

**Aus dem Institut für Neuroradiologie  
der Universität zu Lübeck  
- Direktor: Prof. Dr. med. Dirk Petersen -**

**Reduktion von Metallartefakten in der Mehrschichtspiral-  
Computertomographie zur postinterventionellen  
Darstellung von intrakraniellen Clips, Stents und Coils  
unter Verwendung der iterativen Rekonstruktion**

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung des Doktorwürde  
der Universität zu Lübeck  
- Aus der Sektion Medizin -

**vorgelegt von  
Klaus Brunswig  
aus Würzburg**

**Lübeck 2013**

**1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dirk Petersen**  
**2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Jan Gliemroth**  
**Tag der mündlichen Prüfung: 25.11.2013**  
**Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 25.11.2013**  
**- Promotionskommission der Sektion Medizin -**

## Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>3</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>5</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>6</b>
1.1 Die aneurysmatische Subarachnoidalblutung .....	6
1.2 Primäre Diagnostik .....	8
1.3 Therapie.....	10
1.3.1 Clipping .....	11
1.3.2 Coiling .....	11
1.4 Nachsorge .....	13
1.4.1 Digitale Subtraktionsangiographie .....	14
1.4.2 Magnetresonanztomographie .....	14
1.4.3 Computertomographie .....	16
1.5 Technik der Computertomographie .....	17
1.5.1 Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion.....	18
1.5.2 Iterative Rekonstruktion .....	18
1.6 Zielsetzung der Studie .....	20
<b>2 Patienten und Methoden</b> .....	<b>21</b>
2.1 Untersuchungsdesign .....	21
2.1.1 Einschlusskriterien .....	21
2.1.2 Ausschlusskriterien .....	21
2.2 Patientenkollektiv.....	21
2.3 Untersuchungsablauf.....	23
2.4 Untersuchungsverfahren .....	24
2.4.1 CT-Angiographie .....	24
2.4.2 Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion.....	24
2.4.3 Rekonstruktion mit der iterativen Rekonstruktion.....	24
2.5 Datenauswertung.....	25
2.5.1 Signal-Rausch-Verhältnis (SNR).....	25
2.5.2 Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) .....	25
2.5.3 Artefaktfläche (artifact area).....	25
2.5.4 Bildqualität (IQ) .....	26

---

2.5.5	Länge der beeinträchtigten Gefäßsegmente (LIVS) .....	27
2.6	Statistische Methoden .....	27
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>28</b>
3.1.1	Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR).....	28
3.1.2	Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) .....	30
3.1.3	Artefaktfläche (artifact area).....	32
3.1.4	Bildqualität (IQ) .....	37
3.1.5	Länge der beeinträchtigten Gefäßsegmente .....	39
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>40</b>
4.1	Interpretation.....	40
4.1.1	Artefaktbildung .....	40
4.1.2	Diagnostische Bildqualität .....	43
4.1.3	Strahlenreduktion .....	45
4.2	Limitationen und Ausblick .....	46
4.3	Konklusion .....	48
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>49</b>
	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>50</b>
	<b>Abbildungs- und Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>55</b>
	<b>Danksagung .....</b>	<b>57</b>
	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>58</b>
	<b>Anhang.....</b>	<b>I</b>
	Patienteninformation und Aufklärung .....	I
	Votum der Ethikkommission.....	IV

## Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
A.	Arteria = Arterie
ACA	Arteria cerebri anterior
ACI	Arteria cerebri interna
ACM	Arteria cerebri media
AComA	A. communicans anterior = Ramus communicans anterior
AComP	A. communicans posterior = Ramus communicans posterior
ART	algebraische Rekonstruktionstechnik
BA	Arteria basilaris
CNR	contrast-to-noise ratio = Kontrast-zu-Rausch-Verhalten
CT	Computertomographie
CTA	CT-Angiographie
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DSA	Digitale Subtraktionsangiographie/Katheterangiographie
FBP	filtered backprojection=gefilterte Rückprojektion
GCS	Glasgow Coma Scale
Gy	Gray = Energiedosis ionisierender Strahlung
HH	Hunt & Hess
HU	Hounsfield Units = Hounsfield-Einheiten
i.v.	intravenös
ID	Identifikationsnummer
IQ	Image quality = Bildqualität
IR	Iterative Rekonstruktion
kV	Kilovolt = elektrische Spannung
MDCT	Multidetektor-Computertomographie
MIP	Maximum Intensity Projection
MRA	Magnetresonanztomographie-Angiographie
MRT	Magnetresonanztomographie/Kernspintomographie
R.	Ramus (lat. Ast) = Ast einer Arterie
ROI	Region of interest = Auswertebereich im Bild
SAB	Subarachnoidalblutung
SAFIRE	Sinogram affirmed iterative reconstruction
SD	Standard deviation, Standardabweichung
SI	CT-Wert in HU
SNR	signal-to-noise ratio = Signal-zu-Rausch-Verhalten
Sv	Sievert = Äquivalentdosis ionisierender Strahlung
UKSH	Universitätsklinikum Schleswig-Holstein
WFNS	World Federation of Neurological Surgeons
$\sigma$	Bildpunktrauschen in Hounsfield Units

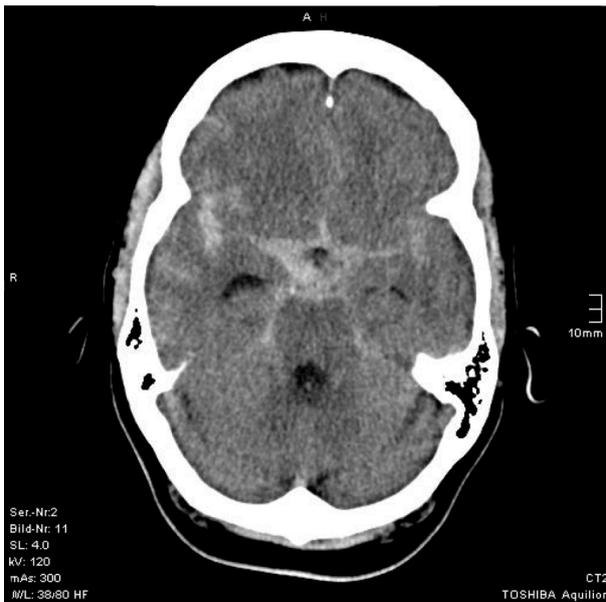
# 1 Einleitung

## 1.1 Die aneurysmatische Subarachnoidalblutung

Die nichttraumatische oder aneurysmatische Subarachnoidalblutung (SAB) ist ein schweres neurologisches Krankheitsbild mit einer jährlichen Inzidenz von 5,2 Fällen auf 100.000 Personen in Deutschland. In Finnland und Japan werden wesentlich höhere Raten (bis zu 22,5 Fälle auf 100.000 Personen) beschrieben (Ingall et al., 2000) (Inagawa, 2001).

Die Häufigkeit von zum Teil asymptomatischen intrakraniellen Aneurysmen wird mit etwa 2 % in der erwachsenen Bevölkerung angegeben (Rinkel et al., 1998), wobei bei 30% aller Aneurysmaträger multiple Aneurysmen vorliegen (Wanke et al., 2003).

Eine Subarachnoidalblutung entsteht durch Ruptur der aneurysmatisch veränderten Gefäßwand einer hirnersorgenden Arterie<sup>1</sup>.



**Abbildung 1: Akute Subarachnoidalblutung im Nativ-CCT**

Leitsymptom der akuten Subarachnoidalblutung (Abbildung 1) ist der plötzlich auftretende stärkste Kopfschmerz ("Vernichtungskopfschmerz").

Weitere Symptome sind bedingt durch die entstehende intrakranielle Drucksteigerung meist aufgrund einer Liquorzirkulationsstörung: Übelkeit, Erbrechen, Krampfanfälle und Bewusstseinsverlust bis hin zum Koma oder akuten Tod.

Darüber hinaus kann eine Nackensteifigkeit und Schmerz-

symptomatik im Sinne eines Meningismus aufgrund der Reizung der Hirnhäute durch Blutbestandteile entstehen.

Fokale neurologische Ausfälle können durch intrazerebrale Blutungen aus dem

<sup>1</sup> Aneurysmarupturen in extraduralen Abschnitten der hirnersorgenden Arterien führen nicht zu einer Subarachnoidalblutung – können aber dennoch eine Symptomatik hervorrufen.

Aneurysma oder dem lokalen raumfordernden Effekt (z.B. eine Okulomotoriusparese bei einem Aneurysma der A. carotis interna oder des R. communicans posterior) entstehen.

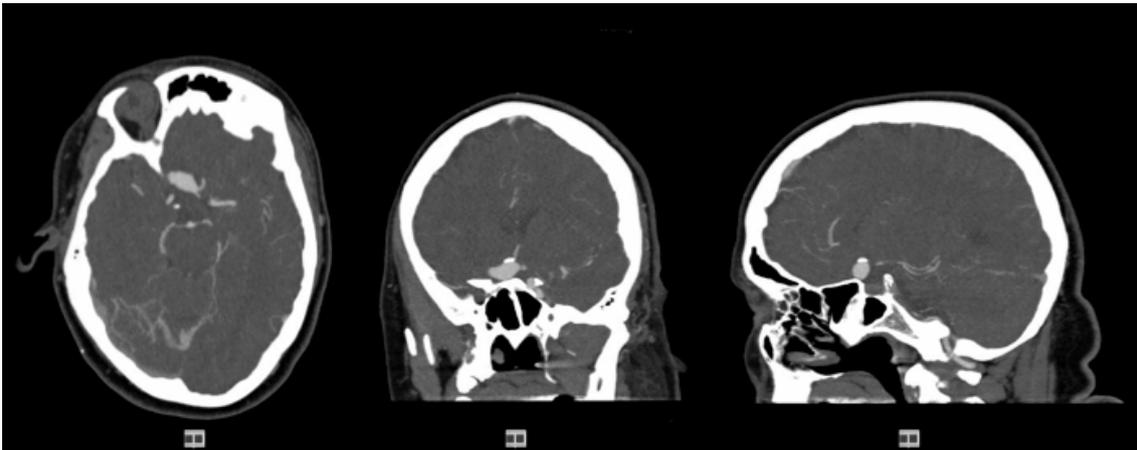
Die klinische Symptomatik wird entweder nach Hunt und Hess (Hunt and Hess, 1968) oder nach der Klassifikation der World Federation of Neurological Surgeons (WFNS) (Hunt et al., 1988) in fünf Stadien (I-V) (Tabelle 1) eingeteilt.

WFNS	HH	GCS	Klinik
I	I	15	asymptomatisch, leichte Cephalgien, leichter Meningismus
II	II	13-14	Hirnnervenbeteiligung, moderate bis schwere Cephalgien, Meningismus
III	III	13-14	leichtes fokal-neurologisches Defizit, Lethargie oder Verwirrung
IV	IV	7-12	Moderate bis schwere Hemiparese, Stupor (bis Koma), frühe Dezerebration
V	V	3-6	Tiefes Koma, Strecksynergismen, Dezerebration

**Tabelle 1: Stadieneinteilung der SAB**

## 1.2 Primäre Diagnostik

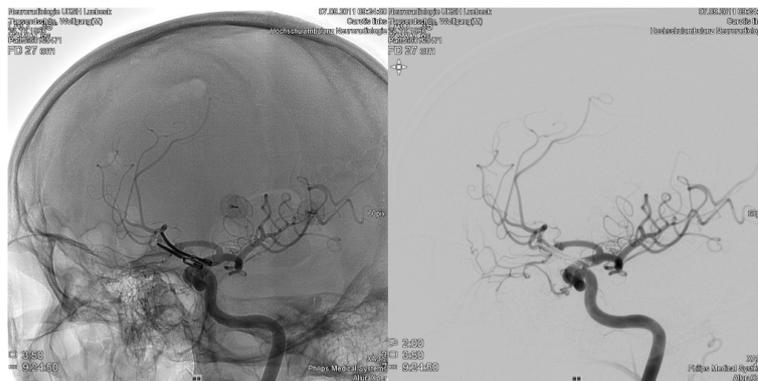
Diagnostik der Wahl bei dem Verdacht auf eine akute Subarachnoidalblutung ist die kranielle Computertomographie - heutzutage als Mehrschicht- oder Multidetektor Computertomographie (MDCT) (Agid et al., 2006). Die Computertomographie ist eine Standardmethode der nichtinvasiven Diagnostik und Therapieplanung bei intrakraniellen Aneurysmen. Sie bietet neben den Vorteilen einer flächendeckenden Verfügbarkeit und schnellen Durchführung die Möglichkeit einer dreidimensionalen Gefäßdarstellung durch die intravenöse Gabe eines Kontrastmittelbolus. Lokalisation und Morphologie der Aneurysmen werden durch die CT-Angiographie (CTA) zuverlässig erfasst. Es wird eine Sensitivität von 98%, eine Spezifität von 100%, ein positiver prädiktiver Wert von 100% und ein negativer prädiktiver Wert von 82,3% beschrieben (Agid et al., 2006). Aufgrund der anatomisch detailgetreuen dreidimensionalen Darstellung des Gefäßsystems (Abbildung 2) kann heutzutage die mit MDCT durchgeführte CTA in der präinterventionellen Therapieplanung eine entscheidende Rolle einnehmen.



**Abbildung 2: Aneurysma des Ramus communicans anterior in der CT-Angiographie**

Die digitale Subtraktionsangiographie ist ein invasives Verfahren, bei dem nach Punktion der A. femoralis oder A. brachialis in Seldinger-Technik zunächst ein röntgendichter flexibler Führungsdraht und darüber ein Katheter in den hirnversorgenden Gefäßen platziert werden.

Über diesen Katheter kann nach Rückzug des Führungsdrahtes durch Kontrastmitteldarstellung eine selektive Darstellung der hirnversorgenden Gefäße erfolgen.



**Abbildung 3: Digitale Subtraktionsangiographie nach Clipversorgung**

Hierbei ermöglicht die digitale Subtraktion (Abbildung 3) des nativen Bildes von dem kontrastierten Bild die selektive Darstellung der kontrastierten Arterien.

Über den Katheter kann mittels supraselektiver Sondierung der Gefäße auch eine interventionelle Behandlung erfolgen (1.3.2). Eine rein diagnostische DSA erfolgt in lokaler Betäubung, soweit es die Kooperation des Patienten erlaubt (ruhiges Liegen, Befolgen von Atemkommandos). Intrakranielle Interventionen finden in der Regel in Allgemeinanästhesie statt.

Die Gefäßdarstellung mittels Magnetresonanztomographie (MRA) spielt in der Akutdiagnostik trotz hoher Sensitivität nach stattgehabter Blutung eine untergeordnete Rolle.

Dieses liegt zum einen an der im Vergleich zur CT noch nicht flächendeckenden Verfügbarkeit.

Zum anderen an der längeren Untersuchungsdauer und dem erhöhten Aufwand, der zur Überwachung des (möglicherweise instabilen)



**Abbildung 4: Aneurysma des R. comm. anterior in der MR-Angiographie**

Patienten notwendig ist <sup>2</sup>. Weiterhin können bei bewusstseinsgestörten Patienten ohne Kenntnis der Vorerkrankungen Kontraindikationen für die MRT-Untersuchung (Herzschrittmacher, Metallimplantate) nicht sicher ausgeschlossen werden. Aneurysmen unter 3 mm Durchmesser können in der MRA nicht sicher detektiert werden. Hierbei ist die DSA überlegen (Adams et al., 2000).

Dagegen stellt die MRA in der Diagnostik und Therapieplanung zum Screening von inzidentiellen Aneurysmen (Abbildung 4) ein wertvolles diagnostisches Instrument dar (Horikoshi et al., 1994) (Atlas et al., 1997).

### 1.3 Therapie

Als Behandlungsmöglichkeiten stehen nach Diagnose einer aneurysmatischen Subarachnoidalblutung mehrere Verfahren zur Verfügung. Hier soll lediglich auf die Behandlung des rupturierten Aneurysmas selbst und nicht auf die Folgen der subarachnoidalen Blutung (intrakranielle Vasospasmen, Liquorzirkulationsstörungen) eingegangen werden.

Grundsätzlich kann zwischen den konkurrierenden, aber sich inzwischen auch ergänzenden Verfahren des operativen Verschlusses mittels Clipping und der interventionellen endovaskulären Embolisation mittels Coiling und/oder Stenting unterschieden werden. Ziel beider Verfahren ist es, das Nachblutungsrisiko zu minimieren. Die Entscheidung, welche Art der Therapie in Frage kommt richtet sich nach der Grösse und Gestalt des Aneurysmas sowie der weiteren Gefässanatomie mit Gefässabgängen und Kollateralen. Weitere Kriterien sind ein erhöhtes operatives Risiko z.B. aufgrund des Alters des Patienten (Sedat et al., 2002), ein erhöhtes Operationsrisiko aufgrund der Lokalisation des Aneurysmas, wie z.B. im vertebrobasilären System (Proust et al., 2005) oder bereits ausgedehnte Vasospasmen. Kriterien, die für eine operative Therapie sprechen, sind das Ausmass der subarachnoidalen und insbesondere intrazerebralen Blutung, da hier eine Entlastung der Raumforderung vorgenommen werden kann.

Eine Aneurysmaversorgung sollte jedoch nur in einem Zentrum vorgenommen werden, das sowohl von neuroradiologischer, als auch von neurochirurgischer Seite über die therapeutische Kompetenz, die technischen Voraussetzungen (3D-

---

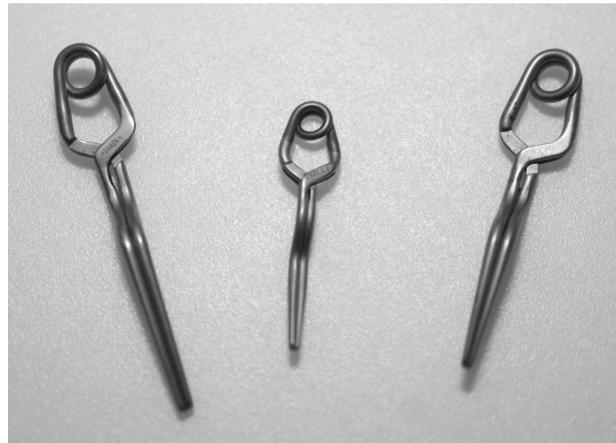
<sup>2</sup> Im Magnetfeld des MRT können nur spezielle kompatible Instrumente (Pulsoxymetrie, EKG, Beatmungsgeräte, Monitore) eingesetzt werden.

Angiographie, Mikrochirurgischer OP) als auch die logistischen Möglichkeiten (Intensivstation) verfügt. Eine enge Kooperation zwischen den Fachrichtungen ist elementar notwendig.

### 1.3.1 Clipping

Bei dem operativen Clipping (erstmalig durch Walter Dandy 1937) wird durch eine Kraniotomie eine mikrochirurgische Darstellung des Aneurysmas vorgenommen und der Aneurysmahals dann mittels eines Clips verschlossen.

Seither sind eine Vielzahl von technischen Neuerungen der Clipformen und –materialien (Abbildung 5) eingeführt worden. Heutzutage bestehen die Clips überwiegend aus Titan. Insbesondere durch die Verwendung eines OP-Mikroskops und die intraoperative Fluoreszenzangiographie sowie den mikrovaskulären Doppler ist eine



**Abbildung 5: Aneurysmaclips**

zunehmend sicherere Operation möglich. Nachteile können entstehen, wenn es zu einer Stenosierung des Trägergefäßes durch den Clip kommt oder wenn ein Aneurysmarest verbleibt, aus dem sich im Verlauf ein neues Aneurysma entwickeln kann.

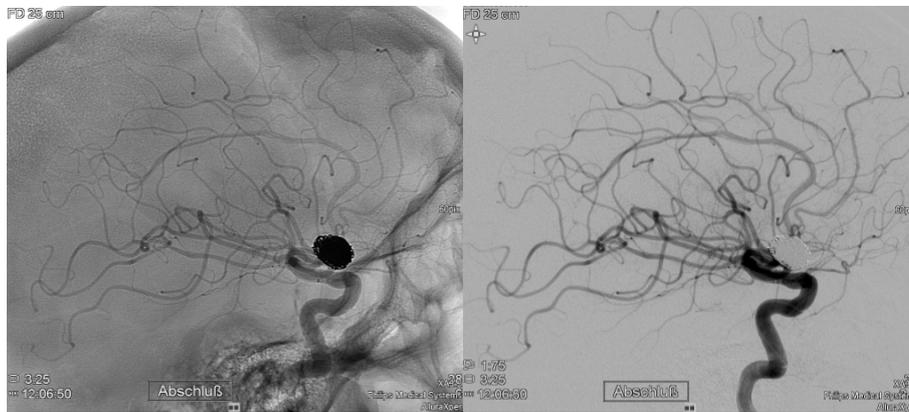
Die Risiken des Clipping werden nach Wiebers et al. (Wiebers 2003) mit der perioperativen Aneurysmaruptur (6 %), intrakranielle Nachblutung (4 %) und Schlaganfall (11 %) angegeben. Die Gesamtmorbidität und –mortalität wird in dieser Studie mit 7 – 13 % nach 30 Tagen und 6 – 12 % nach einem Jahr angegeben.

### 1.3.2 Coiling

Bei der interventionellen Behandlung durch Coiling wird der Aneurysmasack endovaskulär mittels ablösbarer Platinspiralen ausgefüllt, was erstmalig durch Guglielmi (Guglielmi et al., 1991) ausgeführt wurde.

In Abhängigkeit von der Aneurysmageometrie kann eine Kombination mit einem Stent im Trägergefäß erforderlich sein.

Die Packdichte der Coils kann anhand der Aneurysmagröße und der verwendeten Coilkonfiguration und -länge berechnet werden. Auch im Bereich der endovaskulären Therapie gibt es eine Reihe von technischen Verbesserungen, wie zum Beispiel 3D- oder Soft-Coils, sowie Remodeling-Techniken und Stentformen.



**Abbildung 6: Coilversorgung eines Aneurysmas des R. communicans anterior**

Als behandlungsbedingte Risiken des Coilings werden nach Dovey (Dovey et al., 2001) die Aneurysmaperforation mit 2,1 - 8%, Thrombembolien (1,6 - 6,5%), Verschluss des Trägergefäßes (3,2 - 5 %), die Dislokation von Spiralen mit nachfolgenden Gefäßverschluss (1,1 - 1,3 %) angegeben. Murayama stellt in seiner Studie von 2003 eine geringere Risikorate vor. Die Gesamtmorbiditätsrate wird mit 9,4% abgegeben (Murayama et al., 2003).

In der zuvor vorgestellten Studie von Wiebers et al. (Wiebers 2003) wird die Gesamtmorbidität und –mortalität in der endovaskulär behandelten Gruppe mit 3 – 9 % nach 30 Tagen und mit 8 – 9 % nach einem Jahr angegeben.

Damit erreichen beide Behandlungsverfahren ein vergleichbares Risikoprofil und einen gleichwertigen Stellenwert für die jeweils geeignete Patientengruppe.

## 1.4 Nachsorge

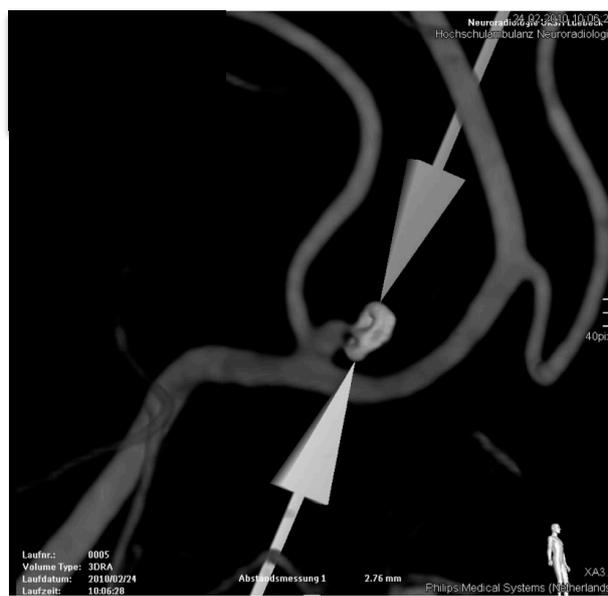
Bei allen Behandlungsverfahren besteht das Risiko, dass sich sowohl im Bereich des versorgten Aneurysmas als auch an anderer Lokalisation ein Rezidiv- oder sogenanntes De-Novo-Aneurysma bilden kann und damit eine erneute Subarachnoidalblutung auftreten kann. Das Risiko für diese Rezidivblutungen wurde insbesondere im Rahmen der ISAT-Studie 2002/2009 (Molyneux et al., 2002; 2009) untersucht. Hierbei wurden Patienten nach Subarachnoidalblutungen zwischen 6 und 14 Jahren nach initialem Blutungsereignis nachbeobachtet.

Zusammengefasst besteht bei Patienten, die mittels Coiling versorgt wurden, eine höhere Nachblutungsrate aus dem bereits versorgten Aneurysma als aus einem weiteren oder De-Novo-Aneurysma. Grund hierfür scheinen überwiegend unvollständig ausgefüllte Aneurysmen zu sein. Bei den Clip-versorgten Patienten ist das Nachblutungsrisiko, beziehungsweise die 5-Jahres-Mortalität nach der ISAT-Studie signifikant niedriger als bei den mit dem Coiling-Verfahren versorgten Patienten. Dennoch treten auch in dieser Gruppe Nachblutungen aus den versorgten

Aneurysmen, aus neu entstandenen Aneurysmen und bei Grössenzunahme bekannter unversorgter Aneurysmen auf. Alle Nachblutungen aus versorgten Aneurysmen fanden in einem Zeitraum bis fünf Jahren nach dem initialen Blutungsereignis statt. Dagegen traten die Blutungen aus Zweit- oder De-Novo-Aneurysmen im Zeitraum zwischen vier und sieben Jahren auf.

Diese Daten und Erfahrungen machen deutlich, dass eine standardisierte Nachsorge mindestens in Zeiträumen von fünf bis sieben Jahren, sowohl nach operativer als auch endovaskulärer Versorgung notwendig ist.

Benötigt wird dazu ein diagnostisches Instrument, welches eine hohe Sensitivität und Spezifität nicht nur in der Darstellung von neu entstandenen oder an Grösse



**Abbildung 7: Verdichtung von Coils im Aneurysmafundus eines Rezidivaneurysmas der ACA**

zugenommenen Aneurysmen bietet, sondern auch im Bereich des versorgten Aneurysmas eine Aussage über eine Rekanalisierung geben kann.

Folgende diagnostische Möglichkeiten mit ihren Vor- und Nachteilen sind zu erörtern.

#### **1.4.1 Digitale Subtraktionsangiographie**

Die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) ist heute die Methode der Wahl zur Beurteilung des primären Behandlungsergebnisses und zur Verlaufskontrolle nach interventioneller oder operativer Versorgung von intrakraniellen Aneurysmen. Einige Autoren empfahlen mindestens zwei Nachuntersuchungen innerhalb eines Jahres nach Versorgung (Cognard et al., 1999). Die Untersuchung erfolgt in der Regel in Lokalanästhesie.

Risiken im Rahmen der Katheterangiographie: Die Risiken eines reversiblen neurologischen Defizites werden mit bis zu 1% angegeben, die eines permanenten Defizites mit 0,5% (Heiserman et al., 1994) bzw. 0,4% (Leffers and Wagner, 2000). Trotz des relativ niedrigen Risikos, dauerhafte zerebrale Komplikationen zu verursachen, bleibt die DSA eine invasive, zeit- und kostenaufwendige und nicht zuletzt eine für die Patienten belastende Methode (Cloft et al., 1999). Aufgrund der Invasivität kann diese Untersuchung nicht bei allen Patienten ambulant durchgeführt werden.

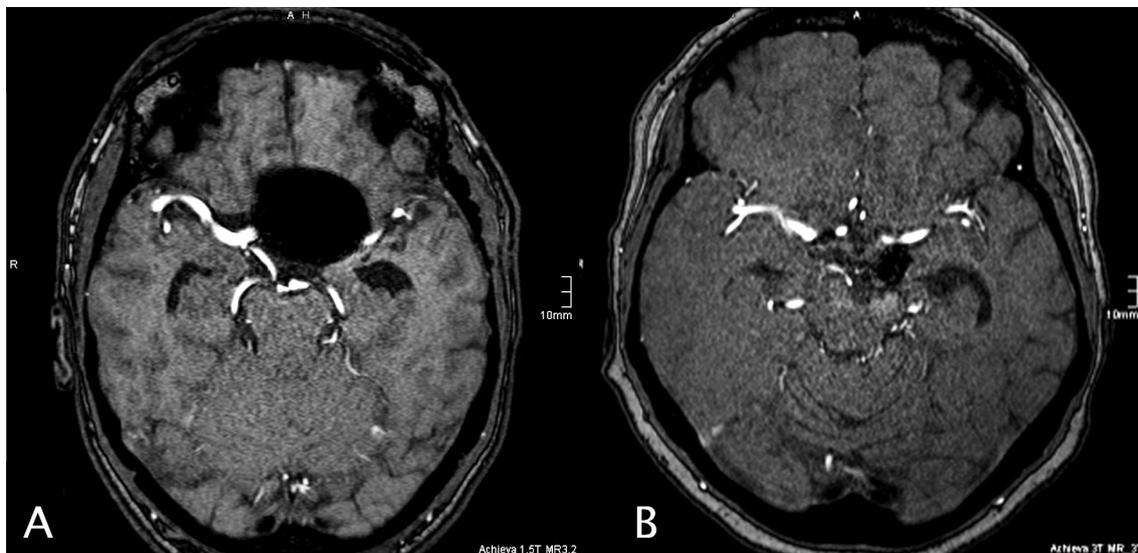
Es ist daher erstrebenswert, die nach interventioneller Aneurysmaversorgung notwendigen invasiven Verlaufuntersuchungen durch nichtinvasive Alternativen in jeweils durch den Therapeuten festgelegten Abständen zu ersetzen.

#### **1.4.2 Magnetresonanztomographie**

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist eine nichtinvasive Möglichkeit, die im Gegensatz zu CT und DSA ohne ionisierende Strahlung durchgeführt werden kann. Allerdings zeigen sich hier insbesondere im Bereich von vielen eingebrachten Metallimplantaten Artefakte. Diese kommen durch geometrische Verzerrungen und Signalauslöschungen oder –verstärkungen des Magnetfeldes in der Umgebung des Metallobjekts zustande.

Nach der Versorgung von Aneurysmen mittels Coils bietet die Magnetresonanztomographie eine gute Beurteilbarkeit (Urbach et al., 2008). Die MRA wird bei guter Korrelation mit der postinterventionell erstellten DSA als

Nachsorgediagnostik der Wahl bei coilversorgten Aneurysmen aufgrund der fehlenden Invasivität und Belastung durch ionisierende Strahlen eingesetzt (Wallace, Karis, Partovi and Fiorella, 2007a).



**Abbildung 8: Auslöschungsartefakte in der TOF-MRA bei clipversorgtem Aneurysma (A) und coilversorgtem Aneurysma (B)**

Bei der Gruppe der Clip- oder Stentversorgten Aneurysmen (Abbildung 8) ist die MRT-Bildgebung durch Signalauslöschung allerdings deutlich beeinträchtigt (Gönner et al., 2002) (Costalat et al., 2006). Für die Patienten, bei denen ein Aneurysma stentgeschützt gecilt oder ein oder mehrere Aneurysmen geclippt wurden, bietet dieses Verfahren durch die Artefakte daher eine eingeschränkte Beurteilbarkeit insbesondere in den Gefäßabschnitten direkt um das versorgte Aneurysma und kann eine residuelle Aneurysmaperfusion eventuell nicht detektieren (Wallace, Karis, Partovi and Fiorella, 2007b).

Ebenfalls können Patienten mit Kontraindikationen, wie z.B. Herzschrittmacher oder relativen Kontraindikationen, wie z.B. Klaustrophobie und Adipositas nicht oder zumindest nicht ohne zusätzliche Massnahmen, wie z.B. Sedierung untersucht werden.

Die MR-Angiographie ist zur Zeit die angewandte nicht-invasive Methode der Wahl zur langfristigen Verlaufskontrolle.

### **1.4.3 Computertomographie**

Die Computertomographie ist eine weitere nicht-invasive Methode zur Nachsorge bei Patienten, bei denen ein intrakranielles Aneurysma versorgt wurde.

In der postinterventionellen bzw. –operativen Diagnostik ist die Bildqualität in der MDCT durch die im Rahmen der Therapie eingebrachten metallischen Materialien reduziert (van der Schaaf, van Leeuwen, et al., 2006).

Die Artefakte, die naturgemäss in der unmittelbaren Umgebung der eingebrachten Fremdmaterialien am ausgeprägtesten sind, erschweren eine zuverlässige Beurteilung der therapierten Gefässabschnitte sowie der umgebenden Strukturen oder machen sie gänzlich unmöglich (van der Schaaf, Velthuis, et al., 2006).

Daher wird die CT-Angiographie derzeit nicht als Methode der Wahl in der Verlaufskontrolle dieser Patientengruppe angewendet.

## 1.5 Technik der Computertomographie

Das Prinzip der Computertomographie besteht darin, die Intensität der ionisierenden Strahlung nach Durchdringung des Messobjekts zu erfassen. Die Strahlung wird durch die inhomogenen Eigenschaften des Objekts (z.B. eines menschlichen Schädels) in unterschiedlicher Intensität geschwächt, das heisst, es kommt zu einem nicht-linearen Intensitätsprofil, das von den Detektoren erfasst wird und nun in ein Bild umgerechnet werden muss. Das Intensitätsprofil wird dazu nach Logarithmisierung des Verhältnisses der ungeschwächten Intensität im Randbereich und der durch das Messobjekt geschwächten Intensität in ein Schwächungsprofil umgerechnet. Bei Messungen aus mehreren Winkeln entsteht somit eine Bildmatrix in der für jeden Bildpunkt ein Schwächungskoeffizient berechnet werden muss. Ursprünglich erfolgte dieses mithilfe der algebraischen Rekonstruktionstechnik (ART), bei der die Bildberechnung **iterativ**, das heisst in mehreren wiederholten Rechenschritten durchgeführt wurde. Die höheren Datenmengen führten allerdings zu hohen Rechenzeiten und zum Verlassen dieses Prinzips (Kalender, 2006). Bei einer Spiral-CT wird die Strahlung und Detektion aus einem Projektionswinkel von  $360^\circ$  eingesetzt. Das bedeutet, dass eine komplette zweidimensionale Messung der x- und y-Achse durchgeführt wird. Die dritte Raumebene der z-Achse wird durch den Vorschub des Untersuchungstisches erfasst.

Metallartefakte (wie z.B. bei Clips oder Coils) entstehen durch Absorption von niederenergetischen Strahlen und Ablenkung von Photonen, die sich in typischen „schwarzen“ (niedrige HU bei fehlender Detektion von Photonen) oder „weissen“ (hohe HU bei abgelenkten hochenergetischen Strahlen) Streifen um das Metallimplantat zeigen. Die Rotation trägt zu den sogenannten Windmühlenartefakten bei (Abbildung 9).



Abbildung 9: Windmühlenartefakte im CT

### 1.5.1 Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion

Bei einer einfachen Rückprojektion wird der Schwächungskoeffizient aus jedem Projektionswinkel in dem Bildspeicher addiert. Hierdurch kommt es jedoch zu einer Unschärfe des entstehenden Bildes.

Vermieden wird dies durch eine mathematische Faltung des Profils jeder Projektion. Es wird das Prinzip einer Hochpassfilterung eingesetzt, bei der an den Objektkanten mit einem positiven Ausschlag im Schwächungsprofil ein negativer Ausschlag hinzugefügt wird. Diese Filterung kann in verschiedenen Stärken eingesetzt werden. Ein starker Filter erhöht die Ortsauflösung – erhöht allerdings auch das Bildpunktrauschen ( $\sigma$ = Standardabweichung der HU-Mittelwerte eines homogenen Bildausschnittes (ROI)) und bewirkt damit eine verringerte Erkennbarkeit von Niedrigkontraststrukturen. (Kalender, 2006)

Ein Nachteil der gefilterten Rückprojektion ist die Tatsache, dass die Messung jedes Detektors gleich gewichtet wird. Das bedeutet zwar, dass Daten exakt erhoben werden – in der Praxis der Darstellung von Metallimplantaten werden allerdings auch die verursachten Artefakte entsprechend verstärkt dargestellt.

### 1.5.2 Iterative Rekonstruktion

Die in 1.5.1 beschriebene Standardrekonstruktion mittels gefilterter Rückprojektion hat den Nachteil, dass die Metallartefakte durch die gleich gewichtete Detektion die Bildqualität insbesondere in der Nähe von Metallimplantaten (wie z.B. Clips und Coils) einschränkt. Es wurden daher andere Methoden der Rekonstruktion entwickelt (Fleischmann et al., 2011).

Die „**Sinogram affirmed iterative reconstruction**“ (SAFIRE) ist das in dieser Studie verwendete iterative Rekonstruktionsverfahren. Hierbei wird während des Rekonstruktionsprozesses das lokale Bildrauschen eines jeden rekonstruierten Pixels mit den diesen Pixel ergebenden Rohdaten (Sinogram) mithilfe eines statistischen Algorithmus verglichen. Dazu wird angenommen, dass die Varianz, mit der Photonen auf diesen Detektor eintreffen, sich nur in einem gewissen Umfang von den benachbarten Pixeln unterscheiden kann. Bei dem Durchdringen von Metall und in dessen Nachbarschaft durch die entstehende Ablenkung unterscheidet sich diese Varianz über das statistische Mittel hinaus. Es besteht damit eine höhere Wahrscheinlichkeit, dass der HU-Wert eines solchen „abweichenden“ Pixels einem

Artefakt entspricht, als einer anatomischen Struktur. Diese Informationen werden verrechnet und ergeben mit jedem Durchgang (Iteration) eine Reduktion der Pixelvarianz. Wenige Iterationen sind notwendig, um eine Bildanalyse zu erstellen. Es lassen sich fünf Presets (im Folgenden: IR Stärke 1-5) einstellen. (Winklehner et al., 2011) Die Rechenzeit der Rekonstruktion unterscheidet sich von der Standardrekonstruktion der gefilterten Rückprojektion um 50% (IR ca. 10 Bilder/Sekunde versus FBP 15 Bilder/Sekunde) (Marin et al., 2010).

## 1.6 Zielsetzung der Studie

Das Ziel der dieser Dissertation zugrunde liegenden Studie ist eine Machbarkeitsprüfung:

Es soll geprüft werden, ob die iterative Rekonstruktion, für die in anderen Körperregionen bereits ein positiver Effekt hinsichtlich der Metallartefaktreduktion festgestellt worden ist auch geeignet ist, die in der CT-Angiographie der hirnersorgenden Gefäße entstehenden Artefakte und/oder die mit der Untersuchung verbundene Strahlendosis zu reduzieren.

Dazu wird bei Patienten nach Behandlung von intrakraniellen Aneurysmen das Ausmaß der Metallartefaktbildung bei der Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion gegenüber der iterativen Rekonstruktion verglichen.

Die nachträgliche Rekonstruktion ein und derselben Untersuchung mit zwei verschiedenen Algorithmen erlaubt die maximale intraindividuelle Vergleichbarkeit dieser Algorithmen, ohne den Patienten Mehrfachuntersuchungen auszusetzen.

Die **iterative Rekonstruktion** hat bereits in zahlreichen Studien an verschiedenen Körperregionen eine Verbesserung der Bildqualität bei möglicher Reduktion der Strahlendosis gezeigt (Boas et al., 2011), (Winklehner et al., 2011) (Pontana et al., 2011) (Mitsumori et al., 2012) (Han et al., 2012). An intrakraniellen Metallimplantaten wie Clips, Coils oder Stents wurde dieses Verfahren bislang nicht überprüft. Es wird das im klinischen Alltag angewandte und kommerziell angebotene SAFIRE-Rekonstruktionsverfahren verwendet.

Daher sollen folgende Fragen beantwortet werden:

- Können mithilfe der iterativen Rekonstruktion die Artefakte, die durch intrakranielle Clips, Coils und Stents verursacht werden, reduziert werden?
- Kann mithilfe der iterativen Rekonstruktion die diagnostische Bildqualität zur Beurteilung der aneurysmanahen Gefäßabschnitte verbessert werden?
- Kann mithilfe der iterativen Rekonstruktion eine diagnostisch verwertbare CT-Angiographie bei intrakraniellen Metallimplantaten auch ohne Erhöhung der Röhrenspannung durchgeführt werden?

## **2 Patienten und Methoden**

### **2.1 Untersuchungsdesign**

Es handelt sich um eine diagnostische Prüfung zweier Rekonstruktionsverfahren nach Durchführung einer standardisierten CT-Angiographie. Hierbei wird pro Patient lediglich ein einziger, klinisch indizierter CTA-Datensatz erhoben und mittels zweier mathematischer Rekonstruktionstechniken verarbeitet. Es handelt sich bei der CTA-Untersuchung um eine geplante Routinekontrolle im Rahmen der Nachsorge. Die Patienteninformation und Einwilligungserklärung ist im Anhang (Seite I) aufgeführt. Ein positives Votum der Ethikkommissionssitzung vom 27.09.2012 lag vor. Der entsprechende Bescheid ist ebenfalls im Anhang (Seite IV) beigefügt.

#### **2.1.1 Einschlusskriterien**

Patienten mit operativ (Clip) oder endovaskulär (Coil +/- Stent) versorgten intrakraniellen Aneurysmen, die sich in der Nachsorge durch die Klinik für Neurochirurgie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein (UKSH), Campus Lübeck und das Institut für Neuroradiologie der Universität zu Lübeck befinden. Eine eigenständige mündliche und schriftliche Einwilligungserklärung muss gegeben sein.

#### **2.1.2 Ausschlusskriterien**

Ausschlusskriterien für die Teilnahme an der Studienuntersuchung sind allgemeine Kontraindikationen für eine CT-Untersuchung mit intravenösem Kontrastmittel:

- i.v.-Kontrastmittelallergie
- Niereninsuffizienz
- Hyperthyreose
- Mögliche oder gesicherte Schwangerschaft
- Metformintherapie
- Fehlende Einwilligungsfähigkeit (gesetzliche Betreuung)

### **2.2 Patientenkollektiv**

Das in dieser Studie untersuchte Kollektiv setzt sich aus Patienten zusammen, bei denen zwischen Januar 2009 und September 2011 im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck, ein intrakranielles Aneurysma behandelt

wurde. Aus dieser Gruppe von 127 Patienten (Clipping n = 45, Coiling +/- Stent n = 82) fielen Patienten, die bereits - zum Teil aufgrund der Grunderkrankung der Subarachnoidalblutung - verstorben sind (n = 10), die eine Nachsorge an anderen Kliniken durchführen lassen (n = 6) oder sich einer Nachsorge entziehen (n = 29), heraus. Gleichermassen nicht eingeschlossen wurden Patienten, die aufgrund der Morbidität in einem Zustand waren, der eine eigenständige Einwilligung in eine wissenschaftliche Studie nicht zuließ (n = 40). Dadurch ist auch eine Unterrepräsentation der Stadien III bis V nach Hunt und Hess (siehe Tabelle 1) bedingt.

Für diese Patienten wurde ebenso eine Nachsorge nach dem diagnostischen Algorithmus durchgeführt, allerdings ohne Einschluss in diese Studie.

n	weiblich	männlich	Durchschnittsalter	Altersspanne
14	13	1	51	30 - 82

**Tabelle 2: Demographische Daten**

Von dem verbleibenden, 42 Patienten umfassenden Kollektiv nahmen 14 Patienten nach Prüfung der Einschluss- und Ausschlusskriterien im geplanten Untersuchungsintervall an der Studie teil. Von 25 Patienten erhielten wir keine Rückmeldung, 3 Patienten lehnten die Teilnahme an der Studie ab.

Die demographischen Daten sind in Tabelle 2 aufgeführt.

Von den 14 Patienten waren bei acht Patienten ein oder mehrere intrakranielle Aneurysmen mittels Clip versorgt worden. Ein Patient war ausschliesslich mittels Coiling versorgt worden. Bei drei Patienten war das Aneurysma stentgeschützt gecoilt und bei zwei Patienten war sowohl ein Coiling, als auch ein Clipping<sup>3</sup> durchgeführt worden.

Bei vier Patienten lag ein so genanntes inzidentielles Aneurysma vor, das heisst, das Aneurysma wurde nicht durch eine Subarachnoidalblutung symptomatisch, sondern wurde im Rahmen einer Diagnostik entdeckt.

<sup>3</sup> Patient (ID 1) erlitt eine Rezidivblutung aus einem vor 15 Jahren clipversorgten Aneurysma der A. communicans posterior und wurde dann mittels Coiling versorgt. Patient (ID 9) wurde im Rahmen der Erstversorgung nach SAB aus Aneurysma der A. pericallosa mittels Coiling versorgt. Bei Grössenzunahme des Aneurysmas erfolgte elektiv eine operative Ausschaltung mittels Clip.

Die Gruppe der operativ versorgten Patienten ist in Tabelle 3 dargestellt.

ID	Lokalisation	Volumen (mm <sup>3</sup> )	Clipanzahl	Yasargil-Clip-Nr.
2	ACM	33,51	1	722
3	ACA	23,56	1	712
5	ACM	113,1	2	742, 752
6	BA	33,51	1	727
7	ACM	523,6	5	710, 2x 722, 2x 742
8	ACM	636,17	4	710, 722, 759
9	ACA	4,19	1	711
13	ACM	490,09	1	780,782

**Tabelle 3: Clip-versorgte Patienten**

Die Gruppe der endovaskulär versorgten Patienten ist gesondert in Tabelle 4 dargestellt.

ID	Lokalisation	Volumen (mm <sup>3</sup> )	Coil-anzahl	Coillänge (cm)	Coil-Art	Stent-Art	Stentlänge (mm)
1	ACoMP	12,57	6	32	Micrus 11x		
4	BA	696,91	16	114,8	Micrus/5x GDC	Leo+	2,5 x 12mm
9	ACA	4,19	1	1	GDC		
10	ACI	11,78	4	17	1x Micrus/3x GDC	Precise Carotisstent <sup>4</sup>	7 x 40 mm
12	ACoMA	1518,44	10	177,2	Micrus		
14	ACI	65,45	5	25,5	Micrus	Neuroform	4,5 x 20mm

**Tabelle 4: Coil- und Stentversorgte Patienten**

## 2.3 Untersuchungsablauf

Die Patienten wurden mündlich und schriftlich über Art und Umfang der CT-Untersuchung aufgeklärt. Eine schriftliche Einwilligung lag in allen Fällen vor. Die Laborparameter der Nieren- und Schilddrüsenfunktion (Kreatinin, TSH) wurden überprüft. Eine mögliche Schwangerschaft wurde durch Befragung ausgeschlossen. Ein venöser Zugang (18 G) wurde in die Ellenbeuge gelegt. Eine steuerbare Applikationseinheit für den Kontrastmittelbolus wurde angeschlossen. Die Patienten wurden mit dem Kopf voran in den Scanner gelagert.

<sup>4</sup> Stentversorgung der ACI bei iatrogenen Wanddissektionen.

## **2.4 Untersuchungsverfahren**

Die Untersuchungen wurden mit einem 64-Zeilen Multidetektor-Computertomographen (Somatom Definition AS+, Siemens AG Medical Solutions, Germany) durchgeführt.

Es wurde jodhaltiges Kontrastmittel (Xenetix 300, Iobitriol, Jodgehalt 300 mg/ml, Guerbet GmbH, Sulzbach, Germany) verwendet. Die Applikation des Kontrastmittels erfolgte mit einer automatisierten Spritze (Ulrich Inject, CT motion<sup>TM</sup>, Ulrich Medical). Für die CT-Angiographie wurde ein Protokoll mit den in 2.4.1 aufgeführten Parametern erstellt.

### **2.4.1 CT-Angiographie**

Nach einer Übersicht/Scout wurde ein SureStart im Bereich des Aortenbogens bei 150 HU gesetzt. Über den venösen Zugang in der Ellenbeuge wurden 60 ml jodhaltiges Kontrastmittel mit einer Flussgeschwindigkeit von 5 ml/s appliziert. Anschliessend 50 ml einer Kochsalzlösung. Mit fünf Sekunden Verzögerung nach der Kontrastmittelanflutung (SureStart) wurde ein Spiral-CT-Datensatz mit einer Schichtdicke von 1 mm in caudocranialer Richtung aquiriert. Die Röhrenspannung betrug 80 kV, die Röhrenstromstärke betrug 120 mAs.

### **2.4.2 Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion**

Die Rekonstruktion mit der gefilterten Rückprojektion erfolgte automatisiert durch die Software des Somatom Definition AS+ der Firma Siemens. Es bestand keine Möglichkeit zur Veränderung der Parameter.

### **2.4.3 Rekonstruktion mit der iterativen Rekonstruktion**

Die iterative Rekonstruktion erfolgte mit dem SAFIRE-Modul für den Somatom Definition AS+ der Firma Siemens. Es standen insgesamt fünf Presets der Iteration zur Verfügung. Die Rohdaten wurden in den Stufen 1 (IR 1), 3 (IR 3) und 5 (IR 5) verarbeitet. Dabei lagen bei Stärke 5 die meisten Iterationsvorgänge zu Grunde.

## 2.5 Datenauswertung

Die Auswertung der Daten erfolgte nach Versendung der oben beschriebenen rekonstruierten CT-Datensätze an die IMPAX-Konsole (IMPAX EE R20 IX CP2 1.1.0.1, Firma Agfa HealthCare N.V, Mortsel, Belgien)

### 2.5.1 Signal-Rausch-Verhältnis (SNR)

Das Signal-Rausch-Verhältnis beschreibt den Quotienten des CT-Wertunterschiedes an einem definierten Bereich des Bildes und der Höhe des Bildpunktrauschens. Die CT-Wertskala wurde für jedes CT-Gerät über Phantommessungen und Konstanzprüfungen über die beiden Fixpunkte (Luft = -1000 HU und Wasser = 0 HU) festgelegt.

In dieser Untersuchung wurde als definierter Bereich die kontrastmittelverstärkte A.carotis interna als  $SI_{carotis}$  festgelegt. Das Bildpunkt- oder Pixelrauschen  $\sigma_{background}$  wurde in einem „Luftschnitt“ vor dem linken Augapfel des Patienten ermittelt. Daraus ergibt sich die folgende Formel:

$$\frac{SI_{carotis}}{\sigma_{background}}$$

### 2.5.2 Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR)

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis beschreibt die Ortsauflösung bei niedrigem Kontrast. Im Vergleich zu dem in 2.5.1 beschriebenen Signal-Rausch-Verhältnis wurde hier durch Subtraktion eines nicht-kontrastmittelverstärkten Bereiches (Glaskörper des rechten Auges) von dem bereits oben genannten kontrastmittelverstärkten Bereich (A.carotis) der kontrastabhängige Auflösungswert ermittelt. Die dafür eingesetzte Formel lautet:

$$\frac{SI_{carotis} - SI_{eye}}{\sigma_{background}}$$

### 2.5.3 Artefaktfläche (artifact area)

Die Fläche der durch die eingebrachten Metallimplantate entstehenden Artefakte wurde an der IMPAX-Konsole mit dem zur Verfügung stehenden Freihandzeichentool zur Berechnung der Fläche (Region-of-Interest=ROI) ermittelt.

Hierzu wurden in identischer Schichtebene bei allen vier Rekonstruktionsverfahren (FBP, IR1, IR3, IR5) die Fensterwerte wie folgt eingestellt:

Zunächst erfolgte zur Beurteilung der Absorptionsartefakte/Auslöschungsartefakte (siehe 1.5), welche sich hypodens/„schwarz“ darstellen eine Einstellung der Fensterwerte auf  $W = -200 / L = 0$  (Abbildung 10 Bild B).

Zu Beurteilung der abgelenkten hochenergetischen Strahlen wurde eine Einstellung der Fensterwerte auf  $W = 2000 / L = 0$  gewählt (Abbildung 10 Bild C). Diese Fensterwerte wurden bei der Auswertung aller Untersuchungen eingesetzt, um neben einem intraindividuellen auch einen interindividuellen Vergleich zu ermöglichen.

In diesen Darstellungen wurden alle in der Schichtebene abgrenzbaren Artefakte mit dem Freihandtool umfahren und die errechneten Flächen addiert. Das Einzeichnen erfolgte durch den gleichen Untersucher.



**Abbildung 10:** A – diagnostische Fensterung; B – Auslöschungsartefakte; C – Ablenkungsartefakte

#### 2.5.4 Bildqualität (IQ)

Die diagnostische Bildqualität wurde an den vier verschiedenen Rekonstruktionsverfahren (FBP, IR Stärke 1, 3 und 5) in axialen 2D-Schichten in MIP („Maximum Intensity Projection“) und in multiplanarer Reformatierung (MPR) von zwei erfahrenen Untersuchern im Konsensus an der IMPAX-Konsole ausgewertet.

Hierbei wurde das Trägergefäß des versorgten Aneurysma in allen Raumebenen freiprojiziert. Es wird die Ortsauflösung des Gefäßlumens und die artefaktbedingte Einengung des Gefäßlumens (artificial luminal narrowing = ALN) in fünf Kategorien beurteilt (Tabelle 5):

1	Stärkstens artefaktbehaftete Abbildung des Gefässes	Die Gefässkonturen sind nicht abgrenzbar oder doppelt abgebildet Das Gefässlumen ist nicht als perfundiert darstellbar.
2	Höhergradig artefaktbehaftete Abbildung des Gefässes:	Die Gefässkonturen sind unscharf abgrenzbar Das Gefässlumen ist als perfundiert darstellbar, allerdings deutlich durch Artefakte eingeengt.
3	Mässig artefaktbehaftete Abbildung des Gefässes	Die Gefässkonturen sind unscharf abgrenzbar Das Gefässlumen ist abgrenzbar, allerdings mässig durch Artefakte eingeengt
4	Leicht artefaktbehaftete Abbildung des Gefässes	Die Gefässkonturen sind leicht unscharf abgrenzbar Das Gefässlumen ist ohne artefaktbedingte Einengung
5	Artefaktfreie Abbildung des Gefässes	Die Gefässkonturen sind scharf abgegrenzt Das Gefässlumen ist scharf begrenzt und nicht durch Artefakte eingeengt

**Tabelle 5: Bildqualität (iQ)**

### 2.5.5 Länge der beeinträchtigten Gefässsegmente (LIVS)

Im gleichen Projektionsverfahren wie unter 2.5.4 beschrieben, wurde an der IMPAX-Konsole das durch das Metallimplantat (Clip, Coil oder Stent) in seiner Beurteilung beeinträchtigte Gefässsegment in der Flussrichtung ausgemessen. Die Länge in mm wurde zwischen den verschiedenen Rekonstruktionsverfahren verglichen.

## 2.6 Statistische Methoden

Die Ergebnisse des intraindividuellen Vergleiches wurden mit dem Zwei-Stichproben t-Test für verbundene Stichproben ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p=0,05$  festgelegt.

## 3 Ergebnisse

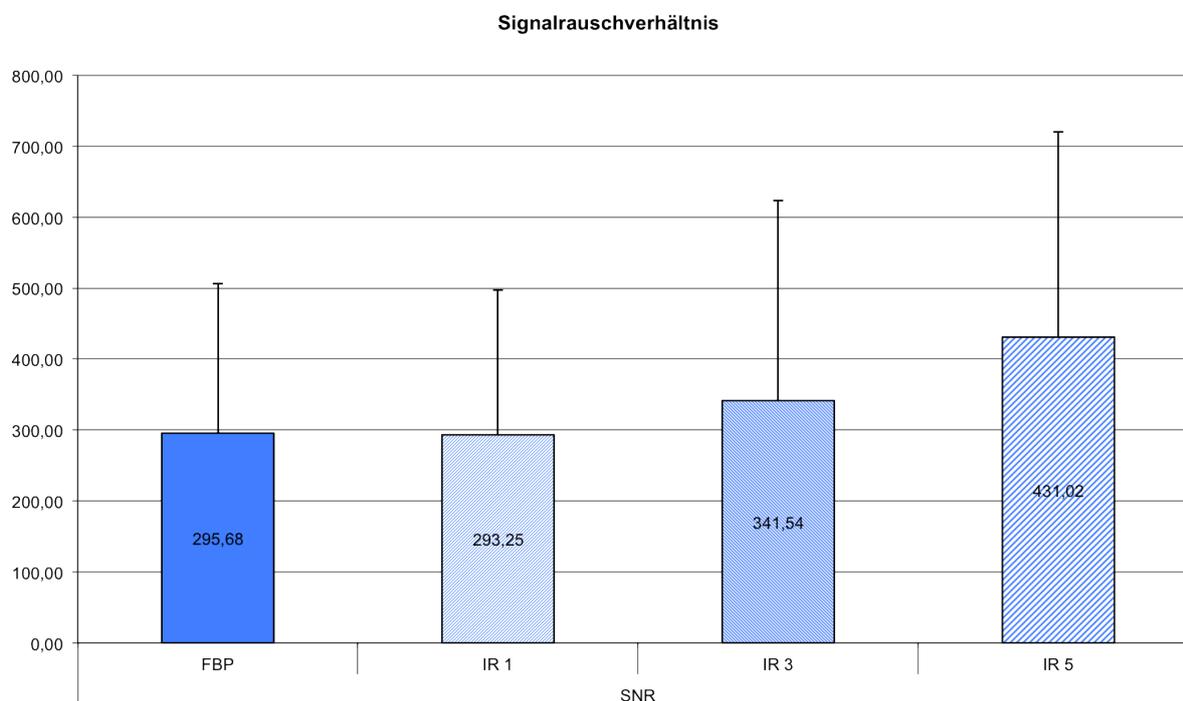
### 3.1.1 Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR)

Die Ergebnisse des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses zeigen einen klaren Trend der Steigerung des Verhältnisses durch die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen.

Hierbei ergibt sich bei dem Preset mit den meisten Iterationsvorgängen (IR5) eine Steigerung von 45,77% im Vergleich mit der gefilterten Rückprojektion (FBP). Das Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  im Zwei-Stichproben t-Test wird mit  $p = 0,05997$  allerdings nicht ganz erreicht. Bei dem Preset IR3 ergibt sich eine 15,51%ige Erhöhung ( $p = 0,4532$ ) des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses. Im Preset mit den wenigsten Iterationsvorgängen (IR1) wird ein geringeres Signal-zu-Rausch-Verhältnis (0,82%) im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion erreicht.

In der Abbildung 11 werden die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen aller Untersuchungen nach Unterteilung in die vier verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen grafisch dargestellt.

Die Messergebnisse sind in Tabelle 6 aufgeführt.



**Abbildung 11: Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR)**

### 3 Ergebnisse

ID	FBP	IR 1	IR 3	IR 5
3	448,33	251,82	314,12	284,74
5	154,33	113,57	138,86	283,53
7	193,45	231,20	290,00	360,63
8	149,51	255,42	137,73	315,50
11	27,89	54,36	27,18	41,35
13	62,59	72,75	87,89	104,08
10	68,72	125,00	173,75	281,00
1	196,94	209,43	164,09	292,50
14	430,91	324,67	344,29	606,25
6	237,20	404,00	682,22	880,00
4	682,86	554,44	808,33	613,75
9	384,17	775,00	934,00	930,00
2	602,67	503,89	479,47	834,55
12	500,00	230,00	199,62	206,40
<b>Mittelwert</b>	295,68	293,25	341,54	431,02
<b>SD</b>	210,83	204,23	281,89	289,54

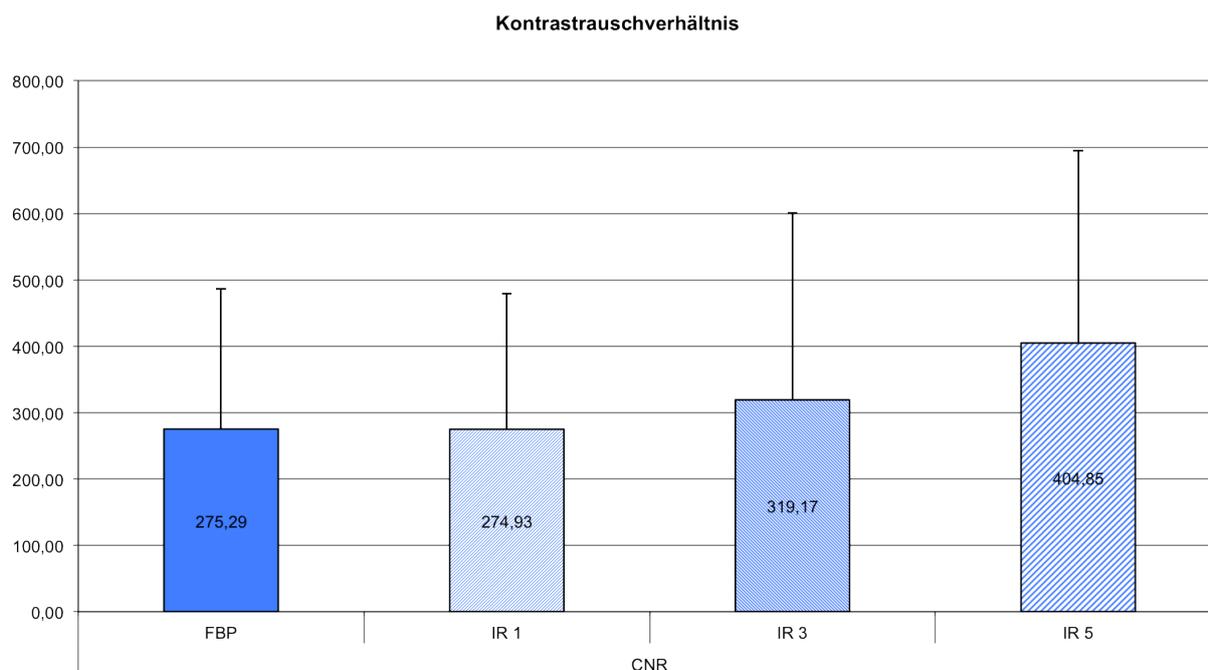
**Tabelle 6: Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR)**

### 3.1.2 Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR)

Die Ergebnisse des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses zeigen ebenfalls einen Trend zu einem höheren Quotienten bei der iterativen Rekonstruktion (Abbildung 12). Hier ergibt sich bei dem Rekonstruktionsalgorithmus mit den wenigsten Iterationsvorgängen (IR1) ein annähernd gleiches Verhältnis (0,13%,  $p = 0,9932$ ) im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion.

In Vergleich des zweiten Algorithmus der iterativen Rekonstruktion (IR3) zeigt sich eine Steigerung des CNR um 15,94% ( $p = 0,4465$ ). Am deutlichsten wird die Steigerung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses im Vergleich der iterativen Rekonstruktion (IR5) mit der gefilterten Rückprojektion (FBP) mit 47,06%. Das Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  im Zwei-Stichproben t-Test wird mit  $p = 0,05714$  allerdings ebenfalls nicht erreicht.

Die Messergebnisse sind in Tabelle 7 aufgeführt.



**Abbildung 12: Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR)**

### 3 Ergebnisse

---

ID	FBP	IR 1	IR 3	IR 5
3	404,50	226,45	281,47	255,84
5	134,20	99,14	121,89	249,12
7	177,79	212,60	267,75	334,75
8	140,44	240,75	129,59	296,60
11	22,95	45,21	22,46	34,33
13	58,96	68,59	82,47	98,53
10	67,03	121,86	169,03	273,90
1	187,58	200,29	156,39	278,92
14	407,73	308,00	323,07	570,88
6	227,20	389,93	654,00	844,00
4	617,71	504,89	730,50	557,25
9	364,08	733,50	880,40	876,40
2	579,47	484,11	464,21	806,09
12	464,45	213,75	185,12	191,28
<b>Mittelwert</b>	275,29	274,93	319,17	404,85
<b>SD</b>	195,95	193,68	264,19	277,33

---

**Tabelle 7: Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR)**

### 3.1.3 Artefaktfläche (artifact area)

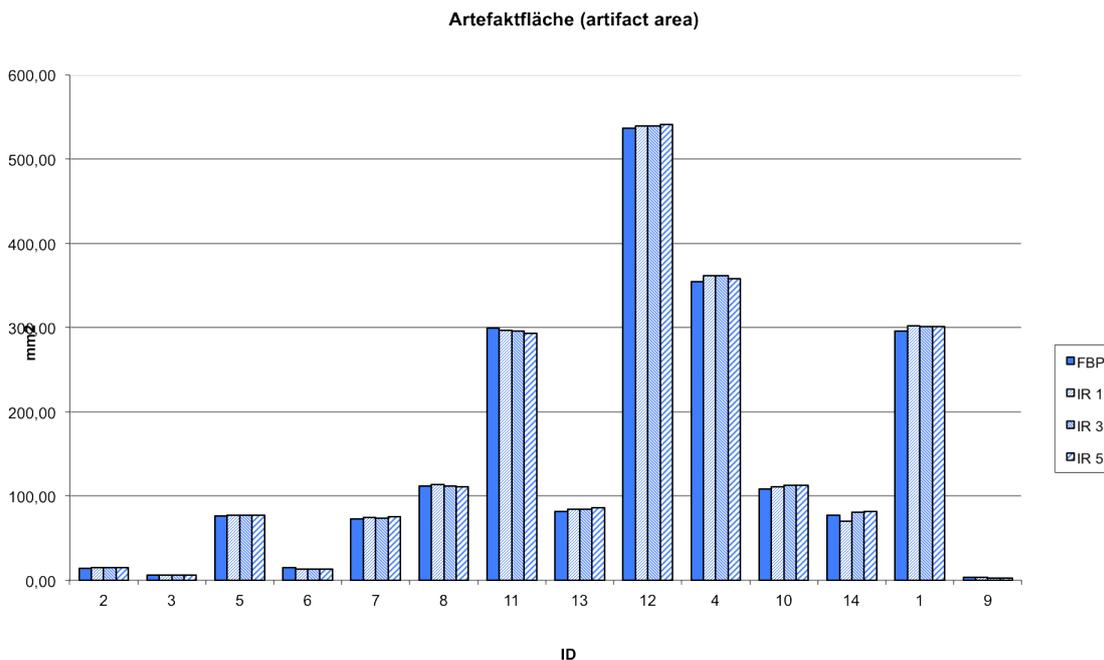
Die Fläche der durch die Metallimplantate hervorgerufenen Artefakte wird im Folgenden für die vier Gruppen der Rekonstruktionsalgorithmen (FBP = gefilterte Rückprojektion, IR = iterative Rekonstruktion Stufe 1, 3 und 5) dargestellt. Die einzelnen Werte sind in Tabelle 8 aufgeführt. In Tabelle 9 erfolgt eine Aufstellung der einzelnen Messwerte der Auslöschungs- und Ablenkungsartefakte. Eine grafische Darstellung findet sich in Abbildung 13.

ID	Artefaktfläche (mm <sup>2</sup> )			
	FBP	IR1	IR3	IR5
2	14,40	15,10	14,80	14,70
3	6,30	6,40	6,40	6,30
5	76,60	77,20	77,30	77,60
6	14,70	13,80	13,50	13,70
7	72,50	74,50	73,90	75,20
8	112,20	113,40	111,80	110,80
11	299,50	296,70	295,50	293,60
13	81,90	84,20	84,00	86,60
12	536,80	539,60	539,60	540,70
4	354,10	361,20	361,50	357,80
10	108,80	110,90	113,00	112,50
14	77,10	70,40	81,30	81,80
1	296,20	301,80	300,90	300,90
9	3,20	3,60	2,80	2,60
Mittelwert	146,74	147,77	148,31	148,20
Standardabweichung	161,30	162,72	162,34	161,93
p-Wert		0,266	0,065	0,101

**Tabelle 8: Artefaktfläche (artifact area)**

Es ergibt sich eine Spanne der Artefaktfläche von minimal 2,6 mm<sup>2</sup> bis zu 540,7 mm<sup>2</sup>. Weiterhin besteht eine Standardabweichung der Mittelwerte zwischen 161,30 und 162,72. Eine Signifikanz im intraindividuellen Vergleich der iterativen Rekonstruktionsverfahren ergibt sich bei einem festgelegten Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  nicht.

### 3 Ergebnisse



**Abbildung 13: Artefaktfläche – intraindividuellem Vergleich**

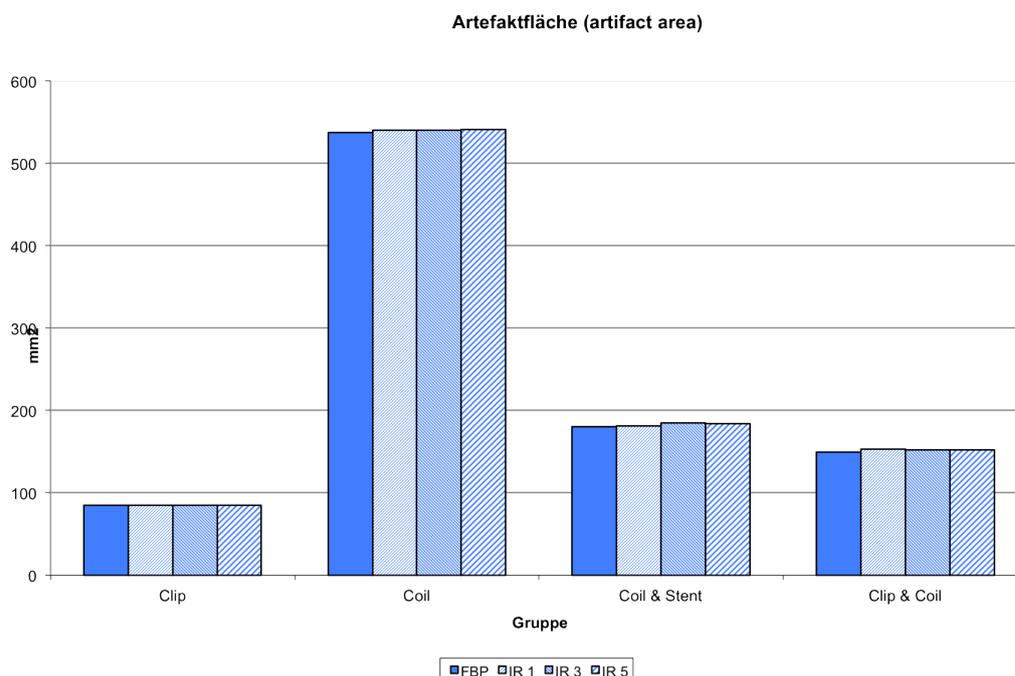
ID	FBP			IR 1			IR 3			IR 5		
	white (pos)	black (neg)	Σ									
2	14,30	0,10	14,40	14,50	0,60	15,10	14,10	0,70	14,80	14,00	0,70	14,70
3	6,30	0,00	6,30	6,40	0,00	6,40	6,40	0,00	6,40	6,30	0,00	6,30
5	57,60	19,00	76,60	56,60	20,60	77,20	56,00	21,30	77,30	55,90	21,70	77,60
6	14,70	0,00	14,70	13,80	0,00	13,80	13,50	0,00	13,50	13,70	0,00	13,70
7	60,00	12,50	72,50	60,30	14,20	74,50	59,00	14,90	73,90	59,40	15,80	75,20
8	95,30	16,90	112,20	94,70	18,70	113,40	92,70	19,10	111,80	91,90	18,90	110,80
11	70,90	228,60	299,50	69,60	227,10	296,70	69,40	226,10	295,50	69,00	224,60	293,60
13	58,20	23,70	81,90	58,90	25,30	84,20	58,30	25,70	84,00	59,20	27,40	86,60
12	137,00	399,80	536,80	134,00	405,60	539,60	133,00	406,60	539,60	134,00	406,70	540,70
4	99,60	254,50	354,10	98,50	262,70	361,20	97,70	263,80	361,50	97,10	260,70	357,80
10	31,20	77,60	108,80	29,50	81,40	110,90	29,90	83,10	113,00	29,80	82,70	112,50
14	27,10	50,00	77,10	16,20	54,20	70,40	26,10	55,20	81,30	26,10	55,70	81,80
1	72,60	223,60	296,20	70,40	231,40	301,80	69,90	231,00	300,90	70,80	230,10	300,90
9	3,20	0,00	3,20	3,60	0,00	3,60	2,80	0,00	2,80	2,60	0,00	2,60
<b>Mittelwert</b>			146,74			147,77			148,31			148,20
<b>SD</b>			161,30			162,72			162,34			161,93

**Tabelle 9: Artefaktfläche - Auslöschungs- und Ablenkungsartefakte**

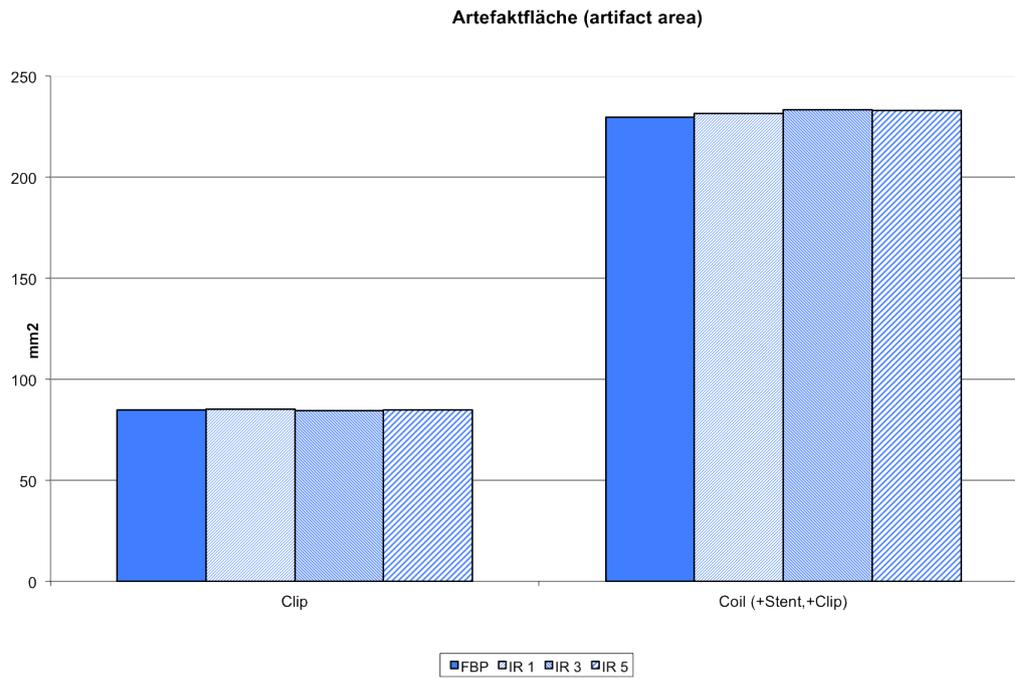
Bei der Varianz der Ergebnisse erfolgt für den interindividuellen Vergleich eine Aufteilung in Untergruppen nach Art der Versorgung des Aneurysmas. Hierbei wird zwischen der Gruppe der clipversorgten Patienten (n = 8), des coilversorgten Patienten (n = 1), der mittels Coil- und Stentversorgten Patienten (n = 3) und der mit Clip- und Coilversorgten Patienten (n = 2) unterschieden (Abbildung 14).

Hier zeigt sich insgesamt eine deutlich höhere Artefaktfläche bei den Untersuchungen, bei denen ein Aneurysma mittels Coils ausgeschaltet wurde (Abbildung 15).

Die Artefakte bei dem mittels Coils versorgten Patienten heben sich auch von der Coil- + Stentversorgten und Clip- + Coilversorgten Gruppe deutlich ab. Hierbei ist zu beachten, dass ID 12 mit 1518,44 mm<sup>3</sup> das mit Abstand grösste Aneurysmavolumen aufwies und mit zehn Coils mit einer kumulativen Länge von 177,2 cm versorgt wurde (Tabelle 4). Die geringste Artefaktfläche wurde bei ID 9 mit dem geringsten Aneurysmavolumen (4,19 mm<sup>3</sup>) und der kürzesten Coillänge von 1 cm gemessen.



**Abbildung 14: Artefaktfläche in den Untergruppen**



**Abbildung 15: Vergleich Artefaktfläche Clipping vs. Coiling**

Es wurde eine Korrelation der Artefaktfläche zum Aneurysmavolumen (Abbildung 16), als auch zur kumulativen Coillänge (Abbildung 17) gestellt. Hier lässt sich eine positive Korrelation zwischen Aneurysmavolumen, als auch Coillänge und Artefaktfläche erkennen.

### 3 Ergebnisse

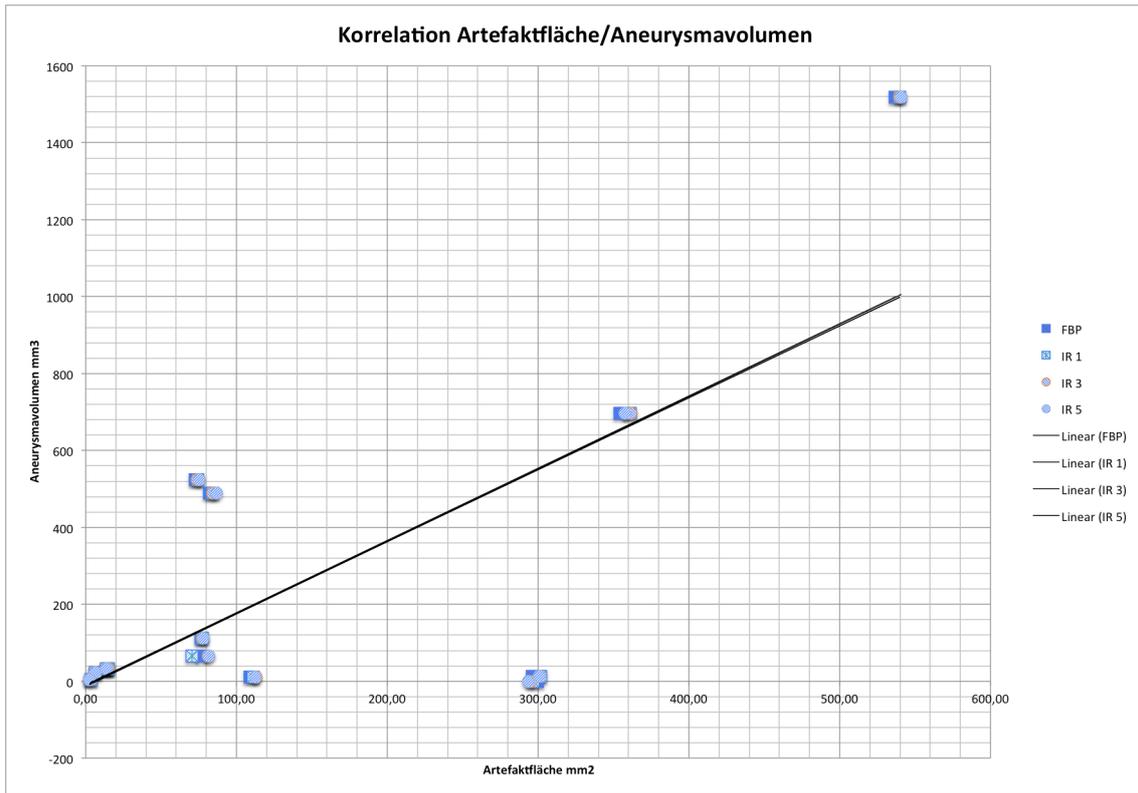


Abbildung 16: Korrelation Artefaktfläche/Aneurysmavolumen

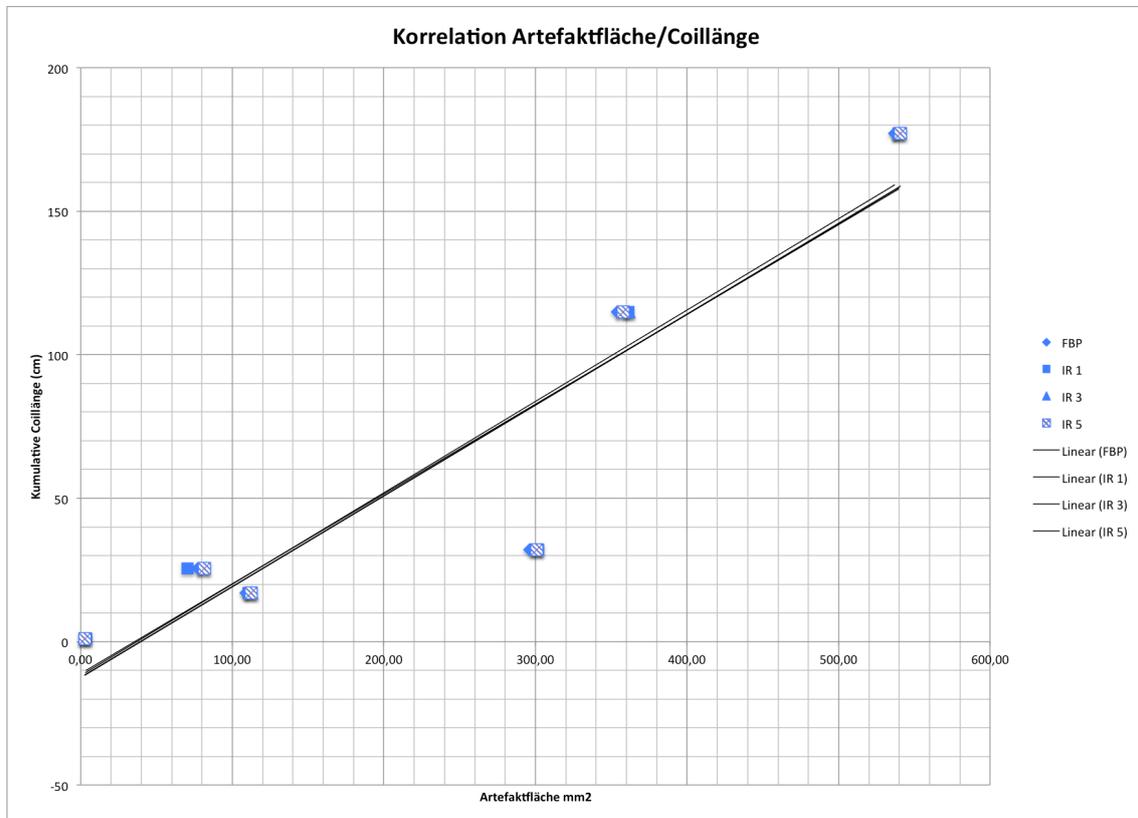


Abbildung 17: Korrelation Artefaktfläche/kumulative Coillänge

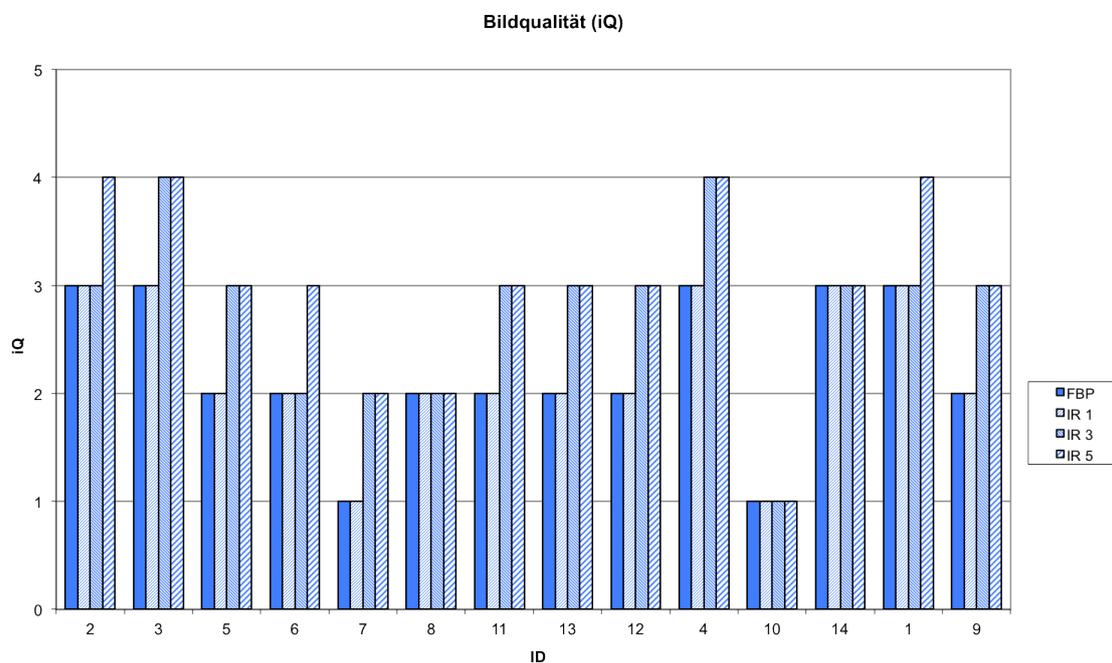
### 3.1.4 Bildqualität (IQ)

Bei der Beurteilung der diagnostischen Bildqualität durch zwei erfahrene Untersucher ist ein Trend zur besseren Beurteilung der iterativen Rekonstruktion darzustellen. Die Mittelwerte des gesamten Kollektivs ergeben mit 2,2142 bei der gefilterten Rückprojektion (FBP) und der iterativen Rekonstruktion Stufe 1 (IR 1), 2,7857 bei Stufe IR 3 und 3,0 bei der Rekonstruktion mit den meisten Iterationsvorgängen (IR 5) eine bessere Beurteilbarkeit des versorgten Gefäßes nach der iterativen Rekonstruktion.

	FBP	IR 1	IR 3	IR 5
Clip	2,125	2,125	2,75	3
Coil +Stent/+Clip	2,333	2,333	2,833	3

**Tabelle 10: Bildqualität in den Untergruppen**

Beim Vergleich der Mittelwerte für die Gruppe der Clipversorgten Patienten und der Coilversorgten (+Stent/ +Clip) Patienten spiegelt sich dieses Ergebnis ebenfalls wieder (Tabelle 10). Die einzelnen Messwerte sind in Tabelle 11 aufgeführt.



**Abbildung 18: Bildqualität**

### 3 Ergebnisse

---

ID	FBP	IR 1	IR 3	IR 5
2	3	3	3	4
3	3	3	4	4
5	2	2	3	3
6	2	2	2	3
7	1	1	2	2
8	2	2	2	2
11	2	2	3	3
13	2	2	3	3
12	2	2	3	3
4	3	3	4	4
10	1	1	1	1
14	3	3	3	3
1	3	3	3	4
9	2	2	3	3
Mittelwert	2,21	2,21	2,79	3,00

***Tabelle 11: Bildqualität***

### 3.1.5 Länge der beeinträchtigten Gefäßsegmente

Die Ergebnisse der Messungen der durch die Artefakte eingeschränkt zu beurteilenden Gefäßabschnitte in Flussrichtung ergeben eine signifikant geringeren Beeinträchtigung bei der iterativen Rekonstruktion. Bei IR Stufe 1 ist  $p=0,016$  im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion, bei IR Stufe 3 ist  $p=0,003$  und bei IR Stufe 5 hochsignifikant mit  $p=0,0003$ . Die Messergebnisse sind in Tabelle 12 aufgeführt.

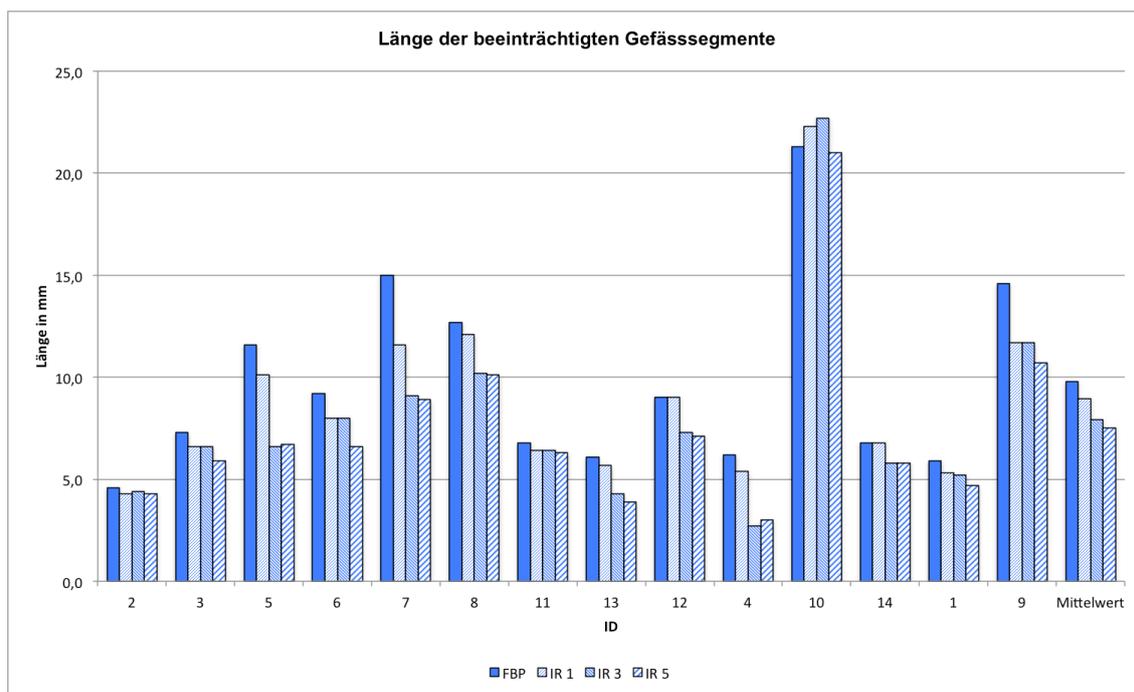


Abbildung 19: Länge der beeinträchtigten Gefäßsegmente

ID	FBP	IR 1	IR 3	IR 5
2	4,6	4,3	4,4	4,3
3	7,3	6,6	6,6	5,9
5	11,6	10,1	6,6	6,7
6	9,2	8,0	8,0	6,6
7	15,0	11,6	9,1	8,9
8	12,7	12,1	10,2	10,1
11	6,8	6,4	6,4	6,3
13	6,1	5,7	4,3	3,9
12	9,0	9,0	7,3	7,1
4	6,2	5,4	2,7	3,0
10	21,3	22,3	22,7	21,0
14	6,8	6,8	5,8	5,8
1	5,9	5,3	5,2	4,7
9	14,6	11,7	11,7	10,7
Mittelwert	9,79	8,95	7,93	7,50
SD	4,71	4,64	4,88	4,48

Tabelle 12: Länge der beeinträchtigten Gefäßsegmente

## 4 Diskussion

### 4.1 Interpretation

#### 4.1.1 Artefaktbildung

In den letzten Jahren sind vereinzelte Ansätze zur Artefaktreduktion in der MDCT nach Aneurysmaversorgung mit Clips und Coils publiziert worden (Mamourian et al., 2007). Alle diese Untersuchungen zeigen, dass eine vollständige Eliminierung der Artefakte nicht möglich ist.

Brown et al. propagierten eine Schräglagerung des zu untersuchenden Schädels, um relevante Gefäßregionen aus der artefaktbehafteten Schicht entlang der primären Röntgenstrahlung herauszudrehen (Brown et al., 1999). Diese Methode setzt Mehrfachuntersuchungen voraus, die nicht nur mit einer erheblichen, mindestens doppelten Belastung bezüglich der ionisierenden Strahlung, sondern auch einer höheren iv-Kontrastmittelmenge einhergehen. Dieser Ansatz, bereits 1999 beschrieben, hat keinen Eingang in die klinische Routine gefunden.

Die Möglichkeit, Artefakte bei fehlender Detektion von Photonen durch Erhöhung der Röhrenspannung zu verringern wird in 4.1.3 diskutiert.

Eine weitere Möglichkeit der Reduktion von Artefakten und Erhöhung der Beurteilbarkeit besteht in der Entwicklung alternativer Rekonstruktionsverfahren. Das Verfahren der gefilterten Rückprojektion und der iterativen Rekonstruktion werden in dieser Studie verglichen.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass es die iterative Rekonstruktion nicht vermag, die Artefaktfläche und damit die quantitativ zu erfassenden intrakraniellen Metallartefakte zu reduzieren. Im Gegenteil wurden teilweise sogar gering grössere Artefaktflächen bei der Anwendung der iterativen Rekonstruktion ermittelt. Dieses wird sowohl im intraindividuellen Vergleich als auch in der Unterscheidung der Untergruppen deutlich. Ein Signifikanzniveau wird aber weder zugunsten der gefilterten Rückprojektion noch der iterativen Rekonstruktion erreicht.

Damit lassen sich die Daten aus früheren Studien bei extrakraniellen Metallartefakten, wie sie von Marin (Marin et al., 2010) und Prell (Prell et al., 2010) beschrieben wurden, nicht auf die Darstellung von intrakraniellen Metallartefakten übertragen. Dort wurde eine deutliche und signifikante Reduktion der Metallartefakte beschrieben, die als Konklusion auch zu einer Verbesserung der diagnostischen Bildqualität führt.

In der Pilotstudie von Kovács (Kovács et al., 2011), in der sowohl am Phantom als auch an einem Patientenkollektiv (n = 5) die Darstellung von intrakraniellen Stents und Coils mithilfe einer 3-Tesla-MRT-Angiographie und einer „getriggerten“ CT-Angiographie untersucht wurde, kommt man zu dem Ergebnis, dass durch dieses Verfahren der CT-Untersuchung eine Beeinflussung der Artefaktbildung möglich ist. Durch die Möglichkeit der Reduktion der zirkulären „Windmühlenartefakte“ auf Streifenartefakte und durch eine gezielte Orientierung der Streifenartefakte von der zu untersuchenden Region des versorgten Aneurysmas weg, sei eine bessere diagnostische Beurteilung möglich. Ebenfalls wird eine Reduktion der Artefaktfläche im Vergleich der gerichteten gegenüber der ungerichteten MDCT beschrieben.

In der Arbeit von Boas (Boas et al. 2011) werden zwei iterative Rekonstruktionstechniken beschrieben und mit der gefilterten Rückprojektion und der linearen Interpolation verglichen. Hierbei wird ebenfalls eine Reduktion der Artefaktbildung bei unterschiedlichen Metallimplantaten beschrieben. Insbesondere wird dieses an Hüftgelenksimplantaten, Zahnimplantaten, Coils zur Embolisation abdomineller (Tumor-) Gefäße und abdominellen Clips (z.B. nach Gallenblasen-OP) untersucht.

Hierbei erreicht die MDT (metal deletion technique) die besten Ergebnisse in der Bildqualität. Bei diesem Verfahren werden die Rohdaten zunächst mit der linearen Interpolation konstruiert. Dann wird die gefilterte Rückprojektion viermal iterativ durchgeführt. Bei jedem Vorgang wird die Projektion, die durch Metall beeinflusst ist, durch den Messwert der Projektion der vorangegangenen Iteration ersetzt. In Verbindung mit anderen Modifikationen, wie kantenverstärkende Unschärfefilter lässt sich so eine deutliche Reduktion der Artefaktfläche, als auch eine Verbesserung der diagnostischen Bildqualität erzielen. Erwähnt werden muss allerdings die benötigte Rechenzeit und –leistung zur Rekonstruktion, die für die Anwendbarkeit im klinischen

Alltag eine entscheidene Rolle spielt. Hierbei dauerte die Rekonstruktion mittels MDT etwa 19-mal länger als die mittels gefilterter Rückprojektion.

Die Technik der MDT wurde bislang nicht an intrakraniellen Metallimplantaten überprüft.

In der hier vorgelegten Studie wird die Rechenzeit bei maximal fünf Iterationsvorgängen übereinstimmend zur Literatur (Marin et al., 2010) um 50% verlängert.

In unserer Studie wurde – ermuntert durch die zuvor beschriebenen Arbeiten von Kovács und Boas – die mögliche Reduktion der Artefaktbildung durch das aktuell auf dem Markt befindliche und im klinischen Alltag bereits eingesetzte iterative Rekonstruktionsverfahren SAFIRE untersucht. Hierbei liessen sich allerdings die positiven Ergebnisse, die durch andere iterative Rekonstruktionsverfahren erzielt werden konnten nicht auf die Untersuchung von intrakraniellen Metallimplantaten übertragen.

Eine Begründung für die vergleichsweise höhere Artefaktfläche bei der iterativen Rekonstruktion in dieser Studie lässt sich nicht eindeutig erkennen. Denkbar ist, dass anatomische Ursachen mit einem grösseren Anteil von Aufhärungsartefakten im Bereich der Schädelbasis verglichen mit CT-Untersuchungen des Abdomens eine Rolle spielen können. Dagegen fallen bei der intrakraniellen Bildgebung ein grosser Anteil der Bewegungsartefakte durch Herzschlag, Peristaltik etc. weitgehend weg.

Eine grössere Artefaktfläche fällt bei den coilversorgten Patienten auf, die sich sicherlich durch die Materialeigenschaften (Coils vs. Clips) erklären lässt.

Bei der Betrachtung der einzelnen Untersuchungen zeigt sich eine sehr breite Spanne der Artefaktfläche, die aber in der Gesamtheit der Untersuchung beim Vergleich der Mittelwerte keinen signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Rekonstruktionsverfahren ergibt. Hierbei können sich die Unterschiede sowohl aus den Materialeigenschaften, als auch durch die Coilanzahl und -länge, das Aneurysmavolumen und der Packdichte (packing density) ergeben. Es lässt sich eine schwach positive Korrelation zwischen Aneurysmavolumen, als auch Coillänge und Artefaktfläche erkennen. Für eine statistisch eindeutige Differenzierung reicht jedoch das vorliegende Kollektiv an coilversorgten Patienten nicht aus.

### **4.1.2 Diagnostische Bildqualität**

Für die diagnostische Bildqualität bei CT-Untersuchungen nach Versorgung intrakranieller Aneurysmen ist sowohl die Beurteilbarkeit des Gefäßabschnittes im Bereich des versorgten Aneurysmas als auch die der weiteren hirnversorgenden Gefäße entscheidend.

Hierbei muss beurteilt werden können, ob erstens das Aneurysma vollständig ausgeschaltet ist oder ob ein Rest- oder in der Verlaufskontrolle ein Rezidivaneurysma besteht. Weiterhin sollen Einengungen des Gefäßlumens durch die verwendeten Implantate im Sinne von Stenosen erkannt werden. Darüber hinaus müssen De-novo-Aneurysmen auch in der Nachsorge detektiert werden.

Diese Beurteilbarkeit wird durch die vorstehend diskutierte Artefaktbildung massgebend beeinflusst.

Allerdings spielen auch weitere Faktoren eine entscheidende Rolle:

Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis und das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis haben insbesondere bei Untersuchungen von kontrastmittelverstärkten Gefäßen einen besonderen Einfluss auf die Bildqualität. Hierbei ermöglicht ein höheres Verhältnis eine bessere Ortsauflösung vor allem in den interessierenden Gefäßabschnitten um das versorgte Aneurysma herum. Das Trägergefäß wurde bezüglich der Ortsauflösung des Gefäßlumens und die artefaktbedingte Einengung des Gefäßlumens (artificial luminal narrowing = ALN) in fünf Kategorien beurteilt (Tabelle 5). Ebenfalls wurde die Länge des durch die Metallartefakte beeinflussten Gefäßsegmentes ermittelt.

Die Ergebnisse zeigen bei den iterativen Rekonstruktionsverfahren trotz der vergleichsweise höheren Artefaktfläche sowohl ein tendenziell bessere Bildqualität (3.1.4), als auch eine signifikant kürzere Beeinträchtigung des interessierenden Gefäßabschnittes (3.1.5).

Wie kann nun - bei fehlender signifikanter Reduktion der Artefaktfläche - durch die iterative Rekonstruktion eine tendenziell bessere Bildqualität entstehen?

Eine Erklärung ist durch das allerdings nicht signifikant höhere Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis möglich.

Bei der iterativen Rekonstruktion kann durch die höhere Ortsauflösung und Kontrastierung des Gefäßsystems der Bereich des Trägergefäßes detaillierter beurteilt werden.

Methodisch einschränkend ist hierbei trotz Verblindung der unabhängigen Untersucher allerdings die letztendlich subjektive Einteilung in die Kategorien.

### 4.1.3 Strahlenreduktion

Mehrere Publikationen der letzten Jahre (Ertl-Wagner et al., 2004) (Waaijer et al., 2007) konnten übereinstimmend zeigen, dass durch die Erhöhung der Spannung der Röntgenröhre auf 140 kV das Ausmass der Artefakte deutlich reduziert, jedoch nicht vollständig eliminiert werden konnte. Heutzutage übliche Untersuchungsprotokolle nutzen in der CT-Angiographie den hohen Jodkontrast aus und werden mit 80-90 kV durchgeführt, soweit keine Metallimplantate vorliegen. CT-Untersuchungen mit niedrigeren kV-Werten gehen mit einer signifikant reduzierten Strahlendosis einher.

Einen Einfluss auf die Orientierung der strahlenförmig angeordneten Windmühlenartefakte hat die Erhöhung der Röhrenspannung nicht. Die erhöhte Röhrenspannung hat aber zwei wesentliche Nachteile: erstens eine um 3,7-fach höhere Strahlenbelastung (CTDI 37,9 mGy entspricht ca. 5,5 mSv bei 140 kV vs. CTDI 10,3 mGy entspricht ca. 1,8 mSv bei 90 kV), zweitens eine kontrastärmere Darstellung des Gefäßsystems im Vergleich mit der Standard CTA-Technik (90 kV). Beruhend auf diesen Erkenntnissen werden CT-Angiographien bei Vorliegen von Metallimplantaten allgemein mit 140 kV durchgeführt unter notgedrungenem Inkaufnahme einer hohen Strahlenbelastung des Patienten sowie eines schlechteren Gefäßkontrastes.

In dieser Studie wurden alle CTA-Untersuchungen mit einer Röhrenspannung von 80 kV durchgeführt. Ein Vergleich zu einer Untersuchung mit einer Röhrenspannung von 140 kV war im Studiendesign nicht vorgesehen und ist aufgrund der Doppeluntersuchung mit darüber hinaus auch noch höheren Strahlenbelastung in einer klinischen Reihenuntersuchung nicht vertretbar. In dieser Studie sollte vielmehr ein Vergleich der verschiedenen Rekonstruktionverfahren geführt werden. Hierzu wurde ein übliches Protokoll für eine Untersuchung an Regionen ohne Metallimplantate gewählt.

Eine Beurteilbarkeit der intrakraniellen Gefässe in der CT-Angiographie ist auch ohne Erhöhung der Röhrenspannung in ausreichendem bis gutem Maße gegeben.

## 4.2 Limitationen und Ausblick

Initiiert wurde diese Arbeit aufgrund der erfolgversprechenden Ergebnisse der Studien von Boas (Boas et al. 2011) und Fleischmann (Fleischmann et al. 2011) zur „Wiederentdeckung“ der iterativen Rekonstruktion (siehe auch 1.5), die mit der heute verfügbaren Rechenleistung nun eine gute Möglichkeit darstellt, die durch Metallimplantate verursachten Artefakte in der MDCT zu reduzieren.

Kovács (Kovács et al., 2011) wendete das iterative Rekonstruktionsverfahren der „getriggerten“ CT-Angiographie erstmals bei intrakraniellen Metallimplantaten mit erfolgreicher Artefaktreduktion an. Seine in-vivo-Untersuchungen wurden nur an einer geringen Fallzahl von fünf mittels Coil versorgter Patienten durchgeführt.

An intrakraniellen Clips wurde dieses Verfahren bislang nicht angewendet.

In unserer Studie sollte nun überprüft werden, ob ein weiteres, bereits breit verfügbares iteratives Rekonstruktionsverfahren („Sinogram affirmed iterative reconstruction“ (SAFIRE)) auch ohne die entsprechende „Triggerung“ in der klinischen Routine zur Nachuntersuchung von Patienten mit intrakraniellen Metallimplantaten anwendbar ist und gegenüber der gefilterten Rückprojektion verwertbare Vorteile bietet.

Trotz der ermutigenden Voruntersuchungen wurde dieses Ziel nicht vollständig erreicht.

Es stellte sich heraus, daß die Vorteile des iterativen SAFIRE-Verfahrens zur Artefaktreduktion zwar erkennbar, aber dennoch so gering ausgeprägt waren, daß die vorgegebene Heterogenität der analysierten klinischen Untersuchungen hinsichtlich Lage, Grösse und Dichte der implantierten Materialien eine einheitliche Bewertung nicht zuließen. Für eine Beurteilung des SAFIRE-Verfahrens bei intrakraniellen Metallimplantaten wird entweder ein wesentlich einheitlicheres Kollektiv zu untersuchen sein, oder trotz bereits vorliegender positiver klinischer Ergebnisse eine erneute in-vitro-Messreihe an einem geeigneten Phantom.

Eine andere Limitation dieser Studie ist das angewandte iterative Rekonstruktionsverfahren selbst. Die von Boas (Boas et al. 2011) angewandte MDT (metal deletion technique) bietet bei allen von ihm angesprochenen Einschränkungen (mögliche Verstärkung von Artefakten bei großen Metallmengen, Bewegung oder Aufhärtung durch Knochen oder Kontrastmittel) zumindest in vitro einen vielversprechenden Ansatz.

Einen Ausblick bietet Buhk (Buhk et al., 2013), der einen Rekonstruktionsfilter zur Metallartefaktreduktion allerdings an einer C-Bogen-Angiografie-Anlage mit Flächendetektoren (FD-CT) und nicht an einer MDCT in einer Gruppe mittels Coil embolisierten intrakraniellen Aneurysmen evaluiert. Er ermittelt eine signifikant verbesserte Erkennbarkeit der unmittelbaren Umgebung des behandelten Aneurysmas.

Weitere in-vitro und in-vivo-Untersuchungen und Vergleiche dieser verschiedenen iterativen Rekonstruktionsverfahren und Verfahren/Filter zur Metallartefaktreduktion an intrakraniellen Metallimplantaten sind offenbar erforderlich. Die für diese Verfahren erforderliche längere Rechenzeit wird in der Praxis zu evaluieren sein. Bei tendenziell steigenden Rechenkapazitäten der MDCT-Geräte und verarbeitenden Systeme dürfte sich dieser aktuelle Nachteil bei entsprechenden Vorteilen der Artefaktreduktion relativieren.

### 4.3 Konklusion

Die eingangs gestellten Fragen an die vorliegende Arbeit sind wie folgt zu beantworten:

- Können mithilfe der iterativen Rekonstruktion die Artefakte, die durch intrakranielle Clips, Coils und Stents verursacht werden reduziert werden?

Nach den vorliegenden Ergebnissen dieser Studie lassen sich die Artefakte, die durch intrakranielle Metallimplantate verursacht werden, durch das verwendete iterative Rekonstruktionsverfahren nicht signifikant reduzieren.

- Kann mithilfe der iterativen Rekonstruktion die diagnostische Bildqualität zur Beurteilung der aneurysmanahen Gefäßabschnitte verbessert werden?

Mithilfe der iterativen Rekonstruktion kann ein knapper Vorteil bei der diagnostischen Bildqualität durch das höhere Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis erreicht werden. Die tendenziell höhere Artefaktfläche bei der iterativen Rekonstruktion wird hierbei durch die Qualität der Kontrastierung der aneurysmanahen Gefäße ausgeglichen. Ein klinisch verwertbarer Gesamtvorteil gegenüber der Rekonstruktion mittels gefilterter Rückprojektion ergibt sich für den Anwendungsbereich der intrakraniellen Metallimplantate allerdings nicht.

- Kann mithilfe der iterativen Rekonstruktion eine diagnostisch verwertbare CT-Angiographie bei intrakraniellen Metallimplantaten auch ohne Erhöhung der Röhrenspannung durchgeführt werden?

Bei einer Röhrenspannung von 80 kV lässt sich eine diagnostisch verwertbare CT-Angiographie bei intrakraniellen Metallimplantaten durchführen. Die diagnostische Bildqualität zur Beurteilung der Trägergefäße des versorgten Aneurysma ist durch das höhere Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis ausreichend. Ein signifikanter Vorteil der iterativen Rekonstruktion besteht allerdings nur in der Bewertung der Länge der beeinträchtigten Gefäßsegmente.

## 5 Zusammenfassung

**Fragestellung:** Bei der Nachsorge von Patienten mit intrakraniellen Aneurysmen, die mit Clips, Coils und/oder Stents versorgt wurden besteht neben dem Goldstandard der Katheterangiographie der Bedarf an einer nicht-invasiven Methode zur Verlaufskontrolle. Hierzu steht neben der MR-Angiographie die CT-Angiographie zur Verfügung. Durch intrakranielle Metallimplantate entstehen jedoch Artefakte, die die Beurteilbarkeit einschränken können. Eine Möglichkeit der Artefaktreduktion besteht in alternativen Rekonstruktionsverfahren. Die *iterative Rekonstruktion* hat bereits in zahlreichen Studien an verschiedenen Körperregionen eine Verbesserung der Bildqualität in der Computertomographie bei möglicher Reduktion der Strahlendosis gezeigt. In dieser Studie wurde überprüft, ob die iterative Rekonstruktion auch geeignet ist, die in der CT-Angiographie der hirnversorgenden Gefäße durch intrakranielle Metallimplantate entstehenden Artefakte und/oder die mit der Untersuchung verbundene Strahlendosis zu reduzieren.

**Material und Methoden:** Hierfür wurden n=14 Patienten mit einer standardisierten CT-Angiographie untersucht. Davon waren acht Patienten mittels Clip versorgt, ein Patient ausschliesslich mittels Coiling, bei drei Patienten war das Aneurysma stentgeschützt gecoilt und bei zwei Patienten war sowohl ein Coiling, als auch ein Clipping durchgeführt worden. Das Ausmaß der Metallartefaktbildung und die diagnostische Bildqualität wurde aus dem selben Rohdatensatz mit den beiden Rekonstruktionsverfahren der gefilterten Rückprojektion und der iterativen Rekonstruktion verglichen. Die iterative Rekonstruktion erfolgte mit dem SAFIRE-Modul in 3 Stärken.

**Ergebnisse:** Im Vergleich der beiden Rekonstruktionsverfahren lässt sich eine tendentiell grössere Artefaktfläche durch den iterativen Algorithmus darstellen. Eine statistische Signifikanz wird hier allerdings nicht erreicht. Das die Bildqualität beeinflussende Signal-zu-Rausch-Verhältnis und das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis zeigt sich bei der iterativen Rekonstruktion höher, ohne das Signifikanz-Niveau zu erreichen. Die diagnostische Bildqualität, insbesondere die Beurteilbarkeit des Gefässabschnittes im Bereich des versorgten Aneurysmas ist durch die höhere Ortsauflösung und Kontrastierung tendentiell bei der iterativen Rekonstruktion besser. Die Länge der beeinträchtigten Gefässsegmente ist bei der höchsten Stufe der iterativen Rekonstruktion signifikant kürzer als bei der gefilterten Rückprojektion.

**Diskussion:** Durch das Verfahren der iterativen Rekonstruktion mittels SAFIRE liess sich bei intrakraniellen vaskulären Metallimplantaten nicht - wie in anderen Körperregionen beschrieben - eine Reduktion von Metallartefakten erreichen. Dennoch ist auch bei niedriger Röhrenspannung von 80 kV mit entsprechender Strahlendosisreduktion eine diagnostisch verwertbare CT-Angiographie möglich. Limitiert wird das Ergebnis dieser Studie durch das heterogene Kollektiv und das implementierte Verfahren der iterativen Rekonstruktion. Eine weitere systematische Untersuchung unter Berücksichtigung der variablen Parameter, wie Materialeigenschaften, Metallmenge und -dichte sowie Aneurysmagrösse mit verschiedenen iterativen Rekonstruktionsverfahren und Verfahren/Filter zur Metallartefaktreduktion an intrakraniellen Metallimplantaten ist erneut anzustreben.

## Literaturverzeichnis

- Adams WM, Laitt RD, Jackson A  
*The role of MR angiography in the pretreatment assessment of intracranial aneurysms: a comparative study.*  
AJNR Am J Neuroradiol 2000; 21: 1618–1628.
- Agid R, Lee S-K, Willinsky RA, Farb RI, terBrugge KG  
*Acute subarachnoid hemorrhage: using 64-slice multidetector CT angiography to 'triage' patients' treatment.*  
Neuroradiology 2006; 48: 787–794.
- Atlas SW, Sheppard L, Goldberg HI, Hurst RW, Listerud J, Flamm E  
*Intracranial aneurysms: detection and characterization with MR angiography with use of an advanced postprocessing technique in a blinded-reader study.*  
Radiology 1997; 203: 807–814.
- Boas FE, Fleischmann D  
*Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography*  
Radiology 2011; 259: 894–902.
- Brown JH, Lustrin ES, Lev MH, Ogilvy CS, Taveras JM  
*Reduction of aneurysm clip artifacts on CT angiograms: a technical note.*  
AJNR Am J Neuroradiol 1999; 20: 694–696.
- Buhk, J.-H., Groth M, Sehner S, Fiehler J, Schmidt NO, U Grzyska U  
*Application of a Novel Metal Artifact Correction Algorithm in Flat-Panel CT After Coil Embolization of Brain Aneurysms: Intraindividual Comparison.*  
Fortschr Röntgenstr 2013; 185: 824 - 829.
- Cloft HJ, Joseph GJ, Dion JE  
*Risk of cerebral angiography in patients with subarachnoid hemorrhage, cerebral aneurysm, and arteriovenous malformation: a meta-analysis.*  
Stroke 1999; 30: 317–320.
- Cognard C, Weill A, Spelle L, Piotin M, Castaings L, Rey A, Moret J  
*Long-term angiographic follow-up of 169 intracranial berry aneurysms occluded with detachable coils.*  
Radiology 1999; 212: 348–356.
- Costalat V, Lebars E, Sarry L, Defasque A, Barbotte E, Brunel H, Bonafé A  
*In vitro evaluation of 2D-digital subtraction angiography versus 3D-time-of-flight in assessment of intracranial cerebral aneurysm filling after endovascular therapy.*  
AJNR Am J Neuroradiol 2006; 27: 177–184.

- Dovey Z, Misra M, Thornton J, Charbel FT, Debrun GM, Ausman JI  
*Guglielmi detachable coiling for intracranial aneurysms: the story so far.*  
Arch Neurol 2001; 58: 559–564.
- Ertl-Wagner BB, Hoffmann R-T, Bruning R, Herrmann K, Snyder B, Blume JD, Reiser MF  
*Multi-detector row CT angiography of the brain at various kilovoltage settings.*  
Radiology 2004; 231: 528–535.
- Fleischmann D, Boas FE  
*Computed tomography--old ideas and new technology.*  
Eur Radiol 2011; 21: 510–517.
- Gönnér F, Lövblad KO, Heid O, Remonda L, Guzman R, Barth A, Schroth G  
*Magnetic resonance angiography with ultrashort echo times reduces the artefact of aneurysm clips.*  
Neuroradiology 2002; 44: 755–758.
- Guglielmi G, Viñuela F, Dion J, Duckwiler G  
*Electrothrombosis of saccular aneurysms via endovascular approach. Part 2: Preliminary clinical experience.*  
J Neurosurg 1991; 75: 8–14.
- Han BK, Grant KLR, Garberich R, Sedlmair M, Lindberg J, Lesser JR  
*Assessment of an iterative reconstruction algorithm (SAFIRE) on image quality in pediatric cardiac CT datasets.*  
J Cardiovasc Comput Tomogr 2012; 6: 200–204.
- Heiserman JE, Dean BL, Hodak JA, Flom RA, Bird CR, Drayer BP, Fram EK  
*Neurologic complications of cerebral angiography.*  
AJNR Am J Neuroradiol 1994; 15: 1401–7– discussion 1408–11.
- Horikoshi T, Fukamachi A, Nishi H, Fukasawa I  
*Detection of intracranial aneurysms by three-dimensional time-of-flight magnetic resonance angiography.*  
Neuroradiology 1994; 36: 203–207.
- Hunt WE, Hess RM.  
*Surgical risk as related to time of intervention in the repair of intracranial aneurysms.*  
J Neurosurg 1968; 28: 14–20.
- Inagawa T  
*Trends in incidence and case fatality rates of aneurysmal subarachnoid hemorrhage in Izumo City, Japan, between 1980-1989 and 1990-1998.*  
Stroke 2001; 32: 1499–1507.
- Ingall T, Asplund K, Mähönen M, Bonita R  
*A multinational comparison of subarachnoid hemorrhage epidemiology in the WHO MONICA stroke study.*  
Stroke 2000; 31: 1054–1061.

Kalender WA

*Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen.*

Publicis-MCD-Verlag; 2006.

Kovács A, Möhlenbruch M, Hadizadeh DR, Seifert M, Greschus S, Clusmann H, Wilinek WA, Flacke S, Urbach H

*Noninvasive imaging after stent-assisted coiling of intracranial aneurysms: comparison of 3-T magnetic resonance imaging and 64-row multidetector computed tomography--a pilot study.*

J Comput Assist Tomogr 2011; 35: 573–582.

Leffers AM, Wagner A

*Neurologic complications of cerebral angiography. A retrospective study of complication rate and patient risk factors.*

Acta Radiol 2000; 41: 204–210.

Mamourian AC, Pluta DJ, Eskey CJ, Merlis AL

*Optimizing computed tomography to reduce artifacts from titanium aneurysm clips: an in vitro study. Technical note.*

J Neurosurg 2007; 107: 1238–1243.

Marin D, Nelson RC, Schindera ST, Richard S, Youngblood RS, Yoshizumi TT, Samei E

*Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm--initial clinical experience.*

Radiology 2010; 254: 145–153.

Mitsumori LM, Shuman WP, Busey JM, Kolokythas O, Koprowicz KM

*Adaptive statistical iterative reconstruction versus filtered back projection in the same patient: 64 channel liver CT image quality and patient radiation dose.*

Eur Radiol 2012; 22: 138–143.

Molyneux AJ, Kerr RSC, Birks J, Ramzi N, Yarnold J, Sneade M, Rischmiller J and ISAT Collaborators

*Risk of recurrent subarachnoid haemorrhage, death, or dependence and standardised mortality ratios after clipping or coiling of an intracranial aneurysm in the International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT): long-term follow-up.*

Lancet Neurol 2009; 8: 427–433.

Molyneux AJ, Kerr RSC, Stratton I, Sandercock P, Clarke M, Shrimpton J, Holman R

*International Subarachnoid Aneurysm Trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised trial.*

Lancet 2002; 360: 1267–1274.

Murayama Y, Nien YL, Duckwiler G, Gobin YP, Jahan R, Frazee J, Martin N, Viñuela F

*Guglielmi detachable coil embolization of cerebral aneurysms: 11 years' experience.*

J Neurosurg 2003; 98: 959–966.

Pontana F, Duhamel A, Pagniez J, Flohr T, Faivre J-B, Hachulla A-L, Remy J, Remy-Jardin M

*Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients.*

Eur Radiol 2011; 21: 636–643.

Prell D, Kyriakou Y, Kachelrie M, Kalender WA

*Reducing metal artifacts in computed tomography caused by hip endoprostheses using a physics-based approach.*

Investigative Radiology 2010; 45: 747–754.

Proust F, Derrey S, Debono B, Gérardin E, Dujardin A-C, Berstein D, Douvrin F, Langlois O, Verdure L, Clavier E, Fréger P

*Unruptured intracranial aneurysm: possible therapeutic strategies.*

Neurochirurgie 2005; 51: 435–454.

Rinkel GJ, Djibuti M, Algra A, van Gijn J

*Prevalence and risk of rupture of intracranial aneurysms: a systematic review.*

Stroke 1998; 29: 251–256.

Sedat J, Dib M, Lonjon M, Litrico S, Langsdorf Von D, Fontaine D, Paquis P

*Endovascular treatment of ruptured intracranial aneurysms in patients aged 65 years and older: follow-up of 52 patients after 1 year.*

Stroke 2002; 33: 2620–2625.

Urbach H, Dorenbeck U, Falkenhausen von M, Wilhelm K, Willinek W, Schaller C, Flacke S

*Three-dimensional time-of-flight MR angiography at 3 T compared to digital subtraction angiography in the follow-up of ruptured and coiled intracranial aneurysms: a prospective study.*

Neuroradiology 2008; 50: 383–389.

Van der Schaaf I, van Leeuwen M, Vlassenbroek A, Velthuis B

*Minimizing clip artifacts in multi CT angiography of clipped patients.*

AJNR Am J Neuroradiol 2006; 27: 60–66.

Van der Schaaf IC, Velthuis BK, Wermer MJH, Frenkel NJ, Majoie CBLM, Witkamp TD, de Kort G, Freling NJ, Rinkel GJE, ASTRA Study Group

*Multislice computed tomography angiography screening for new aneurysms in patients with previously clip-treated intracranial aneurysms: Feasibility, positive predictive value, and interobserver agreement.*

J Neurosurg 105, 682–688 (2006).

- Waaiker A, Prokop M, Velthuis BK, Bakker CJG, de Kort GAP, van Leeuwen MS  
*Circle of Willis at CT angiography: dose reduction and image quality--  
reducing tube voltage and increasing tube current settings.*  
Radiology 2007; 242: 832–839.
- Wallace RC, Karis JP, Partovi S, Fiorella D  
*Noninvasive imaging of treated cerebral aneurysms, part I: MR angiographic  
follow-up of coiled aneurysms.*  
AJNR Am J Neuroradiol 2007a; 28: 1001–1008.
- Wallace RC, Karis JP, Partovi S, Fiorella D  
*Noninvasive imaging of treated cerebral aneurysms, Part II: CT angiographic  
follow-up of surgically clipped aneurysms.*  
AJNR Am J Neuroradiol 2007b; 28: 1207–1212.
- Wanke I, Egelhof T, Dörfler A, Forsting M  
*Intracranial aneurysms: pathogenesis, rupture risk, treatment options*  
Rofo 2003; 175: 1064–1070.
- Wiebers DO, Whisnant JP, Huston J, Meissner I, Brown RD, Piepgras DG, Forbes  
GS, Thielen K, Nichols D, O'Fallon WM, Peacock J, Jaeger L, Kassell NF,  
Kongable-Beckman GL, Torner JC, International Study of Unruptured Intracranial  
Aneurysms Investigators  
*Unruptured intracranial aneurysms: natural history, clinical outcome, and  
risks of surgical and endovascular treatment.*  
Lancet 362, 103–110 (2003).
- Winklehner A, Karlo C, Puipe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, Pfammatter T,  
Frauenfelder T, Alkadhi H  
*Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: evaluation of radiation  
dose saving potential.*  
Eur Radiol 2011; 21: 2521–2526.

## Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Akute Subarachnoidalblutung im Nativ-CCT .....	6
Abbildung 2: Aneurysma des Ramus communicans anterior in der CT- Angiographie .....	8
Abbildung 3: Digitale Subtraktionsangiographie nach Clipversorgung .....	9
Abbildung 4: Aneurysma des R. comm. anterior in der MR-Angiographie .....	9
Abbildung 5: Aneurysmaclips .....	11
Abbildung 6: Coilversorgung eines Aneurysmas des R. communicans anterior ...	12
Abbildung 7: Verdichtung von Coils im Aneurysmafundus eines Rezidivaneurysmas der ACA .....	13
Abbildung 8: Auslöschungsartefakte in der TOF-MRA bei clipversorgtem Aneurysma (A) und coilversorgtem Aneurysma (B) .....	15
Abbildung 9: Windmühlenartefakte im CT .....	17
Abbildung 10: A – diagnostische Fensterung; B – Auslöschungsartefakte; C - Ablenkungsartefakte.....	26
Abbildung 11: Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) .....	28
Abbildung 12: Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) .....	30
Abbildung 13: Artefaktfläche – intraindividueller Vergleich.....	33
Abbildung 14: Artefaktfläche in den Untergruppen.....	34
Abbildung 15: Vergleich Artefaktfläche Clipping vs. Coiling .....	35
Abbildung 16: Korrelation Artefaktfläche/Aneurysmavolumen .....	36
Abbildung 17: Korrelation Artefaktfläche/kumulative Coillänge .....	36
Abbildung 18: Bildqualität .....	37
Abbildung 19: Länge der beeinträchtigten Gefäßsegmente.....	39

Tabelle 1: Stadieneinteilung der SAB .....	7
Tabelle 2: Demographische Daten .....	22
Tabelle 3: Clip-versorgte Patienten .....	23
Tabelle 4: Coil- und Stentversorgte Patienten .....	23
Tabelle 5: Bildqualität (iQ) .....	27
Tabelle 6: Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) .....	29
Tabelle 7: Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR).....	31
Tabelle 8: Artefaktfläche (artifact area) .....	32
Tabelle 9: Artefaktfläche - Auslöschungs- und Ablenkungsartefakte .....	33
Tabelle 10: Bildqualität in den Untergruppen .....	37
Tabelle 11: Bildqualität .....	38
Tabelle 12: Länge der beeinträchtigten Gefäßsegmente .....	39

## Danksagung

Ich danke Herrn PD Dr. med. Attila Kovács für die freundliche Überlassung und Einführung in das Thema und „Starthilfe“ bei den Untersuchungen und mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dirk Petersen für Übernahme der weiteren Betreuung bis zum Abschluss dieser Arbeit.

Ein herzlicher Dank geht an alle Patienten, die an dieser Studie teilgenommen haben – ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ebenfalls danken möchte ich den Medizinisch-technischen Radiologie-AssistentInnen, insbesondere Anika und allen weiteren Mitarbeitern des Neuroradiologischen Institutes und der Radiologischen Klinik für die Hilfe bei der Durchführung der Untersuchungen.

Ich danke meinem Chef Prof. Dr. med. Volker Tronnier für die klinische und wissenschaftliche Förderung und für die fortwährende Unterstützung in den vergangenen Jahren.

Dr. med. Christian Mohr danke ich für Korrekturen und konstruktive Vorschläge.

Meinen Freunden, insbesondere Annabella danke ich für Ansporn und Aufmunterung.

Minu danke ich für die Gesellschaft am Schreibtisch und das „Korrekturlesen“

Meinen lieben Eltern und meiner Schwester Susanne danke ich für die Geduld, die sie jahrelang mit mir und dem Thema „Doktorarbeit“ gehabt haben. Vielen Dank für den Rückhalt in allen Lebensphasen.

Sabrina – danke für das Verständnis, die Geduld, die Kraft und die Liebe.

## Lebenslauf



	Name:	Klaus Brunswig
	Geburtsdatum:	01.08.1977
	Geburtsort:	Würzburg
<b>Schulbildung:</b>	06/1997	Allgemeine Hochschulreife, Gymnasium am Markt, Bünde, Westf.
<b>Zivildienst:</b>	07/1997 – 07/1998	Zentral-OP, Lukaskrankenhaus, Bünde, Westf.
<b>Ausbildung</b>	10/1998 – 04/1999	Informatiker für Medizinökonomie am b.i.b. (Bildungszentrum für informationsverarbeitende Berufe) in Paderborn.
<b>Studium</b>	04/1999 – 11/2005	Humanmedizin an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster.
<b>Praktisches Jahr</b>	10/2004 – 02/2005	Klinik für Neurochirurgie, Universitätsklinikum Münster
	02/2005 – 05/2005	Chirurgische Abteilung des Regionalspital Laufenburg, Schweiz
	05/2005 – 09/2005	Medizinische Klinik, Universitätsklinikum Münster
<b>Beruflicher Werdegang:</b>	Seit 01/2006	Assistenzarzt an der Klinik für Neurochirurgie, UK-SH Campus Lübeck

### Präsentationen und Veröffentlichungen:

- Bonnemeier H, Krauss T, Brunswig K, Burgdorf C  
*Severe headache and a broken heart.*  
Europace 2008; 10: 1115–1116.
- Ditz C, Brunswig K, Meyer C, Reusche E, Nowak G, Tronnier V  
*Intracranial Melanotic Schwannoma: A Case Report of Recurrence with Extra- and Intradural Manifestation Two Decades After Initial Diagnosis and Treatment.*  
Cen Eur Neurosurg 2010; 72: 211–215.
- Brunswig K, Spuck S, Tronnier VM, Bonsanto MM  
*Korrelation von hochauflösender Ultraschall- und MR-Bildgebung des Nervus ulnaris in der präoperativen Diagnostik.*  
Posterpräsentation DGNC 2010 Mannheim.

# Anhang

## Patienteninformation und Aufklärung



Dr. Attila Kovács - Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin  
UK S-H/Campus Lübeck - Ratzeburger Allee 160, 23538 Lübeck

Patientendaten

UNIVERSITÄTSKLINIKUM  
Schleswig-Holstein



Campus Lübeck

**Ansprechpartner:** Dr. med. Attila Kovács  
**Tel:** 0451 / 500-6492  
**Fax:** 0451 / 500-6497  
**E-Mail:** [attila.kovacs@uksh.de](mailto:attila.kovacs@uksh.de)  
**Internet:** [www.uksh.de](http://www.uksh.de)

**Datum:** 30.10.2012

### Patienteninformation im Rahmen eines medizinischen Forschungsvorhabens

Patienteninformation zu der Studie

#### ***Reduktion von Metallartefakten im Mehrschichtspiral-CT zur postinterventionellen Darstellung von intrakraniellen Clips, Stents und Coils unter Verwendung der iterativen Rekonstruktion***

Bitte lesen Sie diese Patienteninformation sorgfältig durch. Ihre Ärztin/Ihr Arzt wird mit Ihnen ein ausführliches Gespräch über die Studie führen. Bitte scheuen Sie sich nicht fragen zu stellen, wenn Sie etwas nicht verstehen oder wenn Sie zusätzlich etwas wissen möchten. Sollten Sie weitere Fragen bezüglich der Studie haben, wenden Sie sich bitte an den aufklärenden Arzt oder direkt an den Studienleiter Dr. Attila Kovács (Adresse: Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin, UKSH/Campus Lübeck, Ratzeburger Allee 160, D-23538 Lübeck, Tel. 0451/5006492, Fax. 0451/5006497, email: [attila.kovacs@uksh.de](mailto:attila.kovacs@uksh.de)). Diese Studie wird gemäß des Grundsatzes des Strahlenschutzes, genannt ALARA-Prinzip (As Low As Reasonable Achievable, englisch für: „so niedrig, wie vernünftigerweise erreichbar“) und nicht im Auftrag einer Firma oder eines Geldgebers durchgeführt.

Wir möchten Sie bitten, an einer speziellen Schichtbild-Untersuchung im Rahmen einer wissenschaftlichen Studie teilzunehmen. Unser Ziel ist es eine neue Methode zur Reduzierung von Metallartefakten in der Computertomographie einzuführen. Dazu soll in der hier vorgestellten Studie der Methodenvergleich zwischen zwei Rekonstruktionsverfahren (der konventionellen und der neuen, iterativen Rekonstruktion) durchgeführt werden, und zwar an Patienten nach Behandlung von Aneurysmen der hirnersorgenden Gefäße mittels Clips, Stents oder Coils.

Auch bei Ihnen ist ein Aneurysma der hirnersorgenden Gefäße durch Clips, Stents oder Coils ausgeschaltet worden, weshalb Sie sich regelmässig Verlaufsuntersuchungen unterziehen müssen, um die erfolgreiche Ausschaltung des Aneurysmas zu überprüfen.

Universitätsklinikum  
Schleswig-Holstein  
Anstalt des  
öffentlichen Rechts

Vorstandsmitglieder:  
Prof. Dr. Jens Scholz  
Peter Pansegrau  
Christa Meyer





Hierfür stehen drei Verfahren zur Verfügung. Das Standard-Verfahren für die Beurteilung gecoilter, Stent-versorgter oder geclippter Gefäße die invasive Katheterangiographie (DSA). Diese Methode bietet nach wie vor die beste Beurteilbarkeit. Trotz eines geringen Risikos bleibt die DSA ein zeit- und kostenaufwändiges und nicht zuletzt für den Patienten belastendes Verfahren. In der Regel ist sie mit mindestens einen Tag Krankenhausaufenthalt verbunden.

Die routinemässig eingesetzte Kernspinalangiographie (MRA) ist ein nicht-invasives Verfahren. Sie bietet bei gecoilten Gefäßen eine gute Beurteilbarkeit. Bei Stent-versorgten und geclippten Gefäßen ist die Bildqualität durch Signalauslöschungen allerdings deutlich beeinträchtigt. Für Patienten mit bestimmten Metallimplantaten (z.B. Herzschrittmacher) oder „Platzangst“ (Klaustrophobie) ist das Verfahren nicht geeignet.

Die CT-Angiographie (CTA) ist ein in der klinischen Routinediagnostik häufig eingesetztes, nicht invasives Verfahren, das eine sehr genaue bildliche Darstellung der hirnersorgenden Gefäße erlaubt. Die Bildqualität in der CTA ist nach Einbringen von metallischen Fremdmaterialien, wie Clips, Stents und Coils allerdings ebenfalls deutlich eingeschränkt. Eine Darstellung gecoilter oder geclippter Gefäße im CT ist zwar nicht invasiv und mit deutlich weniger Risiken für den Patienten verbunden, aber bisherige Erkenntnisse haben gezeigt, dass die durch Metallimplantate beeinträchtigte Bildqualität im CT nur durch deutliche Erhöhung der Strahlendosis zu verbessern ist.

Unsere Absicht ist es eine bereits in der Diagnostik anderer Körperregionen etablierte diagnostische Methode, nämlich die iterative Rekonstruktion, auch auf die hirnersorgenden Gefäße anzuwenden. Diese Rekonstruktions-Methode hat das Potential, die Metallartefakte deutlich zu reduzieren, ohne eine Erhöhung der Strahlendosis zu benötigen. Somit kann sie in der klinischen Routine im Rahmen der Nachsorge ergänzend zur oder an Stelle der invasiven DSA Verwendung finden.

Sie nehmen an einer Studie teil, in der eine standardisierte CT-Angiographie durchgeführt wird. Die Auswertung erfolgt dann mit zwei zu vergleichenden Rekonstruktionsmethoden.

Die reine Untersuchungsdauer im CT wird etwa 20 Sekunden betragen. Die Untersuchung erfolgt in Rückenlage. Sie haben während der Untersuchung jederzeit die Möglichkeit, mit den Untersuchern über eine Sprechanlage in Kontakt zu treten. Die Computertomographie ist unter Berücksichtigung der Kontraindikationen ein diagnostisches Verfahren ohne relevantes Risiko. Da es sich um eine kontrastverstärkte Untersuchung handelt, wird für die Kontrastmittelgabe eine venöse Verweilkanüle gesetzt. Das verwendete Kontrastmittel ist das auch in der klinischen Routine für CT-Angiographien verwendete Kontrastmittel. Die verwendete Kontrastmittelmenge entspricht der in der klinischen Routine verwendeten Kontrastmittelmenge ebenso wie die Injektionsgeschwindigkeit. Unter Beachtung der allgemeinen Kontraindikationen wie Kontrastmittelallergie, Niereninsuffizienz, Hyperthyreose und Metformintherapie ist die intravenöse Kontrastmittelgabe ein risikoarmes diagnostisches Vorgehen.

Die Teilnahme an dieser Studie ist freiwillig. Sollten Sie an dieser Studie nicht teilnehmen wollen, entstehen Ihnen hierdurch keine Nachteile in der weiteren Behandlung. Sie können auch zu jedem Zeitpunkt die Teilnahme an dieser Studie ohne Begründung beenden, ohne dass für Sie hierdurch Nachteile in der weiteren Behandlung entstehen.



Dr. Attila Kovács - Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin  
UK S-H/Campus Lübeck - Ratzeburger Allee 160, 23538 Lübeck

Patientendaten

UNIVERSITÄTSKLINIKUM  
Schleswig-Holstein

Campus Lübeck

Ansprechpartner: Dr. med. Attila Kovács

Tel: 0451 / 500-6492

Fax: 0451 / 500-6497

E-Mail: attila.kovacs@uksh.de

Internet: www.uk-s-h.de

Datum: 30.10.2012

Einwilligungserklärung im Rahmen eines medizinischen Forschungsvorhabens

Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie

***Reduktion von Metallartefakten im Mehrschichtspiral-CT zur postinterventionellen Darstellung von intracraniellen Clips, Stents und Coils unter Verwendung der iterativen Rekonstruktion***

Ich bin über die oben genannte Studie, die vom Institut für Neuroradiologie durchgeführt wird informiert worden und habe die schriftliche Patienteninformation erhalten, gelesen und verstanden. Ich wurde durch die unten genannte Ärztin/den unten genannten Arzt ausführlich – mündlich und schriftlich - über das Ziel und den Verlauf der Studie, über die Chancen und Risiken der Untersuchung, meine Rechte und Pflichten, den mir zustehenden Versicherungsschutz und die Freiwilligkeit der Teilnahme aufgeklärt. Ich hatte Gelegenheit alle meine Fragen zu stellen. Diese wurden zufriedenstellend und vollständig beantwortet. Ich erkläre hiermit meine Teilnahme an der oben genannten Studie. Mein Einverständnis erteile ich freiwillig und ich weiß, dass ich es jederzeit widerrufen kann – ohne Angabe von Gründen und ohne, dass mir dadurch Nachteile entstehen. Ich wurde über meine Datenschutzrechte informiert. Mit der Erhebung, Verarbeitung und Speicherung meiner Daten, sowie der Übermittlung im Rahmen der Studie bin ich einverstanden.

\_\_\_\_\_  
Datum

\_\_\_\_\_  
Name der Patientin/des Patienten

\_\_\_\_\_  
Unterschrift

\_\_\_\_\_  
Name der Ärztin/des Arztes

\_\_\_\_\_  
Unterschrift

## Votum der Ethikkommission



UNIVERSITÄT ZU LÜBECK

Universität zu Lübeck · Ratzeburger Allee 160 · 23538 Lübeck

Herrn  
Dr. med. Kovács  
Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin

im Hause

nachrichtlich:  
Herrn Prof. Barkhausen, Direktor der Klinik für Radiologie und  
Nuklearmedizin

### Ethik-Kommission

Vorsitzender:  
Herr Prof. Dr. med. Dr. phil. H. Raspe  
Universität zu Lübeck  
Stellv. Vorsitzender:  
Herr Prof. Dr. med. F. Gieseler  
Ratzeburger Allee 160  
23538 Lübeck

Sachbearbeitung: Frau Janine Erdmann  
Tel.: +49 451 500 4639  
Fax: +49 451 500 3026  
janine.erdmann@medizin.uni-luebeck.de

Aktenzeichen: 12-169  
Datum: 07. November 2012

### Sitzung der Ethik-Kommission am 27. September 2012

Antragsteller: Herr Dr. Kovács / Herr Prof. Barkhausen

**Titel: Reduktion von Metallartefakten im Mehrschichtspiral-CT zur postinterventionellen  
Darstellung von intracraniellen Clips, Stents und Coils unter Verwendung der  
iterativen Rekonstruktion**

Sehr geehrter Herr Dr. Kovács,

vielen Dank für Ihr Schreiben vom 01. November 2012, in dem Sie unserem Wunsch nach weiteren  
Informationen zum Studienvorhaben nachkommen und die überarbeiteten Aufklärungsmaterialien vorlegen.

Die Kommission hat nunmehr keine Bedenken mehr.

Bei Änderung des Studiendesigns sollte der Antrag erneut vorgelegt werden. Über alle schwerwiegenden oder unerwarteten und  
unerwünschten Ereignisse, die während der Studie auftreten, muß die Kommission umgehend benachrichtigt werden.

Die ärztliche und juristische Verantwortung des Studienleiters und der an der Studie teilnehmenden Ärzte bleibt entsprechend der  
Beratungsfunktion der Ethikkommission durch unsere Stellungnahme unberührt.

Mit freundlichem Gruß bin ich  
Ihr

Prof. Dr. med. Dr. phil. H. Raspe  
Vorsitzender