurysmata bilden (4%) oder das ursprüngliche Aneurysma kann erneut auftreten (5%) [20][21]. Im gleichen Zeitraum liegt das Risiko für einen

Graftverschuß bei 3%, Graftinfektion oder aortoenterische Fisteln können ebenfalls auftreten (kombinierte Inzidenz 5%).

Sowohl bei den thorakalen als auch bei den infrarenalen Aortenaneurysmen beschränken sich die therapeutischen Möglichkeiten nicht mehr nur auf die offene chirurgische Intervention. Vielmehr ist mit der Entwicklung der Aortengrafts eine gering invasive Möglichkeit zur Behandlung des Aortenaneurysmas gefunden worden [22][23][24][25][26], deren theoretische Grundlagen 1969 von Dotter erstmalig formuliert [27] und die 1991 von Parodi et al zum ersten Mal am Menschen beschrieben wurde [28]. Hierbei wird über eine Arteriotomie ein Femoraliskatheter eingeführt, über den eine entfaltbare, intraluminale Prothese innerhalb des AA plziert wird. Diese entfaltet sich dort entweder von selbst oder wird mittels Ballondilatation entfaltet.

Bei diesen sogenannten Stent-Grafts handelt es sich um metallene, gitterförmige Konstruktionen, die zumeist aus rostfreiem Stahl, Nickel-Titan- oder Cobalthaltigen Legierungen bestehen. Sie sind mit einem mikroporösen, synthetischen Material umhüllt oder von innen ausgekleidet, z.B. mit expandierendem Polytetrafluorethylen (ePTFE) oder Dacron. Alternativ gibt es sogenannte gestentete Grafts, bei denen lediglich die Enden mit metallenen Ankervorrichtungen versehen sind. Erhältlich sind sowohl Rohrprothesen als auch Bifurkationsprothesen (auch „Y-Prothese“) zur Behandlung von Bauchaortenaneurysmen unter Einschluß der Teilungsstelle. Eine dritte Form ist der aortounilaterale Iliaka-externa-Stent.

Stentgrafts sollen, einmal eingebracht, die Aneurysmawand vor Druck schützen und damit eine Ruptur verhindern. Im Idealfall findet sich also kein Blutfluß mehr im Aneurysmasack, dieser wird komplett thrombosieren.

Die Unterschiede zur offenen Therapie sind durch Eigenheiten der Methode bedingt: Zum ersten muß vor dem Eingriff die Größe und Ausdehnung des Aneurysmas exakt bestimmt werden, damit die korrekte Stentgraftgröße gewählt werden kann. Der Stentgraft muß im ersten Versuch richtig platziert werden, da er nicht wieder eingeholt werden kann. Zum zweiten ist die Verbindung zwischen Gefäßwand und Stent keine Naht, die Stentverankerung müssen also genügend Druck aufbauen, um den Stent an seinem Platz zu halten. Zum dritten können Gefäßabgänge aus dem Aneurysmasack, wie eine akzessorische Arteria renalis, Lumbalarterien oder die A. mesenterica inferior direkt verschlossen werden. Zuletzt ist zu bemerken, daß ein Verschuß des Aneurysmasacks im Gegensatz zur offen chirurgischen Therapie nicht in allen Fällen gelingt [29].

Die Auswahl der Patienten für eine endoluminale Therapie mittels Stentgraft ist eingeschränkt. So wird für Patienten mit niedrigem Operationsrisiko und hoher verbleibender Lebenserwartung von einigen konservativen Autoren die offene Therapie favorisiert [30]. Daraus ergibt sich, daß für Patienten mit hohem Operationsrisiko und solche mit anatomischen Operationshindernissen die endoluminale Therapie zu erwägen ist [31][32][33]. Umgekehrt sind Patienten mit Gefäßabgängen aus dem Aneurysmasack (z.B. einer akzessorischen A. renalis) oder einer arteriellen Verschußkrankheit der Viszeralarterien für die Stentgraft-Implantation wenig geeignet. Der Einsatz von Stentgrafts bei rupturierten Aneurysmen wird diskutiert [34].

Die wichtigste Einschränkung für die Einbringung eines Stentgrafts sind diese selbst: Durchmesser, Länge und der Winkel an der Teilungsstelle sind vorgegeben, d.h. der Patient muß zu den zur Verfügung stehenden Modellen „passen“, nicht wie bei der chirurgischen Therapie die interponierte Prothese zum Patienten. Einige Stentgrafts benötigen einen Mindestabstand zwischen Nierenarterien und proximalem Aneurysmahals von 1,5 cm. Auch darf der Winkel der Aneurysmawand zur infrarenalen Aortenwand 60° nicht übersteigen. Nicht zuletzt müssen die Iliakalarterien für den Zugang des benötigten Femoraliskatheters geeignet sein.

Insgesamt ermittelten Schumacher et al., daß ca. 60% der Patienten auf der Basis ihrer Anatomie geeignet für endovaskuläre Aneurysmathherapie sind [35]. Bei sorgfältig gestellter Indikation sind mehr als 95% der endoluminalen Eingriffe erfolgreich [22][36][37]. Um die Indikationsstellung zu standardisieren, wurde eine Klassifikation der infrarenalen Bauchaortenaneurysmen nach morphologischen Kriterien von Allenberg und Schumacher entworfen [38] (Tab. 1).

Tabelle 1: Klassifikation der infrarenalen Bauchaortenaneurysmen nach morphologischen Kriterien nach Allenberg und Schumacher [38]

Fakultativ interventionell	Typ I	A	Proximaler und distaler Aneurysmahals
	Typ IIa	B	Aneurysma bis zur Bifurkation
	Typ IIb	C	Aneurysma mit Beteiligung der Aa. iliaca communes
Obligat chirurgisch	Typ IIc	D	Aneurysma mit Beteiligung der Aa. iliaca internae
	Typ III	E	Aneurysma ohne proximalen Aneurysmahals

## 2.2 Die Rolle der Bildgebung

### 2.2.1 Die Notwendigkeit präinterventioneller Bildgebung

Die Bildgebung ist ein wichtiger Bestandteil der interventionellen Aneurysmathherapie. Zunächst erfordert die präoperative Planung detaillierte Aufnahmen mittels digitaler Subtraktionsangiographie (DSA), Computertomographie bzw. CT-Angiographie (CTA) oder Kernspintomographie bzw. MR-Angiographie (MRA) zur exakten Bestimmung von Größe, Ausdehnung und Gestalt der Läsion sowie zur Lokalisation der Nierenarterienabgänge.

Die DSA macht das Lumen der Aorta und ihrer Äste sichtbar. Allerdings liefert sie nur zweidimensionale Informationen und zeigt keine Thromben. Auch wird der Lumendurchmesser leicht unterschätzt, da nur das kontrastmittelgefüllte Volumen gezeigt wird [39]. Aus diesen Gründen sollte sie nur in Kombination mit CTA angewandt werden. Nicht zuletzt ist die Invasivität der DSA zu beachten.

Die Computertomographie macht das Lumen, den Thrombus und die umgebende Anatomie sichtbar, durch Kontrastmittelinjektion werden Aortenäste und Thromben leichter erkennbar. Idealerweise wird sie als Spiral-CT-Angiographie durchgeführt, die in einer Atempause durchgeführt werden kann. Eine Vielzahl von Nachbearbeitungsmöglichkeiten des dreidimensionalen Datensatzes erlauben ein exaktes Ausmessen des Aneurysmas und eine Vorhersage über die Länge des benötigten Stentgrafts

mit einer Genauigkeit von bis zu 80% bei 5 mm Fehlertoleranz und bis zu 98% bei 12 mm Fehlertoleranz [40].

Die MR-Angiographie besitzt das Potential zum Ersatz der CTA, da sie die gleichen Volumeninformationen liefert und ebenfalls Bildbearbeitung ermöglicht [2]. Beide Verfahren sind gleich gut geeignet zur Beurteilung des proximalen Aneurysmahalses (mittlerer Unterschied -0.16 mm; 95% CI, -0.31, 0.64) und aller anderen Werte wie Größe und Ausdehnung des Aneurysmas (mittlerer Unterschied -0.74 mm; 95% CI, -0.98, -0.49) [3]. Das größere Field of View (FOV) erlaubt zusätzlich eine bessere Beurteilung einer bestehenden viszeralen arteriellen Verschlusskrankheit. Allerdings ist die MRA der CTA im Abbilden akzessorischer Nierenarterien und bei der Beurteilung von Nierenarterienstenosen unterlegen (Sensitivität: 100% [95% CI, 0.90, 1.00]; Spezifität: 84% [95% CI, 0.74, 0.91]). Zudem zeigt MR keine Kalzifikationen, ein wichtiger Entscheidungsfaktor für die Eignung eines endoluminalen Stentgrafts. Intra- und postoperative Komplikationen sind bei beiden präinterventionell angewandten Verfahren gleich häufig (MRA 16,7% vs. CTA 18,3%) [1].

### 2.2.2 Die Notwendigkeit postinterventioneller Bildgebung

Postinterventionell sind aufgrund der möglichen Komplikationen der interventionellen Therapie und ihres Auftretens auch noch Jahre nach dem Eingriff sowie aufgrund der eingeschränkten Langzeiterfahrungen lebenslang regelmäßige Untersuchungen notwendig [41][42][43][44][45]. Zunächst geht es hierbei um die regelmäßige Beurteilung der Aneurysmagröße, deren Veränderung als Indikator einer drohenden Ruptur gilt [43][46][47]. Allerdings gibt es auch verfahrensbedingte Komplikationen: die Bildung von Endolecks, strukturelle Veränderungen des Stents sowie der Verschluss des Stents können schwerwiegende Folgen für den Patienten nach sich ziehen [48].

Endolecks sind definiert als persistierender Fluß im Aneurysmasack. Sie werden nach White eingeteilt (Tab. 2) [49]. Ihr Auftreten wird mit einer Häufigkeit von bis zu 20% angegeben [49][50]. So gibt die EUROSTAR-Datenbank 1999 eine Inzidenz von 15,7% bei Krankenhausentlassung an, bei der Kontrolle nach einem Jahr ist die Inzidenz um weitere 18% gestiegen [51]. Gefürchtet sind Endolecks wegen ihrer vermuteten Rolle als Grundlage für Aneurysmarupturen [41][42].

Unter strukturellem Versagen des Aortengrafts können Prothesenmigration [52] sowie Verwindungen und der Verlust der Stentintegrität subsummiert werden [44][48][49][53][54]. Insbesondere Migration ist ein Risikofaktor für Rupturen und erfordert oft spätere offen-chirurgische Revision [42]. Ihr geht in bis zu 50% der Fälle eine Erweiterung des Aneurysmahalses voraus [55].

Das kumulative Risiko einer Ruptur liegt in der EUROSTAR-Studie bei 1% pro Jahr, wobei als signifikante Risikofaktoren Typ I Endolecks ( $P = .001$ ), Typ III Endolecks ( $P = .001$ ), Migration ( $P = .001$ ) und postoperatives Abknicken des Stentgrafts ( $P = .001$ ) identifiziert wurden. Tillich et al. berichteten 1999, daß es bei sechs von 39 behandelten Patienten zu Migration und bei neun zum Abknicken der Prothese gekommen sei [56]. Eine weitere Studie von 2002 gab das Risiko der Stentgraft-Migration mit 27% in 36 Monaten an [57]. Diese Zahlen betreffen allerdings die frühen Generationen von Aortengrafts.

Der Verschluss von Teilen des Stentgrafts oder auch des Stents insgesamt ist mit 10% ebenfalls eine häufige Komplikation [58]. Seltener, aber genauso ernst zu nehmen sind die Bildung von Pseudoaneurysmen nach Wandverletzungen proximal des Stents [59][60] sowie Infektionen des Stentgrafts und seiner Umgebung [61].

Tabelle 2: Klassifikation von Endolecks nach White

Typ <sup>1</sup>	Beschreibung	Mögliche Ursachen
I	Inkompletter Verschluss zwischen Stentgraft und Gefäßwand	<ul style="list-style-type: none"> <li>• inkorrekte Indikationsstellung</li> <li>• inkorrekte Stentgraftgröße</li> <li>• inkorrekte Einbringung</li> <li>• postoperative Dilatation des Gefäßes</li> <li>• Graftmigration</li> </ul>
II	Zufluß in den Aneurysmasack über einen oder mehrere verbliebene Äste der Aorta	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Lumbalarterien</li> <li>• A. mesenterica inferior</li> <li>• akzessorische Nierenarterie</li> </ul>
III	Strukturelles Versagen des Stentgrafts	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Lösung des Graftgewebes vom Stentgerüst</li> <li>• Auseinanderweichen bei Mehrkomponentensystemen</li> <li>• Fabrikationsfehler</li> </ul>
IV	Durchlässigkeit des Grafts	<ul style="list-style-type: none"> <li>• poröses Graftgewebe</li> </ul>

<sup>1</sup> Eine Unterklassifikation ist möglich: (a) mit Einflußkanal (b) mit Ein- und Ausflußkanal

## 2.3 Bildgebende Verfahren und ihre Einschränkungen

### 2.3.1 Computertomographie (CT)

#### *2.3.1.1 Das Verfahren und seine Anwendung*

Die Computertomographie ist ein weit verbreitetes, leicht zugängliches und vom Patienten gut toleriertes Verfahren. In der Aneurysmatherapie umfasst ihr Einsatzgebiet sowohl die initiale Diagnostik und Planung (s.o.) als auch die postinterventionelle Beurteilung. Präinterventionell eignet sie sich wegen der klaren Darstellung von Kalzifikationen, intraluminalen Thromben und Atheromen. Zur Beschreibung der Aneurysma-Ausmaße hat sich insbesondere die Spiral-CT-Angiographie (CTA) bewährt [39][62], deren Genauigkeit die Festlegung der Maße einer einzubringenden Prothese ermöglicht [40].

Postinterventionell kann sie ebenfalls einen wichtigen diagnostischen Beitrag leisten. Einige Autoren sehen in ihr das sensitivste Verfahren zur postinterventionellen Beurteilung des Therapieergebnisses [45][63]. CTA erlaubt nicht nur die genaue Messbarkeit des Aneurysmadurchmesser und von eventuellen Veränderungen desselben [64], sondern auch Aussagen über strukturelles Versagen, Verwindung und Verlagerung des Stents [56][65][66]. Die Lumeneinsehbarkeit ist in vitro verlässlich möglich [67]. Ein weiterer Vorteil ist die direkte Darstellung der Gefäßwände sowie eventuell vorhandener intramuraler Hämatoeme. Nicht zuletzt ist die CT deutlich weniger invasiv und weniger zeitaufwendig als z.B. die Katheter-Angiographie.

Für die Diagnostik von Endolecks wird die CTA von einigen Autoren als gut geeignet angesehen (Sensitivität: 92%, Spezifität 90%,  $\kappa$  0.81) [68], Flußkanäle im wahren und im falschen Lumen werden akkurat dargestellt. Ein deutlicher Vorteil gegenüber der Angiographie wird postuliert (Sensitivität 63%, Spezifität 77%,  $\kappa$  0.41). Görlich et al. zeigten, daß im CTA sogar die Ursache von Endolecks identifiziert werden kann [29]. Allerdings stellten Pitton et al auf dem ECR 2004 eine Studie vor, die in der CT die Maskierung von vorhandenen Endolecks nachweist und der MRA eine deutlich höhere Sensitivität bescheinigt [69], (siehe 2.3.1.3).

#### *2.3.1.2 Stent-bedingte Artefakte*

Bei der Beurteilung, ob das erzeugte Bild ein getreues Abbild der Wirklichkeit ist, sind künstlich durch das System verursachte Abweichungen, also Artefakte, zu beachten. Wesentliche Ursachen sind im CT Patientenbewegung, Strahlungsaufhärtung, Streustrahlung, Teilvolumeneffekte, Abtastfehler und Meßfeldüberschreitungen.

Bei der postinterventionellen Bildgebung sind im Wesentlichen Einschränkungen durch zwei Artefakte typisch, die bei metallischen Implantaten auftreten: Strahlungsaufhärtungs- und Teilvolumenartefakte.

Vereinfacht erklärt sind Aufhärtungsartefakte dadurch bedingt, daß das breite polychromatische Spektrum der Röntgenstrahlung energieabhängig unterschiedlich stark geschwächt wird. Durch den Anstieg der mittleren Energie des Spektrums entstehen dunkle hypodense Zonen im Bild [70].

Teilvolumenartefakte treten für gewöhnlich auf, wenn Strukturen mit hohem Kontrast nur teilweise in eine Schicht hineinragen, da in jedem Detektorelement eine Mittelung über die Strahlenintensität erfolgt, statt über die Schwächungswerte. Es entstehen überwiegend streifenförmige, dunkle und helle Artefakte. Ihr Auftreten ist auch in der Scanebene möglich, wenn Grenzflächen mit sehr hohem Kontrast, wie z.B. Metall zu Gewebe, vorliegen; man spricht zur Unterscheidung dann auch von Abtastartefakten [70].

Diese Artefakte sind im Spiral-CT grundsätzlich genauso zu erwarten wie im konventionellen CT, da die zugrunde liegende Physik unverändert ist. Strahlaufhärtingsartefakte treten in derselben Form im Spiral-CT wie im konventionellen CT auf, auch Abtastartefakte innerhalb der Scanebene sollten sich in gleicher Art und Weise auf das Bild auswirken.

Die beschriebenen Artefakte können bei metallischen Implantaten dergestalt verschärft auftreten, daß die Bildqualität deutlich eingeschränkt wird und die Einsehbarkeit des Lumens sowie die Beurteilbarkeit der Stentumgebung beeinträchtigt sind. Streifen und Rauschstrukturen können auch in größerer Entfernung zur Störstelle auftreten, man beobachtet ein Sternstrahlenmuster, ein sog. Spiralartefakt [71].

Darstellbarkeit und Artefaktgröße sind sowohl von den Scanparametern (örtliche Auflösung, Pitch, Kollimation, Tischvorschub) als auch von der Beschaffenheit und der Materialzusammensetzung des Stents abhängig [72]. So wird die Abgrenzbarkeit der Stentstreben durch weite Kollimation verschlechtert, die jedoch die Größe der Metallartefakte nicht beeinflußt. Einen wesentlichen Einfluß auf die Größe der Artefakte hat der Pitch. Steigt er, steigen auch die Länge und Ausdehnung der sternstrahlenförmigen Artefakte und damit die Beeinträchtigung der Lumeneinsehbarkeit.

### 2.3.1.3 Limitationen des CT

Hauptkritikpunkt an der Computertomographie ist, daß die auftretenden Artefakte die Beurteilbarkeit sowohl des Stentlumens als auch des umgebenden Gewebes massiv einschränken können. So wird der Kontrastmittelfluß teilweise verdeckt, wandständige Thromben können verdeckt werden [56].

Bei der Suche nach Endolecks ist die Überwachung von postinterventionellen Größenveränderungen, also des Raums zwischen Endograft und nativer Aneurysmawand, entscheidend. Auch wenn einige Autoren die CTA als verlässlich bei der Suche nach Endolecks [68] und deren Ursachen [29] beschreiben (s.o.), so gibt es eine aktuelle Studie, die eine niedrigere Sensitivität des CT für Endolecks bei 43,3% (Zweiphasen-CT), 37,6% (Einphasen-Spätaufnahmen-CT) bzw. 34,0% (Einphasen-CT, arterielle Phase) im Vergleich zum MR mit 95,0% nachweist [69].

Zu beachten ist auch die von der CT ausgehende Strahlenbelastung für den Patienten. Aufgrund der Engmaschigkeit der postinterventionellen Kontrollen, die nach drei, sechs und zwölf Monaten und in der Folge jährlich gefordert werden, ist eine außergewöhnlich hohe Strahlenexposition die Folge. Für einen Mann liegt die effektive Dosis einer Abdomenaufnahme (120kV, 165mAs<sub>eff.</sub>, Kollimation 4x2,5) bei ca. 5,0 mSv, für eine Frau bei 5,8 mSv. Dies entspricht der 2,1fachen bzw. 2,4fachen jährlichen Dosis an natürlicher Hintergrundstrahlung.

Hinsichtlich des Kontrastmittels ist zum einen die relative Kontraindikation von jodhaltigen Kontrastmitteln bei Patienten mit Hyperthyreose und Jodallergie zu erwähnen. Zum zweiten werden große Volumina benötigt, deren Einsatz bei Patienten mit Niereninsuffizienz kontraindiziert sind. Gerade Patienten mit Aortenaneurysma zeigen aber eine deutlich höhere Inzidenz von Niereninsuffizienz [73][74][75].

## 2.3.2 Magnetresonanztomographie (MR)

### *2.3.2.1 Das Verfahren und seine Anwendung*

Die Kernspintomographie erlaubt in der dreidimensionalen Bildgebung eine Datenerhebung in jeder gewünschten Orientierung. Ihre Verfügbarkeit hat in den letzten fünfzehn Jahren deutlich zugenommen. Als kontrastangehobene MR-Angiographie (3D CE-MRA) durchgeführt, erlaubt sie die flußunabhängige Darstellung der Aorta und der abgehenden Gefäße während einer einmaligen Atempause.

Präinterventionell ist die Suche nach Thromben und die genaue Ausdehnungsbestimmung von Aneurysmata möglich [1][2], weshalb sie zur Eingriffsplanung geeignet ist [2][3]. Erst 2004 berichteten Kreitner et al auf dem ECR, daß die kontrastangehobene MRA im Vergleich mit der digitalen Subtraktionsangiographie die Diagnose relevanter Pathologien wie Aortenaneurysmata und artherosklerotisch bedingte Stenosen mit einer Sensitivität von 96% und einer Spezifität von 99% erlaubt [76].

Postinterventionell führt die Anwesenheit von Aortengrafts und Stents zu Artefakten, die die Beurteilung des Stents, der Stentumgebung und insbesondere des Stentlumens erschweren können. Allerdings ist sowohl die Sicherheit von Stents für MR-Untersuchungen [77][78] als auch ihre Einsehbarkeit [79][80][81][82] - abhängig von verschiedenen Faktoren (s.u.) - bereits als Gegenstand einer Vielzahl von in vitro Untersuchungen bestätigt worden. In vivo Studien bestätigen ebenfalls die Einsehbarkeit verschiedener Stents [83][84], auch wenn nicht unumstritten ist, daß diese zur Diagnose von Stenosen innerhalb des Stents ausreicht [85]. Weiterhin konnte eine Arbeit von Engellau et al zeigen, daß die Diagnose von Thromben, Endolecks und periaortaler Infektion mittels MR-Angiographie zu leisten ist [86]. Krämer et al sehen die MRA der CTA bei der Endoleck-Diagnostik mindestens ebenbürtig [87].

Eine auf dem ECR 2003 vorgestellte Studie von Pitton et al. sieht die MRA bei der Diagnose von Endolecks sogar vor der CT [69]. Die Sensitivität wird mit 95,0% gegenüber 43,3%, 37,6% und 34,0% (Zweiphasen-, Einphasen-Spätaufnahmen- sowie Einphasen-CT in der arteriellen Phase) angegeben, die Genauigkeit der ermittelten Endoleck-Maße mit 96,4% im MRA gegenüber 57,5%, 56,8% und 55,2%.

Neuere Studien sehen in der Intervention selbst ein weiteres Anwendungsgebiet der Magnetresonanztomographie: Buecker et al. berichteten über die Platzierung von Iliakalarterienstents mittels Echtzeit-MR [88]. Mahnken et al. zeigten die grundsätzliche Möglichkeit, mittels Echtzeit-MR-Steuerung Stentgrafts in die abdominelle Aorta einzubringen; exakte Platzierung zur klinischen Nutzung sei jedoch noch nicht möglich [89].

Bei der Frage, inwieweit Stents der kernspintomographischen Untersuchung zugänglich sind, spielen zwei Faktoren eine Rolle: Zum einen ist die Untersuchungsdurchführung von entscheidender

Bedeutung: Unterschiede in Sequenzparametern, in der Magnetfeldstärke, aber auch in der Orientierung des Stents zum magnetischen Feld beeinflussen das Ergebnis der Bildgebung [78][79].

Zum anderen ist die Eignung des Stents selber ein entscheidendes Kriterium. Sie hängt sowohl von seiner Materialzusammensetzung als auch von Aufbau, Struktur und Geometrie der Stentstreben ab [77][78][79][80][82]. Dabei sollen die Stents die Kriterien der MR-Kompatibilität erfüllen, sowohl hinsichtlich Sicherheit als auch hinsichtlich der verursachten Artefakte. MR-Sicherheit umfasst hierbei, daß es nicht zu Aufheizung, Verformung und Bewegung des Stents im Magnetfeld kommt. Ausführliche Arbeiten konnten bereits die MR-Sicherheit der verbreitetsten Prothesentypen belegen [77][90][91]. Hinsichtlich der Artefakte soll sowohl die Einsehbarkeit des Stentlumens, als auch die Beurteilbarkeit der Stentumgebung gewährleistet sein.

### *2.3.2.2 Stent-bedingte Artefakte*

Zur besseren Übersicht ist die Einteilung von Stents hinsichtlich ihrer MR-Kompatibilität in vier Gruppen hilfreich: So kann man als erste Gruppe jene Stents definieren, die im MR eine Gefahr für den Patienten darstellen würden. Fehlende MR-Sicherheit umfasst hierbei Aufheizung, Verformung und Bewegung des Stents.

Stents, die im MR ohne Sicherheitsbedenken dem Magnetfeld ausgesetzt werden können, jedoch durch Artefakte sowohl ihr Lumen als auch das umgebende Gewebe von der Darstellung ausschließen, bilden die zweite Gruppe.

MR-kompatible Stents hingegen erlauben die Einsehbarkeit des Lumens und die Beurteilbarkeit der umgebenden Strukturen. Bei nur teilweise MR-kompatiblen Stents (Gruppe 3) sind Einschränkungen insbesondere hinsichtlich der Lumeneinsehbarkeit hinzunehmen. Diese Einschränkungen entfallen hingegen bei den zur vierten Gruppe zugehörigen, vollständig MR-kompatiblen Stents [92][93][94].

Die Materialzusammensetzung bestimmt maßgeblich, in welche Kategorie ein Stent einzuordnen ist. Ferromagnetische Materialien (wie Austenit Stahl 304, DIN 1.4301) zeigen die größten Artefakte [77]. Auch Stents aus rostfreiem Stahl 316L (DIN 1.4404), der nicht ferromagnetisch ist, fallen bei der Einsehbarkeit ab [77][78][79]. Nitinol hingegen findet sich regelmäßig in Stents, die als MR-kompatibel eingestuft werden, das gleiche gilt für Tantalum [80][82][95]. Allerdings ist die Unterscheidung zwischen teilweiser und vollständiger MR-Kompatibilität nicht ausschließlich vom Material abhängig. Auch der Aufbau und Verlauf der Stentstreben beeinflusst die Einsehbarkeit [78][83][85]. Schließlich können vorhandene Marker, z.B. aus Platin, in einzelnen Schichten die Darstellung beeinträchtigen [96].

Bei den auftretenden Artefakte sind vor allem Suszeptibilitätsartefakte, Abschirmungsartefakte und Wirbelströme von Interesse. Zu erwähnen sind außerdem flußbedingte Artefakte und als Besonderheit das sog. „bar“-Artefakt.

Suszeptibilität beschreibt vereinfacht die „Magnetisierbarkeit“ eines Materials. Suszeptibilitätsartefakte führen zu einem deutlichen Verlust an Bildqualität [92][93][97]. Sie sind das Ergebnis mikroskopischer

Gradienten und Varianzen in der Magnetfeldstärke, die an der Grenze zwischen Substanzen mit sehr unterschiedlicher Magnetisierbarkeit entstehen. Große Artefakte dieser Art sind häufig um ferromagnetische Objekte innerhalb diamagnetischen Materials, entsprechend z.B. dem menschlichen Körper, zu finden. Diese Gradienten verursachen eine Dephasierung der Spins und Frequenzverschiebungen des umgebenden Gewebes. Es resultieren helle und dunkle Bereiche mit räumlicher Verzerrung („geometric image distortion“, „spatial distortion“) der Umgebung. Ihr Auftreten hängt zum einen stark von der Suszeptibilität des Stentmaterials ab. Zum anderen sind sie sequenzabhängig. So sind sie besonders deutlich ausgeprägt bei langen Echozeiten v.a. in Gradienten-Echo-Sequenzen [77][83][93]. Eine Erniedrigung der Echozeit kann hingegen die Suszeptibilitätsartefakte verringern [80].

Signalverlustes innerhalb des Stentlumens werden außerdem durch Radiofrequenzabschirmung durch den Stent verursacht. Zum einen wird die Amplitude des gesendeten RF-Signals reduziert, zum zweiten werden Signale aus dem Inneren des Stents abgeschirmt und dadurch von der Empfängerspule in erniedrigter Intensität empfangen [98].

Zusätzlich können Wirbelströme („eddy currents“) im Stentmetall ausgelöst werden, die durch Störungen der Sende- und Empfangsempfindlichkeit der RF-Spulen zu signifikanten lokalen Artefakten führen [99].

Flußbedingte Artefakte treten an Stellen turbulenten Blutflusses auf und verursachen einen Signalverlust [100]. Diese beruhen auf Turbulenzen innerhalb eines Voxels und auf Sättigungseffekten. Diese Flußunregelmäßigkeiten können auch in der Nähe von Stents gefunden werden [101][102].

Eine weitere Besonderheit stellen die sogenannten „bar“-Artefakte bei Stents dar: parallel zum Auslesegradienten erscheint ein Balken, der das Lumen des Stents auf seinem horizontalen Durchmesser überlagert [96].

### *2.3.2.3 Limitationen des MR*

Neben den Einschränkungen durch die o.g. Artefakte sind auch bei der Kernspintomographie einige Risiken und Kontraindikationen zu beachten.

Das starke stationäre Magnetfeld birgt Gefahren, wenn magnetische Gegenstände in seine Nähe kommen. Insbesondere metallische Fremdkörper wie Splitter oder alte, magnetische Gefäßclips (oder auch frisch eingesetzte Clips) sind gefährlich.

Die verwendeten Hochfrequenzen sind nicht ionisierend, nach heutigem Wissensstand weist MR keine Strahlenbelastungen auf. Trotzdem deponieren diese Wellen Energie im Gewebe, welches erwärmt wird. Allerdings sind in der Medizin dadurch bisher keine Probleme aufgetreten. Eine Gefahr stellen diese Hochfrequenzen jedoch für Träger von Herzschrittmachern dar: einerseits können die Elektroden als Antenne wirken und zu Rhythmusstörungen und Verbrennungen führen. Andererseits

kann der Schrittmacher selber gestört werden, z.B. durch den in vielen Modellen enthaltenen Magnetschalter. Dies gilt in gleicher Weise für Neurostimulatoren.

Von Patientenseite ist in erster Linie die Klaustrophobie ein Untersuchungshindernis: bis zu einem Drittel der Patienten klagen über Unwohlsein, 1-5% der Untersuchungen müssen deswegen unterlassen oder abgebrochen werden.

Nicht zuletzt ist der hohe Zeit- und Kostenaufwand einer Kernspin-Untersuchung zu berücksichtigen.

### 2.3.3 Weitere bildgebende Verfahren

Die weiteren, konventionellen Verfahren der abdominalen Bildgebung scheinen für die postinterventionelle Kontrolle weniger geeignet. Die einfache Abdomenleeraufnahme kann allenfalls eine deutliche Verlagerung oder einen Zusammenbruch des Metallskeletts des Stents zeigen [103].

Die Ultraschalluntersuchung eignet sich insbesondere zur Diagnostik eines Aneurysmas, ihre Sensitivität liegt bei nahezu 100% [104].

Der Dopplerultraschall kann Stents identifizieren, sagt jedoch wenig über Struktur und Integrität des Stents aus [54]. Im Vergleich mit der DSA kann er bei reduziertem Lumen Stenosen genauso gut identifizieren [105]. Aktuelle Arbeiten, die den Dopplerultraschall mit der Computertomographie vergleichen [106][107], zeigen zwar eine gute Korrelation bei der Durchmesserbestimmung ( $\kappa$  0,9,  $p < 0,0001$ ). Allerdings zeigte der Dopplerultraschall im Follow-up nach 1-5 Jahren bei 23% der Patienten eine Durchmessererhöhung  $\geq 4$ mm, die im CT nicht nachweisbar war.

Für die Diagnose von Endolecks ergab sich im Vergleich zum CT eine Sensitivität und Spezifität von 25% und 89% [106] respektive von 42,9% und 96% [107]. Erwähnenswert ist, daß adäquate Untersuchungsbedingungen im Ultraschall insbesondere bei adipösen Patienten nicht gegeben waren (54% bei Body-Mass-Index  $>30$ , 81 % bei BMI  $<30$ ); bei alleiniger Betrachtung der als adäquat eingestuften Untersuchungen stiegen in der zuerst genannten Arbeit Sensitivität (31%) und Spezifität (98%) [106].

Eine weitere Arbeit schlägt zur Verbesserung der Diagnose von Endolecks die Anwendung von Ultraschall-Kontrastmitteln (KM) vor (Sensitivität ohne KM 12%, mit KM 50%) [108].

Der intraluminale Ultraschall (IVUS) ist sowohl prä- als auch postinterventionell einsetzbar [109]: vor dem Eingriff kann er die Renalarterienabgänge identifizieren und mißt akkurat die Aneurysmaausdehnung [110]. Im Vergleich mit dem CT werden die Durchmesser im IVUS zwar etwas größer gemessen (8,84 +/- 1,0 cm vs. 8,65 +/- 1,1 cm,  $p < 0.03$ ), die Korrelation in der linearen Regressionsanalyse ist allerdings sehr gut ( $r = 0.948$ ,  $p < 0.02$ ) [67]. Die Identifizierung der Abgänge der Viszeralarterien liegt mit 96,4% höher als im CT (70,2%) und in der DSA (84,5%,  $\text{Chi}^2 = 20,74$  und 6,91,  $P < 0,01$ ) [111].

Postinterventionell ist mittels IVUS die qualitative Beurteilung der eingebrachten Stentgrafts hinsichtlich Entfaltung, Adaptation des Stents an die Gefäßwand und Thrombenbildung präziser möglich als mittels CT [112].

Die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) macht das Lumen der Aorta und ihrer Äste mit einer hohen räumlichen Auflösung sichtbar. Allerdings ist sie invasiv sowie zeit- und kostenintensiv. Sie

liefert Projektionsbilder und zeigt nur das Kontrastmittel-gefüllte Lumen, so daß der Lumendurchmesser leicht unterschätzt wird und Thromben nicht dargestellt werden [39].

Bei der präinterventionellen Planung wurden deutliche Unterschiede zwischen DSA und CTA beschrieben [113]. So wurde in der DSA die Länge des Aneurysmahalses überschätzt, bei 25 von 50 Patienten lag der Unterschied über 1 cm. Auch wurden iliakale Aneurysmen bei 13 von 50 Patienten im CT gesehen, in der DSA jedoch nicht.

Postinterventionell fällt die DSA bei der Diagnose von Endolecks gegenüber der CTA deutlich ab (Sensitivität 63%, Spezifität 77%,  $\kappa$  0.41) [68].

Intraoperativ spielt sie für die exakte Einführung und Platzierung der Stentgrafts jedoch weiter eine Rolle.

### 3. Material und Methoden

#### 3.1 Material

##### 3.1.1 Untersuchungsmaterial

###### *3.1.1.1 Aortengrafts*

Es wurden acht Aorten-Bifurkations-(Y-)Prothesen und vier Aortenrohrprothesen untersucht. Vor allen Versuchen wurden die Außen- und Innendurchmesser mittels einer Schieblehre ausgemessen, ebenso die Dicke der Stentstreben.

###### *Vanguard-Y-Prothese (Boston Scientific, Oakland, NJ)*

Es handelt sich um eine selbstexpandierende Endoprothese aus einem Nitinolrahmen mit einem Überzug aus Dacron (Abb. 1e). Nitinol ist eine Legierung aus Nickel und Titan im ungefähren Verhältnis von 1:1. Es ist Bestandteil von sieben weiteren der untersuchten Endoprothesen. Bei Dacron handelt es sich um einen Stoff auf Polyesterbasis (DuPont, Wilmington, DE).

Der Rahmen der Prothese besteht aus einzelnen Nitinoldrähten, die in einem tubulären Zickzackmuster angeordnet und mit Polypropylenfäden aneinander fixiert sind. Die Konstruktion selbst ist zweiteilig: der größere Teil beinhaltet den aortalen und einen iliakalen Anteil, der kleinere Teil ist das zweite iliakale Bein, welches in den größeren Teil an vorgesehener Stelle eingeschoben werden kann. Beide Enden der Prothesen sind mit Platinmarkern bestückt, ebenso die Einschubstellen.

###### *Excluder Y-Prothese und Rohrprothese (Gore, Flagstaff, AZ)*

Die Excluder Endoprothesen bestehen aus einem spiraligen Nitinolrahmen (Abb. 1c). Der Überzug besteht aus expandierendem Polytetrafluorethylen (ePTFE). Zusätzlich verlaufen zwei Nitinoldrähte längs der Prothesen zur Unterstützung. Goldmarker sind zur Erleichterung der Positionierung angebracht; an der Bifurkationsprothese ist einer, an der Rohrprothese sind zwei davon bandförmig um den gesamten Umfang angebracht.

###### *Power Link Y-Prothese (Fa. Endologix Inc., Vertrieb in Europa über BARD)*

Der Prothesenkörper besteht aus einem durchlaufenden Draht aus Algiloy, einer Cobalt-Chrom-Nickel-Molybdän-Stahl-Legierung, welcher im Zickzackmuster verläuft. Er ist mit ePTFE überzogen (Abb. 1a).

###### *AneuRx Y-Prothese (Medtronic, Sunnyvale, CA)*

Es handelt sich um eine Nitinol-basierte Prothese, deren Überzug aus Polyester besteht (Abb. 1d). An ihren Enden und an der Einsteckstelle trägt sie mehrere röntgendichte Marker (z.Zt. keine Herstellerangaben). Die Y-Prothese ist zweiteilig und wird wie die oben beschriebene Vanguard-Y-Prothese zusammengesetzt.

###### *Lifepath Y-Prothese (Baxter, Morton Grove, IL)*

Eingewoben in einen Polyesterkörper verlaufen einzelne, zickzackförmige Drahtringe um das Lumen der Endoprothese. Diese Drähte bestehen aus Elgiloy, einer Legierung aus Cobalt, Chrom, Nickel, Molybdän und rostfreiem Stahl (ASTM F1058). Zusätzlich befinden sich an beiden Enden und in Höhe der Bifurkation einzelne röntgendichte Marker, ebenfalls aus Elgiloy.

*Zenith Y-Prothese (Cook, Bloomington, IN)*

Hierbei handelt es sich um die einzige hier untersuchte Y-Prothese, die aus Edelstahl besteht (Abb. 1g). Sie hat ebenfalls einen Polyesterüberzug. Zusätzlich sind an den Streben mehrere röntgendichte Marker sowie an beiden Ende Marker aus Gold angebracht.

*Talent Y-Prothesen und Rohrprothese (World Medical, Sunrise, FL)*

Die zickzackförmigen Nitinoldrähte verlaufen einzeln ringförmig um den Prothesenkörper aus Dacron (Abb. 1f). Sie sind zusätzlich beschichtet. Längs verlaufende Streben geben zusätzliche Stabilität. Zusätzlich sind im gesamten Verlauf der Prothese röntgendichte Marker aus Platin angebracht.

*Ancure, Y-Prothese und einschenklige Prothese (EVT/Guidant, Menlo Park, CA)*

Es handelt sich streng genommen um sogenannte gestentete Grafts: Gewobenes Polyester bildet den flexiblen Prothesenkörper, lediglich an den Enden befinden sich hakenförmige Befestigungsdrähte aus Elgiloy. An beiden Seiten der Prothesen befindet sich eine Reihe aus hohlen, ein Millimeter langen Platinzylindern, die als röntgendichte Marker dienen.

*Corvita Y-Prothese und Rohrprothese (Boston Scientific, Oakland, NJ)*

Beide bestehen aus einem durchgehenden Käfig aus Elgiloy. Die Y-Prothese ist zylinderförmig und verzweigt sich zur Mitte hin, wo sich eine Teilungsstelle befindet (Abb. 1b). In diese kann ein zusätzliches Bein eingeschoben werden. Kunststoff (Polykarbonaturethan) kleidet den Käfig von innen aus.

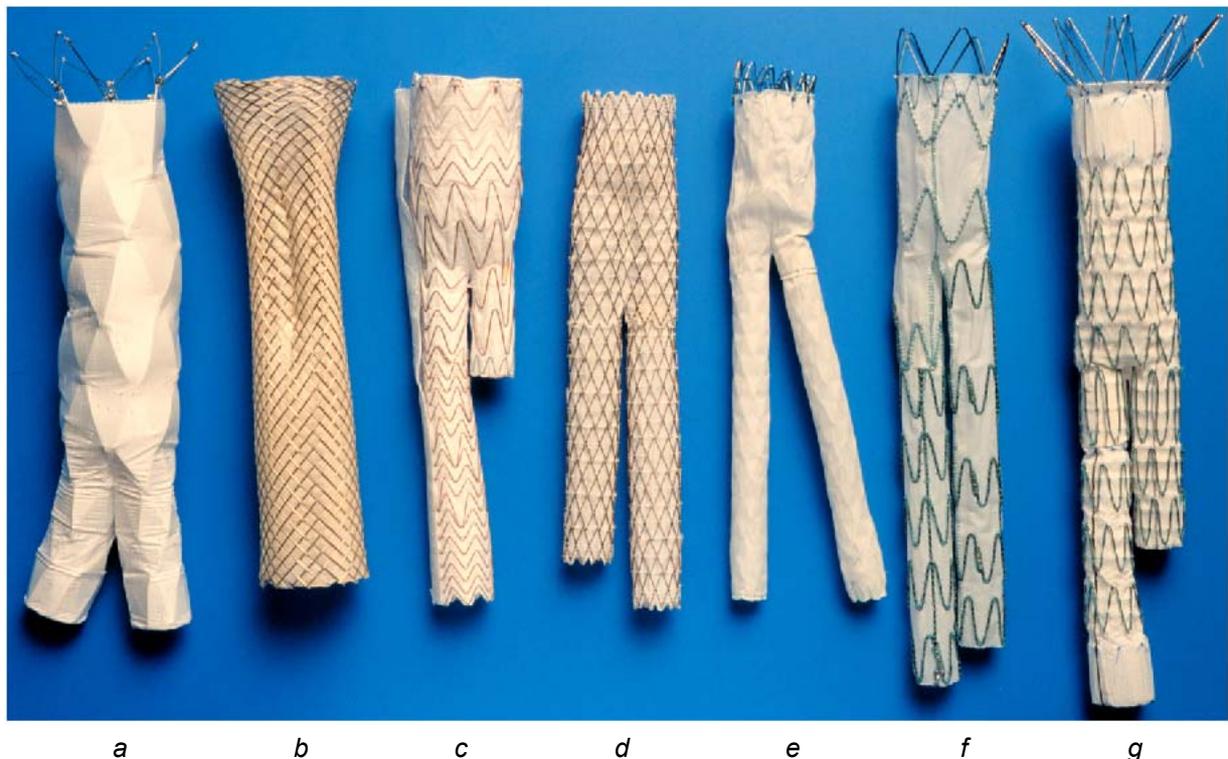


Abbildung 1: a Bard Power-Link Y-Prothese, b Corvita Y-Prothese, c Gore Y-Prothese, d AneuRx Y-Prothese, e Vanguard Y-Prothese, f Talent Y-Prothese, g Zenith Y-Prothese

### 3.1.1.2 Stents

Drei Iliakalarterienstents wurden in einige Messungen mit einbezogen.

#### *Memotherm Stent (Bard, Covington, GA)*

Es handelt sich um einen selbstexpandierenden, flexiblen Stent aus mehreren Nitinol-Segmenten.

#### *Wallstent (Schneider, Bülach, CH)*

Der Wallstent besteht aus Mediloy, einer Legierung aus Cobalt, Chrom, Nickel und Stahl. Die Strebenanordnung ist netzförmig.

#### *ZA Stent (Cook, Blomington, IN)*

Es handelt sich um einen weiteren selbstexpandierenden, flexiblen Stent aus einem durchgehenden Nitinoldraht, der zwei Goldmarker trägt.

## 3.1.2 Untersuchungsaufbau

### 3.1.2.1 Geräte

Alle MR-Messungen erfolgten in einem 1,5-T Scanner (Gyrosan 1.5 Intera, Philips, Best, Niederlande), die Auswertung an einer EasyVision-Konsole (Philips, Best, Niederlande).

Alle CT-Messungen erfolgten an einem Somaform Volume Zoom (Siemens, Forchheim, Deutschland), die Auswertung wurde mittels der implementierten Auswertungssoftware vorgenommen.

### 3.1.2.2 Kontrastmittel

Für die MR-Messungen wurden drei Liter einer Gadolinium-haltigen Lösung (Magnevist, Schering, Berlin, Deutschland) verwandt. Die Verdünnung betrug 1:20, das entspricht 25 mmol/L. Zusätzliche Untersuchungen wurden in drei weiteren Verdünnungen durchgeführt (siehe Appendix A).

Für die CT-Messungen wurden drei Liter einer 0,9%igen NaCl-Lösung (Fa. B. Braun, Melsungen, Deutschland) eingesetzt.

### 3.1.2.3 Hilfsmittel

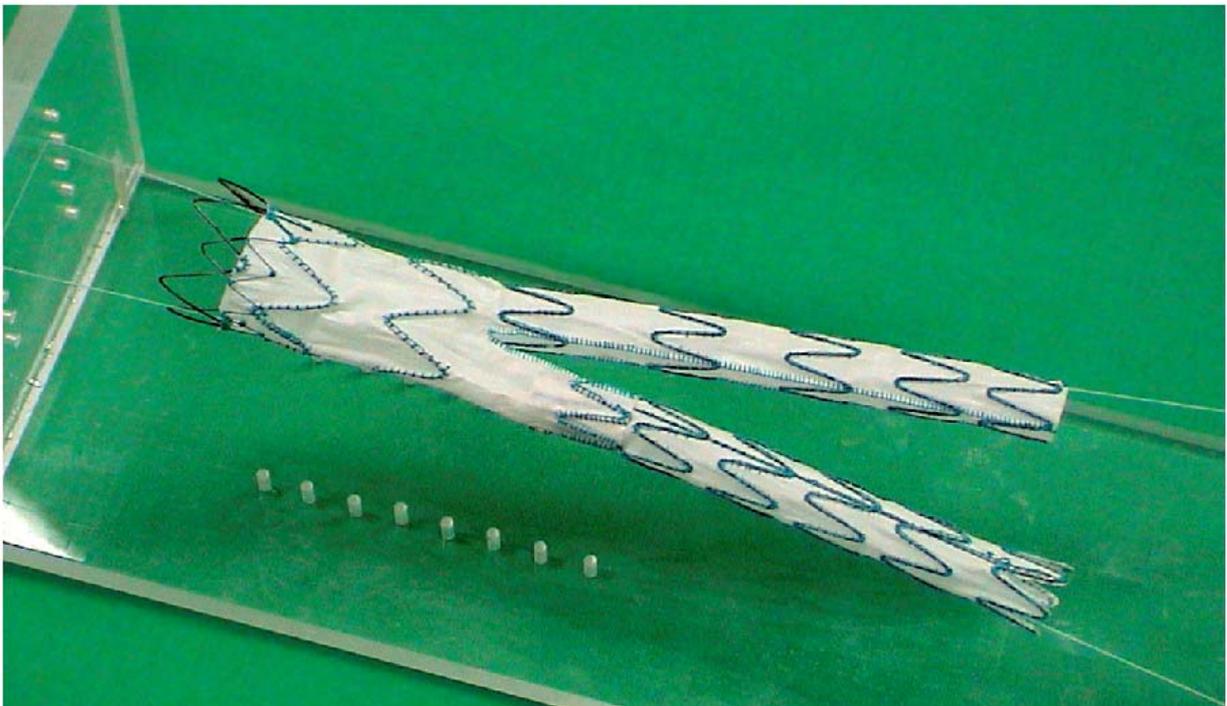
Die Prothesen wurden mit Nylonschnüren in einem eigens angefertigten, 25x12x8 cm<sup>3</sup> messenden Plexiglasgerüst eingespannt, welches in einer Plexiglaswanne mit ca. vier Liter Volumen plaziert wurde (Abb. 2).

Zur Ausmessung der Prothesen diente eine handelsübliche Schieblehre.

## 3.2 Methoden

### 3.2.1 MR-Untersuchungen

Die Endoprothesen wurden in o.g. Plexiglasgerüst eingespannt. Dabei wurde versucht, die Y-Prothesen in „lebensnaher“ Position zu fixieren, d.h. der linke Prothesenschenkel wurde in standardisierter Form horizontal, der rechte Schenkel vertikal abgespreizt (Abb. 2). Die Rohrprothesen und Stents wurden ausschließlich längs im Gerüst positioniert. Die umgebende Plexiglaswanne wurde mit der o.g. Gadolinium-haltigen Lösung gefüllt und die Wanne mit den Prothesen im MR-Scanner positioniert. Die Ausrichtung erfolgte hierbei längs zum Magnetfeld.



*Abbildung 2: Talenti Y-Prothese fertig eingespannt*

### 3.2.1.1 Optimierung einer geeigneten 3D-MRA Sequenz nach endovaskulärer BAA-Therapie

Im ersten Untersuchungsabschnitt wurde ausschließlich die Vanguardprothese untersucht. Es wurden vier verschiedene 3D-Gradientenecho-Sequenzen in coronarer und axialer Schichtführung aufgenommen, wobei jeweils ein Parameter variiert wurde (Tab. 3; insgesamt liegen neun Messungen vor, vergl. Appendix B).

Die Echozeit (TE) wurde von 12 ms bis 2 ms in 1 ms-Schritten vermindert, zusätzlich wurde eine Messung mit der kürzest-möglichen TE (1,3 ms) durchgeführt. Der Anregungswinkel (FA) wurde zwischen 10° und 100° in 10°-Schritten gesteigert. Als Bildgröße (Field-Of-View, FOV) wurden 450, 350 und 250 mm<sup>2</sup> gewählt. Die Wasser-Fett-Verschiebung (WFS) – ein Maß für die Bandbreite des RF-Pulses – wurde von 1,2-0,6 Pixel in 0,1er-Schritten variiert, zusätzlich wurde mit der kleinstmöglichen WFS von 0,556 Pixel gemessen. Die bei der Auswertung dieser Messungen erzielten Ergebnisse dienen zur Festlegung der Sequenz für die Untersuchung aller Prothesen.

Tab. 3: Parameter-Variationen bei der Optimierung der 3D-MRA Sequenz

Messung	Variable		TR [ms]	TE [ms]	FA [°]	WFS [Pixel]	FOV [mm <sup>2</sup> ]
1	TE	1,3 ms (kürzest möglich), 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12 ms	16		40	1,101	450
2	FA	10°, 20°, 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°, 100°	5,4	1,4		1,101	450
3	FOV	250, 350, 450	8,1	2	40	1,101	
4	WFS	0,556; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1,0; 1,1; 1,2	8,1	2	40		450

### 3.2.1.2 Artefaktbestimmung

#### 3.2.1.2.1 Aortengrafts

Im zweiten Abschnitt der MR-Untersuchungen diente die zuvor optimierte Sequenz (Tab. 4) zur Messung der acht Bifurkations- und vier Rohrprothesen. Alle Aufnahmen erfolgten wiederum standardisiert in coronarer und axialer Schichtführung.

Tab. 4: „Die optimale Sequenz“ für die Artefaktbestimmung

Sequenzname	3D/512
TR	8,1 ms
TE	1,30 ms
Anregungswinkel (FA)	40°
FOV	300 mm <sup>2</sup>
WFS	0,700 Pixel
Bandbreite	310,2 Hz/Pixel
Schichtdicke	4,0 mm
Schichten	65

#### 3.2.1.2.1 Stents

Die drei Iliakalarterienstents wurden in o.g. Messreihe ebenfalls standardisiert gemessen.

### 3.2.2 Auswertung der Untersuchungen

#### 3.2.2.1 Lineare Parameter: Innendurchmesser, Außendurchmesser, Stentstrebendicke

Die Auswertung der Aufnahmen erfolgte auf zwei verschiedene Arten. Zunächst wurden als quantitative Parameter Innendurchmesser, Außendurchmesser und Wanddicke ermittelt. Dazu wurden in den axialen Aufnahmen vertikale Profile durch 10 verschiedene Querschnitte der Prothese gelegt: Eingang; Mitte des Aortenanteils; Stelle des größten Artefaktes im Aortenanteil; Bifurkation; Mitte, Ausgang und Stelle des größten Artefaktes in beiden Schenkeln (Abb. 2). Der Innendurchmesser wurde definiert als Abstand zwischen den beiden inneren Punkten bei halber minimaler Signalintensität (HMI), der Außendurchmesser als Abstand zwischen den beiden äußeren Punkten bei halber minimaler Signalintensität und die Wanddicke als jeweiliger Abstand zwischen innerem und äußerem Punkt bei halber minimaler Signalintensität (Abb. 3) [79][91][96]. am

Die vertikale Abspreizung eines Beines erforderte für die ermittelten Werte entsprechend dem Winkel zwischen Bildebene und realem Beindurchmesser eine Korrektur nach folgender Formel:

$$a \cdot \cos \alpha = x$$

mit  $a$  = im Profil ermittelter Wert,  $\alpha$  = Abspreizwinkel (hier  $\alpha = 10^\circ$ ),  $x$  = korrigierter Wert

Um das einsehbare Lumen und den dargestellten Außendurchmesser anschaulich zu beschreiben, wurden alle Messwerte zu den Originalmaßen ins Verhältnis gesetzt; die dargestellte Stentstrebendicke wurde als Faktor angegeben.

Relativer Innendurchmesser =  $\text{Lumen}_{\text{Bild bei HMI}} / \text{Innendurchmesser}_{\text{Originalprothese}}$

Relativer Außendurchmesser =  $\text{Außendurchmesser}_{\text{Bild bei HMI}} / \text{Außendurchmesser}_{\text{Originalpr.}}$

Strebendickefaktor =  $\text{Stentstrebendicke}_{\text{Bild bei HMI}} / \text{Stentstrebendicke}_{\text{Originalprothese}}$

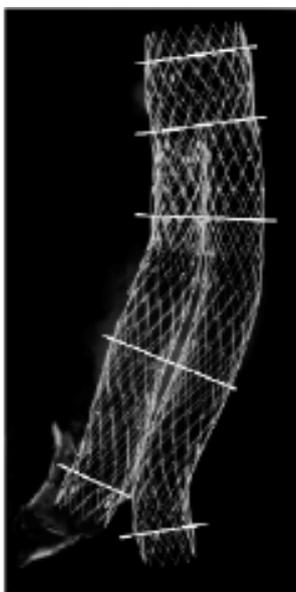


Abbildung 2: Profilpositionen

Abb. 1

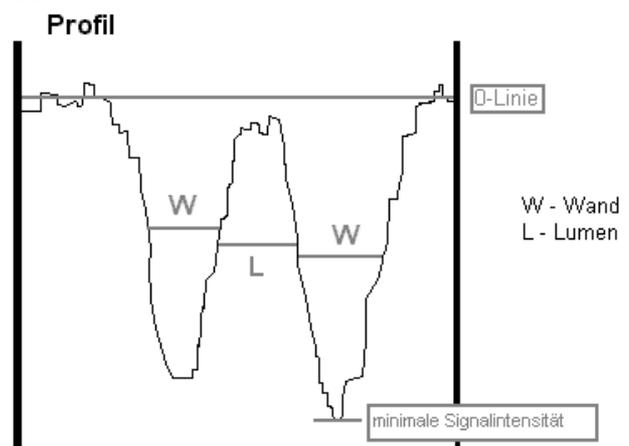


Abbildung 3: Profil

### 3.2.2.2 Bildqualität

Als nächstes wurde das Signal-zu-Rauschen Verhältnis (Signal-to-noise ratio, SNR) ermittelt. Dazu wurden in den benutzten Schichten Regions of Interest (ROI) definierter Größe als Auswertebereiche in das Lumen, außerhalb der Stents in die Gadolinium-Lösung sowie in die Luft oberhalb des Wasserbades gelegt (Abb. 4) und der Mittelwert  $m$  sowie die Standardabweichung  $\sigma$  festgehalten. Eine weitere ROI in einer stentfreien Schicht vor der jeweiligen Prothese diente als Referenz.

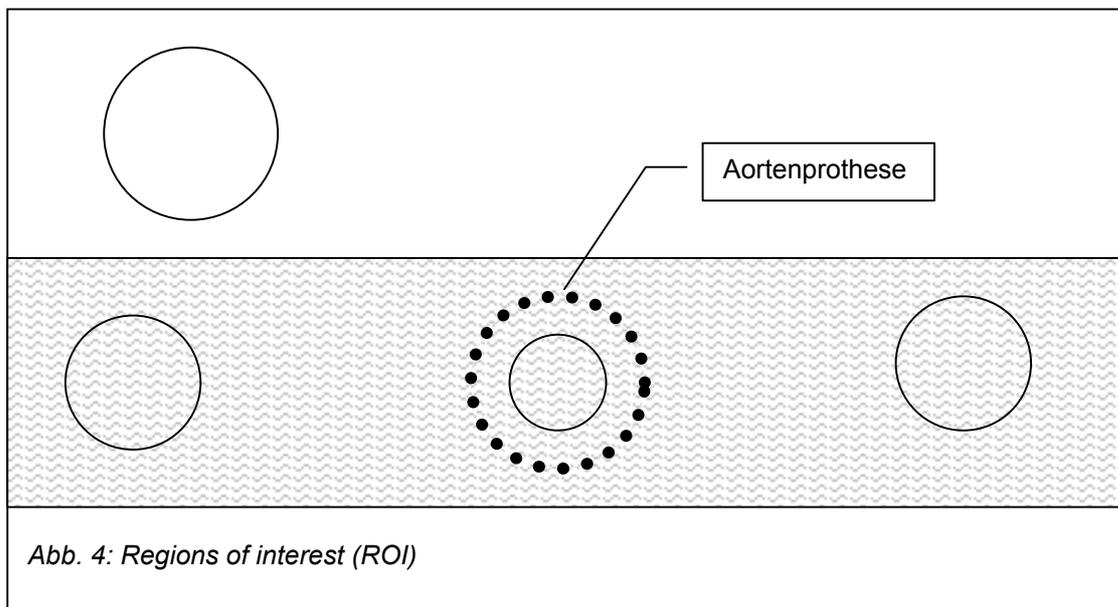
Zur Bestimmung des Signal-zu-Rauschen-Verhältnisses diente folgende Formel:

$$\text{SNR} = (m_{\text{ROI}} - m_{\text{Luft}}) / \sigma_{\text{Luft}} ]M[$$

Um die relative Signalstärke zu bestimmen, wurde das Signal-zu-Rauschen-Verhältnis in der ROI im Lumen bzw. in der ROI außerhalb des Stents ins Verhältnis zum Signal-zu-Rauschen-Verhältnis in der Referenzschicht gesetzt.

$$\text{Relative Signalstärke}_{\text{Lumen}} = \text{SNR}_{\text{Lumen}} / \text{SNR}_{\text{Gadoliniumlösung}}$$

$$\text{Relative Signalstärke}_{\text{Umgebung}} = \text{SNR}_{\text{Umgebung}} / \text{SNR}_{\text{Gadoliniumlösung}}$$



### 3.2.3 CT-Untersuchungen

In diesem Abschnitt der Arbeit wurden die fertig in das Plexiglasgerüst eingespannten Endoprothesen in eine Lösung mit physiologischer Kochsalzlösung gelegt. Danach wurde die Plexiglaswanne längs auf der Untersuchungsfläche des CT aufgestellt. Zur Messung wurden Spiralaufnahmen gefahren, wobei ein in der Abdomendiagnostik übliches Protokoll mit einem Strom-Zeit-Produkt von 200 mAs<sub>eff.</sub> und einer Röhrenspannung von 120 kV zum Einsatz kamen. (Pitch: 1,25, Kollimation: 1 mm).

Die erhobenen Daten wurden in zwei verschiedenen Rekonstruktionen (Kernel B30f) dargestellt: Schichtdicke 5 mm, Increment 3 mm, FOV 100 mm<sup>2</sup> sowie Schichtdicke 1 mm, Increment 0,8mm, FOV 100 mm<sup>2</sup>. In fünf weiteren Messungen wurden Röhrenspannung und Stromzeitprodukt variiert (vergl. Appendix C).

### 3.2.4 Auswertung der CT-Untersuchungen

#### *3.2.4.1 Lineare Parameter: Innendurchmesser, Außendurchmesser, Stentstrebendicke*

Zur Auswertung der axialen Aufnahmen wurden wieder zehn bzw. vier Schichten ausgewählt, die den in der MR-Auswertung benutzten Schichten entsprachen. In diesen Schichten erfolgte mittels Scannersoftware die Ausmessung von Innen- und Außendurchmesser sowie Strebendicke durch einen Untersucher bei folgender Fensterung: W:360, C:75. Die ermittelten Werte wurden mittels oben angegebener Formel für das vertikal abgespreizte Bein korrigiert. Das einsehbare Lumen und der dargestellte Außendurchmesser wurden als relative Werte beschrieben:

$$\text{Relativer Innendurchmesser} = \text{Lumen}_{\text{Bild}} / \text{Innendurchmesser}_{\text{Originalprothese}}$$

$$\text{Relativer Außendurchmesser} = \text{Außendurchmesser}_{\text{Bild}} / \text{Außendurchmesser}_{\text{Originalprothese}}$$

$$\text{Strebendickefaktor} = \text{Stentstrebendicke}_{\text{Bild}} / \text{Stentstrebendicke}_{\text{Originalprothese}}$$

Zusätzlich wurden coronare 3D-Rekonstruktionen (MPR, Schichtdicke/Schichtabstand 5/4 und 3/3) angefertigt, auf denen die sternförmigen Artefakte gezählt und je Prothese sowie je Zentimeter Prothesenlänge angegeben wurden.

#### *3.2.4.2 Bildqualität*

In denselben Schichten wurden Auswertebereiche (Regions of interest, ROI) definierter Größe im Prothesenlumen sowie in der Umgebung der Prothese in der NaCl-Lösung festgelegt und Mittelwert  $m$  sowie Standardabweichung  $\sigma$  bestimmt. In eine Schicht vor der Prothese wurde eine weitere ROI als Referenz in die NaCl-Lösung gelegt. Zur Beurteilung der Bildgüte wurde das Bildpunktrauschen ermittelt. Es ist definiert als Standardabweichung der Werte von  $N$  Bildpunkten  $B_i$  eines Auswertebereichs in einem homogenen Bildabschnitt.

$$\sigma^2 = 1/(N-1) * \sum (B_i - m)^2 \quad [70]$$

Das Rauschen ist dabei wie folgt von Parametern wie Schwächung  $I_0/I$ , Röhrenstrom-Scanzeit-Produkt  $Q$ , Schichtdicke  $S$ , und Effizienz des Gesamtsystems  $\epsilon$  abhängig:

$$\sigma = f_A * \sqrt{[(I_0/I) / (\epsilon * Q * S)]} \quad [70]$$

Der Faktor  $f_A$  berücksichtigt den Einfluß des Rekonstruktionsalgorithmus.

Da im Spiral-CT das Bildpunktrauschen zusätzlich durch die Wahl des z-Interpolationsalgorithmus beeinflusst wird, fließt das Interpolationsgewicht  $\omega$  mit ein:

$$\sigma^2 = \omega^2 * \sigma_0^2 + (1 - \omega)^2 * \sigma_0^2 \quad [70]$$

Für eine 360°-Umdrehung, d.h. die Integration über alle Gewichte ergibt sich somit:

$$\sigma = \sqrt{2/3} * \sigma_0 \quad [70]$$

Das Bildpunktrauschen im Lumen und in der Prothesenumgebung wurde sowohl absolut als auch relativ zum Bildpunktrauschen in einer leeren Referenzschicht angegeben.

### 3.3 Statistische Auswertung

#### 3.3.1 Statistische Methoden

Die Ergebnisse der quantitativen Messungen (relativer Innen- und Außendurchmesser) wurden zunächst über jede einzelne Prothese gemittelt. Dann wurde jede Prothese unter Berücksichtigung aller Schichten mit jeder anderen Prothese einzeln verglichen, wobei eine hierarchische Clusteranalyse (k-means-Clustering mit  $k=3$ ) verwendet wurde. So konnte zum einen eine Rangfolge der Prothesen erstellt werden, indem die Nähe der Meßwerte zu den Originalmaßen (entsprechend 100%) ermittelt wurde. Zum zweiten konnten aus den Abweichungen der Prothesen untereinander drei bzw. zwei Cluster von Prothesen unterschieden werden, deren Darstellung hierarchisch eine gewisse „Nähe“ bzw. „Ferne“ zueinander und zum Originalmaß verbindet. Der erste Cluster enthält somit alle Prothesen, deren Darstellung sich untereinander und dem zugehörigen Original ähneln. Der zweite Cluster und dritte Cluster umfassen die Prothesen, deren Darstellung von den übrigen Prothesen und den Originalen deutliche Abweichungen zeigen, wobei sich zweiter und dritter Cluster zusätzlich untereinander spezifisch unterscheiden.

Auch die Ergebnisse der relativen Bildqualität konnten als Rangfolge dargestellt werden, die mittlere Abweichung der SNR im Lumen von der SNR in einer leeren Referenzschicht diente als Kriterium. Mittels hierarchischer Clusteranalyse wurden auch hier drei bzw. zwei Cluster von Prothesen unterteilt.

#### 3.3.2 Fehlerabschätzung

Um die Auswirkungen des Meßfehlers durch Ungenauigkeiten des Untersuchers abschätzen zu können, wurde exemplarisch anhand der Vanguard Bifurkationsprothese eine festgelegte Anzahl von Meßwiederholungen vorgenommen. Diese erfolgten sowohl für die Bestimmung der Originalmaße mittels Schieblehre als auch für die Auswertung der MR- und CT-Untersuchungen. Für die so ermittelten Werte wurde der Median sowie Minimum und Maximum bestimmt.

## **4. Ergebnisse**

### **4.1 Optimierung der Sequenzparameter**

Die aus den Profilen abgelesenen Meßwerte für Wanddicke und Lumen bei half-minimum signal-intensity werden aufgezeichnet, und das so bestimmte Lumen wird zum Innendurchmesser des Originals ins Verhältnis gesetzt. Es ergibt sich das relative einsehbare Lumen (Tab. 5, Abb. 6a-d).

Für die verschiedenen Echozeiten ergeben sich im Aortenteil sowie in den Prothesenschenkeln einsehbare Lumina von 52-83% (Aorta) bzw. 20,0-86,4% (Schenkel) für TE = 12 ms, 66,0-82,5% bzw. 27,2-91,8% für TE = 9 ms, 68,9-82,1% bzw. 39,1-92,7% für TE = 6 ms sowie von 79,7-91,7% bzw. 46,7-92,7% für TE = 3 ms (Abb. 6a).

Bei der Variation des Anregungswinkels sind über die ganze Prothesen ähnliche Werte zu beobachten: Für FA = 10° im Aortenteil 70,8-78,8% bzw. in den Beinen 28,3-86,4%, für FA = 40° 76,9-80,2% (Aorta) bzw. 19,6-75,5% (Schenkel), für FA = 70° 74,5-77,8% bzw. 37,0-75,5% sowie für FA = 100° 74,1-81,6% bzw. 47,8-86,4% (Abb. 6b).

Für unterschiedliche Meßfelder (FOV) liegen die relativen Prothesenlumina wie folgt vor: für ein FOV von 450 mm<sup>2</sup> Werte zwischen 79,2-88,2% im Aortenteil und 38,0-75,0% in den Beinen, für FOV = 350 mm<sup>2</sup> Werte zwischen 82,5-94,3% bzw. 37,0-87,0% und für FOV = 250 mm<sup>2</sup> Werte zwischen 88,2-94,3% bzw. 54,3-87,3% (Abb. 6c).

Die Wasser-Fett-Verschiebung wurde ebenfalls verändert und das einsehbare Lumen wie folgt gemessen: Für WFS = 1,29 im Aortenteil 73,1-87,3% bzw. in den Schenkeln 39,1-72,7%, für WFS = 1,00 76,9-84,0% (Aorta) bzw. 40,2-86,4% (Beine), für WFS = 0,70 75,5-82,5% bzw. 42,2-89,1% sowie für WFS = 0,556 75,5-80,7% bzw. 40,0-82,7% (Abb. 6d).

Nach der Auswertung dieser Daten konnte die optimale Sequenz für das weitere Vorgehen festgelegt werden (Tab. 4, s.o.).

Tab. 5: Relatives einsehbares Lumen bei verschiedenen Sequenzparametern

Schicht	Proximal	Aortenmitte	Aorta, größtes Artefakt	Teilungsstelle, rechts	Teilungsstelle links	rechter Schenkel, Mitte	rechts distal	rechter Schenkel, größtes Artefakt	linker Schenkel, Mitte	links distal	linker Schenkel, größtes Artefakt
TE [ms]											
12	57,5%	83,0%	52,8%	86,4%	24,4%	56,5%	39,1%	66,3%	75,0%	35,9%	20,0%
9	66,5%	82,5%	66,0%	91,8%	43,3%	59,8%	47,8%	56,5%	68,5%	27,2%	40,0%
6	68,9%	82,1%	75,5%	92,7%	41,1%	66,3%	54,3%	56,5%	66,3%	39,1%	47,8%
3	79,7%	91,5%	79,7%	92,7%	50,0%	76,1%	46,7%	58,7%	52,2%	47,8%	48,9%
FA											
10°	78,8%	70,8%	75,5%	86,4%	61,1%	57,6%	48,9%	57,6%	28,3%	44,6%	48,9%
40°	79,2%	80,2%	76,9%	75,5%	70,0%	66,3%	47,8%	47,8%	28,3%	19,6%	46,7%
70°	74,5%	77,8%	77,4%	75,5%	66,7%	56,5%	48,9%	47,8%	37,0%	46,7%	44,4%
100°	81,6%	79,7%	74,1%	86,4%	54,4%	59,8%	57,6%	48,9%	48,9%	47,8%	48,9%
FOV											
450	88,2%	80,2%	79,2%	74,5%	50,0%	75,0%	47,8%	57,6%	38,0%	45,7%	46,7%
350	94,3%	82,5%	82,5%	75,5%	55,6%	87,0%	55,4%	80,4%	80,4%	37,0%	50,0%
250	94,3%	90,6%	88,2%	87,3%	74,4%	87,0%	68,5%	76,1%	75,0%	54,3%	68,9%
WFS											
1,29	87,3%	73,1%	79,2%	72,7%	55,6%	66,3%	65,2%	50,0%	39,1%	55,4%	40,0%
1,00	84,0%	78,3%	76,9%	86,4%	64,4%	67,4%	67,4%	50,0%	40,2%	56,5%	44,4%
0,70	82,5%	76,4%	75,5%	89,1%	61,1%	67,4%	66,3%	47,8%	42,4%	54,3%	42,2%
0,556	80,7%	75,5%	76,4%	82,7%	64,4%	66,3%	59,8%	42,4%	59,8%	59,8%	40,0%

TE	Echozeit [ms]
FA	Anregungswinkel [°]
FOV	Meßfeld (Field-of-View) [mm <sup>2</sup> ]
WFS	Wasser-Fett-Verschiebung [Pixel]

Abb. 6 a-d: Relatives einsehbares Lumen bei verschiedenen Sequenzparametern

Abb. 6a: Einsehbares Lumen bei unterschiedlichen Echozeiten (TE) in ausgewählten Messungen (relativ zum Innendurchmesser des Originals, in %)

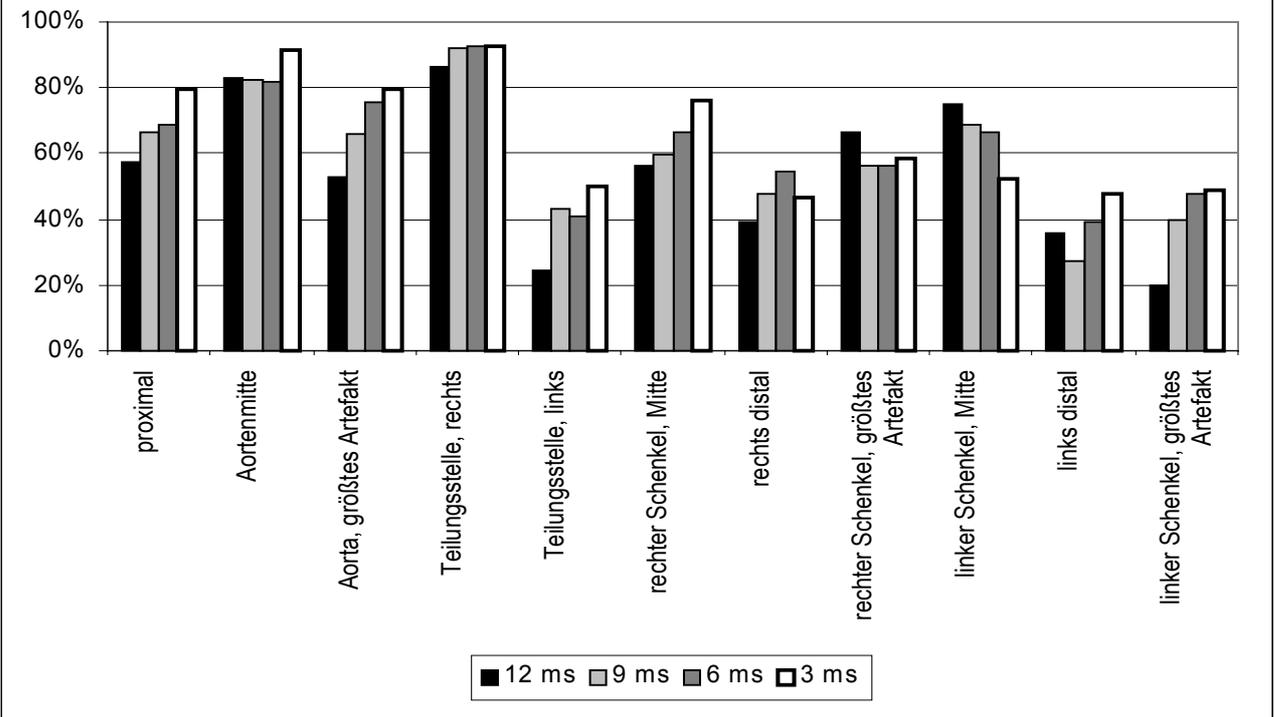


Abb. 6b: Einsehbares Lumen bei unterschiedlichen Anregungswinkeln (FA) in ausgewählten Messungen (relativ zum Innendurchmesser des Originals, in %)

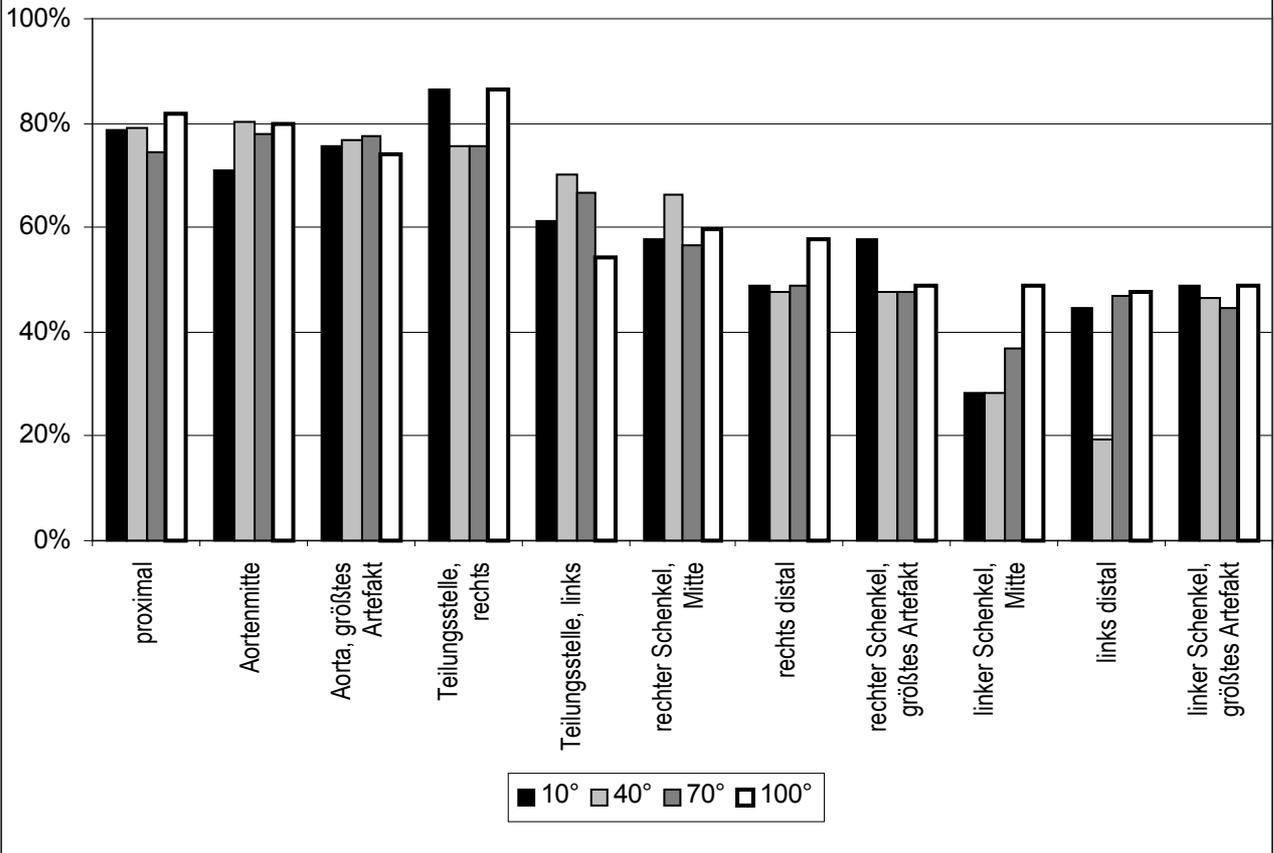


Abb. 6c: Einsehbares Lumen bei unterschiedlichem Meßfeld (Field-of-View, FOV) in ausgewählte Messungen (relativ zum Innendurchmesser des Originals, in %)

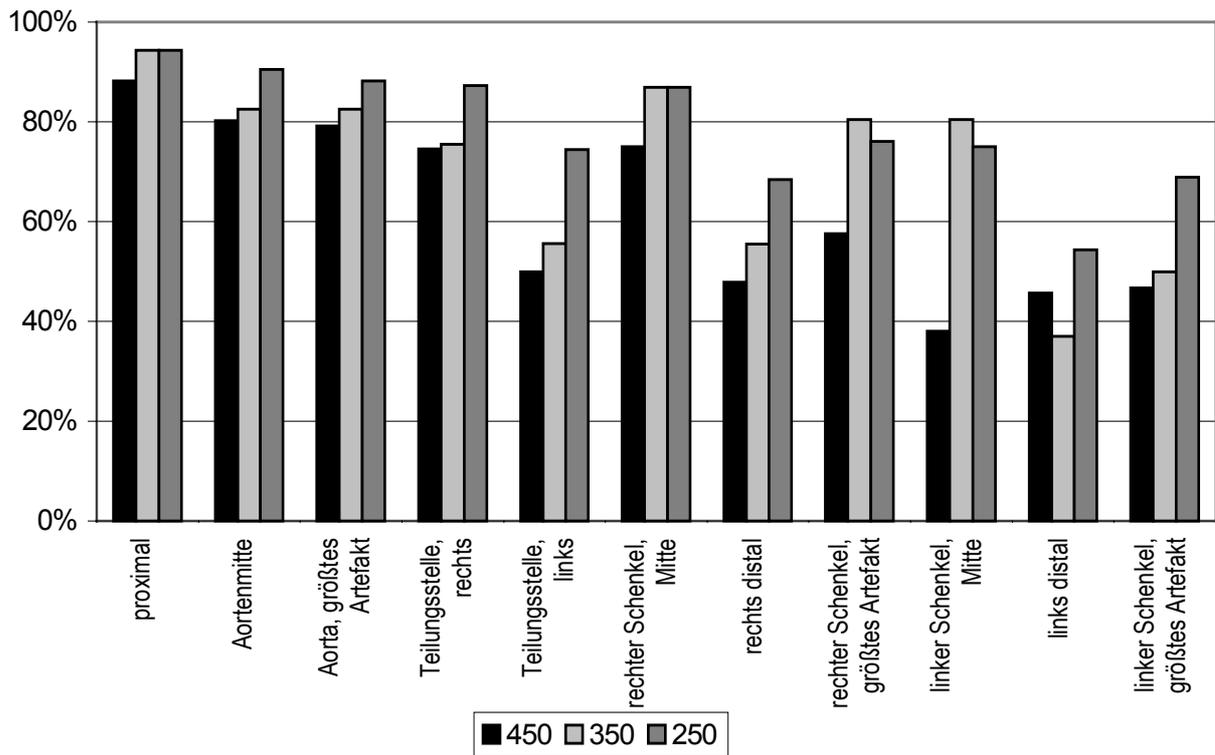
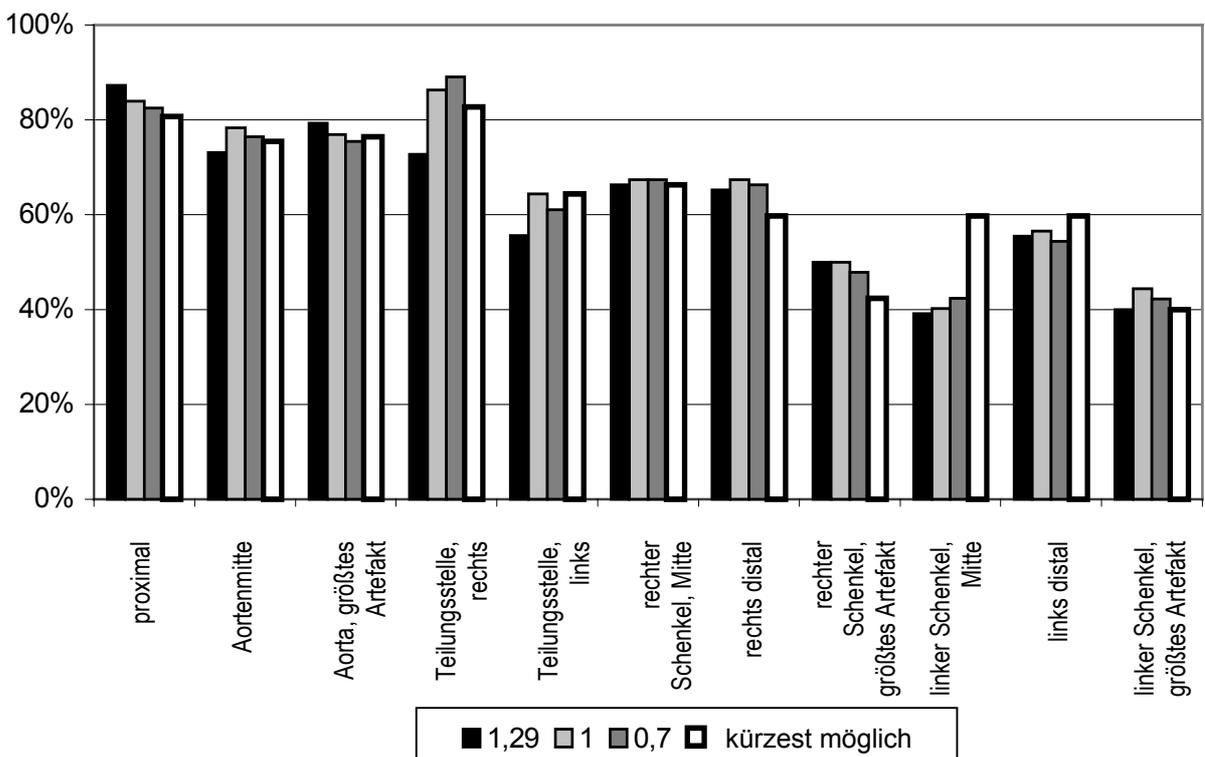


Abb. 6d: Einsehbares Lumen bei unterschiedlichen Werten für Wasser-Fett-Verschiebung (WFS) in ausgewählten Messungen (relativ zum Innendurchmesser des Originals, in %)



## 4.2 MR-Untersuchungen aller Prothesen

### 4.2.1 Aortengrafts

Alle Endoprothesen erzeugen eine Vielzahl von unterschiedlichen und in ihrer Ausprägung variablen Artefakten (Abb. 7 - 8). Generell stellen sich alle Prothesenbestandteile im Bild hypointens dar. In den axialen Schichten sind ringförmig angeordnet die Stentstreben zu sehen, das Graftgewebe lässt sich nicht sicher darstellen. Eventuell vorhandene Marker sind ebenfalls hypointens und je nach Form und Materialzusammensetzung unterschiedlich konfiguriert.

Auf den Bildern der Edelstahl-Bifurkationsprothese von Zenith sind lediglich große Signalauslöschungen erkennbar.

#### *4.2.1.1 Lineare Auswertung*

Bei der Bestimmung des relativen Innendurchmessers ist ein künstlich verringertes sichtbares Lumen bei „Half minimum signal intensity“ zu messen. Gemittelt über die Gesamtprothese ergibt sich eine Rangliste der Prothesen, die auf drei Cluster verteilt liegen (Tab. 6a-b, Tab. 7, Abb. 9a-b).

So liegt der mittlere relative Innendurchmesser bei der Gore-Y-Prothese bei 83,64% und bei der Rohrprothese bei 93,78%. Prothesen, in denen ebenfalls in allen Schichten Lumina abgrenzbar sind, sind die Talent-Y-Prothese mit einem relativen Innendurchmesser von 81,15%, die Talent Rohrprothese (87,70%), die Vanguard (79,78%), die AneuRx (75,18%) und Lifepath-Prothese (60,04%). Diese Prothesen werden im hierarchischen k-means-Clustering dem ersten Cluster zugeordnet.

Im Aortengraft von Ancure liegt der relative Innendurchmesser bei 71,65% bzw. bei 66,45% für die einschenkige Version. Dabei beträgt er in den Schichten, in denen Streben bzw. Haken abgebildet sind, 66,1-72% (Aortenteil) bzw. 0,0-64,1% (Beine). In allen ungestenteten Abschnitten ist das Lumen zu 100% einsehbar. Die Zuordnung erfolgt zu Cluster 2.

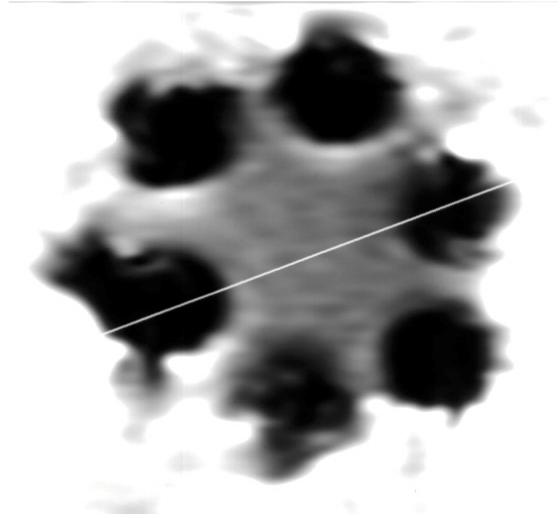
Der mittlere relative Innendurchmesser beträgt in der Bard-Endoprothese 15,77%, hier ist ein Lumen nur im proximalen und in den distalen Schnitten (51,5%, 68,4%, 53,7%) abgrenzbar. In allen weiteren Schichten beträgt er 0%.

In der Corvita-Y-Prothese und auch in der Rohrprothese ist das Lumen ebenfalls nur proximal und distal messbar (76,2%, 73,7%, 64,2% bzw. 59,5%, 57,9%), der mittlere relative Innendurchmesser beträgt 19,46% bzw. 29,35%.

AO MOST



a.

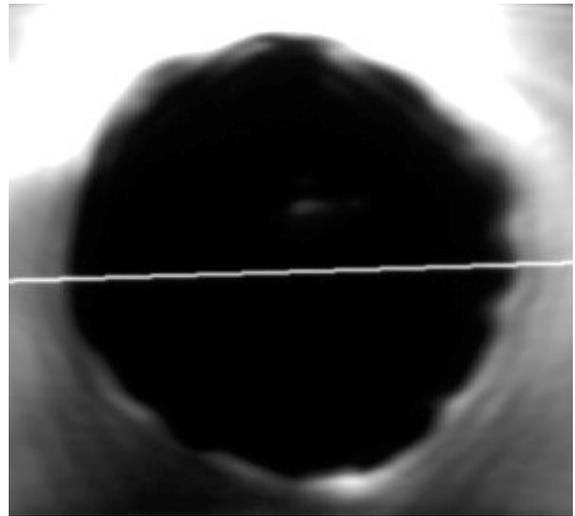


b.

PROX



c.



d.

Abb. 7: Axiale Ansicht ausgewählterer Bifurkationsprothesen  
a. Gore, b. Bard, c. Lifepath, d. Zenith

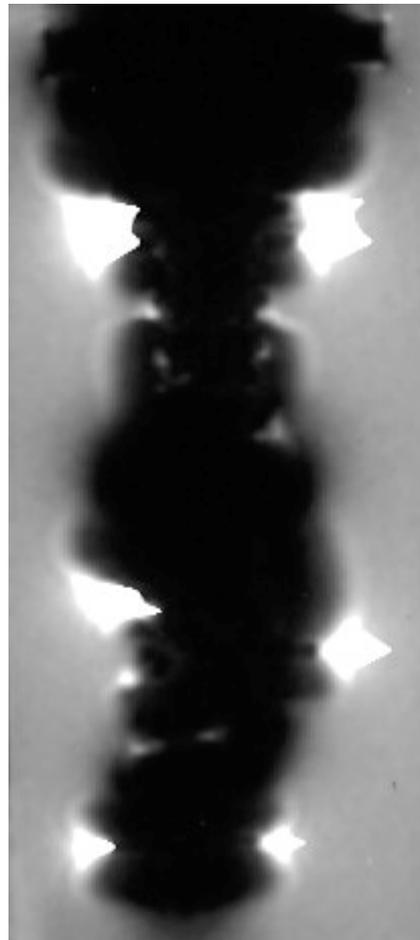
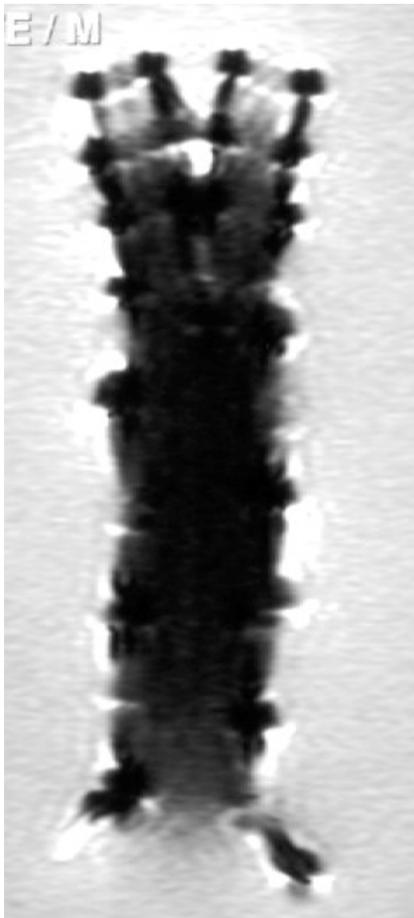
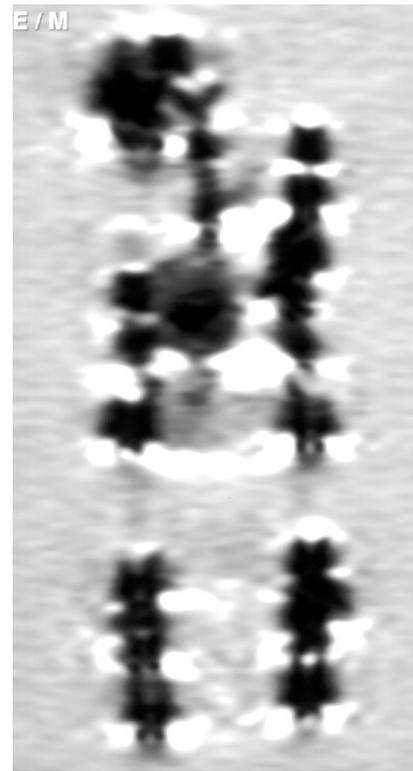
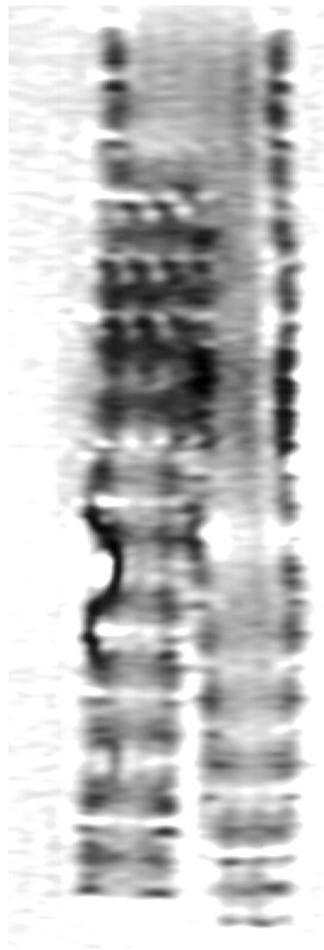


Abb. 8: Coronare Ansicht ausgewählter Bifurkationsprothesen

- b. Gore
- c. Ancure
- d. Lifepath
- e. Bard
- f. Zenith

Tabelle 6a: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, MR

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster
1	Gore	83,64	10,11	1
2	Talent	81,15	6,74	1
3	Vanguard	79,78	14,46	1
4	AneuRx	75,18	10,88	1
5	Ancure	71,65	46,96	2
6	Lifepath	60,04	23,37	1
7	Corvita	19,46	171,88	3
8	Bard	15,77	173,24	3

Tabelle 6b: Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, MR

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster
1	Gore	93,78	4,71	1
2	Talent	87,70	4,47	1
3	Ancure	66,45	35,83	2
4	Corvita	29,35	115,49	3

Tabelle 7: Relative Innendurchmesser in den einzelnen Schichten, MR

	proximal	Aortenmitte	Aorta, größtes Artefakt	Teilungsstelle, rechts	Teilungsstelle links	rechter Schenkel, Mitte	rechts distal	rechter Schenkel, größtes Artefakt	linker Schenkel, Mitte	links distal	linker Schenkel, größtes Artefakt
Vanguard	92,0%	92,5%	89,6%	75,5%	57,8%	89,1%	69,6%	66,3%	82,6%	77,2%	85,6%
Gore	92,9%	98,0%	88,5%	93,8%	75,0%	74,5%	76,5%	78,7%	81,9%	75,9%	84,5%
Bard	51,5%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	68,4%	0,0%	0,0%	53,7%	0,0%
AneuRx	82,2%	85,7%	76,4%	66,7%	88,6%	74,8%	77,0%	70,1%	75,8%	62,9%	66,7%
Lifepath	67,6%	74,1%	82,3%	33,3%	69,7%	53,2%	59,5%	53,2%	58,3%	65,9%	43,3%
Talent	87,9%	86,2%	84,6%	85,8%	74,8%	75,6%	85,0%	71,7%	77,3%	83,1%	80,7%
Ancure	72,0%	100,0%	66,1%	100,0%	100,0%	100,0%	28,2%	0,0%	100,0%	64,1%	57,8%
Corvita	76,2%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	73,7%	0,0%	0,0%	64,2%	0,0%

	proximal	Aortenmitte	Distal	größtes Artefakt
Corvita Rohr	59,5%	0,0%	57,9%	0,0%
Talent Rohr	85,3%	93,5%	86,7%	85,3%
Gore Rohr	97,3%	91,6%	97,6%	88,6%
Ancure, iliaca ext.	66,8%	100,0%	49,5%	49,5%

Abb. 9a: Übersicht über die relativen einsehbaren Lumina, ausgewählte Messpunkte, MR, Bifurkationsprothesen

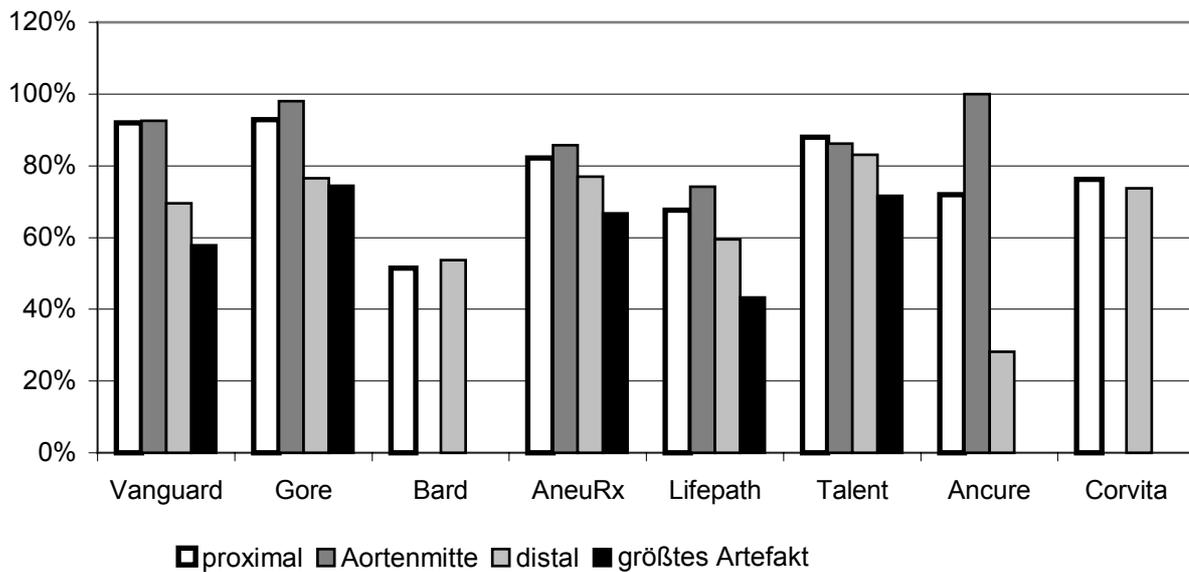
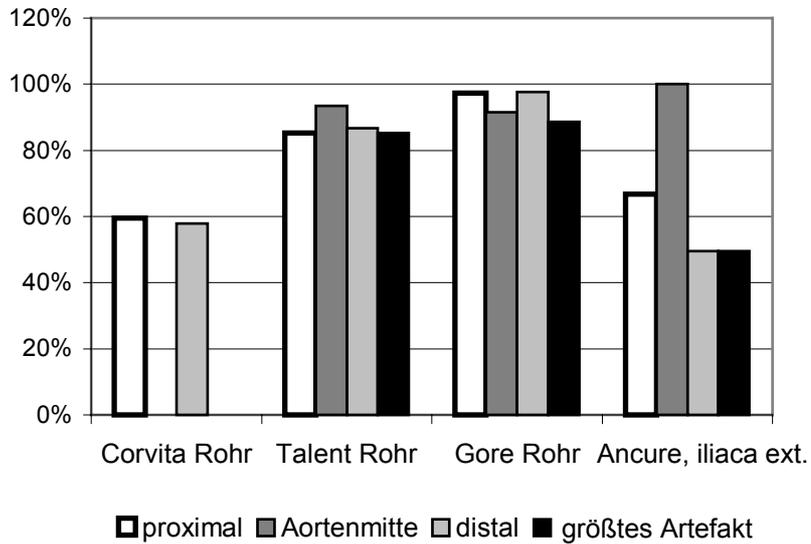


Abb. 9b: Übersicht über die relativen Lumina, ausgewählte Meßpunkte, MR, Rohrprothesen



Weiterhin ergibt sich ein künstlich vergrößerter Außendurchmesser, der ebenfalls als Grundlage einer Rangfolge dienen kann. (Tab. 8 a-b, Tab. 9, Abb. 10 a-b).

Tabelle 8a: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, MR

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster
1	Talent	110,96	6,5	1
2	Ancure	112,78	14,8	2
3	AneuRx	113,77	5,28	1
4	Gore	114,76	6,65	1
5	Corvita	118,89	5,95	1
6	Vanguard	120,95	7,65	1
7	Bard	129,86	9,98	3
8	Lifepath	131,40	9,33	3

Tabelle 8b: Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, MR

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster
1	Gore	105,13	1,52	1
2	Talent	110,33	2,81	1
3	Corvita	123,33	4,26	3
4	Ancure	125,96	16,00	2

Tabelle 9: relative Außendurchmesser in den einzelnen Schichten, MR

	proximal	Aortenmitte	Aorta, größtes Artefakt	Teilungsstelle, rechts	Teilungsstelle links	rechter Schenkel, Mitte	rechter Schenkel, distal	rechter Schenkel, größtes Artefakt	linker Schenkel, Mitte	links distal	linker Schenkel, größtes Artefakt
Vanguard	114,7%	118,4%	118,4%	113,3%	113,3%	141,6%	119,8%	112,9%	134,3%	119,2%	124,5%
Gore	112,8%	112,1%	104,8%	106,8%	106,8%	115,6%	112,3%	119,7%	120,7%	120,2%	130,6%
Bard	126,1%	118,9%	148,2%	127,7%	127,7%	112,0%	152,4%	119,6%	134,3%	141,8%	119,6%
AneuRx	107,3%	108,2%	106,2%	112,4%	112,4%	114,5%	122,1%	115,6%	113,3%	113,4%	126,2%
Lifepath	118,9%	132,0%	129,8%	122,5%	122,5%	140,0%	137,5%	140,0%	108,5%	146,9%	146,8%
Talent	104,8%	104,8%	103,1%	104,7%	104,7%	120,8%	109,5%	111,0%	117,1%	119,2%	120,9%
Ancure	121,3%	100,0%	123,4%	100,0%	100,0%	100,0%	148,3%	104,2%	100,0%	133,8%	109,6%
Corvita	120,8%	114,3%	116,2%	114,3%	112,4%	114,3%	119,7%	114,3%	116,9%	132,2%	132,4%

	proximal	Aortenmitte	distal	größtes Artefakt
Corvita Rohr	125,0%	115,5%	126,4%	126,4%
Talent Rohr	108,0%	107,3%	113,0%	113,0%
Gore Rohr	103,5%	106,5%	104,0%	106,5%
Ancure, iliaca ext.	120,0%	100,0%	141,9%	141,9%

Abb. 10a: Übersicht über die relativen Außendurchmesser, ausgewählte Meßpunkte, Bifurkationsprothesen, MR

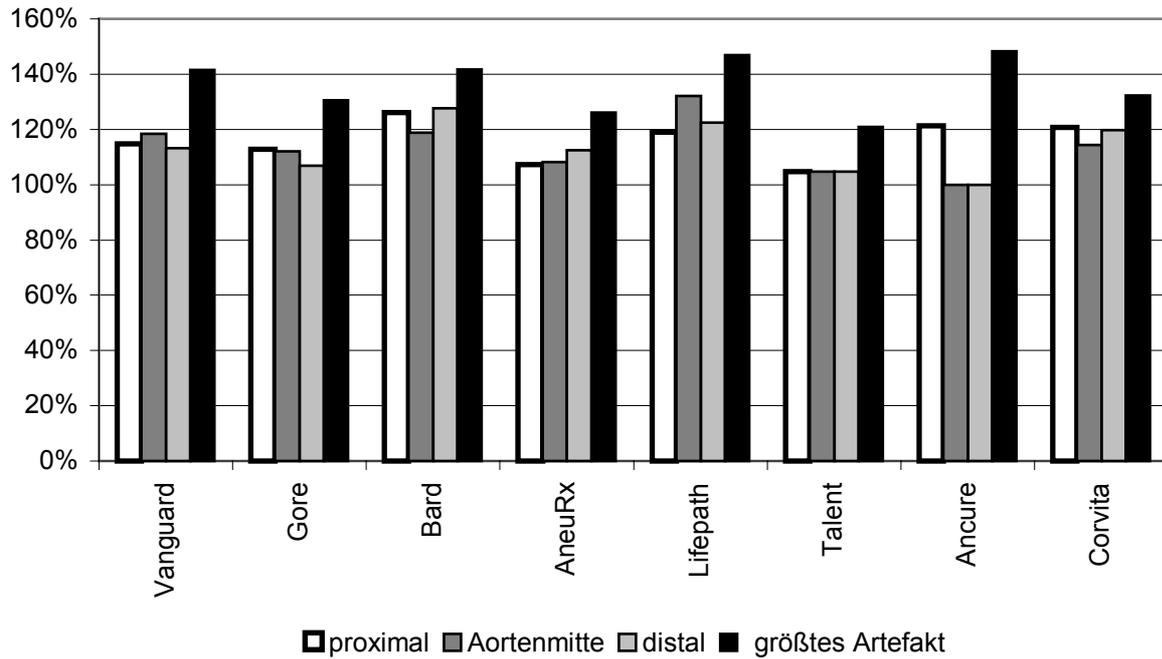
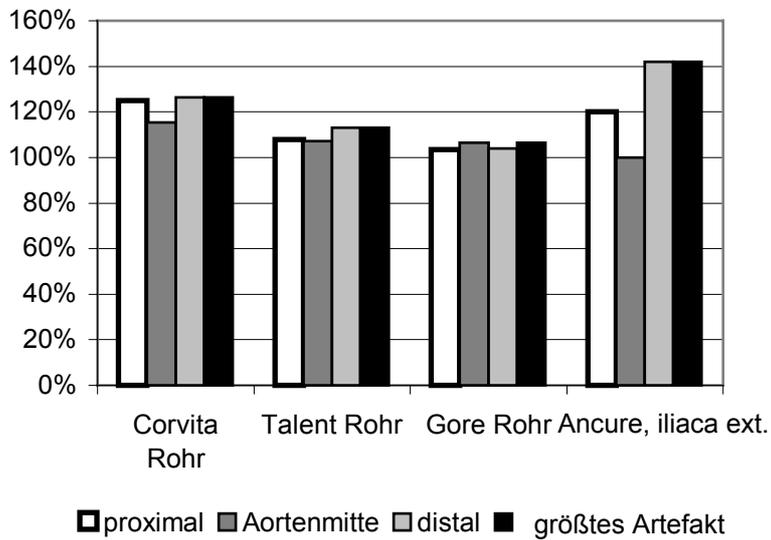


Abb. 10b: Übersicht über die relativen Lumina, ausgewählte Meßpunkte, Rohrprothesen, MR



Die Dicke der Stentstreben wird in allen Prothesen deutlich überschätzt gemessen, sie erscheint um ein Vielfaches größer als im Original (Tab. 11-12). Trotzdem sind die einzelnen Streben bei den meisten Prothesen voneinander abgrenzbar. So sind die Stentstreben der Vanguardprothese im Aortenteil mit einer fünffachen (+0,5x), in den Beinen mit einer achtfachen (+- 1,5x) und an der Insertionsstelle mit einer zehnfachen Dicke abgebildet. Dieser „Stentstrebenfaktor“ lässt sich auch für die anderen Prothesen angeben (Tab. 10): Gore 10x (+0,5, Aorta) bzw. 7x (+0,5, Beine), Gore Rohr 8,2x (+1,5), AneuRx 8,5x (+0,5) bzw. 10x (+0,5; Insertionsstelle 18x), Talent 4x (+0,6) bzw. 4x (+1,2), Talent Rohr 5,3x (+1,1). Auch die Haken, die an Ein- und Ausgang der Ancure angebracht sind, werden vergrößert dargestellt: bei der zweiseitigen 11,5x (+2) bzw. 11x (+1,5) und bei der einseitigen 9,5x (+4).

Bei einigen Prothesen sind die Stentstreben teilweise nicht voneinander abgrenzbar, so bei der Bard- und der Lifepath-Prothese. Der Strebenfaktor liegt hier bei 10x (+4) bzw. 7,5x (+4) für die Lifepath und bei 20x (+8) bzw. 20x (+5) für die Bard. In den Corvita-Prothesen sind die Streben zusätzlich nur in einigen wenigen Schichten überhaupt vom Lumen abgrenzbar, in diesen ergeben sich im Aortenstamm Strebenabbildungen mit 20facher (+3 bzw +- 7,9), in den Schenkeln mit 15facher (+1,5) Größe.

Tabelle 10: Stentstrebenfaktor

	Aortenstamm	Schenkel		Aortenstamm	Schenkel
Vanguard	5x (+-1,5x)	8x (+-1,5x)	Talent	4x (+ 0,6)	4x (+- 1,2)
Gore	10x (+- 0,5)	7x (+- 0,5)	Talent Rohr	5,3x (+-1,1)	
Gore Rohr	8,2x (+-1,5)		Ancure	11,5x (+- 2,0)	11,5x (+- 2,0)
Bard	20x (+-8)	20x (+-5)	Ancure, iliaca ext.	9,5x (+- 4,0)	
AneuRx	8,5x (+-0,5)	10x (+-0,5)	Corvita	20x (+- 3,0)	15x (+-1,5)
Lifepath	10x (+-4)	7,5x (+-4)	Corvita Rohr	20x (+- 7,9)	
Zenith	n.d. <sup>1</sup>	n.d.			

<sup>1</sup> n.d. nicht darstellbar

Tabelle 11: Dicke der Stentstreben in der Originalprothese [mm]

O [mm]	Proximal		Aortenmitte		Aorta, größtes Artefakt		Teilungsstelle, rechts		Teilungsstelle links		rechter Schenkel, Mitte		rechts distal		rechter Schenkel, größtes Artefakt		linker Schenkel, Mitte		links distal		linker Schenkel, größtes Artefakt	
Vanguard	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
Gore	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
Bard	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
AneuRx	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
Lifepath	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6
Talent	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	0,7	0,7	1,0	1,0	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
Ancure	0,6	0,6	n.v. <sup>1</sup>	n.v.	0,6	0,6	n.v.	n.v.	n.v.	n.v.	n.v.	n.v.	0,6	0,6	0,6	0,6	n.v.	n.v.	0,6	0,6	0,6	0,6
Corvita	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4

<sup>1</sup> n.v. nicht vorhanden

Tabelle 12: Dicke der Stentstreben im Bild [mm]

HMI [mm]	Proximal		Aortenmitte		Aorta, größtes Artefakt		Teilungsstelle, rechts		Teilungsstelle links		rechter Schenkel, Mitte		rechts distal		rechter Schenkel, größtes Artefakt		linker Schenkel, Mitte		links distal		linker Schenkel, größtes Artefakt	
Vanguard	2,8	3,4	2,8	3,3	3,5	3,2	4,2	3,6	3,6	4,3	3,1	3,0	2,8	2,9	2,3	3,0	2,8	2,9	2,3	2,4	2,9	3,0
Gore	4,0	3,0	3,1	2,4	3,0	2,5	2,1	1,6	1,6	2,0	2,9	3,6	3,5	3,0	2,8	3,0	2,3	2,8	3,3	2,8	3,0	3,0
Bard	11	11	n.m. <sup>2</sup>	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	7,3	7,2	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	6,2	9,1	n.m.	n.m.
AneuRx	3,1	3,6	3,1	3,6	3,0	7,8	3,2	4,7	4,7	3,2	2,8	3,7	3,1	3,1	5,7	5,8	2,4	3,8	3,0	3,9	3,7	3,6
Lifepath	6,4	5,4	6,1	7,3	5,0	5,6	4,8	6,2	6,2	6,2	2,7	2,6	5,8	5,1	5,8	5,2	3,1	5,4	5,1	5,0	5,2	5,1
Talent	3,6	3,7	1,9	3,6	3,7	3,1	3,7	4,1	4,1	1,7	3,2	2,5	3,2	2,4	3,2	2,5	2,7	2,9	1,8	2,8	n.m.	n.m.
Ancure	6,9	5,7	n.v. <sup>1</sup>	n.v.	7,1	7,4	n.v.	n.v.	n.v.	n.v.	n.v.	n.v.	6,6	7,6	6,7	7,7	n.v.	n.v.	4,2	3,2	4,3	5,8
Corvita	7,0	7,2	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	8,8	9,8	n.m.	n.m.	n.m.	n.m.	5,8	6,6	n.m.	n.m.

<sup>1</sup> n.v. nicht vorhanden

<sup>2</sup> n.m. nicht meßbar

#### 4.2.1.2 Bildqualität

Bei der Beurteilung der Bildgüte als relative Signal-to-noise Ratio (SNR) finden sich unterschiedlich starke Signalverluste in den einzelnen Prothesen (Tab. 13a-b, 14). Zusätzlich erscheint die Signalintensität bei mehreren Prothesen in einigen Schichten erhöht (Abb. 11a-b). Sowohl Signalverluste als auch –anhebungen imponieren homogen im Prothesenlumen.

Die Rangfolge der Prothesen ergibt sich aus dem Abstand der mittleren SNR im Prothesenlumen von der SNR in einer leeren Referenzschicht. Auch die Ergebnisse dieser Messung lassen sich mittels Clusteranalyse aufteilen.

So liegt die mittlere Signal-to-noise Ratio im Lumen der Vanguard bei 102,05% der SNR in der leeren Referenzschicht. Sie bildet mit den Lifepath-, Gore-, Ancure-, Talent- und AneuRx-Prothesen den ersten Cluster, die Prothesen von Bard und Corvita liegen im zweiten Cluster.

Veränderungen der Signalintensität finden sich zusätzlich im Umfeld der Stentgrafts (Abb. 12).

Tabelle 13a: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerer Signal-to-Noise-Ratio, SNR

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Vanguard	102,05	4,11	1
2	Lifepath	103,30	17,98	1
3	Gore	105,64	2,93	1
4	Ancure	92,37	20,78	1
5	Talent	91,99	10,07	1 (2)
6	AneuRx	79,66	18,54	1 (2)
7	Bard	46,39	74,12	2 (3)
8	Corvita	24,56	163,23	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 13b: Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerer Signal-to-Noise-Ratio, SNR

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Gore	101,55	2,36	1
2	Talent	96,84	6,85	1
3	Ancure	82,03	21,32	1 (2)
4	Corvita	41,78	115,29	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 14: relative Signalintensität im Lumen, Signal-to-noise Ratio (SNR)

	proximal	Aortenmitte	Aorta, größtes Artefakt	Teilungsstelle, rechts	Teilungsstelle links	rechter Schenkel, Mitte	rechts distal	rechter Schenkel, größtes Artefakt	linker Schenkel, Mitte	links distal	linker Schenkel, größtes Artefakt
Vanguard	98,3%	107,5%	104,8%	107,7%	104,5%	102,5%	97,4%	104,6%	96,3%	97,0%	102,1%
Gore	99,5%	104,1%	102,8%	106,5%	108,2%	109,3%	104,3%	109,5%	108,4%	105,2%	104,1%
Bard	59,4%	16,7%	16,9%	21,7%	21,2%	46,3%	110,2%	34,1%	44,6%	110,5%	28,5%
AneuRx	91,7%	80,1%	72,3%	66,1%	76,0%	74,8%	102,6%	89,2%	73,7%	97,9%	51,9%
Lifepath	95,1%	112,2%	62,7%	114,9%	125,8%	92,6%	114,2%	114,2%	122,4%	90,2%	92,1%
Talent	103,2%	88,2%	99,0%	85,4%	92,2%	94,6%	98,9%	99,6%	86,5%	94,0%	70,1%
Ancure	91,4%	106,7%	102,1%	102,0%	102,2%	102,7%	67,4%	44,6%	101,2%	93,2%	102,7%
Corvita	86,3%	0,6%	0,1%	0,1%	0,1%	0,1%	74,4%	0,1%	9,5%	98,2%	0,1%

	proximal	Aortenmitte	distal	größtes Artefakt
Corvita Rohr	89,5%	0,3%	77,0%	0,3%
Talent Rohr	102,3%	87,2%	99,0%	87,2%
Gore Rohr	99,5%	102,8%	104,3%	99,5%
Ancure , iliaca ext.	91,3%	102,1%	67,4%	67,4%

Abb. 11a: Übersicht über die relative Signalintensität im Lumen, ausgewählte Messpunkte, Bifurkationsprothesen, MR

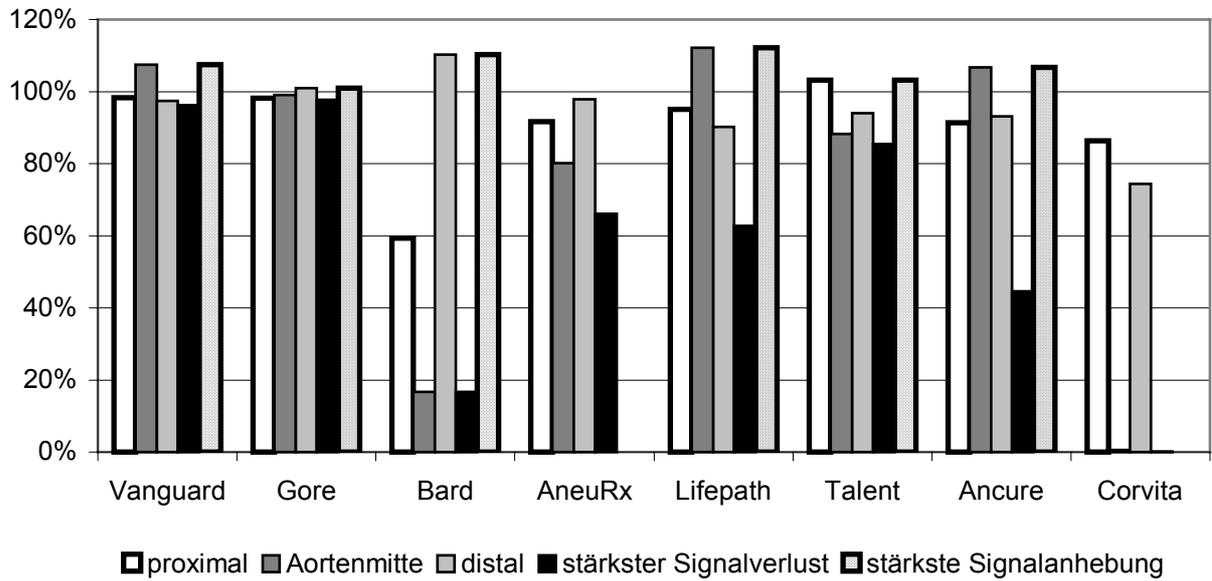


Abb. 11b: Übersicht über die relative Signalintensität im Lumen, ausgewählte Meßpunkte, Rohrprothesen, MR

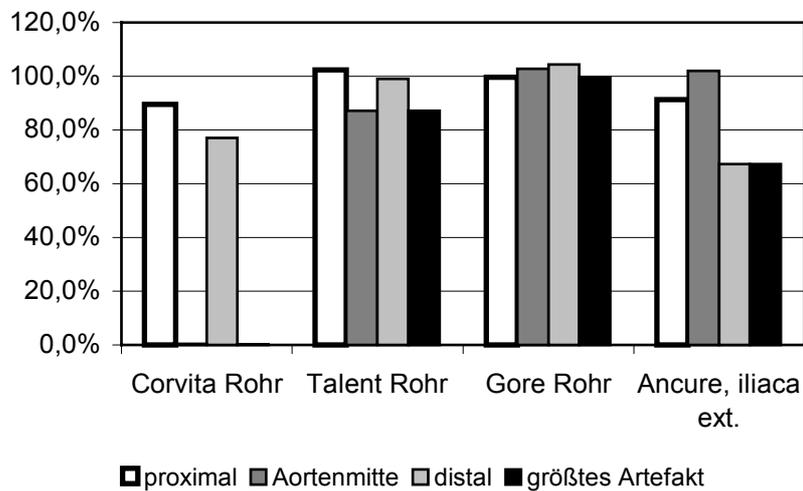
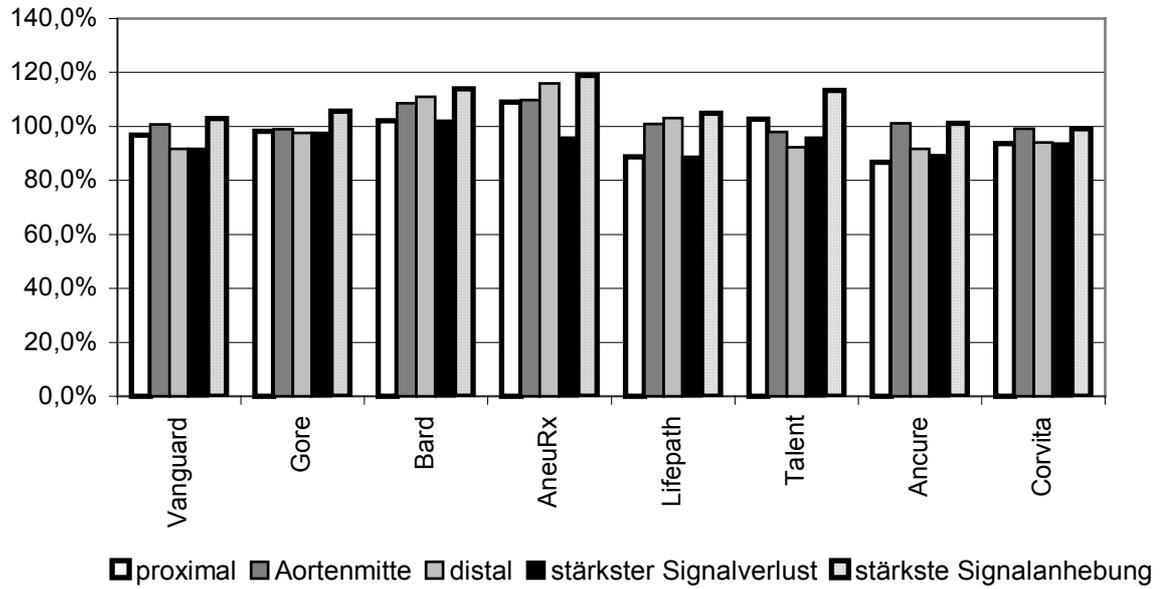


Abb. 12: Übersicht über die relative Signalintensität in der Umgebung (ausgewählte Messpunkte)



#### 4.2.2 Stents

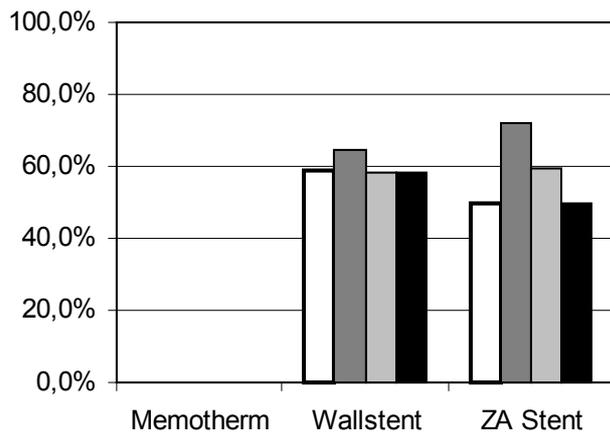
In den Stents ist die Einsehbarkeit der Lumina deutlich reduziert (Tabelle 15, Abb. 13 a), so liegt sie beim ZA Stent bei 58,2-64,4% und beim Wallstent bei 49,5%-72,2%. Der Memotherm-Stent zeigt bei half-minimum signal-intensity kein meßbares Lumen. Für die relativen Außendurchmesser der Stents ergeben sich: Memotherm 108,1-111,9%, ZA Stent 123,5-140%, Wallstent 116,8-134,6% (Tab. 15, Abb. 13b).

Bei den Stents ergeben sich als „Strebenfaktor“ für den Wallstent 15,5x (+-2,5) und für den ZAStent 14,5x (+-1,4). Am Memotherm Stent sind keine Streben abgrenzbar.

Tabelle 15: Relative Innen- und Außendurchmesser in den einzelnen Schichten, Iliakalstents

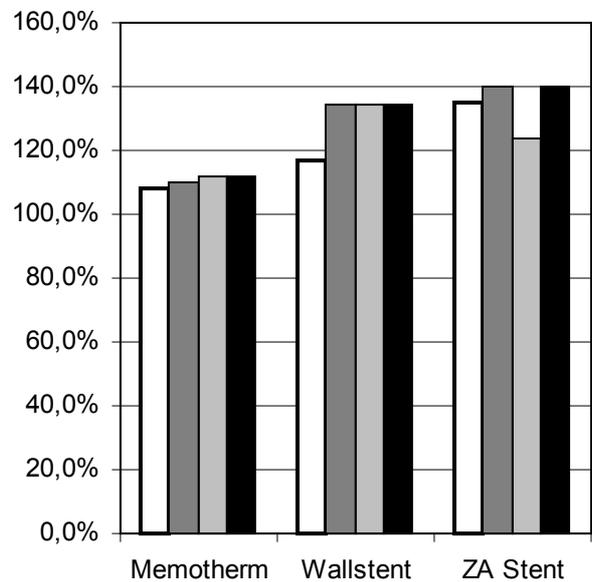
	proximal		Mitte		distal		größtes Artefakt	
	innen	außen	Innen	außen	innen	außen	innen	außen
Memotherm	0,0%	108,1%	0,0%	110,0%	0,0%	111,9%	0,0%	111,9%
Wallstent	59,0%	116,8%	64,4%	134,6%	58,2%	134,1%	58,2%	134,6%
ZA Stent	49,5%	135,0%	72,2%	140,0%	59,6%	123,5%	49,5%	140,0%

Abb. 13a: Übersicht über die relativen einsehbaren Lumina, ausgewählte Schichten, Iliakalstents, MR



□ proximal ■ Aortenmitte □ distal ■ größtes Artefakt

Abb. 13b: Übersicht über die relativen Außendurchmesser, ausgewählte Schichten, Iliakalstents, MR



□ proximal ■ Aortenmitte □ distal ■ größtes Artefakt

### 4.3 Die CT Untersuchungen

Die Stentstreben stellen sich im CT-Bild hyperdens dar. Auffällig sind die stern- und streifenförmigen Artefakte, die bei einigen Prothesen von den Stentstreben und Markern ausgehen, und die in ihrer Größe sehr unterschiedlich ausfallen.

#### 4.3.1 Aortengrafts

##### *4.3.1.1 Lineare Auswertung (Innendurchmesser, Außendurchmesser, Strebendicke)*

Die direkt ausgemessene Stentstrebendicke ist im Bild ein Vielfaches der Originaldicke. Dies führt dazu, daß die einzelnen Streben teilweise nicht voneinander abgrenzbar sind. Die Strebendicke wird wieder als „Stentstrebenfaktor“ zusammengefasst (Tab. 16).

Die sternförmige Artefakte wurden in den coronaren 3D Rekonstruktionen ausgezählt (Tab. 16).

Tab. 16: „Stentstrebenfaktor“ und Sternartefakte

Prothese	Aorta (Rekon. 1)	Aorta (Rekon. 2)	Beine (Rekon. 1)	Beine (Rekon. 2)	Sternartefakte insg. / je cm	
Vanguard	4,2 +- 0,5	4,1 +- 0,2	6,2 +- 1,0	5,8 +- 1,4	5	0,34
Gore	7,7 +- 0,8	7,9 +- 0,5	5,6 +- 0,8	5,9 +- 0,9	7	0,47
Gore Rohr	5,3 +- 0,8	6,0 +- 0,9			2	0,14
Bard	8,0 +- 1,4	8,1 +- 1,3	8,1 +- 1,6	8,0 +- 1,8	19	1,09
AneuRx	4,3 +- 0,4	4,4 +- 0,3	7,7 +- 1,1	7,7 +- 1,4	7	0,49
Lifepath	4,0 +- 0,9	4,3 +- 0,8	4,1 +- 0,7	4,3 +- 0,6	12	1,40
Zenith	4,3 +- 0,1	4,1 +- 0,3	4,7 +- 0,4	4,9 +- 0,3	5	0,25
Talent	5,3 +- 0,7	5,0 +- 0,3	3,6 +- 1,0	3,7 +- 0,6	7	0,37
Talent Rohr	4,3 +- 0,7	4,5 +- 0,5			5	0,43
Ancure	6,1 +- 1,8	5,5 +- 1,2	3,7 +- 0,5	4,2 +- 0,2	36	1,95
Ancure 1sch.	5,2 +- 1,6	5,4 +- 1,1			16	1,13
Corvita	5,0 +- 0,9	6,3 +- 1,4	5,9 + 1,1	5,9 +- 1,1	0	0
Corvita Rohr	7,9 +- 0,3	8,5 +- 0,5			0	0

Um die einsehbaren Lumina zu quantifizieren, sind die Innendurchmesser in den ausgewählten Schichten in zwei Rekonstruktionen direkt gemessen worden. In den CT-Aufnahmen ist ein ausmessbarer Durchmesser im Gegensatz zu den MR-Aufnahmen in jeder Schicht identifizierbar (Tab. 19a-b, Abb. 14 a-d). Die gemittelten relativen Innendurchmesser über die Gesamtprothese sind das Kriterium für die Rangfolge, mittels Clusteranalyse können 2 bzw. 3 Cluster gebildet werden (Tab. 17 a-d).

Tabelle 17a: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, Rekonstruktion 1

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Bard	93,25	4,31	1 (1)
2	Zenith	90,99	5,16	1 (2)
3	Corvita	89,01	3,48	1 (2)
4	Talent	87,58	4,25	1 (2)
5	Gore	87,45	8,17	1 (2)
6	AneuRx	86,73	6,27	1 (2)
7	Lifepath	86,16	9,13	1 (1)
8	Vanguard	84,89	10,38	1 (2)
9	Ancure	80,61	12,61	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 17b: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, Rekonstruktion 2

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Bard	91,35	4,05	1 (1)
2	Zenith	89,50	4,50	1 (1)
3	Corvita	87,64	5,14	1 (1)
4	Gore	87,39	10,02	1 (2)
5	Vanguard	87,22	9,90	1 (2)
6	AneuRx	86,86	6,64	1 (1)
7	Talent	86,79	3,65	1 (1)
8	Lifepath	85,74	7,16	1 (1)
9	Ancure	73,31	26,49	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 17c: Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, Rekonstruktion 1

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Gore	94,73	3,71	1 (1)
2	Talent	94,20	3,26	2 (2)
3	Ancure	93,08	5,01	1 (3)
4	Corvita	91,83	1,82	2 (2)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 17d: Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, Rekonstruktion 2

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Ancure	94,70	5,58	1 (2)
2	Gore	92,80	3,52	2 (2)
3	Corvita	92,48	2,96	3 (1)
4	Talent	90,93	2,92	3 (1)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Die mittleren relativen Außendurchmesser bieten in gleicher Weise die Grundlage zur Rangfolgebildung (Tabelle 18 a-d, 20a-b, Abb. 15 a-b).

Tabelle 18a: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, Rekonstruktion 1

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Ancure	106,62	8,18	1 (1)
2	Corvita	108,44	2,66	1 (2)
3	Gore	109,56	2,57	1 (2)
4	AneuRx	112,05	3,10	2 (2)
5	Zenith	112,13	3,61	1 (2)
6	Talent	112,57	4,36	2 (2)
7	Lifepath	113,51	3,72	2 (2)
8	Vanguard	116,92	3,83	2 (3)
9	Bard	118,4	5,94	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 18b: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, Rekonstruktion 2

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Ancure	107,61	8,96	1
2	Corvita	108,96	2,16	2
3	Gore	110,15	3,13	2
4	Zenith	111,57	4,96	2
5	AneuRx	112,20	3,19	2
6	Lifepath	113,20	3,15	2
7	Talent	113,89	4,97	2 (3)
8	Vanguard	116,36	5,19	2 (3)
9	Bard	116,85	6,06	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 18c: Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, Rekonstruktion 1

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Corvita	111,12	0,95	1 (1)
2	Ancure	111,93	8,65	2 (2)
3	Talent	112,08	6,54	1 (3)
4	Gore	113,13	4,25	1 (1)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 18d: Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, Rekonstruktion 2

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (%)	Variationskoeffizient (%)	Cluster*
1	Corvita	111,75	1,67	1 (1)
2	Talent	112,77	6,95	1 (2)
3	Gore	114,11	3,69	1 (1)
4	Ancure	115,23	10,95	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 19a: Relative Innendurchmesser in den einzelnen Schichten (Recon 1):

	Proximal	Aortenmitte	Aorta, größtes Artefakt	Teilungsstelle, rechts	Teilungsstelle links	rechter Schenkel, Mitte	rechts distal	rechter Schenkel, größtes Artefakt	linker Schenkel, Mitte	links distal	linker Schenkel, größtes Artefakt
Vanguard	90,1%	101,4%	88,7%	92,7%	84,4%	83,7%	80,4%	84,8%	82,6%	78,3%	66,7%
Gore	96,3%	95,6%	96,3%	83,5%	95,7%	85,8%	84,9%	84,3%	78,4%	78,4%	82,8%
Bard	94,8%	94,0%	91,9%	90,3%	83,3%	94,9%	94,9%	94,9%	97,6%	91,5%	97,6%
AneuRx	91,9%	95,8%	89,2%	80,7%	83,3%	91,1%	85,2%	86,7%	90,2%	81,8%	78,1%
Lifepath	90,3%	98,2%	89,6%	73,0%	74,2%	82,5%	83,2%	82,5%	90,9%	89,6%	93,8%
Zenith	95,8%	95,4%	95,8%	94,4%	94,3%	89,0%	87,7%	81,3%	88,5%	86,9%	91,8%
Talent	87,1%	93,5%	87,8%	92,4%	88,5%	84,0%	84,7%	83,3%	92,4%	85,7%	84,0%
Ancure	88,1%	87,6%	89,2%	67,8%	93,2%	73,7%	73,4%	75,8%	78,9%	93,7%	65,3%
Corvita	92,7%	93,1%	91,2%	90,9%	88,7%	89,5%	89,5%	89,5%	84,6%	84,8%	84,6%

	Proximal	Aortenmitte	Distal	größtes Artefakt
Corvita Rohr	90,8%	94,3%	91,4%	90,8%
Talent Rohr	89,5%	96,8%	92,5%	94,0%
Gore Rohr	92,9%	98,8%	96,3%	90,9%
Ancure, iliaca ext.	90,3%	100,0%	91,7%	90,3%

Tabelle 19b: relative Innendurchmesser in den einzelnen Schichten (Recon 2):

	Proximal	Aortenmitte	Aorta, größtes Artefakt	Teilungsstelle, rechts	Teilungsstelle links	rechter Schenkel, Mitte	rechts distal	rechter Schenkel, größtes Artefakt	linker Schenkel, Mitte	links distal	linker Schenkel, größtes Artefakt
Vanguard	92,0%	100,0%	88,7%	98,2%	87,8%	89,1%	79,3%	88,0%	85,9%	81,5%	68,9%
Gore	96,9%	99,0%	97,3%	86,1%	95,7%	84,4%	85,5%	80,3%	78,4%	72,4%	85,3%
Bard	86,2%	94,0%	91,9%	90,3%	83,3%	94,9%	94,9%	94,8%	91,5%	91,5%	91,5%
AneuRx	91,5%	96,5%	88,4%	81,5%	83,3%	91,1%	85,9%	84,4%	92,4%	84,1%	76,3%
Lifepath	90,3%	98,2%	87,8%	78,6%	79,5%	81,0%	80,9%	80,9%	87,1%	87,3%	91,5%
Zenith	93,7%	95,4%	88,7%	91,6%	93,4%	88,2%	85,7%	82,2%	87,7%	86,1%	91,8%
Talent	90,9%	89,4%	87,8%	92,4%	88,5%	84,0%	84,7%	83,3%	84,0%	85,7%	84,0%
Ancure	90,7%	97,2%	73,5%	72,6%	89,7%	68,4%	70,3%	53,7%	61,1%	95,5%	33,7%
Corvita	92,7%	91,2%	89,1%	81,8%	81,8%	80,6%	89,5%	84,6%	90,9%	90,9%	90,9%

	Proximal	Aortenmitte	Distal	größtes Artefakt
Corvita Rohr	88,6%	93,0%	93,5%	88,6%
Talent Rohr	89,5%	96,0%	92,2%	93,5%
Gore Rohr	92,9%	97,5%	97,5%	90,9%
Ancure iliaca ext.	89,1%	100,0%	91,7%	89,1%

Tabelle 20a: relative Außendurchmesser in den einzelnen Schichten (Recon 1):

	Proximal	Aortenmitte	Aorta, größtes Artefakt	Teilungsstelle, rechts	Teilungsstelle links	rechter Schenkel, Mitte	rechts distal	rechter Schenkel, größtes Artefakt	linker Schenkel, Mitte	links distal	linker Schenkel, größtes Artefakt
Vanguard	108,9%	119,4%	112,0%	113,7%	113,7%	119,8%	116,8%	121,0%	123,2%	116,2%	121,4%
Gore	107,6%	105,9%	109,9%	107,5%	107,5%	112,2%	106,4%	109,1%	112,4%	113,7%	112,9%
Bard	114,3%	103,8%	114,3%	114,9%	114,9%	118,6%	126,5%	118,6%	126,5%	123,5%	126,5%
AneuRx	106,5%	109,4%	105,7%	111,7%	111,7%	115,2%	114,7%	115,6%	113,3%	114,2%	114,6%
Lifepath	104,5%	109,8%	108,7%	115,3%	115,3%	116,2%	113,2%	116,2%	113,5%	118,2%	117,7%
Zenith	110,6%	109,4%	110,6%	110,8%	110,8%	115,6%	111,0%	104,4%	114,9%	115,9%	119,4%
Talent	107,4%	108,0%	110,7%	108,9%	108,9%	116,3%	115,4%	115,4%	123,1%	108,8%	115,4%
Ancure	115,2%	100,0%	115,2%	100,0%	100,0%	100,0%	101,5%	101,5%	100,0%	119,7%	119,7%
Corvita	107,1%	111,1%	108,3%	112,0%	112,0%	106,1%	106,1%	106,1%	110,3%	103,4%	110,3%

	Proximal	Aortenmitte	Distal	größtes Artefakt
Corvita Rohr	109,8%	112,0%	110,7%	112,0%
Talent Rohr	104,3%	116,9%	107,5%	119,6%
Gore Rohr	105,9%	115,6%	115,6%	115,3%
Ancure iliaca ext.	108,1%	100,0%	119,8%	119,8%

Tabelle 20b: relative Außendurchmesser in den einzelnen Schichten (Recon 2):

	Proximal	Aortenmitte	Aorta, größtes Artefakt	Teilungsstelle, rechts	Teilungsstelle links	rechter Schenkel, Mitte	rechts distal	rechter Schenkel, größtes Artefakt	linker Schenkel, Mitte	links distal	linker Schenkel, größtes Artefakt
Vanguard	109,4%	118,9%	110,6%	109,7%	109,7%	123,8%	113,9%	118,0%	126,3%	119,2%	120,4%
Gore	108,6%	110,1%	110,9%	106,0%	106,0%	111,6%	107,0%	107,6%	114,0%	113,7%	116,1%
Bard	114,3%	103,8%	114,3%	114,9%	114,9%	113,0%	126,5%	113,0%	126,5%	117,6%	126,5%
AneuRx	107,7%	109,0%	105,7%	111,3%	111,3%	115,9%	116,9%	112,8%	114,0%	114,2%	115,4%
Lifepath	108,1%	111,6%	106,5%	116,7%	116,7%	115,4%	111,0%	115,4%	113,5%	113,3%	117,0%
Zenith	109,4%	108,7%	102,0%	111,2%	111,2%	118,5%	111,6%	103,7%	115,7%	117,4%	117,9%
Talent	107,4%	108,0%	110,7%	108,9%	108,9%	116,3%	115,4%	115,4%	123,1%	115,6%	123,1%
Ancure	107,4%	100,0%	107,4%	100,0%	100,0%	100,0%	106,6%	106,6%	100,0%	125,4%	125,4%
Corvita	107,1%	111,1%	108,3%	112,0%	112,0%	106,1%	106,1%	106,1%	110,3%	109,2%	110,3%

	Proximal	Aortenmitte	Distal	größtes Artefakt
Corvita Rohr	109,0%	112,4%	112,8%	112,8%
Talent Rohr	104,7%	118,5%	107,5%	120,4%
Gore Rohr	107,9%	115,6%	117,3%	115,6%
Ancure iliaca ext.	109,7%	100,0%	125,6%	125,6%

Abb. 14a: relativer Innendurchmesser an ausgewählten Messpunkten, Bifurkationsprothesen, Rekonstruktion 1

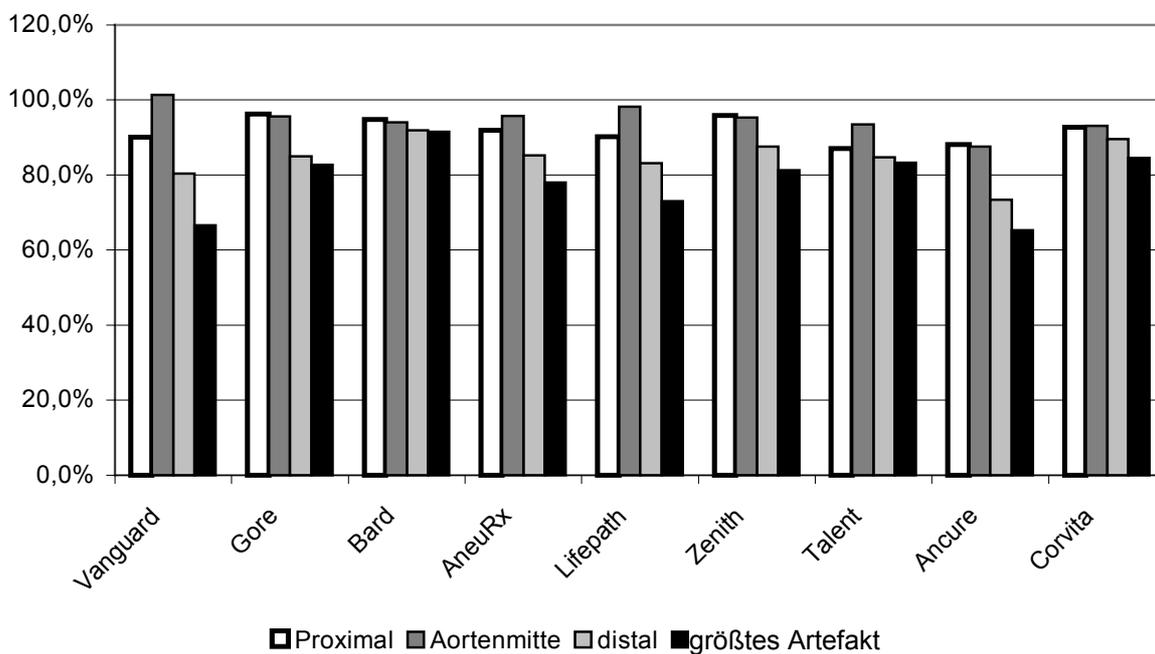


Abb. 14b: relativer Innendurchmesser an ausgewählten Messpunkten, Bifurkationsprothesen, Rekonstruktion 2

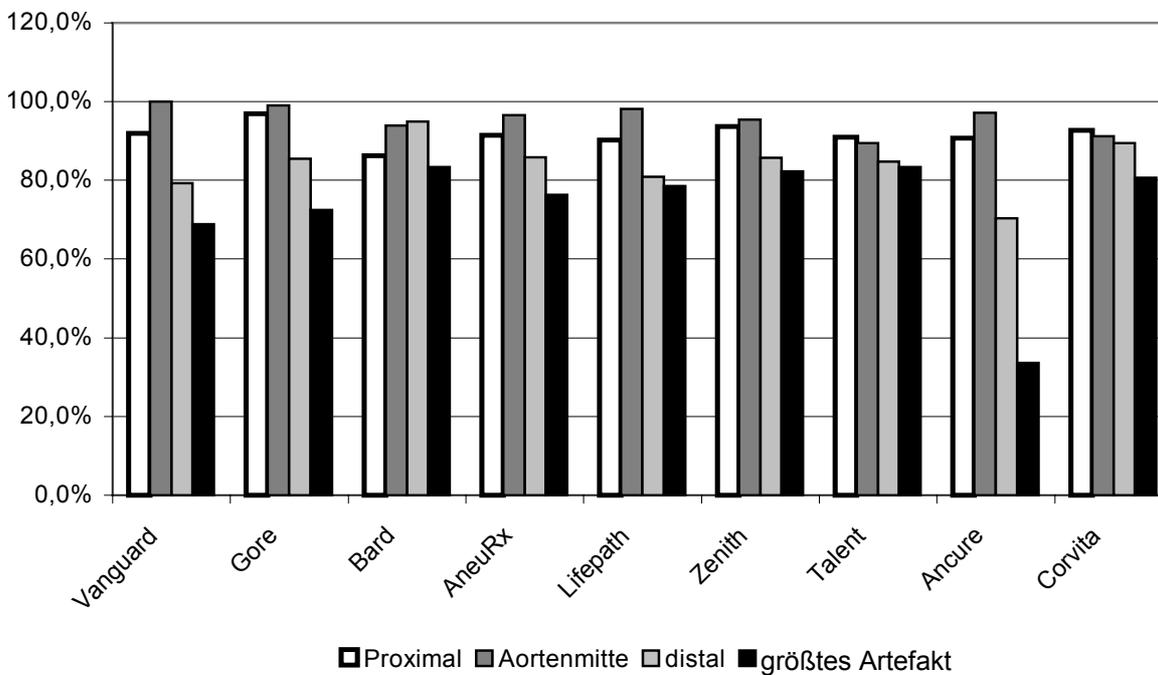


Abb. 14c: Relativer Innendurchmesser an ausgewählten Meßpunkten, Rohrprothesen, Rekonstr. 1

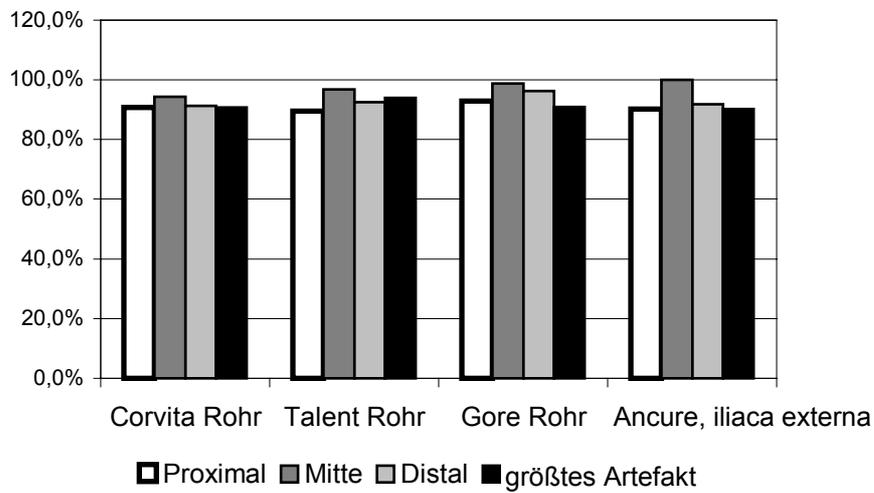


Abb 14d: Relativer Innendurchmesser an ausgewählten Meßpunkten, Rohrprothesen, Rekonstr. 2

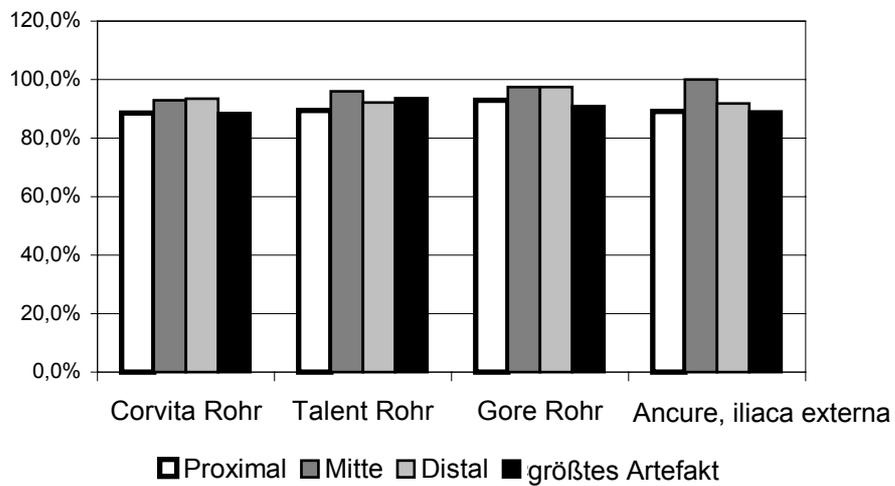


Abb. 15a: relative Außendurchmesser, ausgewählte Meßpunkte, Bifurkationsprothesen, Rekon. 1

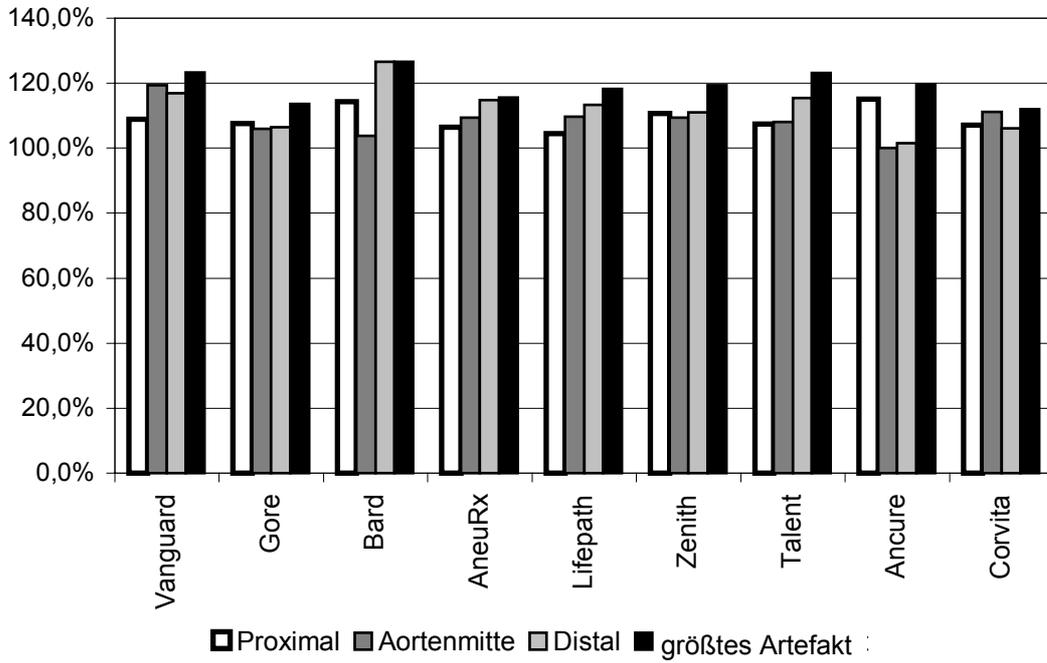
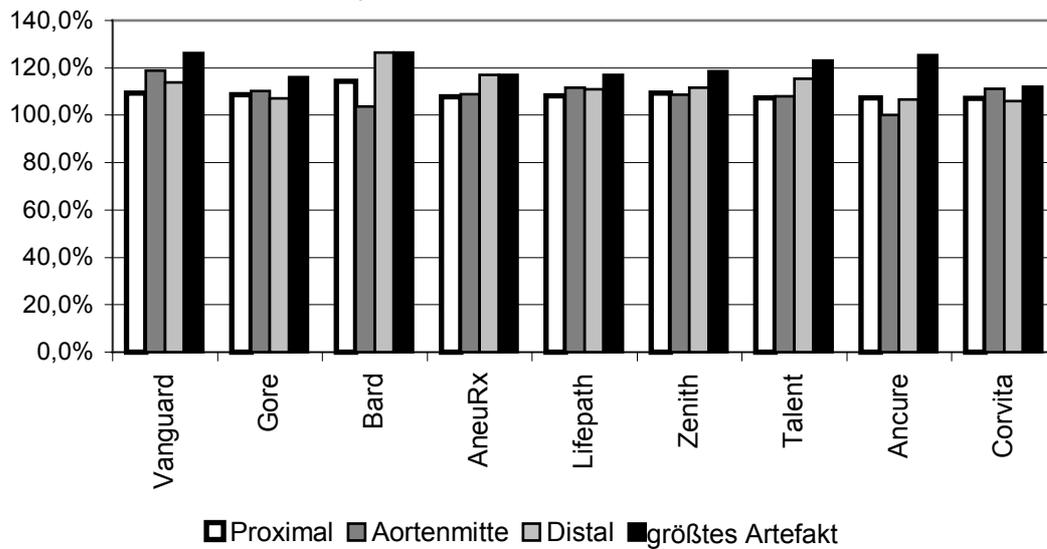


Abb. 15b: relative Außendurchmesser, ausgewählte Meßpunkte, Bifurkationsprothesen, Rekon. 2



#### 4.3.2 Bildpunktrauschen und relatives Bildpunktrauschen

Als Maß der Bildgüte im Lumen wurde das Bildpunktrauschen, d.h. die Standardabweichung innerhalb einer definierten Region (ROI), bestimmt (Tab. 21a-b, Abb. 16a-b). Dieses wurde zum Bildpunktrauschen in einer leeren Referenzschicht ins Verhältnis gesetzt (Tab. 22a-b, Abb. 17a-b). Die gemessenen Werte schwanken sowohl zwischen als auch innerhalb der Prothesen, wobei in Schichten, die Sternartefakte enthalten, das Bildpunktrauschen höher ist.

An den Stellen des stärksten Artefakts finden sich in allen Prothesen Rauschwerte, die die über den weiteren Prothesenverlauf ermittelten Werte deutlich überschreiten.

Tabelle 21a: Absolutes Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstruktion 1

Prothese	Bildpunktrauschen [HE]				
	Referenzschicht	Proximal	Aortenmitte	Links distal	Größtes Artefakt
Vanguard	3,5	14,2	5,0	43,5	63,8
Gore	3,4	4,7	4,0	5,4	36,7
Bard	3,4	5,2	8,6	7,4	17,7
AneuRx	3,4	4,8	6,3	10,0	24,0
Lifepath	3,6	7,0	7,1	9,7	21,1
Zenith	3,4	9,0	7,0	10,4	31,3
Talent	3,3	7,0	9,1	7,8	90,0
Ancure	4,4	16,2	6,8	11,9	55,9
Corvita	3,2	5,7	13,8	10,7	13,8

Tabelle 21b: Absolutes Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstruktion 2

Prothese	Bildpunktrauschen [HE]				
	Referenzschicht	Proximal	Aortenmitte	Links distal	Größtes Artefakt
Vanguard	5,9	21,5	6,8	94	120,3
Gore	6,0	9,4	8,8	17,9	52,4
Bard	6,0	7,7	7,0	13,1	28,7
AneuRx	6,0	7,9	10,6	15,9	58,4
Lifepath	5,9	22,2	24,9	28,2	59,5
Zenith	6,0	12,4	10,7	11,0	31,6
Talent	6,0	9,6	10,5	40,6	88,9
Ancure	5,6	34,2	8,8	27,5	208,1
Corvita	5,8	15,8	26,5	13,5	30,6

Tabelle 22a: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach mittlerem relativem Bildpunktrauschen [HE/HE], Rekonstruktion 1

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (HE/HE)	Variationskoeffizient (HE/HE)	Cluster*
1	Corvita	3,00	0,29	1
2	AneuRx	3,03	0,51	1
3	Bard	3,09	0,41	1
4	Lifepath	3,24	0,43	1
5	Gore	3,32	0,92	1
6	Zenith	3,97	0,54	1
7	Ancure	4,94	0,77	1
8	Vanguard	5,98	0,99	2 (2)
9	Talent	7,50	1,04	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Tabelle 22b: Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach mittlerem relativem Bildpunktrauschen [HE/HE], Rekonstruktion 2

Rangplatz	Prothese	Mittelwert (HE/HE)	Variationskoeffizient (HE/HE)	Cluster*
1	Bard	2,90	0,47	1
2	AneuRx	2,97	0,80	1
3	Gore	3,08	0,76	1
4	Zenith	3,98	1,01	1
5	Corvita	4,13	0,28	1
6	Lifepath	4,69	0,45	1
7	Vanguard	6,38	1,12	1 (2)
8	Talent	6,53	0,61	1 (2)
9	Ancure	16,92	2,09	2 (3)

\*(Clusterbildung durch k-means mit Vorgabe k=2, mit k=3 ergeben sich die Werte in Klammern)

Abb. 16a: Bildpunktrauschen in ausgewählte Schichten (STD), Rekonstr. 1

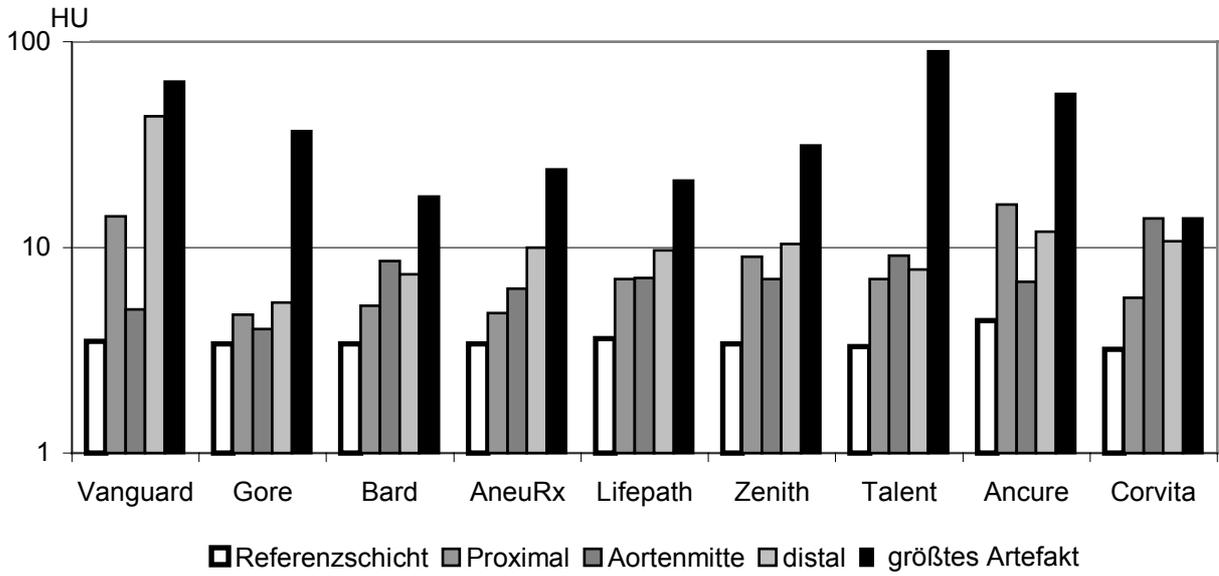


Abb. 16b: Bildpunktrauschen in ausgewählte Schichten (STD), Rekonstr. 2

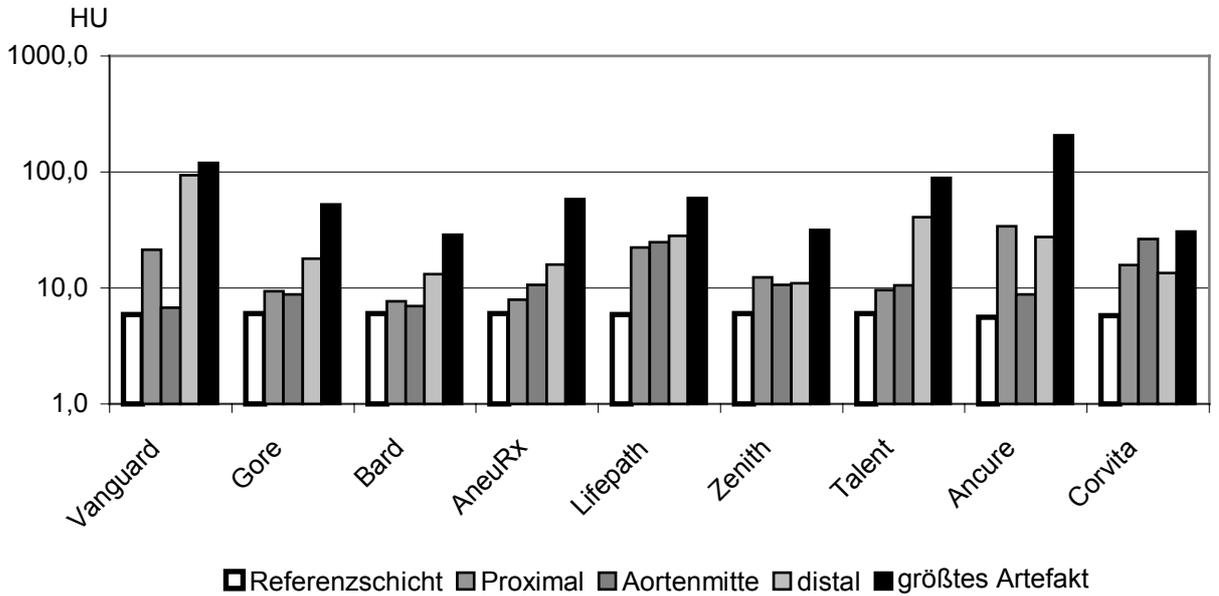


Abb. 17a: relatives Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstr. 1

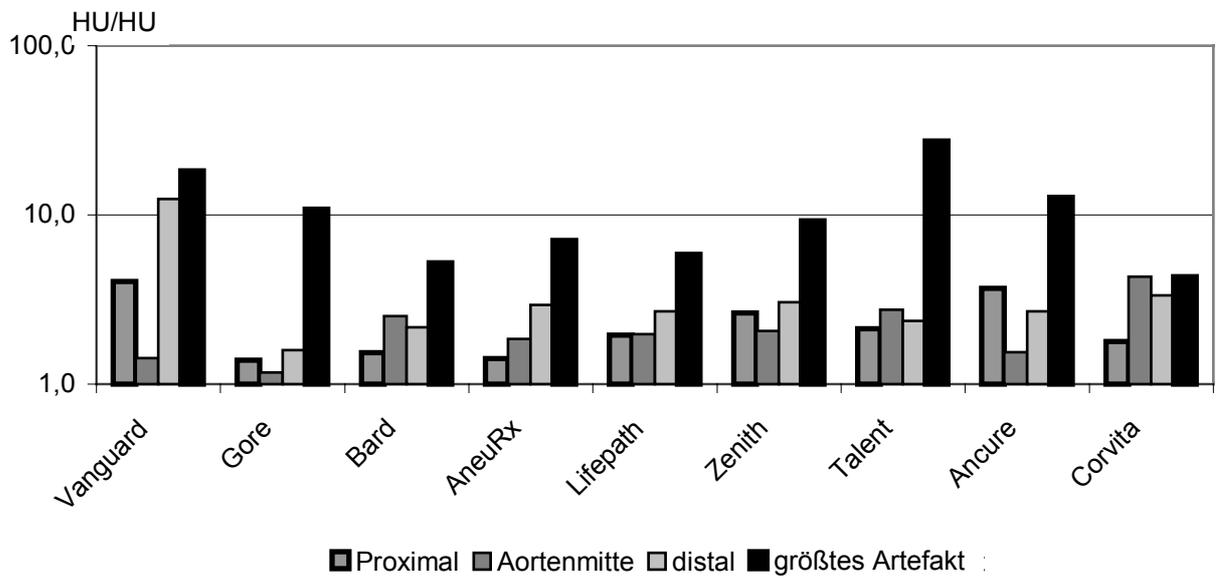
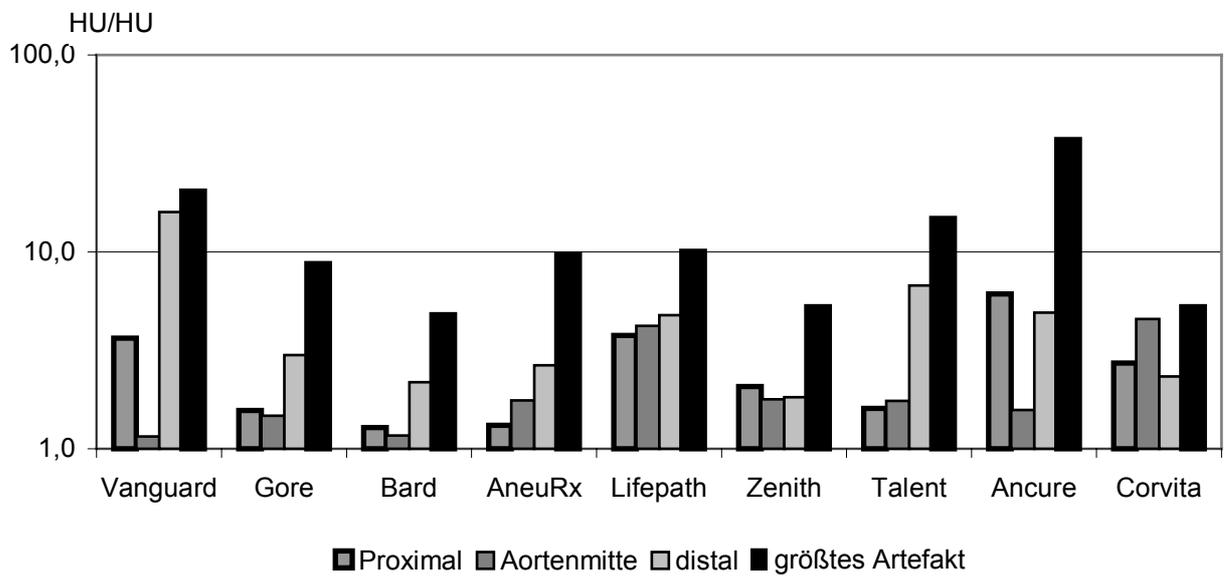


Abb. 17b: relatives Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten. Rekonstr. 2



### 4.3.2 Stents

In den axialen Schnitten imponieren die Iliakalstents als nahezu durchgehende Ringe.

Tab. 23: Stentstrebenfaktor

Stent	Rekonstruktion 1	Rekonstruktion 2	Sternartefakte Insg. / je cm	
Memotherm	8,6 +- 0,9	9,6 +- 0,9	0	0
Wallstent	9,3 +- 2,8	10,7 +- 0,5	0	0
ZA Stent	9,3 +- 3,3	9,8 +- 2,8	2	0,67

Tab. 24a: relativer Innendurchmesser, Iliakalstents, Rekonstruktion 1

	proximal	Mitte	distal	größtes Artefakt
Memotherm	77,9%	80,3%	70,1%	70,1%
Wallstent	96,2%	74,0%	96,2%	74,0%
ZA Stent	63,4%	82,2%	70,8%	63,4%

Tab. 24b: relativer Innendurchmesser, Iliakalstents, Rekonstruktion 2

	proximal	Mitte	distal	größtes Artefakt
Memotherm	74,7%	78,9%	73,2%	73,2%
Wallstent	88,5%	78,1%	86,1%	78,1%
ZA Stent	63,4%	79,5%	67,4%	63,4%

Abb. 18a: relativer Innendurchmesser, ausgewählte Schichten, Iliakalarterienstents, Rekonstruktion 1

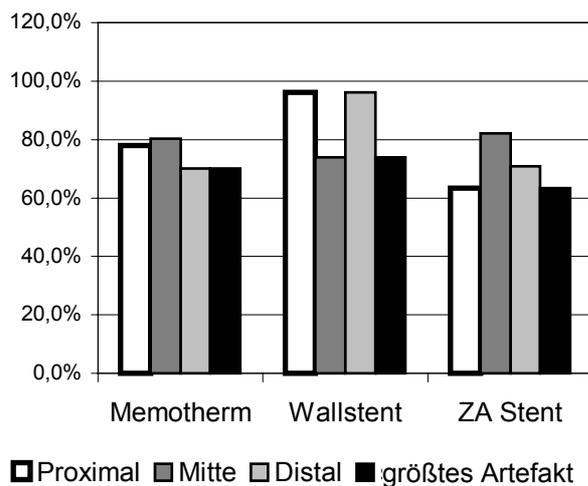
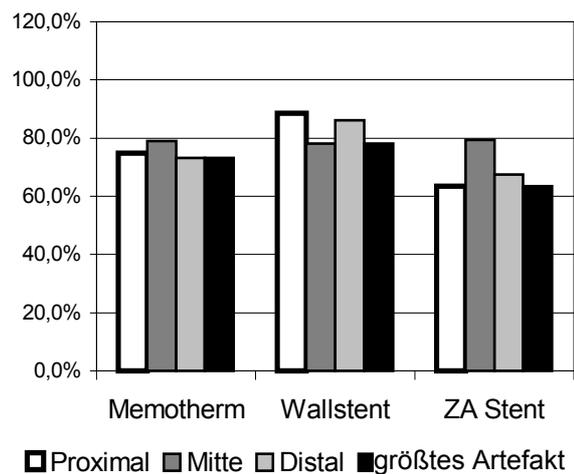


Abb. 18b: relativer Innendurchmesser, ausgewählte Schichten, Iliakalarterienstents, Rekonstruktion 2



#### 4.4 Fehlerabschätzung

Um die Auswirkungen des Meßfehlers durch Ungenauigkeiten des Untersuchers abschätzen zu können, wurde exemplarisch anhand der Vanguard Bifurkationsprothese eine festgelegte Anzahl von Meßwiederholungen vorgenommen. Diese erfolgten sowohl für die Bestimmung der Originalmaße mittels Schieblehre als auch für die Auswertung der MR- und CT-Untersuchungen. Für die so ermittelten Werte wurde der Median sowie Minimum und Maximum bestimmt.

Exemplarisch ergaben sich für die Bestimmung des Originaldurchmessers am Aorteneingang ein Median von 21,2 mm bei einem Minimum von 20,9 mm und einem Maximum von 21,4 mm, in der Aortenmitte ein Median von 21,2 mm (Minimum 20,8 mm, Maximum 21,4 mm) und am linken distalen Ende 9,2 mm (Minimum 9,0 mm, Maximum 9,4 mm).

Für die MR-Messungen ergab sich am Aorteneingang ein Median von 19,5 mm bei einem Minimum von 19,0 mm und einem Maximum von 19,9 mm, in der Aortenmitte 19,6 mm (Minimum 19,0 mm, Maximum 20,1 mm) und am linken distalen Ende 6,4 mm (Minimum 6,1 mm, Maximum 6,6 mm).

Für die CT-Messungen ergab sich am Aorteneingang ein Median von 19,1 mm bei einem Minimum von 18,9 mm und einem Maximum von 19,3 mm, in der Aortenmitte 21,4 mm (Minimum 21,1 mm, Maximum 21,6 mm) und am linken distalen Ende 7,2 mm (Minimum 6,8 mm, Maximum 7,3 mm).

## 5. Diskussion

Diese Arbeit untersucht typische Bifurkations- und Rohrprothesen hinsichtlich ihrer Beurteilbarkeit und ihrer Eignung für 3D-MRA-Untersuchungen. Es wird zunächst versucht, die Abhängigkeit der Darstellung von der gewählten 3D-MRA Sequenz zu belegen. Dann soll eine Kategorisierung bzw. Rangfolge der einzelnen Prothesen hinsichtlich ihrer MR-Kompatibilität erstellt werden. Abschließend folgt der Vergleich mit den Ergebnissen von Messungen im Computertomographen.

### 5.1 Einfluss verschiedener Sequenzparameter auf das Artefaktverhalten von Aortenstents in 3D-MRA-Sequenzen

Im ersten Teil der Arbeit wurde eine Standard-MRA-Sequenz systematisch in jeweils einem Parameter verändert, um die am besten zu nutzende Sequenz herauszufinden. Der Einfluß verschiedener Parameter auf das Artefaktverhalten von Stents ist bekannt und vielfach vorbeschrieben. Für den weiteren Untersuchungsgang sollte dieser Einfluß minimiert werden, um den Fokus der Aufmerksamkeit auf das Artefaktverhalten der Aortenstents selbst legen zu können. Für diesen ersten Schritt der Arbeit wurde die Y-Prothese von Vanguard verwandt, deren MR-Kompatibilität schon in vorangegangenen Arbeiten bestätigt wurde [71][90].

Es wurden vier Parameter systematisch verändert, von denen bekannt ist, daß sie das Artefaktverhalten beeinflussen: Die Echozeit (TE) [78][80], der Flipwinkel (FA) [98][115][116], die Bildgröße (Field-of-View, FOV) und die Wasser-Fett-Verschiebung (WFS, die Bandbreite des RF-Impulses).

Es zeigt sich, daß die Echozeit TE die Abbildung am stärksten beeinflusst; je kürzer TE, desto größer ist das einsehbare Lumen (Abb. 6a). Die deutliche Reduzierung des Signalverlustes bei kürzeren Echozeiten in Gradienten-Echosequenzen beschrieben Meyer et al. [96], Klemm et al. [79] sowie Bartels et al. [78] bereits übereinstimmend für Iliakalarterienstents. Hilfiker et al. nutzten kurze Echozeiten, um die Lumendarstellbarkeit dieser Stents in schnellen dreidimensionalen MR-Angiographie-Sequenzen nachzuweisen [80]. Diesem Effekt zugrunde liegen durch unterschiedliche magnetische Suszeptibilität ausgelöste lokale Feldinhomogenitäten. Die resultierende Spindephasierung erzeugt einen Signalverlust. Liegt ein Voxel nun weiter entfernt von den Stentstreben und beinhaltet dadurch nur einen kleinen Gradienten, können die Spins aufgrund der kurzen Echozeit (TE) nicht genügend dephasieren, um einen Signalverlust zu verursachen. Auf diese Art kann durch kurze Echozeiten die Anfälligkeit von Gradienten-Echo-Sequenzen gegenüber Suszeptibilitätsartefakten reduziert werden und dadurch der Vorteil von Spin-Echo-Sequenzen, die weniger anfällig für magnetische Suszeptibilität sind, ausgeglichen werden [78][81].

Die Variation des Flipwinkels hat in dieser Untersuchung weniger deutliche Effekte auf das einsehbare Lumen (Abb. 6b). Bei einem Flipwinkel von 40° ist die Einsehbarkeit auf die Gesamtprothese bezogen regelmäßig gut. Trotzdem ist in einigen Schnittebenen das relative einsehbare Lumen bei „half-

minimum signal-intensity“ bei Verwendung eines höheren Flipwinkels ebenbürtig oder sogar besser. Dieser Effekt ist bereits für Nitinol-Stents beschrieben, bei denen eine Anhebung des Flipwinkels von 30° auf 120° [98] bzw. 150° [79][115] zu einer Erhöhung des Signals innerhalb des Stentlumens führte und damit eine bessere Einsehbarkeit erlaubte. Er beruht auf einer Abschwächung der Radiofrequenz-Abschirmung, die von mehreren Autoren (z.B. Bartels [98]) als wichtigste Nichtsuszeptibilitätsursache von Stent-Artefakten angesehen wird.

Solch hohe Flipwinkel sind allerdings speziellen Fragestellungen vorbehalten, da sie zu einer deutlichen Verschlechterung der Darstellung des umgebenden Gewebes führen. Aus diesem Grund wurden die weiteren Messungen mit einem für MRA typischen Flipwinkel von 40° durchgeführt. Gleichwohl ist die Steigerung des Flipwinkels ein vielversprechender Ansatz, den es weiter zu verfolgen gilt.

Bei der Variation der Bildgröße wird deutlich, daß kleinere Meßfelder eine bessere Darstellung des Prothesenlumens erlauben (Abb. 6c). Wird das Field-of-View verkleinert, so hat man ein kleineres Gewebavolumen, dessen Signal auf das ganze Bild verteilt wird. Dadurch nimmt das Signal-zu-Rauschen Verhältnis (SNR) ab. Jedoch wurde für die weiteren Messungen nicht das minimale FOV gewählt, sondern ein FOV von 300. Es mußte auf die Maße der zu messenden Prothesen Rücksicht genommen werden, da zum einen einige Modelle an ihrem maximalen Durchmesser ein kleineres FOV überragen würden und zum anderen die Umgebung der Prothese insbesondere wegen der Suche nach Endlecks eine wichtige Rolle spielt.

Eine Veränderung der Wasser-Fett-Verschiebung (WFS) als Maß der Bandbreite beeinflusst das einsehbare Lumen nicht. Die WFS beruht darauf, daß Protonen in Fett bei 1,5 T eine um 220 Hz höhere Resonanzfrequenz aufweisen als Protonen in Wasser. Da die Frequenz zur Ortskodierung verwendet wird, erscheinen diese Protonen in der Frequenzrichtung verschoben. Diese Verschiebung aufgrund der chemischen Umgebung der Protonen ist in vivo wichtig, da sich Prothesenlumen und –umgebung chemisch unterscheiden (i.e. wasserreiches Blut vs. perivaskuläres Fett).

Auf die Messung selbst hat die Veränderung der Bandbreite einen weiteren wichtigen Einfluß: Sie erlaubt eine Reduktion der Echozeit TE, was oben geschilderten positiven Effekt auf die Darstellbarkeit gehabt hätte. In dieser Messung wurden jedoch alle anderen Parameter, also auch TE, konstant gehalten, so daß dieser positive Einfluß nicht genutzt und so auch nicht beobachtet wurde.

## 5.2 Artefakte verschiedener Prothesen im MR

Diese Arbeit versucht, die MR-Kompatibilität gängiger Aortengrafts quantitativ zu beschreiben. Auf eine subjektive Skala und die Bewertung durch mehrere Untersucher wurde daher verzichtet. Zum besseren Vergleich mit der bisherigen Literatur wurden darüber hinaus drei Iliakalararterienstents in die Messungen mit aufgenommen.

Als lineare Parameter der Lumeneinsehbarkeit wurden der relative Innendurchmesser, der relative Außendurchmesser sowie die Stentstrebendicke im Bild ermittelt. Als Parameter der Bildgüte wurde das Signal-zu-Rauschen Verhältnis (SNR) im Prothesenlumen zur SNR in einer leeren Referenzschicht ins Verhältnis gesetzt. Mittels Clusterverfahren wurde eine Rangfolge der Endoprothesen erstellt: Je geringer der Unterschied zwischen Bild- und Originalmaß bzw. zwischen Lumen-SNR und Referenz-SNR war, desto besser war der Rangplatz. Prothesen, die sich in diesen Eigenschaften ähnelten, bekamen den gleichen Cluster zugewiesen.

Insgesamt fällt zunächst der Effekt der Materialzusammensetzung auf die Darstellbarkeit der Endografts mittels MRA deutlich ins Auge.

Zusammenfassend belegen die vier aus Nitinol gefertigten Bifurkationsprothesen (Gore, Talent, Vanguard, AneuRx) sowie die beiden Nitinol-Rohrprothesen (Gore, Talent) die ersten vier bzw. zwei Rangplätze beim relativen Innendurchmesser. Im gleichen Cluster liegt die Lifepath-Prothese (Rangplatz 6), da sie bei deutlich niedrigerem mittlerem Innendurchmesser im Prothesenverlauf (Werte zwischen 95,1% und 43,3%) ebenfalls durchgängig in allen Schichten ein meßbares Lumen bei halb minimaler Signalintensität bietet.

Die gestentete Endoprothesen von Ancure bildet auf Rangplatz 5 einen eigenen Cluster wegen einer Besonderheit: zwar ist der mittlere relative Innendurchmesser hoch und erreicht die Werte der Nitinol-Grafts. Dies liegt jedoch daran, daß einige Schnitte strebenfrei sind, hier wird die Einsehbarkeit nicht durch Artefakte geschmälert; das einsehbare Lumen beträgt 100%. An den Enden, an denen sich metallische Streben und Haken aus Elgiloy befinden, sinkt durch die massiv vergrößert abgebildeten Streben das einsehbare Lumen proximal auf 72,0% und distal auf 28,2%.

Die Cobalt-basierten Stents Corvita (Elgiloy, Rangplatz 7) und Bard (Algiloy, 8) fallen in Cluster 3 zusammen, da sie außer in den proximalen und distalen Schichten eine Abgrenzung des Lumens bei halb-minimaler Signalintensität nicht zulassen. Bei den Corvita-Grafts beruht der Effekt auf einer homogenen Signalauslöschung im Inneren, bei der Bard auf der massiven Einengung des sichtbaren Lumens durch die extrem vergrößerte Darstellung der Stentstreben.

Bei Betrachtung der relativen Außendurchmesser ändern sich die Ergebnisse geringfügig: Die Ancure belegt aufgrund o.g. Gründe einen eigenen Cluster. Die Nitinol-Prothesen liegen auf den vorderen Rangplätzen, bilden diesmal einen gemeinsamen Cluster mit der Corvita, bei der die Signalauslöschungen relativ strikt intraluminal liegen. Lifepath und Bard belegen die letzten Rangplätze: die massive Erhöhung der relative Stentstrebendicke führt reicht als sowohl nach innen als auch nach außen.

Auch bei der relativen SNR belegen mit den Corvita- und der Bard-Endoprothese Cobalt-basierte Grafts die letzten beiden Rangplätze und einen gemeinsamen Cluster. Die hohe Platzierung der Lifepath-Prothese ist ein mathematisches Phänomen: sie beruht auf dem Mittelwert nahe 100%, wobei der Variationskoeffizient von 17,98% und die Betrachtung der Einzelwerte zwischen 62,7% und 125,8% nahelegen, daß die Darstellung durch inhomogen verteilte Signalauslöschungen und Signalanhebungen nicht die Güte der Nitinol-Grafts erreicht. Bei der Ancure ist der hohe Variationskoeffizient erneut durch den Wechsel von gestenteten und ungestenteten Abschnitten erklärt.

Bisherige Untersuchungen wurden zumeist mit Stents für Iliakalarterien durchgeführt. Viele Arbeiten wiesen dabei ebenfalls einen Effekt der Materialzusammensetzung auf die Lumeneinsehbarkeit im MR nach. Schon 1988 zeigten Teitelbaum et al. anhand von 13 Vena cava-Filtern, daß das Ausmaß der Artefakte im MR von dem Anteil ferromagnetischer Metalle an ihrer Materialzusammensetzung abhängt [77].

Die Ergebnisse der MR-Kompatibilität von Nitinolstents sind in der gängigen Literatur wohl die umfangreichsten, allerdings beurteilen verschiedene Autoren diese z.T. erheblich unterschiedlich. So fanden Lenhart et al. nur minimale Signalverlust und einen einsehbaren Durchmesser zwischen 66-100% bei vier Nitinolstents [82]. Auch Hilfiker et al. berichteten, daß die Lumendurchgängigkeit in Nitinolstents gut beurteilbar sei [80].

Auch eine Bifurkationsprothese aus Nitinol, die in dieser Arbeit verwendete Vanguard, wurde bereits untersucht. Dabei zeigte Hilfiker et al. und Engellau et al. sowohl in vitro [71][90] als auch in vivo [90] eine gute Darstellbarkeit mit nur milden Artefakten.

Dagegen kamen Maintz et al. zu dem Schluß, daß intraluminale Signalreduktion und Artefakte an den Stentenden von Iliakalstents aus Nitinol ein verlässliches Stenosegrading unwahrscheinlich machen [117]. In einer in vivo Untersuchung berichteten Amano et al., daß die untersuchten Nitinol-Stents nicht einsehbar waren [118].

Die Bifurkations- und Rohrprothesen aus Nitinol belegen in dieser Arbeit durchgängig die vorderen Rangplätze, ihre Darstellung gelingt in allen Prothesenabschnitten sowohl hinsichtlich des Durchmessers als auch der Signal-to-noise Ratio ähnlich gut. Als Grund ist die niedrige Suszeptibilitätsdifferenz von Nitinol zu menschlichem Gewebe bzw. Wasser anzusehen. Auffällig ist allerdings die relativ schlechtere Bildgüte im Lumen der AneuRx. Auch die Einsehbarkeit des ZA Stents ist deutlich eingeschränkt, das Lumen des Memotherm-Stents ist artefaktbedingt nicht darstellbar. Auf mögliche Gründe hierfür wird später eingegangen.

Cobalt hat im Vergleich mit Nitinol eine höhere Suszeptibilität. Stents aus Cobaltlegierungen zeigten in anderen in vitro Studien ebenfalls entweder totalen intraluminalen Signalverlust [80][82] oder zumindest schwere Artefakte [80][95]. Eine in vivo Studie in Schafen von Schürmann et al. kam zu dem Ergebnis, daß der verwendete Cobalt-haltige Stent (Corvita) in weniger als der Hälfte der Fälle eine korrekte Beurteilung der Lumendurchgängigkeit erlaubte [83]. Auch in dieser Arbeit schneiden die

Prothesen aus Cobalt-Chrom-Nickel-Legierungen sowohl bezüglich einsehbarem Lumen als auch relativer Signalintensität schlechter ab als die oben aufgeführten Nitinol-Modelle. Der ebenfalls dargestellte Iliakalstent (Wallstent, Material Mediloy) ordnet sich mit einem einsehbarem Lumen von konstant ca. 60% ähnlich ein wie die Corvita Rohr-Prothese.

Für Iliakalstents aus rostfreiem Stahl (z.B. Palmaz) wurden regelmäßig stärkste Artefakte und vollständiger intraluminaler Signalverlust sowohl in vitro [80][117] als auch in vivo nachgewiesen [118]. Die in dieser Arbeit verwandte Edelstahl-Bifurkations-Prothese Zenith bot schon vor der ersten Messung ein Hindernis: Sie bewegte sich im Magnetfeld und musste zusätzlich befestigt werden. Die Abbildungen zeigten dann überdimensionale Signalauslöschungen, die die tatsächliche Größe der Prothese um das bis zu fünffache überdeckten.

Stents aus Tantalum waren bei den im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Prothesen nicht enthalten. Einige Autoren ermittelten für Tantalumstents eine minimale Artefaktgröße [117] und beste Einsehbarkeit [82][95] auch in vivo [84][118], allerdings ist diese stark abhängig von der Orientierung im Magnetfeld, wie Meyer et al. berichteten [96].

Bei der Betrachtung sowohl der Ergebnisse dieser Arbeit als auch vorheriger Untersuchungen fällt auf, daß Prothesen, die aus identischen Materialien gefertigt sind, die aber hinsichtlich der Stentkonstruktion variieren, Unterschiede in ihrer Darstellbarkeit zeigen. Dies betrifft bei den hier untersuchten Nitinol-Stents die AneuRx Bifurkationsprothese und die beiden Iliakalarterienstents (ZA Stent, Memotherm). Auch die Unterschiede bei den Cobalt-Chrom-Nickel-Stents sind z.T. eklatant.

Der Unterschied zwischen den beiden Iliakalstents aus Nitinol ist deutlich. Der ZA-Stent zeigt in der Mitte bis zu 72,2% einsehbares Lumen, an den Enden fällt es doch auf bis zu 49,5% ab. Der Memotherm-Stent zeigt bei half-minimum signal-intensity überhaupt kein meßbares Lumen. Auch Cavagna et al. zeigten in vitro, daß MRA im ZA Stent eine gewisse Lumenbeurteilung bei nur geringen Artefakte ermöglicht, während der Memotherm nicht einsehbar ist bei lediglich moderaten Artefakten nach außen [95]. Schürmann et al. fanden in Memotherm-Stents, die Schafen implantiert worden waren, daß er lediglich in 59% der Fälle MRA eine korrekte Diagnose hinsichtlich der Stentdurchgängigkeit erlaubte; in ZA Stents lag der Wert bei über 90% [83].

Es gibt mehrere Ansätze, diese anscheinend materialunabhängigen Unterschiede zu erklären. So können bei Nitinol als Legierung durchaus Unterschiede in der exakten Zusammensetzung bestehen, die zu Suszeptibilitätsunterschieden führen. Das stimmt auch mit der Beobachtung überein, daß die Einsehbarkeit von Stents des gleichen Herstellers auch in verschiedenen Arbeiten ähnlich gedeutet wird [83][85].

Bartels et al. sehen als weitere mögliche Ursache die unterschiedliche Geometrie und Ausrichtung der Stentstreben [78], die zu Unterschieden in der RF-Abschirmung führen. Sie argumentieren, daß bei

den verwendeten kurzen Echozeiten (TE) und der niedrigen Suszeptibilität von Nitinol die RF-Abschirmung sogar die wichtigste Artefaktursache sei [98].

Die Ergebnisse dieser Arbeit deuten ebenfalls auf den Einfluß der Stentgeometrie und der Anordnung der Streben hin. Bei den Nitinol-Aortengrafts fällt die deutlich schlechtere Bildgüte innerhalb des Lumens der AneuRx im Vergleich zu den Prothesen von Gore, Vanguard und Talent auf. Die AneuRx zeigt ein anderes Design: die Stentstreben bilden ein deutlich engeres Netz als bei den drei anderen Modellen (Abb. 1c-f).

Insbesondere bei den Modellen aus Cobaltlegierungen (Elgiloy bzw. Algiloy) finden sich deutliche Unterschiede sowohl im Artefaktverhalte als auch im Design: die Bard-Bifurkationsprothese besteht aus weit auseinanderliegenden Einzeldrähten, während für die Corvita ein dicht gewobenes Drahtgeflecht verwendet wurde (Abb. 1a-b). Letztere zeigte eine sehr homogene intraluminale Signalauslöschung, bei der Bard waren die einzelnen Streben, trotz zwanzigfach vergrößerter Darstellung, noch voneinander abgrenzbar (Abb. 7). Die einzelnen Drahringe der Lifepathprothese stehen relativ weit auseinander und haben untereinander keine Berührungspunkte. Diese Unterschiede lassen sich auf zwei Arten erklären: zum einen liegen bei der eng gewobenen Corvita alle Voxel zwischen den Stentstreben immer nahe an einer solchen, so daß sie stärker von suszeptibilitätsbedingter Dephasierung betroffen sind. Zum zweiten sind Unterschiede in der RF-Abschirmung zwischen dem dichten Käfig, den das Corvitageflecht bildet, und dem relativ weiten Netz der Bard-Prothese wahrscheinlich.

Diese Überlegungen stimmen auch mit einer anderen in dieser Arbeit gemachten Beobachtung überein. Der Durchmesser der Originalstents scheint ein weiterer Einflußfaktor zu sein. So sind in allen untersuchten Bifurkationsprothesen in den Schenkeln die relativ einsehbaren Durchmesser kleiner und der relative Signalverlust größer als im Aortenstamm. Dies kann daran liegen, daß alle Voxel in den Schenkeln immer näher zu den Stentstreben liegen als in den Aortenteilen und damit stärker von suszeptibilitätsbedingter Dephasierung betroffen wären. Dazu passt die Beobachtung, daß der relative Außendurchmesser in den Schenkeln nicht größer als im Aortenteil gemessen wird.

Zuletzt noch eine Anmerkung zum Memotherm-Nitinolstent, dessen Lumen nicht einsehbar war. Verantwortlich hierfür könnte, neben o.g. Faktoren, ein sehr großes, bereits von Meyer et al. beschriebenes sog. „bar“-Artefakt sein. Hierbei erscheint parallel zum Auslesegradienten ein Balken, der das Lumen des Stents auf seinem horizontalen Durchmesser überlagert [96].

### 5.3 Artefakte verschiedener Prothesen im CT und mögliche Einflußfaktoren

Der dritte Teil der Arbeit beinhaltete Messungen im Computertomographen, dem momentanen Untersuchungsstandard, um die in den 3D-MRA-Untersuchungen erzielten Ergebnisse mit diesen zu vergleichen. Hierzu dienten Spiralaufnahmen (200 mAs<sub>eff.</sub>, 120 kV, Pitch 1,25, Kollimation 1 mm), die in zwei verschiedenen Rekonstruktionen dargestellt wurden. Analog zu den MR-Untersuchungen erfolgte die Ausmessung linearer Werte (Innen- und Außendurchmesser, Strebendicke) sowie die Bestimmung der Bildgüte (Bildpunktrauschen). Zusätzlich wurden coronare 3D-Rekonstruktionen (MPR) zur Auszählung sternförmiger Artefakte angefertigt.

Die Stents verursachen Bildauslöschung und Rauschstrukturen durch Aufhärtungs- und Teilvolumenartefakte. Im Bild sind eine Verschlechterung der Lumeneinsehbarkeit und eine Beeinträchtigung der Beurteilbarkeit der Stentumgebung die Folge. Die Ausprägung dieser Artefakt ist zum einen abhängig vom Stentmaterial und vom Stentdesign, zum anderen von den gewählten Meß- und Rekonstruktionsparametern.

Zusammenfassend führt die vergrößerte Darstellung der Stentstreben (Faktor 4,0 bis Faktor 8,0, Tab. 16) - wie bei den MR-Untersuchungen - zu einer Einengung des relativen Innendurchmessers und zu einer Vergrößerung des sichtbaren Außendurchmessers. Die Darstellung des Lumens gelingt in allen Prothesen in allen Schichten, Signalauslöschungen oder Totalverlegungen durch maximal vergrößerte Stentstreben finden sich - anders als in den MR-Untersuchungen - nicht.

Die Einsehbarkeit des Prothesenlumens, die postinterventionell zur Suche von Thrombosen gewährleistet sein muß [58], läßt sich zunächst durch den mittleren Innendurchmesser beschreiben. Acht der neun untersuchten Bifurkationsprothesen liegen hier eng beieinander (84,9-93,3%), lediglich die Werte der Ancure Bifurkationsprothese sind niedriger, wodurch sie einem eigenen Cluster zufällt (Tab. 17a-d).

Die Gefahr der Aneurysmaruptur wird durch Veränderungen der Aneurysmagröße [12] und das Finden von Endolecks [49][68] beurteilt. Dies kann durch Artefakte, die die Umgebung der Prothese verdecken, erschwert werden. Der relative Außendurchmesser quantifiziert diese Beeinträchtigungen, insgesamt liegen auch hier die Ergebnisse aller Prothesen eng zusammen. Dies gilt für beide Rekonstruktionen (Tab. 18a-d).

Insgesamt läßt sich aus den linearen Parametern kein Einfluß von Stentmaterial und -design ableiten. Die gefundenen Unterschiede zwischen den Prothesen aus Nitinol, Cobaltlegierungen und Edelstahl sind marginal. Diese Beobachtung deckt sich mit den Ergebnissen von Strotzer et al., die 2001 in einer Arbeit mit 14 Iliakalarterienstents ebenfalls eine mittlere Lumeneinengung in allen Stents [67] beschrieben. Die Variationen zwischen den einzelnen Stents zeigten jedoch auch keine eindeutigen Unterschiede zwischen Edelstahl-, Nitinol- und Cobaltlegierungs-Stents. Einzig der Stent aus Tantalum fiel mit deutlich schlechterer Einsehbarkeit auf, ein Phänomen, welches Amano et al. in vivo beim Vergleich eines Tantalum- mit einem Edelstahl-Stent ebenfalls belegten [84].

Bei dem Versuch, Unterschiede im Artefaktverhalten durch die rein quantitative Zuordnung der Sternartefakte zu beschreiben, fällt zunächst auf, daß die Prothesen mit den meisten Sternartefakten pro cm aus Cobalt-Legierungen bestehen. So bieten die Prothesen von Bard, Lifepath und Ancure 1,09 bis 1,95 Sternartefakte pro cm (Tab. 16). Nimmt man das relative Bildpunktrauschen als Maß der Bildgüte der Lumendarstellung hinzu, scheint sich ein Widerspruch zu ergeben: die Cobalt-haltigen Stents Bard und Lifepath liegen auf vorderen Rangplätzen, die Unterschiede zu den meisten Nitinol- und Edelstahl-Stents sind so gering, daß sie im gleichen Cluster eingeordnet werden (Tab. 22a-b). Bei genauerer Betrachtung ist der geringe Effekt auf die Lumeneinsehbarkeit gut erklärbar: im Bild imponieren die Sternartefakte von Bard- und Lifepathprothese zumeist tangential

Betrachtet man nun jedoch die Prothesen, die in der Bildgüterangfolge die letzten drei Rangplätze belegen, fällt eine Gemeinsamkeit auf: Ancure, Talent und Vanguard tragen Marker aus Platin. An den Stellen, wo diese Platinmarker in der Schichtbildebene liegen, liegt auch die Stelle des größten Artefakts und des höchsten Bildpunktrauschens. Die Marker sind nicht nur deutlich von den Stentstreben zu unterscheiden. Sie lassen sich auch als Ausgangspunkt von Sternartefakten identifizieren, die sowohl das Stentlumen als auch die Stentumgebung überstrahlen und somit sowohl Stenosen innerhalb des Stents als auch Aneurysmamorphenologie und Endolecksuche beeinträchtigen können.

Bei der Bifurkationsprothese von Gore liegt an der Stelle des stärksten Artefakts ebenfalls ein Marker: hier handelt es sich um ein ringförmig angelegtes Goldband. Auch der ZA Stent trägt zwei Goldmarker. Er ist von den untersuchten Iliakalarterienstents der einzige, bei dem Sternartefakte auftreten, und derjenige mit dem am stärksten verengten relativen Innendurchmesser.

Der Einfluß von Markern aus Gold und Platin ist auch in der Literatur beschrieben: Tatsächlich fanden sich in der oben zitierten Arbeit von Strotzer et al. [67] ebenfalls zwei Nitinolstents mit Markern: der mit Goldmarkern versehene ZA Stent zeigte mit einer maximalen Lumeneinengung von 20% das vierschlechteste Ergebnis, der Passager-Stent mit Platinmarkern bot mit einer maximalen Lumeneinengung von 77,8% die schlechteste Einsehbarkeit. Auch Maintz et al. wiesen 2001 in einer Arbeit mit zwölf Stents und drei Stentgrafts an den Goldmarkern des ZA Stents und den Platinmarkern des Passager Stents Sternartefakte nach, die mögliche Stenosen verdecken können [72]. Auch für Koronararterienstents, die aus Gold gefertigt oder mit Gold überzogen sind, ergab sich im Spiral-CT eine schlechte Beurteilbarkeit (Mahnken et al., [119]). Ursächlich ist die höhere Dichte und Röntgenstrahlabsorption von Gold und Platin im Vergleich zu Edelstahl oder Nitinol.

Der Einfluß der Meßparameter auf Aufhängungs- und Teilvolumenartefakte ist begrenzt: Der Benutzer kann auf Strahlaufhängungsartefakte praktisch keinen Einfluß nehmen [70]. Teilvolumenartefakte (bzw. Abtastartefakte) sind durch eine Reduktion der Schichtdicke zu vermindern, was jedoch zu einer Erhöhung des Rauschens führt. Im Spiral-CT sind grundsätzlich verstärkte Teilvolumenartefakte zu erwarten. Hier kommt als zusätzlicher Parameter der Tischvorschub  $d$  zum tragen. Sein Verhältnis zur Schichtkollimierung  $M \cdot S$  ( $M$  Scannerschichten,  $S$  koll. Schichtdicke) wird als Pitch  $p$  bezeichnet:  $p = d/(M \cdot S)$ . Der Pitch sollte zur Artefaktreduktion ebenfalls niedrig gewählt werden ( $p < 1,5$ ); die Höhe des Bildpunktrauschens ist von ihm unabhängig [70].

Zu beachten ist weiterhin, daß durch Änderung der Meßparameter auch die Strahlenexposition des Patienten beeinflusst wird. So müßte im konventionellen zur Halbierung des Rauschens das mAs-Produkt und damit die Dosis vervierfacht werden. Umgekehrt führt im Spiral-CT ein Pitch  $p$  größer 1 zu einer Dosisreduktion von ungefähr  $1/p$ .

Strotzer et al. verwendeten für die Untersuchung von 14 Iliakalarterienstents mehrere Sequenzen mit unterschiedlichen Werten für Pitch und Schichtdicke, fanden hierbei jedoch keine signifikanten Unterschiede für die relative Lumeneinengung und die Bildgüte (STD) [67]. Auch Maintz et al. wiesen bei verschiedenen Einstellungen für Pitch und Kollimation konstant eine Lumenreduktion von 25% nach [72]. Allerdings veränderte der Pitch die Artefaktgröße: mit steigendem Pitch nahm die Größe und Länge der Sternartefakte zu. Zusätzlich war bei niedriger Kollimation die Darstellung der einzelnen Streben klarer, was die Beurteilung der Stentintegrität vereinfacht.

Wir wählten zur Reduktion der Teilvolumenartefakte für die Untersuchung eine niedrige Schichtdicke (Kollimation 1 mm). Am Beispiel des Pitch wird deutlich, daß die Wahl der optimalen Sequenzparameter im CT ein Kompromiss zwischen Artefaktreduktion ( $p < 1,5$ ) und geringer Strahlenbelastung für den Patienten (Pitch  $p > 1$ ) sein muß. Wir wählten einen Pitch von 1,25.

Auch die Rekonstruktionsparameter beeinflussen die Darstellung von Stents. So zeigten Mahnken et al., wie durch Wahl des Bildrekonstruktionsalgorithmus die Darstellung von Koronararterienstents beeinflusst wird [119].

In dieser Arbeit wurden alle Aufnahmen in zwei verschiedenen Rekonstruktionen dargestellt, wobei Rekonstruktionsinkrement  $RI$  und Schichtdicke  $S$  verändert wurden ( $S = 5$  mm,  $RI = 3$  mm sowie  $S = 1$  mm,  $RI = 0,8$  mm). Eine niedrigere Schichtdicke sollte zu einer Verringerung der Teilvolumenartefakte bei gleichzeitig ansteigendem Rauschen führen. Ein Verhältnis von Schichtdicke zu Inkrement von 1 entspricht einem konventionellen CT, ein steigendes Verhältnis verbessert die 3D-Auflösung (Rekonstruktion 1:  $RI/S = 1,67$ , Rekonstruktion 2:  $RI/S = 1,25$ ).

Tatsächlich ist in der zweiten Rekonstruktion ein höheres mittleres Rauschen als in der ersten Rekonstruktion zu beobachten, insbesondere an der Stelle des größten Artefaktes. Die Darstellung der Prothesen, aber auch der Sternartefakte erscheint subjektiv schärfer, die objektiven Parameter (relativer Innen- und Außendurchmesser, Stentstrebendicke) werden hingegen nicht beeinflusst. Für die klinische Routine ist die niedrigere Schichtdicke zu empfehlen; zur besseren dreidimensionalen Auflösung sollte eine höhere Überlappung ( $RI/S = 2$ ) zum Einsatz kommen.

#### 5.4 Vergleich von 3D CE MRA und CTA

Das Ziel dieser Arbeit ist die Kategorisierung typischer Bifurkations- und Rohrprothesen und die Erstellung einer Rangfolge ihrer Beurteilbarkeit durch quantitative Signal- und Artefaktuntersuchungen. Es soll eine Aussage darüber getroffen werden, welche Endoprothesen einer Untersuchung mittels kontrastverstärkter 3D-Magnetresonanz-Angiographie zugänglich sind und bei welchen Prothesen diese den aktuellen Standard, die Computertomographie, erreicht oder sogar übertrifft.

Die Bifurkations- und Rohrprothesen aus Nitinol - Gore, Talent, Vanguard und AneuRx - lassen sich sowohl im MR als auch im CT prinzipiell gut darstellen. Die mittleren relativen Innen- und Außendurchmesser sind bei beiden Verfahren über den Gesamtverlauf der Prothese homogen. Im MR sind sie zwar grundsätzlich etwas kleiner, zu berücksichtigen ist allerdings, daß die Werte nicht wie beim CT direkt im Bild, sondern mittels Profil bei „half-minimum signal intensity“ bestimmt wurden. Bei der Bildgüte fallen jedoch Unterschiede auf. Die Darstellung der Vanguard, der beiden Gore-Prothesen sowie die Talent-Rohrprothese bietet im MR keine nennenswerten intraluminalen Signalverluste. Die Talent Bifurkationsprothese schneidet im Mittel mit 92% Bildgüte etwas schlechter ab, hier fällt der Signalverlust an der Einsteckstelle ins Gewicht. Die durchgängig niedrigere relative Signalintensität im Lumen der AneuRx ist auf die Strebengeometrie und Radiofrequenzabschirmung zurückzuführen. Im CT beobachtet man hingegen ein im Vergleich ausgezeichnetes Verhalten der AneuRx im intraluminalen Bildpunktrauschen. Auch die Gore Prothese belegt einen guten Rangplatz. Vanguard und Talent liegen auf den hinteren Rangplätzen bei der Bildgüte, insbesondere in den Schichten mit Platinmarkern verursachen Artefakte eine massive Erhöhung des Bildpunktrauschens.

Das Bildverhalten ist für die Aortengrafts aus Cobaltlegierungen ebenfalls unterschiedlich. Bei der Lifepath fallen die Ergebnisse für Innen- und Außendurchmesser im Vergleich mit den anderen Prothesen zwar mäßig, insgesamt jedoch noch gut aus. Im MR sind die relativen Innen- und Außendurchmesser hingegen mäßig, auch wenn das einsehbare Lumen von im Mittel 60% in der Clusteranalyse mehr Ähnlichkeit mit den Nitinolprothesen als mit den anderen Cobaltprothesen nachweist. Die Bildgüte zeigt die Unzuverlässigkeit der Darstellung: ein Minimum von 62,7% und ein Maximum von 125,8% (Mittelwert 103,3%) werden durch wechselnde Signalauslöschungen und Signalanhebungen verursacht. Das Rauschverhalten im CT hingegen ist gut, auch da die im Mittel 1,4 Sternartefakte pro cm Prothesenlänge hauptsächlich tangential ausstrahlen.

Die Bard-Bifurkationsprothese lässt im MR keine Darstellung des Lumens zu. Durch die unscharfe Darstellung der Stentstreben, die maximal um das 28fache vergrößert erscheinen, ist der relative einsehbare Innendurchmesser ebenso wie die Bildgüte schlecht. Im CT hingegen belegt die Bard beim mittleren Durchmesser den ersten, bei der Bildgüte je nach Rekonstruktion ebenfalls den ersten bzw. den dritten Rangplatz. Bemerkenswert ist die vergrößerte Darstellung des Außendurchmessers: wird im MR die unmittelbare Prothesenumgebung durch die großen unscharfen Stentstreben verdeckt, so bewirken Signalauslöschungen und 1,1 Sternartefakte pro cm, daß die Bard auch im CT den letzten Rangplatz beim Außendurchmesser belegt.

Bei der Corvita imponieren im MR homogene Signalauslöschungen, die nahezu das gesamte Prothesenlumen verdecken. Betrachtet man ihr Design, so liegt der Schluß nahe, daß sowohl Suszeptibilität als auch Radiofrequenzabschirmung als Artefaktursache wirken. Die Darstellung im CT ist ausgezeichnet. Nur bei der Zenith-Prothese aus Edelstahl ist die Differenz zwischen guter CT-Darstellbarkeit und ungenügender MR-Kompatibilität noch eindeutiger.

Zuletzt ein Wort zur Ancure-Prothese, bei der sich ein besonderes Phänomen ergibt: In den ungestenteten Abschnitten, die lediglich Platinmarker tragen, ist die Darstellung im MR hervorragend. Im CT hingegen sind die insgesamt eindrucksvollsten Sternartefakte überhaupt zu beobachten: beim relativen Innendurchmesser und beim Bildpunktrauschen ergibt sich dreimal der letzte und einmal der drittletzte Rangplatz. In den gestenteten Abschnitte hingegen, also proximales und distale Enden, fallen im MR die Einengung des Prothesenlumens und der intraluminale Signalabfall deutlich aus, wohingegen im CT eine noch gute Einsehbarkeit nachweisbar ist.

Insgesamt führen die gemachten Beobachtungen dazu, daß klare Empfehlungen hinsichtlich der postinterventionellen Bildgebung nach Aortengraftereinbringung modellabhängig auszusprechen sind:

Die MR-Kompatibilität der Bifurkationsprothesen von Talent und Vanguard ist sehr gut. Wegen der durch Sternartefakte eingeschränkten Darstellung im CT ist MR daher vorzuziehen ist. Die Gore-Prothesen und die Talent Rohrprothese sind sowohl der Darstellung im MR als auch im CT sehr gut zugänglich.

Für die Beurteilung der AneuRx-, Lifepath- und Bard-Bifurkationsprothesen ist das CT das diagnostische Mittel der Wahl: Die Bildgüteeinschränkungen im MR ist deutlich. Für die Prothesen von Corvita und die Zenith-Bifurkatonsprothese ist CT alleine als bildgebendes Verfahren geeignet.

Zuletzt ist für Patienten, die mit einer Ancure-Prothese behandelt wurden, aufgrund des spezifischen Artefaktverhaltens in unterschiedlichen Prothesenabschnitten die Kombination beider Verfahren zu diskutieren.

## 5.5 Fehlerquellen und Besonderheiten der einzelnen Methoden

Sowohl durch den Versuchsaufbau als auch durch die Auswertemodalitäten ergeben sich Besonderheiten.

Bei der Positionierung der Bifurkationsprothesen sollte sich eine möglichst „lebensnahe“ Situation ergeben, daher wurden der linke Prothesenschenkel horizontal, der rechte vertikal abgespreizt. Streng genommen wird durch die Abweichung der Orientierung von der z-Achse das Artefaktverhalten bereits beeinflusst [78][79]. Da die Abweichung mit 10° gering war, wurde dieser Effekt vernachlässigt.

Die Prothesen befanden sich zur Messung im MR in einer homogenen Gadoliniumlösung. Dadurch wurden auch flußbedingte Artefakte, wie sie insbesondere für MRA beschrieben sind, nicht dargestellt. Allerdings richtete sich die Fragestellung speziell auf durch die Prothese verursachte Artefakte, also Suszeptibilitäts- und Nichtsuszeptibilitätsartefakte. Auch konnte auf ein Flußmodell verzichtet werden, da CE-MRA auf dem T1-verkürzenden Effekt von Gadolinium basiert, der flußunabhängig ist. Im CT schließlich sollte ein Flußmodells keinen Einfluß auf Röntgenstrahlungsabschwächung haben.

Bei der Beurteilung und insbesondere beim Vergleich zwischen MR- und CT-Darstellung wurden sowohl lineare als auch Bildgüteparameter verwendet. Dabei kamen zur Bestimmung der Werte für Innendurchmesser, Außendurchmesser und Stentstrebendicke im MR Profile zum Einsatz, in denen die Werte bei halbminimaler Signalintensität gemessen wurden – im CT erfolgte die direkte Ausmessung mittels Scannersoftware. Da beide Verfahren etabliert sind, ist durchaus Vergleichbarkeit gegeben. Dieser Vergleich ist allerdings nur deskriptiv möglich: da pro Prothese nur eine unabhängige Beobachtungseinheit vorliegt (die einzelnen Meßpunkte sind voneinander abhängig), ist ein Vergleich mittels statistischem Test nicht möglich.

Bei der Bewertung der Bildgüte ist ein deskriptives Vorgehen ebenfalls notwendig gewesen: so imponieren die Signalauslöschungen und –anhebungen, die zur Veränderung der SNR im MR führen, zumeist homogen. Im CT wurde hingegen das Bildpunktrauschen verglichen. Hier ergaben sich die deutlichsten Rauschanhebungen durch Sternartefakte, die das Lumen teilweise verdecken, teilweise sichtbar lassen. Daher wurden die Sternartefakte gesondert gezählt. Diese subjektive Bestimmung ist insofern ungenau, als daß die Ausprägung der Sternartefakte deutlich variieren. Hier wäre für weitere Untersuchungen eine einheitliche Skala hilfreich, da in dieser Arbeit bewußt versucht wurde, objektive Kriterien anzuwenden.

## 5.6 Ausblick

Die grundsätzliche Eignung von 3D-CE MRA zur postinterventionelle Darstellung von Bifurkationsprothesen und Stents ist belegt [77][78][79][80][81][82]. Daß Computertomographie als diagnostischer Standard und weithin als Methode der Wahl angesehen wird [71][80], liegt in den Eigenschaften sowohl des CT als auch der Stents begründet.

CT ist schnell, billig und gut verfügbar. Es läßt sich in einer Messung problemlos ein großes Segment abdecken. Sie ist im Vergleich zur digitalen Subtraktionsangiographie nicht invasiv und außerdem sensitiver im Aufspüren von Fluß neben der Prothese [29][68]. Bei der Stentausmessung sind reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen [39][40][62]. Allerdings ist die Darstellung der Stentstreben ist zu dick, die des einsehbaren Lumens zu eng. Insbesondere durch massive Sternartefakte wird sowohl die Beurteilung des Lumens (Thromben) als auch des Abstands des Stentgraft zur Aneurysmawand gestört. Erstere kann zur Maskierung von Thromben [56], letztere zur Maskierung von Endolecks und zur Fehleinschätzung der Aneurysmagröße führen [69]. Diese Einschränkungen werden in der Zukunft insbesondere durch weitere Verbesserungen der Rekonstruktionsalgorithmen und der 3D-Ortsauflösung beherrscht werden können.

Aufgrund der bestehenden Artefakt-bedingten Einschränkungen und wegen der mit CT verbundenen Belastung des Patienten durch Röntgenstrahlen und große Mengen nephrotoxischen Kontrastmittels ist die Kernspintomographie als alternatives Verfahren in Erwägung zu ziehen. Ihre Verfügbarkeit stieg in den letzten 15 Jahren deutlich an, durch neue Meßsequenzen sind die einzelnen Untersuchungen immer schneller und damit kostengünstiger durchzuführen. Patienten werden nicht mit ionisierender Strahlung belastet, das als Kontrastmittel verwendete Gadolinium ist nicht nephrotoxisch. Als weiterer methodischer Vorteile ist die Möglichkeit der coronaren Schichtung zu nennen. Allerdings ist hier die Computertomographie durch die Entwicklung der multiplanaren Reformatierung (MPR) ebenbürtig geworden.

Die Darstellung von Stents führt auch im MR zu einer übertriebenen Darstellung der Wanddicke mit konsekutiver Einengung des sichtbaren Lumens [92][93][97]. Allerdings besteht nicht nur in dieser Arbeit -stentabhängig - eine Ebenbürtigkeit zum CT. So sind bei Aortengrafts und Stents aus Nitinol Suszeptibilitätsartefakte durch die Verwendung kurzer Echozeiten gut beherrschbar. Marker aus Gold und Platin beeinflussen das Artefaktverhalten im CT deutlich stärker als im MR.

In Zukunft werden sowohl Stentmaterial als auch Meßmodalitäten weiter optimiert werden, um nicht nur die postinterventionelle Stentbeurteilung mittels MR zu verbessern, sondern auch die Echtzeit-MR-gesteuerte Stentplatzierung zu ermöglichen [89].

Bei der Beherrschung von MR-bedingten Artefakten wird sich der Fokus der Aufmerksamkeit vermehrt den Nichtsuszeptibilitätsursachen zuwenden: Ein vielversprechender Ansatz zur Minderung der Radiofrequenzabschirmung, die auch in dieser Arbeit als wichtige Ursache von intraluminalem Signalverlusten identifiziert wurde, ist die Erhöhung des Flipwinkels [115][116].

## 6 . Zusammenfassung

Aneurysmen der Bauchaorta (BAA) sind die häufigsten Formen des Aortenaneurysmas, dessen klinische Inzidenz ca. 5% beträgt. Sie entstehen für gewöhnlich auf dem Boden von Arteriosklerose. Die gefährlichste Komplikation des Aortenaneurysmas ist die Perforation, die zu lebensbedrohlichen Blutungen führen kann.

Zur Therapie des Bauchaortenaneurysmas hat sich neben der offen chirurgischen Intervention die 1991 von Parodi et al. zum ersten Mal am Menschen beschriebene interventionelle Therapie mittels Aortengrafts bewährt, bei der perkutan oder über eine Arteriotomie ein Femoraliskatheter eingeführt und eine entfaltbare, intraluminale Prothese innerhalb des AA plziert wird. Postinterventionell ergeben sich typische Komplikationen (Endolecks, strukturelles Stentversagen, thrombotischer Stentverschluß), die auch noch Jahre nach dem Eingriff auftreten können und deshalb lebenslang engmaschige Untersuchungen notwendig machen.

Der momentane Standard für diese Follow-up-Untersuchungen ist die Computertomographie. Allerdings verursachen metallische Implantate wie Stents Strahlauhfärtungs- und Teilvolumenartefakte, die die Beurteilbarkeit sowohl des Stentlumens als auch des umgebenden Gewebes massiv einschränken können. So wird der Kontrastmittelfluß teilweise verdeckt, wandständige Thromben können maskiert werden. Zusätzlich kommt es zu einer hohen Strahlenbelastung des Patienten und zur Applikation großer Menge nephrotoxischen Kontrastmittels.

Als Alternative bietet sich die Magnetresonanztomographie (MRT) als etabliertes Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung an. Eine mögliche Anwendung ist die kontrastverstärkte 3D-MR Angiographie, die zur flußunabhängigen Darstellung der Aorta und der abgehenden Gefäße geeignet ist. Die MR-Kompatibilität von Stents hinsichtlich Sicherheit und Einsehbarkeit ist sowohl in vitro als auch in vivo prinzipiell bestätigt worden. Es treten allerdings auch hier typische Artefakte auf, die in Suszeptibilitäts- und Nichtsuszeptibilitätsartefakte unterteilt werden.

Das Ziel dieser Arbeit ist die Kategorisierung typischer Bifurkations- und Rohrprothesen hinsichtlich ihrer Beurteilbarkeit mittels kontrastverstärkter 3D-Magnetresonanz-Angiographie. Zunächst wird der Einfluß verschiedener Sequenzparameter auf die Darstellung bewertet, um die optimale Sequenz für die weiteren Untersuchungen festzulegen. Quantitative Signal- und Artefaktuntersuchungen erlauben dann die Identifikation stentbedingter Bildeinflüsse und die Erstellung einer Rangfolge. Nachfolgende Messungen im Computertomographen erlauben den Vergleich mit dem aktuellen Untersuchungsstandard. Abschließend werden Diagnoseempfehlungen formuliert, die das jeweils am besten geeignete Untersuchungsverfahren abhängig von der beim Patienten verwendeten Endoprothese beinhalten.

Bei der Variation der Sequenzparametern zeigt sich, daß die Echozeit (TE) die Abbildung am stärksten beeinflusst; kurze Echozeiten reduzieren die Anfälligkeit von Gradienten-Echo-Sequenzen gegenüber Suszeptibilitätsartefakten. Der Anregungswinkel (FA) beeinflusst die Radiofrequenz-Abschirmung, eine weitere wichtigste Ursache von stentbedingten Artefakten. Der gewählte Anregungswinkel von 40° ermöglicht eine gute Einsehbarkeit. Die Anwendung eines höheren Anregungswinkels zur Abschwächung der Radiofrequenz-Abschirmung ist beschrieben. Dieser Effekt tritt auch in dieser Arbeit auf, bleibt allerdings speziellen Fragestellungen vorbehalten. Eine

Verkleinerung des Meßfeldes (FOV) führt durch die Abnahme des Signal-zu-Rauschen Verhältnisses (SNR) zu einer besseren Darstellung des Prothesenlumens. Eine Veränderung der Wasser-Fett-Verschiebung (WFS) und damit der Bandbreite des RF-Signals beeinflusst das einsehbare Lumen nicht meßbar. Als Parameter der optimierten Sequenz wurden TR 8,1 ms, TE 1,3 ms, FA 40°, FOV 300 mm<sup>3</sup>, WFS 0,700 gewählt.

Als Stent-abhängige Parameter, die die Darstellbarkeit im MR beeinflussen, werden die Materialzusammensetzung, die Stentstrebengeometrie sowie der Durchmesser der Originalstents identifiziert. Aufgrund der unterschiedlichen Suszeptibilität zeichnen sich Aortenprothesen aus Nitinol durch eine bessere Darstellbarkeit als Stents aus Cobaltlegierungen aus; die Edelstahlprothese ist nicht darstellbar. Eine engmaschige Stentkonstruktion verschlechtert die Lumendarstellbarkeit, hier ist Radiofrequenz-Abschirmung als Ursache wahrscheinlich. Je größer der Gesamtdurchmesser, desto größer das relativ einsehbare Lumen und die intraluminale Bildgüte.

Im CT ist besonders der Einfluß von Sternartefakten auf die Lumendarstellbarkeit evident. Diese gehen hauptsächlich von Platin- und Goldmarkern aus. Bei der Bildgüte sind die Unterschiede zwischen Nitinol-, Cobaltlegierungs- und Edelstahlstents gering.

Abschließend sind für die einzelnen Aortengrafts konkrete Diagnoseempfehlungen auszusprechen: Für die Bifurkationsprothesen von Talent und Vanguard ist MRA vorzuziehen, für die Gore-Prothesen und die Talent Rohrprothese sind CT und MRA ebenbürtig. CT ist das diagnostische Mittel der Wahl für AneuRx-, Lifepath- und Bard-Bifurkationsprothesen und das einzig geeignete bildgebende Verfahren für die Prothesen von Corvita und die Zenith-Bifurkatonsprothese. Für die Ancure-Prothesen ist die Kombination beider Verfahren zu empfehlen.

## 7. Literaturverzeichnis

- [1] **The role of magnetic resonance angiography for endoprosthetic design.**  
Neschis DG, Velazquez OC, Baum RA, Roberts D, Carpenter JP, Golden MA, Mitchell ME, Barker CF, Pyeron A, Fairman RM.  
J Vasc Surg 2001;33:488-494
- [2] **Feasibility of using dynamic contrast-enhanced magnetic resonance angiography as the sole imaging modality prior to endovascular repair of abdominal aortic aneurysms**  
Ludman CN, Yusuf SW, Whitaker SC, Gregson RH, Walker S, Hopkins BR.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 2000;19:524-30
- [3] **Evaluation of abdominal aortic aneurysm for stent-graft placement: comparison of gadolinium-enhanced MR angiography versus helical CT angiography and digital subtraction angiography**  
Thurnher SA, Dorffner R, Thurngher MM, Winkelbauer FW, Kretschmer G, Polteraue P, Lammer J.  
Radiology 1997;205:341-52
- [4] **Aneurysms in 35,380 autopsies**  
Kunz R.  
Schweiz Med Wochenschr. 1980 Feb 2;110(5):142-8.
- [5] **The epidemiologic necropsy for abdominal aortic aneurysm**  
McFarland M.  
JAMA 1991;265:2085-88
- [6] **Changing incidence of abdominal aortic aneurysms: a population based study**  
Melton LJ 3rd, Bickerstaff LK, Hollier LH, Van Peenen HJ, Lie JT, Pairolero PC, Cherry KJ, O'Fallon WM.  
Am J Epidemiol 1984;120:379-386
- [7] **Abdominal aortic and iliac artery aneurysms: clinical presentation, natural history, and indications for intervention.**  
Hodges TC, Cronenwett J.  
In: Perler BA, Becker GJ, eds. Vascular intervention: a clinical approach. New York: Thieme, 1998:339-350
- [8] **Prognosis of abdominal aortic aneurysms: a population-based study.**  
Nevitt MP, Ballard DJ, Hallett JW Jr.  
N Engl J Med 1989;321:1009-1014
- [9] **An evaluation of new methods of expressing aortic aneurysm size: relationship to rupture.**  
Ouriel K, Green RM, Donayre C, Shortell CK, Elliott J, DeWeese JA.  
J Vasc Surg 1992;15:12-20
- [10] **Determination of the expansion rate and incidence of rupture of abdominal aortic aneurysms.**  
Limet R, Sakalihassan N, Albert A.  
J Vasc Surg 1991;14:540-548
- [11] **Actuarial analysis of variables associated with rupture of small abdominal aortic aneurysms.**  
Cronenwett JL, Murphy TF, Zelenock GB, Whitehouse WM Jr, Lindenauer SM, Graham LM, Quint LE, Silver TM, Stanley JC.  
Surgery 1985;98:472-483
- [12] **Natural history of patients with abdominal aortic aneurysm.**  
Glimaker H, Holmberg L, Elvin A, Nybacka O, Almgren B, Bjorck CG, Eriksson I.  
Eur J Vasc Surg 1991;5:125-130
- [13] **Abdominal aortic aneurysm**  
Ernst CB.  
N Engl J Med 1993;328:1167-72
- [14] **Abdominal aortic aneurysm and coronary heart disease**  
Brown OW, Hollier LH, Pairolero PC, Kazmier FJ, McCready RA.  
Arch Surg 1981;116:1484-88
- [15] **Conventional repair of abdominal aortic aneurysm in the high-risk patient: a plea for abandonment of nonrestrictive treatment**  
Hollier LH, Reigel MM, Kazmier FJ, Pairolero PC, Cherry KJ, Hallett JW.  
J Vasc Surg 1986;3:712-717

- [16] **Endovascular stenting of abdominal aortic aneurysms**  
Sayers RD, Thompson MM, Bell PRF.  
Eur J Vasc Surg 1993;7:225-227
- [17] **A study of the mortality from ruptured abdominal aortic aneurysms in a district community**  
Budd JS, Finch DRA, Carter PG.  
Eur J Vasc Surg 1989;3:351-354
- [18] **Ruptured abdominal aortic aneurysms: an editorial**  
Crawford ES.  
J Vasc Surg 1991;13:348-350
- [19] **Multicenter prospective study of nonruptured abdominal aortic aneurysms. II. Variables predicting morbidity and mortality.**  
Johnston KW.  
J Vasc Surg 1989;9:437-447
- [20] **Abdominal aortic and iliac aneurysms**  
Cronenwett J, Krupski W, Rutherford R.  
In: Rutherford R, ed. Vascular Surgery. Philadelphia: Saunders, 2000:1246-1280
- [21] **Techniques in the management of recurrent aortic aneurysms.**  
Cherry KJ.  
In: Yao J, Pearce W, eds. Aneurysms: new findings and treatments.  
Norwalk, CT; Appleton&Lange, 1994:249-258
- [22] **Endoluminal stent-grafts for infrarenal abdominal aortic aneurysms.**  
Blum U, Voshage G, Lammer J, Beyersdorf F, Tollner D, Kretschmer G, Spillner G, Polterauer P, Nagel G, Holzenbein T.  
N Engl J Med 1997;336:13-20
- [23] **Transfemoral, endovascular stented graft repair of an abdominal aortic aneurysm**  
Parodi JC, Marin ML, Veith FJ.  
Arch Surg 1995; 130:549-52
- [24] **Endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms: lessons learned**  
Parodi JC, Barone A, Piraino R, Schonholz C.  
J Endovasc Surg 1997;4:102-10
- [25] **Intraluminal bypass of abdominal aortic aneurysm: Feasibility study**  
Laborde JC, Parodi JC, Clem MF, Tio FO, Barone HD, Rivera FJ, Encarnacion CE, Palmaz JC.  
Radiology 1992;184:185-190
- [26] **Endovascular treatment of thoracic aortic aneurysms**  
Dake MD, Stanford CA, Semba CP, Williams DM, Miller DC, Fann JI, Walker PJ.  
Paper and poster presented at the 79<sup>th</sup> Scientific assembly and annual meeting of the RSNA, Chicago (1993)
- [27] **Transluminally-placed coilspring endarterial tube grafts: long-term patency in a canine popliteal artery**  
Dotter C.  
Invest Radiol 1969;4:329-332
- [28] **Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms**  
Parodi JC, Palmaz JC, Barone HD.  
Ann Vasc Surg 1991;5:491-9
- [29] **Leakages after endovascular repair of aortic aneurysms: classification based on findings at CT, angiography, and radiography.**  
Gorich J, Rilinger N, Sokiranski R, Orend KH, Ermis C, Kramer SC, Brambs HJ, Sunder-Plassmann L, Pamler R.  
Radiology 1999;213:767-772
- [30] **Does endovascular grafting represent a giant step forward?**  
Abou-Zamzam AJ, Porter J.  
Semin Vasc Surg 1999;12:235-241

- [31] **Abdominal aortic aneurysm in high-risk patients: short- to intermediate-term results of endovascular repair**  
Chuter TA, Gordon RL, Reilly LM, Kerlan RK, Sawhney R, Jean-Claude J, Canto CJ, LaBerge JM, Ring EJ, Wall SD, Messina LM.  
Radiology 1999;210:361-365
- [32] **Should endovascular surgery lower the threshold for repair of abdominal aortic aneurysms?**  
Finlayson S.  
J Vasc Surg 1999;29:973-985
- [33] **Endovascular stent graft repair of aortic aneurysms**  
Parodi J.  
Curr Opin Cardiol 1997;12:396-405
- [34] **Endovascular graft repair of ruptured aortoiliac aneurysms.**  
Ohki T, Veith FJ, Sanchez LA, Cynamon J, Lipsitz EC, Wain RA, Morgan JA, Zhen L, Suggs WD, Lyon RT.  
J Am Coll Surg 1999;189:102-112
- [35] **Morphometry and classification in abdominal aortic aneurysms: patient selection for endovascular and open surgery**  
Schumacher H, Eckstein H, Kallinowski F, Allenberg J.  
J Endovasc Surg 1997;4:39-44
- [36] **AneuRx stent graft versus open surgical repair of abdominal aortic aneurysms: multicenter prospective clinical trial.**  
Zarins CK, White RA, Schwartz D, Kinney E, Diethrich EB, Hodgson KJ, Fogarty TJ.  
J Vasc Surg 1999;29:292-305
- [37] **Early complications and endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: report of a multicenter study.**  
Buth J, Laheji R.  
J Vasc Surg 2000;31:134-146
- [38] **Klassifikation des infrarenalen Aortenaneurysmas (AAA): endovaskuläre oder konventionelle Chirurgie?**  
Altenberg JR, Schumacher H, Kallinowski F, Eckstein HH, Richter GM.  
Gefäßchirurgie 1996; 1: 21-26
- [39] **Preoperative sizing of grafts for transfemoral endovascular aneurysm management: a prospective study of spiral CT angiography, arteriography, and conventional CT imaging**  
Broeders IA, Blankensteijn JD, Olree M, Mali W, Eikelboom BC.  
J Endovasc Surg 1997;4:252-61
- [40] **Prediction of aortoiliac stent-graft length: comparison of measurement methods**  
Tillich M, Hill BB, Paik DS, Petz K, Napel S, Zarins CK, Rubin GD.  
Radiology 2001 Aug;220(2):475-483
- [41] **Abdominal aortic aneurysm rupture following endoluminal graft deployment: report of a predictable event**  
White RA, Donayre C, Walot I, Stewart M.  
J Endovasc Ther 2000;7:257-62
- [42] **Incidence and risk factors of late rupture, conversion, and death after endovascular repair of infrarenal aortic aneurysms: the EUROSTAR experience**  
Harris PL, Vallabhaneni SR, Desgranges P, Becquemin JP, Van Marrewijk C, Laheij RJ.  
J Vasc Surg 2000;32:739-49
- [43] **Freedom from endoleak after endovascular aneurysm repair does not equal treatment success**  
Gilling-Smith GL, Martin J, Sudhindran S, Gould DA, McWilliams RG, Bakran A, Breannan JA, Harris PL.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 2000;7:421-5
- [44] **Aortic aneurysm size and graft behavior after endovascular stent grafting: clinical experiences and observations over 3 years**  
Schunn CD, Krauss M, Heilberger P, Ritter W, Raithel D.  
J Endovasc Ther 2000;7:167-76

- [45] **Endovascular repair of abdominal aortic aneurysm: value of postoperative follow-up with helical CT**  
Rozenblit AM, Marin ML, Veith FJ, Cynamon J, Wahl SI, Bakal CW .  
Am J Roentgenol 1995;165:1473-79
- [46] **Endotension: an explanation for continued AAA growth after successful endoluminal repair**  
White GH, May J, Waugh R, Stephen M, Harris J.  
J Endovasc Surg 1999;6:308-15
- [47] **Endotension after endovascular aneurysm repair: definition, classification, and strategies for surveillance and intervention**  
Gilling-Smith G, Brennan J, Harris P, Bakran A, Gould D, McWilliams R.  
J Endovasc Surg 1999;6:305-7
- [48] **Time-related alterations in shape, position, and structure of self-expanding, modular aortic stent-grafts: a 4-year single-center follow-up**  
Umscheid T, Stelter WJ.  
J Endovasc Surg 1999;6:17-32
- [49] **Type III and type IV endoleak: toward a complete definition of blood flow in the sac after endoluminal AAA repair**  
White GH, May J, Waugh RC, Choufour X, Yu W.  
J Endovasc Surg 1998;5:305-9
- [50] **Mid-term results of endovascular versus open repair for abdominal aortic aneurysm in patients anatomically suitable for endovascular repair**  
Becquemin J, Bourriez A, D'Audiffret A, Zubilewicz T, Kobeiter H, Allaire E, Melliere D, Desgranges P.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 2000;19:656-61
- [51] **The highs and lows of endovascular aneurysm repair: the first two years of the Eurostar Registry**  
Harris PL.  
Ann R Coll Surg Engl 1999;81:161-5
- [52] **Endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms in Norway: the first 100 patients**  
Lundbom J, Hatlinghus S, Wirsching J, Amundsen S, Staxrud LE, GjLlberg T, Hafsahl G, Oskarsson W, Krohg-SLrensen K, Brekke M, Myhre HO.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 1999;18:506-9
- [53] **Comparison of mechanical deformation properties of metallic stents with use of stress-strain analysis**  
Lossef SV, Lutz RJ, Mundorf, Barth KH.  
J Vasc Interv Radiol 1994;5:341-49
- [54] **Imaging of abdominal aortic aneurysm before and after endoluminal stent-graft repair**  
Whitaker SC.  
Eur J Radiol. 2001 Jul;39(1):3-15
- [55] **Distal migration of stent-grafts after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms**  
Resch T, Ivancev K, Brunkwall J, Nyman U, Malina M, Lindblad B.  
J Vasc Interv Radiol 1999;10:257-64
- [56] **Helical CT Angiography of stent-graft in abdominal aortic aneurysms: Morphologic changes and complications**  
Tillich M, Hausegger KA, Tiesenhausen K, Tauss J, Groell R, Szolar DH.  
RadioGraphics 1999;19:1573-1583
- [57] **Device migration after endoluminal abdominal aortic aneurysm repair: analysis of 113 cases with a minimum follow-up period of 2 years.**  
Cao P, Verzini F, Zannetti S, De Rango P, Parlani G, Lupattelli L, Maselli A.  
Journal of Vascular Surgery. 35(2):229-35, 2002 Feb.
- [58] **Intermediate-term complications and problems after endovascular aortic stent prosthesis**  
Umscheid T, Stelter WJ, Ziegler P.  
Zentralbl Chir 2000;125:7-14
- [59] **Intraoperative rupture of an abdominal aortic aneurysm during an endovascular stent-graft procedure**  
Moskowitz DM, Kahn RA, Marin ML, Hollier LH.  
Can J Anaesth 1999;46:887-90

- [60] **Incidence and treatment of intraoperative technical problems during endovascular repair of complex abdominal aortic aneurysms**  
Kalliafas S, Albertini JN, Macierewicz J, Yusuf SW, Whitaker SC, Macsweeney ST, Wenham PW, Hopkins BR.  
J Vasc Surg 2000;32:1185-92
- [61] **Perigraft air, fever, and leukocytosis after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms**  
Velazquez OC, Carpenter JP, Baum RA, Barker CF, Golden M, Criado F, Pyeron A, Fairman RM.  
Am J Surg 1999;178:185-9
- [62] **Spiral CT angiography versus aortography in the assessment of aortoiliac length in patients undergoing endovascular abdominal aortic aneurysm repair**  
Armon MP, Whitaker SC, Greagson RH, Wenham PW, Hopkinson BR.  
J Endovasc Surg 1998;5:222-7
- [63] **Helical CT of aorta after endoluminal stent-graft therapy: value of biphasic acquisition**  
Golzarian J, Dussaussois L, Abada HT, Gevenois PA, Van Gansbeke D, Ferreira J, Struyven J.  
AJR 1998;171:329-331
- [64] **Evaluation of the proximal aortic neck enlargement following endovascular repair of abdominal aortic aneurysm: 3-years experience**  
Napoli V, Sardella SG, Bargellini I, Petrucci P, Cioni R, Vignali C, Ferrari M, Bartolozzi C.  
Eur Radiol. 2003 Apr 12 (Epub ahead of print)
- [65] **Use of computed tomographic angiography in monitoring abdominal aortic aneurysms after transfemoral endovascular repair**  
Balm R, Jacobs MJ.  
Tex Heart Inst J 1997;24(3):200-3
- [66] **Value of CT Angiography for postoperativ assessment of patients with iliac artery aneurysms who have received endovascular grafts**  
Rozenblit AM, Cynamon J, Maddineni S, Marin ML, Sanchez LA, Yuan J, Veith F.  
AFR 1998; 170:913-917
- [67] **Appearance of vascular stents in computed tomographic angiography: in vitro examination of 14 different stent types**  
Strotzer M, Lenhart M, Butz B, Volk M, Manke C, Feuerbach S.  
Invest Radiol. 2001 Nov;36(11): 652-8
- [68] **Aortic aneurysmal disease: assessment of stentgraft treatment – CT versus conventional angiography**  
Armerding MD, Rubin GD, Beaulieu CF, Slonim SM, Olcott EW, Samuels SL, Jorgensen MJ, Semba CP, Jeffrey RB jr., Dake MD.  
Radiology 2000;215:138-46
- [69] **MRI versus spiral CT for endoleak detection after endovascular aneurysm repair**  
Pitton MB, Schweitzer H, Herber S, Schmiedt W, Neufang A, Thelen M.  
Präsentation Nummer B-675 auf dem European Congress of Radiologists, ECR 2003
- [70] **Computertomographie**  
Kalender WA.  
Publics MCD Verlag, 2000
- [71] **In vitro image characteristics of an abdominal aortic stent graft: CTA versus 3D MRA**  
Hilfiker PR, Quick HH, Schmidt M, Debatin JF.  
MAGMA 1999 Mar;8(1):27-32
- [72] **Multislice CT angiography of the iliac arteries in the presence of various stents: in vitro evaluation of artifacts and lumen visibility**  
Maintz D, Fischbach R, Juergens KU, Allkemper T, Wessling J, Heindel W.  
Invest Radiol 2001 Dec;36(12):699-704
- [73] **Long-term survival after elective repair of infrarenal abdominal aortic aneurysm: results of a prospective multicentric study**  
Koskas F, Kieffer E.  
Ann Vasc Surg 1997;11:473-81

- [74] **Utility of clinical pathway and prospective case management to achieve cost and hospital stay reduction for aortic aneurysm surgery at a tertiary care hospital**  
 Muluk SC, Painter L, Sile S, Rhee RY, Makaroun MS, Steed DL, Webster MW.  
 J Vasc Surg 1997;25:84-93
- [75] **Surgical strategy of abdominal aortic aneurysm with preoperative renal failure**  
 Komori K, Kuma S, Eguchi D, Okazaki J, Kawasaki K, Onohara T, Yamamura S, Itoh H, Sugimachi K.  
 Eur J Vasc Endovasc Surg 1997;14:105-8
- [76] **Comparison between contrast-enhanced MR angiography of aorto-iliac arteries using 1 molar contrast agent at 1.0 T and intra-arterial digital subtraction angiography**  
 Mohrs OK, Oberholzer K, Krummenauer F, Bernhard S, Herber S, Neufang A, Thelen M, Kreitner KF.  
 Präsentation Nummer B-947 auf dem European Congress of Radiologists, ECR 2003
- [77] **MR imaging artifacts, ferromagnetism, and magnetic torque of intravascular filters, stents and coils**  
 Teitelbaum GP, Bradley WG Jr, Klein BD.  
 Radiology 1988 Mar;166(3):657-64
- [78] **MR imaging of vascular stents: Effects of Susceptibility, Flow, and Radiofrequency Eddy Currents**  
 Bartels L, Smits HFM, Bakker CJG, Viergever MA.  
 J Vasc Interv Radiol 2001; 12:365-371
- [79] **MR imaging in the presence of vascular stents: A Systematic Assessment of Artifacts for Various Stent Orientations, Sequence Types, and Field Strengths**  
 Klemm T, Duda S, Machann J, Seekamp-Rahn K, Schnieder L, Claussen CD, Schick F.  
 J Mag Res Imaging 2000; 12:606-615
- [80] **Plain and Covered Stent-grafts: In vitro evaluation of Characteristics at Three-dimensional MR Angiography**  
 Hilfiker PR, Quick HH, Debatin JF.  
 Radiology. 1999 Jun;211(3):693-7
- [81] **Low-artifact intravascular devices: MR imaging evaluation**  
 Teitelbaum GP, Ortega HV, Vinitzki S, Stern H, Tsuruda JS, Mitchell DG, Rifkin MD, Bradley WG Jr.  
 Radiology. 1988 Sep;168(3):713-9
- [82] **Stent Appearance at Contrast-enhanced MR Angiography: in vitro Examination with 14 stents**  
 Lenhart M, Voelk M, Manke C, Nitz WR, Strotzer M, Feuerbach S, Link J.  
 Radiology 2000 217:173-8
- [83] **Magnetic resonance angiography of nonferromagnetic iliac artery stents and stent-grafts: A comparative study in sheep**  
 Schurmann K, Vorwerk D, Bucker A, Neuerburg J, Grosskortenhaus S, Haage P, Piroth W, Hunter DW, Gunther RW.  
 Cardiovasc Intervent Radiol 1999 Sep-Oct;22(5):394-402
- [84] **Metallic artifacts of coronary and iliac arteries stents in MR angiography and contrast-enhanced CT**  
 Amano Y, Ishihara M, Hayashi H, Gemma K, Kawamata H, Amano M, Kumazaki T.  
 Clin Imaging 1999 Mar-Apr;23(2):85-9
- [85] **Iliofemoral Arterial Occlusive Disease: contrast-enhanced MR Angiography for Preinterventional Evaluation and Follow-up after Stent Placement**  
 Link J, Steffens JC, Brossmann J, Graessner J, Hackethal S, Heller M.  
 Radiology 1999 212:317-377
- [86] **Magnetic resonance imaging and MR angiography of endoluminally treated abdominal aortic aneurysms**  
 Engellau L, Larsson EM, Albrechtsson U, Jonung T, Ribbe E, Thorne J, Zdanowski Z, Norgren L.  
 Eur J Vasc Surg 1998 Mar;15(3):212-9
- [87] **Wertigkeit der MRT in der Erkennung von Leckagen nach endovaskulärer Aneurysmaausschaltung**  
 Krämer SC, Görlich J, Pamler R, Aschoff AJ, Wisianowski C, Brambs HJ.  
 Fortschr Röntgenstr 2002; 174: 1285-1288
- [88] **Real-time MR fluoroscopy for MR-guided iliac artery stent placement**  
 Buecker A, Neuerburg JM, Adam GB.  
 J Magn Reson Imaging 2000; 12:616-622

- [89] **Magnetic Resonance-guided Placement of Aortic Stents Grafts: Feasibility with Real-Time Magnetic Resonance Fluoroscopy**  
Mahnken AH, Chalabi K, Jalali F, Guenther RW, Buecker A.  
J Vasc Interv Radiol 2004; 15:189-195
- [90] **MR Evaluation Ex Vivo and In Vivo of a Covered Stent-Graft for Abdominal Aortic Aneurysms: Ferromagnetism, Heating, Artifacts, and Velocity Mapping**  
Engellau L, Olsrud J, Brockstedt S, Albrechtsson U, Norgren L, Stahlberg F, Larsson EM  
J Magn Reson Imaging 2000 Jul; 12(1): 112-121
- [91] **Three-dimensional MR angiography of a nitinol-based abdominal aortic stent graft: assessment of heating and imaging characteristics**  
Hilfiker PR, Quick HH, Pfammatter T, Schmidt M, Debatin JF.  
Eur Radiol 1999;9(9):1775-80
- [92] **Susceptibility artifacts in NMR imaging**  
Luedeke KM, Roeschmann P, Tischler R.  
Magn Reson Imaging 1985;3:329-343
- [93] **The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds**  
Schenck JF.  
Med Phys 1996;23:815-850
- [94] **MR Angiographic Findings in Patients with Aortic Endoprosthesis**  
Merkle EM, Klein S, Kraemer S, Wisianowsky C.  
AJR 2002 Mar;178:641-48
- [95] **In vivo evaluation of intravascular stents at three-dimensional MR angiography**  
Cavagna E, Berletti R, Schiavon F.  
Eur Radiol. 2001 Dec;11(12):2531-2535
- [96] **MR Evaluation of Stent Patency – In Vitro Tests of 22 Metallic Stents and the possibility of Determining Their Patency by MR Angiography**  
Meyer JMA, Buecker A, Schuermann K, Ruebben A, Guenther R.  
Investigative Radiology 2000 – 35(12), 739-746
- [97] **Susceptibility artifacts in 2DFT spin-echo and gradient-echo imaging: the cylinder model revisited.**  
Bakker CJ, Bhagwandien R, Moerland MA, Fuderer M.  
Magn Reson Imag 1993;11:539-548
- [98] **Improved lumen visualization in metallic vascular implants by reducing RF artifacts**  
Bartels LW, Bakker CJ, Viergever MA.  
Magn Reson Med 2002 Jan;47(1):171-80
- [99] **Nonsusceptibility artifacts due to metallic objects in MR imaging**  
Camacho C, Plewes DB, Henkelman RM.  
J Magn Reson Imaging 1995;5:75-88
- [100] **Effects of turbulence on signal intensity in gradient echo images**  
Evans AJ, Blinder RA, Herfkens RJ, Spritzer CE, Kuethe DO, Fram EK, Hedlund LW.  
Invest Radiol 1988;23:512-18
- [101] **Hemodynamics of endovascular prostheses**  
Fabregues S, Baijens K, Rieu R, Bergeron P.  
J Biomech 1998;31:45-54
- [102] **Visualization of flow patterns from stents and stent-grafts in an in vitro flow-model.**  
Muller HS, SchwarzenbergH, Wesner F, Drost R, Gluer CC, Heller M.  
Invest Radiol 1998;33:762-770
- [103] **Importance of plain X-ray in endoluminal aortic graft surveillance**  
May J, White Gh Yu W, Sieunarine K.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 1997;13:202-6
- [104] **Imaging of abdominal aortic aneurysms.**  
LaRoy LL, Cormier PJ, Matalon TAS, Patel SK, Turner DA, Silver B.  
AJR Am J Roentgenol 1989;152:785-792

- [105] **Color-coded image-directed Doppler Sonography compared with digital subtraction angiography in the follow-up of percutaneous vascular endoprotheses**  
Vorwerk D, Guenther RW, Gehl HB, Bohndorf K.  
J Clin Ultrasound 1990; 18:631-637
- [106] **Computed tomography and ultrasound in follow-up of patients after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms**  
Elkouri S, Panneton JM, Andrews JC, Lewis BD, McKusick MA, Nom AA, Rowland CM, Bower TC, Cherry KJ Jr, Gloviczki P.  
Ann Vasc Surg 2004 Apr 19 [Epub ahead of print]
- [107] **Color-flow duplex ultrasound scan versus computed tomographic scan in the surveillance of endovascular aneurysm repair**  
Raman KG, Missig-Carroll N, Richardson T, Muluk SC, Makaroun S.  
J Vasc Surg 2003 Okt;38(4):645-51
- [108] **Detection of endoleak with enhanced ultrasound imaging: comparison with biphasic computed tomography**  
McWilliams RG, Martin J, White D, Gould DA, Rowlands PC, Hayce A, Brennan J, Gilling-Smith GL, Harris PL.  
J Endovasc Ther 2002 Apr;9(2):170-9
- [109] **The use of intravascular ultrasound as control procedure for the deployment of endovascular stented grafts**  
Vogt KC, Brunkwall J, Malina M, Ivancev K, Lindblad B, Risberg B, Schroeder TV.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 1997;13:592-6
- [110] **Intravascular ultrasound aids in the performance of endovascular repair of abdominal aortic aneurysm.**  
Garret HE Jr., Abdullah AH, Hodgkiss TD, Burgar SR.  
Journal of Vascular Surgery. 37(3):615-8, 2003 Mar.
- [111] **The application of intravascular ultrasound imaging in identifying the visceral artery in aortic dissection**  
Jiang JH. Wang YQ. Guo DQ. Fu WG. Chen B. Yang J.  
Chinese Medical Journal. 83(18):1580-2, 2003 Sep 25. [Abstract]
- [112] **Comparison of the utility of CT scans and intravascular ultrasound in endovascular aortic grafting.**  
Verbin C. Scoccianti M. Kopchok G. Donayre C. White RA.  
Annals of Vascular Surgery. 9(5):434-40, 1995 Sep.
- [113] **Aortic aneurysm morphology for planning endovascular aortic grafts: limitations of conventional imaging methods**  
Beebe HG, Jackson T, Pigott JP.  
J Endovasc Surg 1995;5:139-48
- [114] **Wie funktioniert MRI? – Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanztomographie**  
Köchli VD, Marincek B.  
2., aktualisierte Auflage, 1998, Springer Verlag
- [115] **Improved in-stent magnetic resonance angiography with high flip angle excitation**  
Meyer JMA, Buecker A, Spuentrup E, Huettner M, Vaals JJ van, Guenther RW.  
Invest Radiol. 2001 Nov;36(11):677-81
- [116] **High flip angle imaging of metallic stents: implications for MR angiography and intraluminal signal interpretation**  
Van Holten J, Wiepolski P, Bruck E, Pattynama PM, Van Dijk LC.  
Magn Reson Med. 2003 Oct;50(4):879-83
- [117] **In vitro evaluation of intravascular stent artifacts in three dimensional MR angiography**  
Maintz D, Kugel H, Schellhammer F, Landwehr P.  
Invest Radiol 2001 Apr;36(4):218-24
- [118] **Intraluminal signal intensity of iliac artery stents investigated by contrast-enhanced three-dimensional MR angiography**  
Amano Y, Gemma K, Kawamata H, Kumazaki T.  
Comput Med Imaging Graph 1998 Jan-Feb;22(1):9-12

- [119] **Coronary artery stents in multislice computed tomography**  
Mahnken AH, Buecker A, Wildberger JE, Ruebben A, Stanzel S, Vogt F, Günther RW, Blindt R.  
Investigative Radiology, Vol. 39(1): 27-33, 2004 Jan

## 8. Abbildungsverzeichnis

Tab. 1	Klassifikation der infrarenalen Bauchaortenaneurysmen nach morphologischen Kriterien nach Allenberg und Schumacher
Tab. 2	Klassifikation von Endolecks nach White
Abb. 1a-g	Auswahl der untersuchten Bifurkationsprothesen
Abb. 2	Talent Bifurkationsprothese fertig eingespannt
Tab. 3	Parametervariationen bei der Optimierung der 3D-MRA Sequenz
Tab. 4	Die „optimale Sequenz“ für die Artefaktbestimmung
Abb. 2	Profilpositionen
Abb. 3	Profil
Abb. 4	Regions of interest (ROI)
Tab. 5	Relatives einsehbares Lumen bei verschiedenen Sequenzparametern
Abb. 6a	Einsehbares Lumen bei unterschiedlichen Echozeiten (TE) in ausgewählten Messungen (relativ zum Innendurchmesser des Originals, in %)
Abb. 6b	Einsehbares Lumen bei unterschiedlichen Anregungswinkeln (FA) in ausgewählten Messungen (relativ zum Innendurchmesser des Originals in %)
Abb. 6c	Einsehbares Lumen bei unterschiedlichem Meßfeld (Field-of-View, FOV) in ausgewählten Messungen (relativ zum Innendurchmesser des Originals, in %)
Abb. 6d	Einsehbares Lumen bei unterschiedlichen Werten für Wasser-Fett-Verschiebung (WFS) in ausgewählten Messungen (relativ zum Innendurchmesser des Originals, in %)
Abb. 7	Aximale Ansicht ausgewählter Bifurkationsprothesen
Abb. 8	Coronare Ansicht ausgewählter Bifurkationsprothesen
Tab. 6a	Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, MR
Tab. 6b	Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, MR
Tab. 7	Relative Innendurchmesser in den einzelnen Schichten, MR
Abb. 9a	Übersicht über die relativen einsehbaren Lumina, ausgewählte Meßpunkte, Bifurkationsprothesen, MR
Abb. 9b	Übersicht über die relativen einsehbaren Lumina, ausgewählte Meßpunkte, Rohrprothesen, MR
Tab. 8a	Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, MR
Tab. 8b	Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, MR
Tab. 9	Relative Außendurchmesser in den einzelnen Schichten, MR
Abb. 10a	Übersicht über die relativen Außendurchmesser, ausgewählte Meßpunkte, Bifurkationsprothesen, MR
Abb. 10b	Übersicht über die relativen Außendurchmesser, ausgewählte Meßpunkte, Rohrprothesen, MR
Tab. 10	Stentstrebenfaktor, MR
Tab. 11	Dicke der Stentstreben in der Originalprothese [mm]
Tab. 12	Dicke der Stentstreben im Bild [mm], MR
Tab. 13a	Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerer Signal-to-noise-Ratio, SNR

- Tab. 13b Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerer SNR, MR
- Tab. 14 Relative Signalintensität im Lumen, einzelne Schichten, MR
- Abb. 11a Übersicht über die relative Signalintensität im Lumen, ausgewählte Messpunkte, Bifurkationsprothesen, MR
- Abb. 11b Übersicht über die relative Signalintensität im Lumen, ausgewählte Messpunkte, Rohrprothesen, MR
- Abb. 12 Übersicht über die relative Signalintensität in der Umgebung, ausgewählte Meßpunkte, MR
- Tab. 15 Relative Innen- und Außendurchmesser in den einzelnen Schichten, Iliakalstents
- Abb. 13a Übersicht über die relativen einsehbaren Lumina, ausgewählte Schichten, Iliakalstents, MR
- Abb. 13b Übersicht über die relativen Außendurchmesser, ausgewählte Schichten, Iliakalstents, MR
- Tab. 16 Stentstrebenfaktor, CT
- Tab. 17a Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, Rekonstruktion 1
- Tab. 17b Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, Rekonstruktion 2
- Tab. 17c Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, Rekonstruktion 1
- Tab. 17d Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Innendurchmesser, Rekonstruktion 2
- Tab. 18a Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, Rekonstruktion 1
- Tab. 18b Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, Rekonstruktion 2
- Tab. 18c Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, Rekonstruktion 1
- Tab. 18d Rangfolge der Rohrprothesen nach Cluster und mittlerem relativem Außendurchmesser, Rekonstruktion 2
- Tab. 19a Relative Innendurchmesser in den einzelnen Schichten, Rekonstruktion 1
- Tab. 19b Relative Innendurchmesser in den einzelnen Schichten, Rekonstruktion 2
- Tab. 20a Relative Außendurchmesser in den einzelnen Schichten, Rekonstruktion 1
- Tab. 20b Relative Außendurchmesser in den einzelnen Schichten, Rekonstruktion 2
- Abb. 14a Relativer Innendurchmesser an ausgewählten Meßpunkten, Bifurkationsprothesen, Rekonstruktion 1
- Abb. 14b Relativer Innendurchmesser an ausgewählten Meßpunkte, Bifurkationsprothesen, Rekonstruktion 2
- Abb. 14c Relativer Innendurchmesser an ausgewählte Meßpunkten, Rohrprothesen, Rekonstruktion 1
- Abb. 14d Relativer Innendurchmesser an ausgewählten Meßpunkte, Rohrprothesen, Rekonstruktion 2
- Abb. 15a Relativer Außendurchmesser an ausgewählten Meßpunkte, Bifurkationsprothesen, Rekonstruktion 1
- Abb. 15b Relativer Außendurchmesser an ausgewählten Meßpunkte, Bifurkationsprothesen, Rekonstruktion 2
- Tab. 21a Absolutes Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstruktion 1

- Tab. 21b Absolutes Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstruktion 2
- Tab. 22a Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach mittlerem relativen Bildpunktrauschen [HE/HE], Rekonstruktion 1
- Tab. 22b Rangfolge der Bifurkationsprothesen nach mittlerem relativen Bildpunktrauschen [HE/HE], Rekonstruktion 2
- Abb. 16a Absolutes Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstruktion 1
- Abb. 16b Absolutes Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstruktion 2
- Abb. 17a Relatives Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstruktion 1
- Abb. 17b Relatives Bildpunktrauschen in ausgewählten Schichten, Rekonstruktion 2
- Tab. 23 Stentstrebenfaktor, Iliakalstents
- Tab. 24a Relativer Innendurchmesser, Iliakalstents, Rekon. 1
- Tab. 24b Relativer Innendurchmesser, Iliakalstents, Rekon. 2
- Abb. 18a Relativer Innendurchmesser, Iliakalstents, Rekonstruktion 1
- Abb. 18b Relativer Innendurchmesser, Iliakalstents, Rekonstruktion 2

## Appendix A

Bei der Bestimmung des Einflusses verschiedener Sequenzparameter wurden die Untersuchungen zusätzlich in Lösungen durchgeführt, in denen Gadolinium im Verhältnis von 1:40, 1:80 und 1:160 verdünnt wurde.

## Appendix B

Bei der Bestimmung des Einflusses verschiedener Sequenzparameter wurden die Untersuchungen mit den neun folgenden Einstellungen durchgeführt. Die in der Arbeit verwendeten Sequenzen (1-4) sind hervorgehoben.

Messung	Variable		TR [ms]	TE [ms]	FA [°]	WFS	FOV
<b>1</b>	TE	1,3 ms (shortest), 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12 ms	16		40	1,101	450
<b>2</b>	FA	10°, 20°, 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°, 100°	5,4	1,4		1,101	450
2.1	FA	10°, 20°, 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°, 100°	8,1	2		1,101	450
<b>3</b>	FOV	250, 350, 450	8,1	2	40	1,101	
3.1	FOV	250, 350, 450	8,1	shortest	40	1,101	
<b>4</b>	WFS	0,556; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1,0; 1,1; 1,2	8,1	2	40		450
4.1	WFS	0,556; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1,0; 1,1; 1,2	8,1	sh	40		450
4.2	WFS	0,556; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1,0; 1,1; 1,2	6	sh	40		450
4.3	WFS	0,556; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1,0; 1,1; 1,2	6	1,55	40		450

## Appendix C

Bei den CT-Messungen wurden zusätzlich zur Bestimmung des Einflusses verschiedener Sequenzparameter fünf weitere Messungen durchgeführt, in denen Röhrenspannung und Stromzeitprodukt variiert wurden: 120kV/50mAs<sub>eff.</sub>, 120kV/100mAs<sub>eff.</sub>, 120kV/150mAs<sub>eff.</sub>, 120kV/250mAs<sub>eff.</sub>, 80kV/200mAs<sub>eff.</sub>.

## Lebenslauf

### Persönliche Daten

---

Familienname Hütten  
Vorname Matthias Christian  
Anschrift Boxgraben 132  
52064 Aachen  
Tel.: (+49) 241 / 4090578  
Email: [mhuetten@ukaachen.de](mailto:mhuetten@ukaachen.de)

Geboren 17.12.1976 in Düren  
Familienstand ledig  
Staatsangehörigkeit Deutsch  
Religion katholisch

### Beruf

---

seit 9/2004 Assistenzarzt, Kinderklinik, Universitätsklinikum Aachen

### Ausbildung

---

10/ 1997 – 06/ 2004 Studium der Medizin, RWTH Aachen  
15.06.04 Ärztliche Prüfung, Gesamtnote - gut - (1,66)  
30.06.04 Erteilung der Erlaubnis zur Ausübung der Tätigkeit als AiP  
01.10.05 Approbation

08/ 1987 – 04/ 1996 Burgau Gymnasium, Düren  
Abitur, Note: gut (1,5)

07/ 1983 – 06/ 1987 Mutter Theresa Grundschule, Düren

### Medizinische Erfahrungen

---

04/ 2003 – 03/ 2004 Praktisches Jahr  
- Innere Medizin, Medizinische Klinik, Luisenhospital, Aachen  
- Pädiatrie, Kinderklinik, Universitätsklinikum, Aachen  
- Chirurgie, Allgemeinchirurgie, Western Infirmary, Glasgow

09/ 2002 Famulatur in Neurologie, Medizinisches Zentrum Kreis Aachen, Bardenberg

08/ 2002 Famulatur in Anästhesiologie, Städtisches Krankenhaus, Düren

03/ 2002 Famulatur in Innere Medizin, Medizinische Klinik 3, Universitätsklinikum, Aachen

03/ 2001 Famulatur in Radiologie, Universitätsklinikum, Aachen

03/ 2000 Famulatur in Allgemeinchirurgie, Städtisches Krankenhaus, Düren

07/ 1997 – 08 / 1997 Zweimonatiges Krankenpflegepraktikum, Abteilung für Geriatrie, Marienhospital Düren-Birkesdorf

07/ 1996 – 05/ 1997 Zehnmonatiger Grundwehrdienst als Sanitäter, TSH/FSHT Aachen, Donnerbergkaserne Eschweiler



## **9. Danksagung**

Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Arno Bücken möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und für die sachkundige, konstruktive und geduldige Begleitung während der gesamten Entstehungszeit dieser Arbeit danken.

Meinen wissenschaftlichen Betreuern Herrn PD Dr. med. Andreas Mahnken und Herrn Dr. med. Julius Meyer danke ich für ihre hilfreiche Unterstützung. Ich verdanke ihnen vielseitigen fachlichen Rat und richtungsweisende Gespräche.

Mein Dank gilt allen Medizinisch-technischen Assistenten der Klinik für radiologische Diagnostik für die freundlicher Rücksichtnahme während langer Versuchs-Abende und Nächte.

Herrn Dipl.-Stat. Sven Stanzel danke ich für die wertvolle Hilfestellung bei der statistischen Auswertung meiner Ergebnisse.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, Christian und Helgard Hütten, die mich während meines gesamten Studiums vorbehaltlos und auf vielfältige Weise unterstützt haben. Ihre ständige wohlwollende Begleitung war für mich Antrieb und Anker zugleich. Auch meiner Schwester Stefanie möchte ich herzlich danken.

Meinen Freunden Dr. med. Frank Brinkmann und Dr. med. Sascha Brandt danke ich für die stetige Ermunterung insbesondere in schwierigen Phasen und für viele unbezahlbare Tips und Hinweise.

Meiner Freundin Ira danke ich für alles.