Aus der Abteilung Neuroradiologie (Prof. Dr. med. M. Knauth) im Zentrum Radiologie der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

Stentapposition in der neuroradiologisch-interventionellen Aneurysmatherapie

INAUGURAL-DISSERTATION zur Erlangung des Doktorgrades für Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität zu Göttingen

> vorgelegt von Nadine Jagade aus Magdeburg

> Göttingen 2011

Dekan: Prof. Dr. med. C. Frömmel

- 1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Knauth
- 2. Berichterstatter/in: Prof. Dr. med. Ludwig
- 3. Berichterstatter/in: Prof. Dr. med. dent. Mausberg
- Tag der mündlichen Prüfung: 28.02.2012

Inhaltsverzeichnis

A	Abkürzungsverzeichnis1				
1	Einleitung	2			
2	Material und Methodik	6			
	2.1 Material	6			
	2.1.1 Hardware	6			
	2.1.2 Datenbasis	6			
	2.1.2.1 Akquirierte Datensätze	6			
	2.1.2.2 Klinische Daten	6			
	2.1.2.3 Demographische Patientenverteilung	7			
	2.1.3 Implantatmaterial - drei verschiedene Stents	8			
	2.1.3.1 Neuroform™-Stent	8			
	2.1.3.2 Enterprise™- Stent	9			
	2.1.3.3 Wingspan™-Stent	10			
	2.2 Methodik	11			
	2.2.1 Rotationsakquisition	11			
	2.2.2 Software zum Postprocessing der akquirierten Datensätze	12			
	2.2.3 Visualisierung der Daten	13			
	2.2.3.1 Multiplanare Rekonstruktion (MPR)	13			
	2.2.3.2 Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP)	13			
	2.2.3.3 Volumen-Rendering-Technik (VRT)	14			
	2.2.3.4 Durchgeführte standardisierte Bildnachbearbeitung	14			
	2.2.3.5 Methode der Fusion von Datensätzen	15			
3	B Ergebnisse	16			
	3.1 Präsentation der nachbearbeiteten Datensätze	16			
	3.2 Auswertung der präsentierten nachbearbeiteten Datensätze	43			

4	Di	skussion	46
	41	Detailerkennbarkeit der Stentmaschen und Artefaktfreiheit	46
	4.2	Vorteile durch neue Bildbearbeitungsmethoden	47
	4.3	ACT als sinnvolle Ergänzung zur konventionellen CT?	48
	4.4	Grenzen der angiographischen Computertomographie	49
	4.5	Beurteilung der Stententfaltung durch orthogonale Rekonstruktion an den Stentenden	50
	4.6	Beurteilungen von Intimaproliferationen	50
	4.7	Eindeutige Lokalisation von Stentmarkern im Arterienlumen und adhärente Kontrastmittelaussparungen	51
	4.8	Problem der Darstellung von Kontrastmittel und Stentmarker	51
	4.9	Eindeutige Lokalisaton von dislozierten Coilschlingen	52
	4.10	Beurteilung von Dislokationen einzelner Stentmaschen	53
	4.11	Konformitätsvergleich zwischen Neuroform™-und Enterprise™-Stent	54
	4.12	2 Detailerkennbarkeit aller Stentmarker nach Doppelstenting	55
5	Ζι	Isammenfassung	57
	5.1	Schlussfolgerung	58
6	Ał	obildungsverzeichnis	59
7	Та	abellenverzeichnis	60
8	Li	teraturverzeichnis	61
9	Ar	nhang: Tabelle 2	67

Abkürzungsverzeichnis

A	Arterie
ACI	Arteria carotis interna
ACT	Angiographische Computertomographie
CDRH	Center of devices and radiological health
СТ	Computertomographie
3d	dreidimensional
DSA	Digitale Subtraktionsangiographie
DR	Dynavision Run
DS	Digitale Subtraktion
FOV	field of view
ISAT	International Subarachnoid Aneurysma Trial
1k	1024 ² Matrix
MCA	Arteria cerebri media
MIP	Maximum-Intensitäts-Projektion
mm	Millimeter
MPR	Multiplanare-Rekonstruktion
MRT	Magnetresonanztomographie
РТА	Perkutane transluminale Angioplastie
S	Sekunden
SAB	Subarachnoidalblutung
VRT	Volumen-Rendering-Technik
WC	window center, Fenstermitte
ww	window width, Fensterweite

1 Einleitung

Gegenstand dieser Arbeit ist die Stentapposition in der neuroradiologisch - interventionellen Aneurysmatherapie.

Die vorgelegte Studie soll den Nutzen der Angiographischen Computertomographie (ACT) für die Beurteilung des Verhaltens intrakranieller Stents bei Patienten nach zerebraler Aneurysmatherapie zeigen. Es soll dargestellt werden, worin die Vorteile der ACT im Vergleich zur digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) bestehen und wo sie diese sinnvoll ersetzen könnte.

Klinischer Hintergrund

Bei einem zerebralen Aneurysma liegt eine mangelhafte Ausbildung der arteriellen Gefäßwand vor. Hierdurch kommt es zu einer dünnwandigen Aussackung des Gefäßes. Intrakranielle Aneurysmen manifestieren sich klinisch häufig in einer Subarachnoidalblutung (SAB) oder mit druckbedingten, lokalen neurologischen Symptomen (Masuhr und Neumann 2007). Eine SAB ist eine lebensbedrohliche Erkrankung, die als interdisziplinärer Notfall in einer Schwerpunktklinik behandelt werden muss. Ziel der Therapie ist es, die Blutungsquelle zu beseitigen, um eine Nachblutung, die häufig innerhalb der ersten Tage auftritt, zu verhindern. Es gibt zwei verschiedene Therapiemöglichkeiten für das intrakranielle Aneurysma: Die chirurgische Therapie ("clipping") sowie die mittlerweile etablierte Methode der endovaskulären Aneurysmatherapie ("coiling"). Bei der chirurgischen Therapie wird der Aneurysmahals mit einem Metallclip abgeklemmt, um den Blutstrom in die Gefäßaussackung zu unterbinden. Die endovaskuläre Embolisation des Aneurysmas erfolgt unter Verwendung von über einen Katheter eingebrachte Metallspiralen und wird als Coiling bezeichnet. Die endovaskuläre Therapie wurde initial nur bei chirurgisch schwierigen oder nicht behandelbaren Aneurysmen, insbesondere der posterioren Zirkulation, angewandt (Forsting und Wanke 2006). Die Verwendung von Stents in der intrakraniellen Zirkulation entwickelte sich aus dem erfolgreichen Einsatz der Stent-Perkutanen Transluminalen Angioplastie zur

Behandlung von Koronarstenosen zum Ende der 80er Jahre. Jedoch kam es in der beginnenden Therapiephase zu akuten Reststenoseraten von bis zu 50 % aufgrund von Gefäßspasmen und zu resultierenden Gefäßdissektionen. Erst Ende der 90er Jahre konnten bessere Ergebnisse durch neue technische Möglichkeiten sowie größere Erfahrungswerte erzielt werden. Der Unterschied zwischen Hirnund Koronararterien liegt in einer schwächeren Muscularis und Adventitia der Hirnarterien. Diese sind außerdem von Liquor umgeben und an vielen kleinen Arachnoidalzotten aufgehängt, welche oft angiographisch nicht sichtbar sind. Werden hier nun starre Stents (Koronarstents) eingebracht, so kann es zu einer Verletzung der Gefäße kommen, da die überstenteten Gefäße sich stark deformieren müssen. Dies kann zu Infarkten oder Blutungen führen und somit möglicherweise schwerwiegende neurologische Komplikationen auslösen. Hieraus resultiert, dass diese Stentsysteme weniger für die meist kurvig verlaufenden intrakraniellen Gefäße geeignet waren (Klein 2007).

Erst durch die Entwicklung neuerer Materialien und flexiblerer Stentsysteme sowie durch zunehmende Erfahrung der Operateure ist die endovaskuläre Therapie heutzutage eine echte Alternative zur chirurgischen Behandlung geworden (Forsting und Wanke 2006). Die Verwendung von intrakraniellen Stents bezieht sich auf zwei unterschiedliche Indikationen, nämlich die Stentimplantation zur Therapie von Stenosen sowie die Stentimplantation als Remodelling bei der Aneurysmatherapie. Dass die endovaskuläre Aneurysmatherapie auch ohne Stentimplantation, also durch alleiniges Coiling zu entsprechenden klinischen Erfolgen sowie weniger postoperativen Zwischenfällen führen kann, zeigt sich in der größten prospektiven Studie (ISAT – International Subarachnoid Aneurysma Trial). Es wurden über 2000 Patienten mit Subarachnoidalblutung randomisiert und wahlweise wurde ein chirurgisches Clipping oder eine endovaskuläre Aneurysmatherapie (vorwiegend Coiling ohne Stent) durchgeführt. Bei der Auswertung der Ergebnisse nach einem Jahr wurde festgestellt, dass 326 von 1055 Patienten (30,9%) mit geclipptem Aneurysma und 250 von 1063 Patienten (23,5 %) mit endovaskulär durchgeführtem Coiling starben oder pflegebedürftig wurden (Vanninen et al. 1999). Dies bedeutet eine absolute Risikoreduktion von 7,4 % für Patienten mit endovaskulärer Aneurysmatherapie. Hierbei darf jedoch nicht vergessen werden, dass nach endovaskulärer Therapie ein leicht höheres Risiko von Restaneurysma durch möglicherweise unvollständiges Coiling besteht (Morris 2007). Nicht nur die Wahl der Therapieform, sondern vor allem auch der Zeitpunkt der Therapie ist entscheidend für die Prognose des Patienten. Aneurysma - induzierte Subarachnoidalblutungen sollten innerhalb von 3 Tagen nach der Aufnahme therapiert werden (Bracard et al. 2002). In einer Studie von Duke et al. wurde beschrieben, dass eine Behandlung sogar innerhalb von 24 Stunden notwendig sei, damit postoperativ ein gutes neurologisches Ergebnis für die Patienten generiert ist (Duke et al. 1998).

Im Folgenden soll auf die Durchführung der endovaskulären Therapie der Coil -Embolisation mit Remodelling durch Ballon - Protektion (temporär) oder Stentprotektion (dauerhaft) näher eingegangen werden. Die Remodelling Technik wurde ursprünglich von Moret et al. 1994 beschrieben. Diese Art der Aneurysmatherapie erfolgt durch den kombinierten Einsatz von einem Ballon sowie dem Coiling. Coils sind elektrolytisch ablösbare Platinspiralen, die zum Verschluss des Aneurysmas dienen. Der Ballon dient als temporärer Schutz des Trägergefäßes vor dem Prolabieren der Coils. Unter Vollnarkose und über einen transfemoralen Zugang muss vor dem Einbringen des Mikrokatheters der Ballon mit Hilfe eines Mikrodrahtes exakt auf Höhe des Aneurysmas im Trägergefäß platziert werden. Der Mikrokatheter darf nicht zuerst in das Aneurysma positioniert werden, da hier die Gefahr der Verlagerung des Mikrokatheters bei der Ballonnavigation besteht. Der Ballon sollte mit einem Gemisch aus Kochsalz und Kontrastmittel gefüllt sein (Mischungsverhältnis 1:1). Ist der Ballon suffizient platziert und inflatiert, erfolgt das Coiling. Die Balloninflation muss langsam durchgeführt werden, so dass die Arterie ausgefüllt, aber nicht überdehnt und aufgerissen wird. Die Coils sollten immer erst dann abgelöst werden, wenn sichergestellt werden kann, dass sie ihre Position auch nach der Deflation des Ballons stabil halten können. Wenn dies nicht der Fall ist und ein Coil in das Gefäß prolabiert, muss eine Repositionierung des Coils mittels erneuter Balloninflation durchgeführt werden.

Eine Alternative zur Ballonremodelling-Technik bietet das stentgeschützte Aneurysmacoiling. Im Gegensatz zum Ballon verbleibt der Stent im Gefäß und hält das Arterienlumen auch nach der Intervention offen (Solymosi et al. 2005).

Die Stentimplantation führt jedoch zu einem erhöhten thromboembolischen Risiko sowie zu der Gefahr einer in-stent Stenose durch Intimahyperplasien (Benitez et al. 2004).

4

In dieser Studie wird primär das Neuroform-3TM Microdelivery Stentsystem (Boston Scientific, Natick, Mass) untersucht. Dieses besteht aus dem Neuroform-3[™]-Stent selbst, einem Mikrokatheter, einem "Stabilizer" sowie einer "peelable sheath". Mit dem Mikrokatheter kann der Stent zum Aneurysma transportiert werden. Der Stabilizer ist ein zweiter Katheter, der sich in dem Mikrokatheter befindet, um den Stent zu halten und an gewünschter Position seine Entfaltung zu ermöglichen. Die "peelable sheath," eine abziehbare Hülle, erleichtert das so genannte Zurückziehen des Führungsdrahtes in den Mikrokatheter durch den vorgespannten Stent. Der Zugang zu den intrakraniellen Gefäßen ist sehr geschlängelt (Karotissiphon) und die Gefäße sind leicht verletzbar. Das Stentsystem muss also weich und flexibel sein (de Rochemont et al. 2004). Ist die richtige Stentposition bestimmt, so kann dieser durch Zurückziehen des Mikrokatheters freigesetzt werden. Das Zurückziehen eines teilentfalteten Stents in das Trägersystem ist aufgrund des offenen Zelldesigns hierbei nicht möglich, wodurch eine Repositionierungsmöglichkeit des Stents entfällt. Anschließend erfolgt das Coiling durch die Stentmaschen.

Technischer Hintergrund - Flachbilddetektoren

In den letzten Jahren hat sich die radiologische Bildgebung erheblich weiterentwickelt. Es erfolgte ein Übergang zur digitalen Akquisition von Röntgenbildern (Spahn et al. 2003). Seit 2005 wurden in Deutschland immer mehr Angiographie-Anlagen installiert, die mit digitalen Flächendetektoren ausgestattet sind. Die Flächendetektoren bieten neben der niedrigen Strahlenbelastung für Patienten und Anwender eine höhere Dynamik und Bildtiefe (Kalender 2003). Durch die quadratische oder rechteckige Geometrie der sensitiven Detektorfläche kann ein deutlich größeres Volumen mit nur einer Rotationsakquisition verzerrungsfrei dargestellt werden (Spahn et. al 2003). Im Vergleich zu klinischen CT-Scannern kann die 3D-Ortsauflösung erheblich gesteigert werden, ist aber im Vergleich zu Bildverstärkersystemen kaum besser (Kalender 2003).

2 Material und Methodik

Material

Hardware

Alle gezeigten Daten wurden in einem Zeitraum zwischen den Jahren 2005 und 2008 auf einem biplanaren Angiographiesystem mit Flachdetektor-Technologie und leistungsstarken Algorithmen zur Bildnachbearbeitung, dem AxiomArtis dBA – System (Siemens Medical Solutions, Erlangen), akquiriert.

Datenbasis

Akquirierte Datensätze

Für diese Studie wurden 29 Rotationsakquisitionen von 18 endovaskulär und 2 chirurgisch therapierten Patienten im Alter von 22 – 75 Jahren untersucht:

- 15 Datensätze prä-, peri- oder direkt postintverventionell
- 3 Datensätze nach einer zweiten Intervention
- 11 Kontrolluntersuchungen (in Abständen von 6 Monaten nach der Intervention).

Alle untersuchten 20 Patienten wurden in den Jahren 2004 bis 2008 in der Abteilung Neuroradiologie des Universitätsklinikums in Göttingen behandelt. Die Auswertung der akquirierten Datensätze erfolgte auf der Basis folgender klinischer Daten.

Klinische Daten

Es wurden 18 Patienten nach einer endovaskulären Therapie eines Hirnarterienaneurysmas untersucht.

Es lagen 11 Aneurysmen der Arteria carotis interna, 6 Aneurysmen der Arteria basilaris und 1 Aneurysma der Arteria cerebri posterior vor.

Zwei Patienten wurden nach endovaskulärer Therapie einer Stenose der Arteria cerebri media (MCA) untersucht. Eine Übersicht über die klinischen Ausgangsbefunde und die jeweils eingeleitete Therapie zeigt Tabelle 1 im Anhang.

Demographische Patientenverteilung

Das Studienkollektiv besteht aus insgesamt 20 Patienten (13 Frauen, 7 Männer) im Alter von 22 bis 75 Jahren mit einem Durchschnittsalter von 47,2 Jahren. Eine Übersicht über die Altersverteilung zeigt Abbildung 1.



Abbildung 1: Altersverteilung des Studienkollektivs (20 Patienten)

Implantatmaterial - drei verschiedene Stents

Zur endovaskulären neuroradiologisch-interventionellen Therapie der cerebralen Aneurysmen sowie der teils hochgradigen intrakraniellen Stenosen wurden 3 verschiedene Stentsysteme gewählt. Bei 15 Patienten wurde ein Neuroform[™]-Stent implantiert, wobei 2 dieser Patienten jeweils 2 Neuroform[™]-Stents ineinander implantiert bekommen haben ("double stenting"). Bei vier Patienten wurde ein Enterprise[™]-Stent und bei einer Patientin ein Wingspan[™]-Stent implantiert.

Neuroform[™]-Stent

Der Neuroform[™]-Stent (Boston Scientific, Natick, Mass) besteht aus einer Nickel-Titan-Legierung (Nitinol). Der Stent wird primär nur zum Remodelling in der Aneurysma - Therapie eingesetzt. Es ist ein selbst-expandierender intrakranieller Stent mit einem so genannten offenen Zelldesign. Dies bedeutet, dass die Stentmaschen nur an drei Punkten der einzelnen Ringe miteinander verknüpft sind. Der Neuroform-3[™]-Stent hat jeweils 3 solcher Verknüpfungsstellen im Unterschied zum älteren Neuroform-2[™]-Stent, der nur zwei solcher Verknüpfungsstellen aufweist. An beiden Stentenden befinden sich jeweils vier Platinmarker, die im Gegensatz zu Nitinol stark röntgendicht sind und somit die Erkennbarkeit des Stents während und nach der Entfaltung erleichtern (Ebrahimi et al. 2005). Die Entwicklung vom Neuroform-3[™]-Stent hat den Stentbereich mit offenen Zellen um 39% reduziert. Dies führt zu einem geringeren Maschenprolaps-Risiko, wenn der Stent in gekrümmte Arterien implantiert wird (Benndorf et al. 2006).



Abbildung 2: über Mikrokatheter geführter selbstexpandierender Neuroform[™]-Stent. Bild aus: Boston Scientific 2008

Enterprise[™]- Stent

Der Enterprise[™]-Stent (Cordis, Miami Lakes, Florida, USA) besteht aus einer Nickel-Titan-Legierung (Nitinol), hat aber im Unterschied zum Neuroform[™]-Stent ein geschlossenes Zelldesign ("closed cell design"). Er hat proximal und distal jeweils vier röntgendichte Platinmarker, die in unterschiedlichen Ebenen an den aufgeweiteten Stentenden lokalisiert sind (Ebrahimi et al. 2007). Im Gegensatz zum Neuroform[™]-Stent erlaubt das Enterprise[™]-Stentsystem eine partielle Rückführung des teilentfalteten Stents in den Mikrokatheter, solange er nicht über 75% seiner Länge aus dem Katheter hinausgeschoben wird. Diese Eigenschaft ermöglicht eine Repositionierung des Stents während der Intervention (Solymosi et al. 2005). Die Stentenden sind leicht aufgeweitet, um eine gute Apposition an die Arterienwand zu garantieren. In totaler Entfaltung ist der Stent im zentralen Anteil 4,5 mm breit (Weber et al. 2007).

3)

Zur Anzeige wird der QuickTime™ Dekompressor "" benötigt.

4)

Zur Anzeige wird der QuickTime™ Dekompressor "" benötigt.

Abbildung 3: Enterprise[™]-Stent mit fixiertem " closed cell" Design und aufgeweiteten Enden.

Abbildung 4: Enterprise[™]-Stent mit dem Delivery System

(Bilder aus Weber et al. 2007, Seite 557)

Wingspan[™]-Stent

Der Wingspan[™]-Stent (Boston Scientific, Smart, California, USA) wird im Unterschied zum Neuroform[™]-Stent primär zur Behandlung von Stenosen benutzt. Er besteht aus Nitinol und hat wie der Neuroform[™]-Stent ein offenes Zelldesign ("open cell design") mit zwei Verknüpfungsstellen pro Zirkumferenz. An beiden Stentenden sind jeweils vier Platinmarker befestigt. Der Wingspan[™]-Stent hat eine große Radialkraft und ist in 5 Durchmessern erhältlich (von 2,5 – 4,5 mm). Er wird primär zur Erweiterung des zerebralen Arterienlumens bei Patienten mit medikamenten-refraktärer intrakranieller Arteriosklerose eingesetzt, die Stenosen über 50% aufweisen (CDRH Consumer Information). Diese Anwendung steht im Gegensatz zum Neuroform[™]-Stent, der überwiegend zum Remodelling in der Aneurysma-Therapie eingesetzt wird.

Implantierte Stents	Anzahl der Stents	Größe des Stents
Neuroform™-2/3 Stent	3	4,5 x 30 mm
	3	4,5 x 20 mm
	3	4 x 20 mm
	1	3,5 x 30 mm
	2	3,5 x 20 mm
	3	3 x 20 mm
	2	3 x 15 mm
Enterprise™-Stent	1	4,5 x 28 mm
	3	4,5 x 22 mm
Wingspan™-Stent	1	3 x 15 mm

Tabelle 1: Untersuchte implantierte Stents

Methodik

Rotationsakquisition

Die Datensätze werden über die 3D- Rotationsangiographie von der Angiographie-Anlage (Axiom Artis dba System) mit C-Bogen und flat-panel-Detektoren durchgeführt. Die Datensätze werden im Dicom-Format als CT kodiert. Die angewandte Methode ermöglicht unter anderem die Echtzeitanalyse der Gefäßanatomie während einer angiographischen Intervention. Bei der Erfassung der angiographischen Daten wird der C-Bogen um den Patienten um 220° mit einer Geschwindigkeit von maximal 40° pro Sekunde rotiert (Anxionnat et al. 1998). Die Angiographie-Anlage bietet mehrere Aufnahmemöglichkeiten. In dieser Studie wurden folgende Protokolle aufgenommen:

5s-1k DS; 10s-1k DS; 20s-1k DR

Die Angabe 5s, 10s und 20s steht für die Rotationszeit von 5-20 Sekunden. Bei dem am häufigsten verwendeten Protokoll 20s-1k entstehen 543 Einzelbilder.

Hierdurch kann eine hohe räumliche Auflösung generiert werden. Bei den Digitalen-Subtraktions (DS)-Protokollen erfolgt zunächst eine Rotation ohne Kontrastmittel (Maskenlauf); anschließend wird das Kontrastmittel gespritzt und eine Rotation mit dem Kontrastmittel (Füllungslauf) wird durchgeführt. Bei den dynavision run(DR)-Protokollen erfolgt nur eine Rotation und diese wird meist ohne Kontrastmittel durchgeführt.

Die hohen Drehgeschwindigkeiten und der weite Drehwinkel, die bei der Rotation des C- Bogens um den Patienten möglich sind, generieren kurze Aufnahme- und Boluszeiten, einen verringerten Kontrastmittelbedarf sowie geringere Bewegungsartefakte (Siemens, Medical Solutions, c).

Software zum Postprocessing der akquirierten Datensätze

Die akquirierten Daten werden auf eine dedizierte medizinische Workstation (Leonardo Workstation, Siemens Medical Solutions Forchheim) übertragen und mit der kommerziell erhältlichen Software "Dyna CT" (syngo X Workplace VA 70B, Siemens AG, Berlin, München 2006) sowie der frei erhältlichen Bildbearbeitungs-Software Osirix Medical Imaging Software nachbearbeitet.

Aus den zweidimensionalen Daten der radiographischen Quellbilder der Rotation werden auf der Workstation dreidimensionale Voxel rekonstruiert. Hierbei sind Matrixgröße (128 x 128, 256 x 256, 512 x 512) und Faltungskern (hart, weich) frei wählbar. Die Matrixgröße bestimmt die benötigte Rekonstruktionszeit sowie die räumliche Auflösung. Da immer ein isotroper Datensatz (würfelförmige Voxel) berechnet wird, beeinflusst die Matrix die Anzahl der Bilder, aus denen der Volumendatensatz besteht (Ernemann et al. 2000, Guervit et al. 2000).

Das Verhältnis von Matrix und Rekonstruktionszeit zeigt folgendes Beispiel:

- Matrix 128 x 128
 Matrix 128², Voxelgröße: 0,6 mm (Beispiel)
 Rekonstruktionszeit: 41 s
- Matrix 512 x 512
 Matrix 512², Voxelgröße: 0,15 mm (Beispiel)
 Rekonstruktionszeit: 1561 s.

In dieser Studie wurde eine Matrix von 512 x 512 sowie ein harter Faltungskern ("bone sharp") für die Nachberechnung verwendet. Bei diesem Faltungskern ist bester Kontrast auf Kosten eines starken Bildrauschens möglich.

Die drei-dimensionalen Daten werden auf der Workstation mittels der Bildbearbeitungssoftware durch VRT (Volumen-Rendering-Technik), MPR (Multiplanare Rekonstruktion) sowie MIP (Maximum-Intensitäts-Projektion) visualisiert.

Visualisierung der Daten

Multiplanare Rekonstruktion (MPR)

Diese Art der Bildnachbearbeitung ist für einen schnellen Überblick über die Gefäßverläufe sowie für die genaue Visualisierung komplexen von Gefäßquerschnitten wichtig (Siemens medical solutions, a). Es ist die einfachste Methode, einen Volumendatensatz zu analysieren. Aus einem definierten Blickwinkel wird eine Ebene in einer bestimmten Schnitttiefe rekonstruiert. Hiermit ist es möglich axiale, sagittale oder koronale Schnitte zu erstellen. Die Qualität der Schnitte hängt von der Voxelgröße ab. Durch die Nutzung isometrischer Daten haben alle rekonstruierten Daten die gleiche Qualität wie die Ausgangsdaten (Rydberg et al. 2000). Aus diesem Grund sollte die MPR immer die Methode der ersten Wahl sein (Villablanca et al. 2002).

Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP)

Im Gegensatz zur MPR werden hier aus einem definierten Blickwinkel nur die Voxel mit der höchsten Signalstärke gesammelt und auf der Projektionsebene abgebildet (Prokop et al. 1997). Die Projektion ist daher die Zusammenstellung der dichtesten Voxel aus dem ganzen Stapel, unabhängig von der Lage der Voxel. In der herkömmlichen Rotationsangiographie mit intraarteriellem Kontrastmittel ist dies das mit Kontrastmittel gefüllte Gefäß (Masuhr, Neumann, 2007; Siemens medical solutions). MIP ist demnach keine 3D, sondern eine 2D Methode, da Bilder rekonstruiert werden, in denen alle Voxel von unterschiedlichen Lokalisationen des Gesamtvolumens in eine Schicht zusammengebracht werden. Die Tiefeninformation geht hiermit verloren und es kann an einem einzelnen MIP-Bild keine Aussage gemacht werden, ob sich ein Objekt im Vorder- oder im Hintergrund befindet (Tomandl et al. 2004).

Volumen-Rendering-Technik (VRT)

Bei Volumen-Rendering-Technik erfolgt der eine Rekonstruktion eines zweidimensionalen Bilderstapels zu einem dreidimensionalen Modell. Der Volumendatensatz kann direkt sichtbar gemacht werden und eine Segmentation wie bei der Maximum-Intensitäts-Projektion entfällt. Dies bedeutet, dass in diesen Bildern jedes Pixel durch einen Wert repräsentiert wird. Über eine Transferfunktion können der Bearbeitungsworkstation den anatomischen Strukturen an unterschiedliche Transparenz- und Helligkeitswerte zugeordnet werden. Es bleibt somit die vollständige Bildinformation erhalten, aber es werden nur die gewünschten abzubildenden Gefäße hervorgehoben (Masuhr, Neumann, 2007; Siemens medical solutions, b).

Durchgeführte standardisierte Bildnachbearbeitung

Mit der syngo-Software (Siemens Medical Solutions) kann durch die Verwendung der Helligkeits- und Kontrastfensterung jedes Bild in allen einzelnen Schichten in dem interessierenden Graustufenbereich mit optimalem Kontrast dargestellt werden. Der angezeigte Fensterbereich wird durch ein Zahlenpaar festgelegt (für nicht subtrahierte Bilder wc = window center und ww = window width). Die Bildhelligkeit wird durch das Verschieben der Fenstermitte (wc) verändert, der Bildkontrast wird mit der Fensterbreite (ww) verändert. Nach der Einstellung der richtigen Fensterwerte wurden vor allem die proximalen und distalen Stentenden detaillierter untersucht. Zur Gefäß- und Stentdarstellung wurde in allen Fällen eine Maximum- Intensitäts-Projektion (MIP) erstellt, mit einer Schichtdicke von MIP 1 mm und teilweise zur besseren Markerdarstellung von MIP 2-5 mm. Mit Hilfe des Referenzmodus kann eine Rekonstruktion der Datensätze im rechten Winkel zueinander eingestellt werden, so dass die Stentmarker proximal sowie distal jeweils in einer Ebene dargestellt sind. Die drei Bildguadrate zeigen immer eine multiplanare Darstellung des Stents in transversaler, tangentialer und sagittaler Richtung, wobei die sagittale Ansicht hier die Information über die Lage aller 4 Stentmarker zueinander detailliert darstellt. Des Weiteren wurde eine Nachbearbeitung der Datensätze in tangentialer und transversaler Richtung durchgeführt, um eventuelle Unregelmäßigkeiten im Stentmaschengefüge festzustellen.

Bei allen Patienten wurde die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) untersucht und mit den multiplanaren rekonstruierten Datensätzen verglichen. Zur dreidimensionalen Darstellung der Stents (vor allem bei prolabierten Stentmaschen von Nutzen) wurde der Datensatz in der Volume-Rendering-Technik nachbearbeitet.

Methode der Fusion von Datensätzen

Bei einigen Patienten, bei denen bereits eine Kontrolluntersuchung (follow up) durchgeführt wurde. konnte eine Fusion des periinterventionellen Rotationsdatensatzes mit dem aktuell akquirierten Datensatz der Kontrolluntersuchung durchgeführt werden. Dies bedeutet, dass zwei Datensätze so digital übereinander projiziert werden, dass die anatomischen Strukturen beider Datensätze an gleicher Stelle lokalisiert sind. Hiermit lassen sich eventuelle Lageveränderungen der Stentmarker über einen bestimmten Zeitraum exakt nachweisen.

3 Ergebnisse

Präsentation der nachbearbeiteten Datensätze



Abbildung 5: Experimentelle Implantatbildgebung eines Neuroform-2™-Stents

Die Implantatbildgebung erfolgte mittels angiographischer-CT und konventioneller CT. Der Neuroform-2[™]-Stent wurde in einem Silikonröhrchen platziert. Das Medium im und außerhalb des Lumens ist Wasser. Laterale Rekonstruktion von einer ACT-Akquisition (**A:** MIP 1 mm). Rekonstruktion senkrecht zum Stent im Bereich der Stentmarker sowie in der Stentmitte (**B:** distales Stentende, MIP 1 mm; **D:** mittig im Stent, MIP 1 mm ; **G:** proximales Stentende, MIP 1 mm). Rekonstruktion entlang des Stents (**C:** MIP 1 mm, **E:** tangential, MIP 1 mm, **H:** MIP 1 mm). Darstellung des Stents in 3D – Volumenrekonstruktion (**F:** VRT). Darstellung des Stents mit Dickschicht-MIP (**I**).



Abbildung 6: Patientin 1, Enterprise[™]-Stent, Protokoll: 20s-1k DR

Bei dieser Patientin mit Aneurysma der Arteria carotis interna rechts wurde ein stentgeschütztes Coiling (Enterprise[™]-Stent 28 x 4,5 mm) im März 2007 durchgeführt. Die konventionelle DSA (**A**) zeigt den Gefäßverlauf der rechten Arteria carotis interna und die Platzierung des Stents. Die Bilder **B-D** (**B**: Ansicht von lateral, MIP 1 mm; **C**, **D**: senkrecht zum Stent, MIP 1 mm) zeigen das proximale Stentende. Das distale Stentende (**E-H**: MIP 1 mm **F**, **H**: senkrecht zum Stent, MIP 1 mm) weist eine sehr stark trapezförmige Stentenfaltung auf.

Rekonstruktionen von einer Datensatzakquirierung (20 s) während eines Follow up im September 2007 (**D**, **H**): Während die proximalen Stentmarker keine Lageveränderung zeigen, gelingt es distal nicht mehr, 4 Marker eindeutig voneinander zu differenzieren. Eine Fusion des Datensatzes von März 2007 (**I-K**, MIP 0,13 mm, grau) mit dem Datensatz vom September 2007 (**I-K**, MIP 0,13 mm, orange) verdeutlicht die Lageveränderung der Stentmarker innerhalb eines halben Jahres.



Abbildung 7: Patientin 2, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 20s-1k DR

Bei dieser Patientin mit Subarachnoidalblutung aus einem Aneurysma der rechten Arteria carotis interna wurde ein stentgeschütztes Coiling (Neuroform-3[™]-Stent 4,5 x 20 mm) im Juni 2006 durchgeführt. Die proximalen (**A-C:** MIP 1 mm) und distalen Stentmarker (**D-F:** MIP 1 mm) zeigen ähnliche trapezförmige Entfaltungen. Bild **C** und **F** zeigen Rekonstruktionen senkrecht zum Stent. Jeweils drei Marker liegen etwas dichter zusammen mit weitem Abstand zum vierten Marker. Die Kontrolluntersuchung im Dezember 2007 (**G:** MIP 5 mm) zeigt eine herausstehende Stentmasche (**G:** Pfeil) im proximalen Stentbereich. Diese ist auch in der 3D Volumenrekonstruktion (**H**) erkennbar. In der konventionellen DSA kann das distale Stentende aufgrund einer Überlagerung durch das gecoilte Aneurysma nicht dargestellt werden.



Abbildung 8: Patient 3, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 10s-1k DS

Bei diesem Patienten wurde im November 2005 eine stentgeschützte Coil-Embolisation eines Aneurysmas der Arteria carotis interna durchgeführt. Es wurde ein Neuroform-3[™]-Stent (20 mm) implantiert. Die proximalen Stentmarker (**A** – **B**: MIP 5 mm) sind durch eine hohe Kontrastmittelkonzentration im Gefäß kaum darstellbar. Ihre Darstellung in 3 Ebenen (**F**: transversal, **G**: coronar, **H**: sagittal, MIP 2 mm) zeigt einen Marker im Gefäßlumen. Durch die Nachbearbeitung zu 3D – MIP (**I**: gelber Pfeil) ist ein proximaler Füllungsdefekt erkennbar. Bei den distalen Stentmarkern (**C** - **D**: MIP 5 mm, **E**: VRT) ist der Prozess der Endothelialisierung deutlich zu erkennen. Die Marker liegen außerhalb der kontrastmittelgefüllten Arterie. Auch in der konventionellen DSA (**J**: unsubtrahiert, Pfeil) sowie der Nachbearbeitung des ACT- Datensatzes zu 3D-MIP (**E**: gelber Pfeil) stellen sich distal zwei Stentmarker außerhalb des Gefäßlumens dar, als Zeichen einer Endothelhyperplasie.



Abbildung 9: Patient 4, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 20s-1k DR

Bei dieser Patientin mit einem nach dorsal gerichteten Aneurysma (11 x 7mm) der rechten Arteria carotis interna wurde im Dezember 2006 ein Coiling mit anschließender Stentimplantation (Neuroform[™]-Stent 4,5 x 30mm) durchgeführt. Das proximale Stentende zeigt eine Entfaltung, in der alle 4 Marker nahezu den gleichen Abstand voneinander haben und in einer Ebene liegen (A - C: MIP 1 mm). Die distalen Marker zeigen eine trapezförmige Entfaltung (**D – F**: MIP 1 mm): Hier ist der Abstand zwischen zwei Markern sehr eng (Pfeil in F). Bei der Betrachtung der konventionellen DSA (G: unsubtrahiert) scheinen sich, trotz Stentimplantation, einzelne Coilschlingen durch die Stentverbindungen hindurch in das Arterienlumen vorgewölbt zu haben. Die Nachbearbeitung zur dünnschichtigen MPR zeigt hier die eindeutige Lokalisation eines Coils im Arterienlumen (**H:** MIP 2 mm, Pfeil)



Abbildung 10: Patient 5, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 10s-1k DS

Bei diesem Patienten mit einem Pseudoaneurysma der linken Arteria carotis interna wurde im Februar 2005 eine Coilembolisation durchgeführt und anschließend ein Neuroform[™]-Stent (4,5 x 30 mm) implantiert sowie weitere Coils eingebracht. Die Bilder der Folgeuntersuchung im April 2006 zeigen eine symmetrische Entfaltung des Stents proximal (**A-C**: MIP 1 mm) sowie distal (**E-G** : MIP 1 mm). Alle Marker haben den gleichen Abstand zueinander. Eine Fusion des Datensatzes von 2005 (**D,H,I-K**: orange) mit dem Datensatz von 2006 (in **D,H,I-K**: grau) bestätigt die weiterhin unveränderte Lage des Stents. Die jeweils in grau oder orange dargestellten Stentmarker liegen proximal (**D**), distal (**H**) sowie in der Stentmitte (**K**) direkt übereinander. In der konventionellen DSA stellen sich die Coilpakete sehr unübersichtlich dar (**L**: unsubtrahiert). Erst durch die Nachbearbeitung zur dünnschichtigen MPR (**M**, **N**: MIP 1 mm) wird eindeutig, dass die Coilschlinge zwischen Stent und Gefäßwand liegt (Pfeil in N).



Abbildung 11: Patientin 6, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 10s-1k DS

Bei dieser Patientin mit höhergradiger Stenose (> 60%, 8 mm Länge) der rechten Arteria cerebri media wurde im Februar 2006 eine erfolgreiche perkutane transluminale Angioplastie (PTA) mittels Ballondilatation und Stentimplantation durchgeführt (Neuroform-3[™]-Stent 3,5 x 20 mm). Die proximale (**A**, **B**: MIP 1 mm; **C**: MIP 2 mm mit KM) sowie die distale Stententfaltung (**D**, **E**: MIP 2 mm mit KM) sind beide trapezförmig. Nach Bearbeitung des Datensatzes zu geringerer Schichtdicke (MPR 0,13 mm) und engerer Fensterung ist proximal eine prolabierte Masche deutlich zu erkennen (**F**, **H**: MPR 0,13 mm). Die orthogonale Ansicht des Stents an der Position der herausstehenden Masche zeigt die Inkontinuität des kreisrunden Querschnitts an der Position der prolabierten Masche (**G**: MIP 1 mm) und im Vergleich hierzu zeigt die orthogonale Ansicht des Stents weiter distal ohne abstehende Masche den harmonisch runden Querschnitt ohne Kontinuitätsunterbrechung (**I**: MIP 1 mm). Die 3D – VR – Technik liefert eine gute Übersicht über die gesamte Stententfaltung sowie den Bereich der abstehenden Masche (**J**: gelber Pfeil). Die DSA zeigt, dass postinterventionell eine minimale Reststenose besteht (**I**, Pfeil).



Abbildung 12: Patient 7, Enterprise[™]-Stent, Protokoll: 20s-1k DR

Bei diesem Patienten mit zerebralem Aneurysma (Durchmesser 12 x 8 mm) der Arteria cerebri posterior am Übergang vom P1- zum P2-Segment (Abgang der Arteria communicans posterior) linksseitig wurde ein Cordis-Enterprise™- Stent (4,5 x 22 mm) über dem breitbasigen Aneurysmahals (20 mm) freigesetzt. Zusätzlich erfolgte ein Ballonremodelling. Nach dem Einbringen des Stents und vor dem Coiling wurde eine Rotationsakquisition (20 s) durchgeführt. Die 3D-VR-Technik zeigt eine detaillierte Darstellung der Stentkonformität sowie der einzelnen Maschen (**A**). Eine Nachbearbeitung in tangentialer Ebene zeigen Bild **B** und **D** (MIP 5 mm). Die dünnschichtigen MPR Darstellungen (MIP 2 mm) zeigen das proximale (**E:** MIP 2 mm) sowie das distale Stentende (**C:** MIP 2mm). Die Fusion beider Datensätze (**F**: grau: prä-coiling; orange: post-coiling;) zeigt eine Verlagerung des proximalen Stentanteils (**F:** Pfeil) nach der Intervention. In der konventionellen DSA (**G:** unsubtrahiert) ist proximal ein Stentmarker im Arterienabgang zu erkennen.



Abbildung 13: Patient 8, Neuroform[™]-Stent, Protokoll 8s-1k-DS

Bei diesem Patienten mit Basilariskopfaneurysma (14 x 12 mm) wurde im Dezember 2006 ein Neuroform[™]-Stent (3 x 20 mm) implantiert. Er reicht von Mitte der Arteria Basilaris bis zum proximalen P1-Segment. Den proximalen Stentbereich in MPR – Dünnschicht MIP 1 mm zeigen Bild **A** und **B** (MIP 1 mm). Das proximale Stentende zeigt eine regelrechte Entfaltung, da alle Stentmarker den gleichen Abstand zueinander aufweisen (**C**: MIP 2 mm, orthogonal; **D**: Füllungsdatensatz, MIP 5 mm, orthogonal). Das distale Stentende ist aufgrund der engen Lagebeziehung des Stents zum Aneurysma nur schwer darzustellen (**G**: MIP 2 mm, transversal; **H**: MIP 2 mm, orthogonal). Nur in der konventionellen DSA (**E**: unsubtrahiert) lässt sich das distale Stentende frei darstellen. Die Rekonstruktion als 3D – MIP (**F**) erlaubt keine Verbesserung in der Darstellung des distalen Stentendes.



Abbildung 14: Patientin 9, Neuroform™-Stent, Protokoll: 5s-1k DS

Bei dieser Patientin wurden 2004 ein Aneurysma der Arteria carotis interna rechts sowie höchstgradige Gefäßspasmen in der Arteria cerebri media und Arteria cerebri anterior als Folge einer SAB diagnostiziert. Die erste Intervention erfolgte im Juli 2004. Es erfolgte eine endovaskuläre Ausschaltung des Aneurysmas sowie ein chirurgisches Clipping. Im Dezember 2005 wurde ein stentgeschütztes Coiling des Restaneurysmas durchgeführt (Neurofmorm[™]- Stent 4 x 20 mm). Die konventionelle DSA (**A**: unsubtrahiert) zeigt das geclippte Aneurysma und die Position des Stents. Das proximale Stentende (**B**: 3D-MIP 5 mm, **C**: 3D-MIP 2 mm, **D**: Dünnschicht- MPR, MIP 2 mm **E**: axial, **F**: coronal, **G**: sagittal) zeigt eine symmetrische bis leicht trapezförmige Entfaltung. Zentral im Gefäß stellt sich ein Füllungsdefekt dar (Kontrastmittelaussparung siehe Pfeil in **C**). Dieser

Füllungsdefekt liegt direkt an dem Stentmarker, der sich mitten im Gefäß befindet (**E-G**). Das distale Stentende (**H**: 3D-MIP 5 mm, **I**: axial, dünnschicht - MPR, MIP 2 mm, **L**: transversal, **M**: coronal, **N**: sagittal) zeigt eine stark trapezförmige Entfaltung. Hier ist ebenfalls eine leichte Kontrastmittelaussparung zu erkennen. Der Füllungsdefekt zeigt sich auch hier direkt an dem im Gefäßlumen befindlichen Stentmarker (**L-N**). Die Fusion beider Datensätze (**J**, **K**: Datensatz vom 28.06.07 orange, Datensatz vom 13.12.05 grau) verdeutlicht eine leichte Abweichung des distalen Stentendes nach lateral innerhalb von 2,5 Jahren (**K**).



Abbildung 15: Patient 10, Neuroform™-Stent, Protokoll: 10s-1k DS

Bei diesem Patienten mit rupturiertem Basilariskopfaneurysma und sehr breiter Aneurysmabasis wurde im November 2005 ein Neuroform-3[™]-Stent (3,5 x 20 mm) in die linke Arteria cerebri posterior und in die Arteria basilaris implantiert. Anschließend erfolgte das Coiling. Bild A zeigt eine 3D-VRT-Darstellung. Diese ist nicht hinreichend in der genauen Darstellung der sehr breiten Aneurysmabasis. Zur Planung der Intervention ist die Wahl des richtigen Gefäßes für die Stentimplantation essentiell. Erst die Nachbearbeitung zur dünnschichtigen MPR (MIP 2 mm) zeigt, dass der größte Anteil der Aneurysmabasis im Abgangsbereich der A. cerebri posterior links liegt (Pfeil in **B**). Die proximalen Stentmarker (**C**: MIP 1 mm, **D**: MIP 5 mm) stellen sich ca. 15 mm proximal des Aneurysmahalses dar und zeigen eine symmetrische Entfaltung. Die distalen Stentmarker (**E**, **F**: MIP 1 mm) zeigen eine gering trapezförmige Entfaltung in einer Ebene. Der Patient kam im Mai 2006 zu einer Folgeuntersuchung. Die konventionelle DSA - Darstellung (**G**: unsubtrahiert) zeigt die Positionierung des Stents im Arterienverlauf. Eine Fusion des Datensatzes vom November 2005 (**H - J**: grau) mit dem akqukirierten Datensatz vom Mai 2006 (**H - J:** orange) zeigt, dass nur eine geringfügige Lateralverschiebung des Stents stattgefunden hat.



Abbildung 16: Patient 11, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 20s-1k DR

Bei dieser Patientin mit einer Subarachnoidalblutung (Hunt und Hess II°) durch ein Aneurysma der rechten Arteria carotis interna wurde im September 2006 zunächst ein ballon-, dann stentgeschütztes Coiling des Aneurysmas durchgeführt. Implantiert wurde ein Neuroform[™]-Stent (4,0 x 20 mm). Die konventionelle DSA zeigt die Platzierung des Stents über dem Aneurysma. Die Entfaltung der proximalen Stentmarker (**B** - **C**: MIP 5 mm) zeigt eine deutliche Abweichung eines Markers nach lateral. Die Darstellung der distalen Stenmarker zeigt eine stark trapezförmige Entfaltung (**E** - **F**: MIP 5 mm). Durch die Fusion des Datensatzes von September 2006 (**D**, **G**: MIP 1 mm, grau) mit dem Datensatz einer Kontrolluntersuchung im Januar 2007 (**D**, **G**: MIP 1 mm, orange) lässt sich proximal keine Positionsveränderung des Stents erkennen, wobei distal eine laterale Verschiebung des Stents deutlich wird. Eine Nachbearbeitung zur dünnschichtigen MPR (**H**, **J**: sagittal; **I**, **K**: orthogonal MIP 1 mm) stellt detailliert eine prolabierende Stentmasche dar. Bild I zeigt die normale kreisrunde Form des Stents in der orthogonalen Ansicht. Wird die orthogonale Ansicht des Stents an der Position der prolabierten Masche rekonstruiert (**J**), zeigt sich eine Unterbrechung der kreisrunden Form (Pfeil in **K**). Im proximalen Stentbereich kann durch die Darstellung in drei senkrecht zueinander stehenden Ebenen (L-N: MIP 2 mm; **L**: transversal, **M**: coronal, **N**: sagittal) die Position eines Stentmarkers mittig im Gefäßlumen verdeutlicht werden. Der Marker liegt in allen drei Bildern nicht an der Gefäßwand, sondern ist zirkulär von Kontrastmittel umgeben.



Abbildung 17: Patient 12, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 5s-1k DS

Bei diesem Patienten mit einem dorsal am Basilariskopf, im Winkel zwischen der Arteria basilaris und der Arteria cerebelli superior gelegenem Aneurysma von 2,5 mm Durchmesser, wurde im Februar 2006 ein Neuroform-3-TM-Stent (3 x 20 mm) in die proximalen Abschnitte des P1-Segments rechts implantiert. Der Stent reicht bis in die distalen Abschnitte der Arteria basilaris. Eine Übersicht über die Stentposition zeigen Bild **A** und **B** (**A**: MIP 2 mm; **B**, 3D-MIP, unsubtrahiert). Die proximalen Marker (**E**: ohne KM, **F**: mit KM; MIP 1 mm) zeigen eine leicht trapezförmige Entfaltung. Die Darstellung als 3D-MIP visualisiert besonders deutlich einen Stentmarker, der schon außerhalb des kontrastmittelgefüllten Bereichs liegt, als Zeichen eines Endothelialisierungsprozesses (Pfeil in **B**). Dieser Vorgang kann auch in der orthogonalen Ansicht dargestellt werden (Pfeil in **F**). Das distale Stentende weist eine nahezu symmetrische Entfaltung auf (**C**: ohne KM, **D**: mit KM; (MIP 1 mm). Die konventionelle DSA lässt den Vorgang der proximalen Endothelialisierung nur vermuten (**H:** unsubtrahiert). Die Rekonstruktion zu 3D-VRT (**I**) verdeutlicht die Lage der Stentmarker außerhalb der Gefäßwand.



Abbildung 18: Patientin 13, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 5s-1k DS

Bei dieser Patientin mit breitbasigem paraophthalmischem linksseitigem Aneurysma der Arteria carotis interna wurde im Februar 2004 ein Neuroform[™]-Stent (4,5 x 20 mm) über dem Aneurysma platziert. Das distale Stentende liegt kurz vor dem Abgang der A. communicans posterior. Anschließend erfolgte ein Coiling des Aneurysmas durch die Stentmaschen. Die unsubtrahierte 3D-MIP-Darstellung (**A:** MIP 2 mm) zeigt eine Übersicht über die Stentpositionierung im
Gefäßverlauf. Das proximale Stentende ($\mathbf{B} - \mathbf{C}$: MIP 1 mm) ist leicht trapezförmig entfaltet, das distale Stentende zeigt eine stark trapezförmige Entfaltung ($\mathbf{D} - \mathbf{E}$: MIP 1 mm). In der konventionellen DSA-Darstellung (\mathbf{F} : unsubtrahiert) stellt sich das Coilpaket sehr unübersichtlich dar. Auch in der Darstellung der unsubtrahierten ACT als 3D-MIP (\mathbf{G}) ist das Coilpaket unübersichtlich dargestellt. Erst in der Nachbearbeitung zur dünnschichtigen MPR (\mathbf{H} : 1 mm) lässt sich die Coilschlinge zwischen Stentmaschen und Gefäßwand deutlich darstellen (Pfeil in \mathbf{H}).



Abbildung 18: Patientin 14, Neuroform[™]-Stent, Protokoll: 10s-1k DS

Bei dieser Patientin mit einer Subarachnoidalblutung (Hunt und Hess II°) durch ein Aneurysma der rechten Arteria carotis interna im C2-Segment wurde im September 2007 zunächst ein ballon-, dann stentgeschütztes Coiling des ACI -Aneurysmas durchgeführt (Neuroform[™]-Stent 4 x 20 mm). Die konventionelle DSA (**A:** unsubtrahiert) und die 3D-MIP Darstellung (**B,G,K**) zeigen die Positionierung des Stents im Gefäßverlauf. Das proximale Stentende (**C**: MIP 2 mm mit KM, **D**: MIP 2 mm ohne KM) zeigt eine stark asymmetrische Entfaltung. Zwei Marker liegen sehr dicht beieinander, sodass sie nicht mehr voneinander differenziert werden können (Pfeil in **D**). Die Rekonstruktion des proximalen Stentendes in 3 senkrecht zu einander stehenden Ebenen (**H-J**: MIP 2 mm; **H**: sagittal, **I**: transversal, **J**: coronal) verdeutlichen, dass drei Marker außerhalb des Gefäßlumens liegen. Die Nachbearbeitung zur 3D-VRT-Darstellung (**P**) visualisiert die drei extraluminalen Marker noch deutlicher und ermöglicht eine schwache Differenzierung der zwei überlagerten Marker (Pfeil in **O**: vergrößerte Ansicht von rechts/axial). Das distale Stentende weist eine stark trapezförmige Entfaltung auf (**E**: MIP 2 mm mit KM, **F**: MIP 2 mm ohne KM). In der konventionellen DSA und der 3D-MIP-Darstellung lässt sich eine Coilschlinge im Gefäßlumen vermuten. Die Rekonstruktion des distalen Stentendes in 3 senkrecht zueinander stehenden Ebenen (**L-N**: MIP 2 mm; **L**: sagittal, **M**: transversal, **N**: coronal) zeigt, dass die Coilschlinge nicht im Gefäß, sondern an der Gefäßwand liegt (Pfeil in **N**).



Abbildung 19: Patient 15, Enterprise™-Stent, Protokoll: 20s-1k DR

Bei diesem mit thrombosiertem Giant – Aneurysma der Arteria cerebri media rechts (**A**) wurde am 16.02.2007 ein Enterprise[™]-Stent (4,5 x 22 mm) implantiert. Die konventionelle DSA (**A**) zeigt die Position des Stents im Arterienverlauf sowie die kaum entfalteten Stentmarker proximal und distal (**A**,**B**: unsubtrahiert mit KM, **C**: unsubtrahiert, ohne KM). Die Stentkonformität zeigt Bild **D** (MIP 5 mm). Die proximalen Stentmarker haben sich nahezu nicht geöffnet (**B**: MIP 2 mm) und auch die distalen Stentmarker (**C**: 3D – VRT, D: MIP 2 mm) liegen möglicherweise sehr nah aneinander. Die MCA ist jedoch auch ein relativ schmales Gefäß von 2-3 mm im Durchmesser, so dass diese enge Lagebeziehung der Stentmarker zueinander hierdurch begründet sein könnte. Der Enterprise[™]-Stent weist einen nominalen Durchmesser von 4,5 mm auf.

Abbildung 20: Patientin 16, Neuroform[™]-Stent, Protokoll 20s-1k DR

Bei dieser Patientin mit SAB aus einem Basilarisstammaneurysma wurde im Januar 2007 eine Coil-Embolisation durchgeführt. Ein Neuroform-3[™]-Stent (4 x 20 mm) wurde implantiert und deckt die breite Kontaktfläche vom Aneurysma zum Gefäß vollständig ab. Die 3D-MIP- Darstellung (**A**) zeigt eine Übersicht über die Stentposition. Die proximalen Stentmarker zeigen eine leicht trapezförmige Entfaltung (**B**: MIP 2 mm ohne KM, **C**: MIP 2 mm, mit KM; **D**: Fusion grau - Januar 2007 und orange - August 2007). Die distalen Stentmarker zeigen eine stark trapezförmige Entfaltung (**E**: MIP 2 mm ohne KM; **F**: MIP 1 mm mit KM; **F**: Fusion grau - Januar 2007 und orange - August 2007). Die konventionelle DSA (**H**: unsubtrahiert) zeigt eine geringe Kontrastierung im proximalen Stentbereich. Die 3D-MIP-Darstellung (**K**) zeigt in dem Bereich, wo keine Coils liegen, eine gute Detailerkennbarkeit der Stentmaschen. Eine Rekonstruktion im mittleren Stentabschnitt im Bereich der Coils (**J**) zeigt, dass hier die Erkennbarkeit der Stentmaschen unmöglich wird.

Abbildung 21: Patientin 17, 2 Neuroform™-Stent, Protokoll: 20s-1k DR

Bei dieser Patientin wurde im April 2007 am Übergang vom V3- zum V4-Segment der Arteria vertebralis ein 5 mm großes, unmittelbar distal des Abgangs der Arteria cerebelli inferior posterior gelegenes dissezierendes Aneurysma diagnostiziert. Am 18.04.2007 folgte die Implantation von 2 Stents. Zunächst wurde ein Neuroform[™]-Stent (3 x 20 mm) über den erweiterten Gefäßabschnitt platziert. Dieser Stent überragt das Aneurysma um einige Millimeter proximal sowie distal. Ein zweiter Stent (Neuroform[™]-Stent, 3 x 15 mm) wurde innerhalb des ersten platziert. Beide Stents zeigen eine symmetrische Entfaltung. Die Darstellung beider Stents ineinander zeigt Bild **A**: MIP 5 mm. Bei der Darstellung der proximalen sowie distalen Stentmarker sind Bewegungs- oder Rotationsartefakte zu erkennen (dunkler Schatten um die Marker in Bild B: MIP 5 mm und Bild D: MIP 5 mm). Die symmetrische Entfaltung stellt sich im mittleren Stentabschnitt gut dar (**C**: MIP 5 mm). Die Bilder E – G zeigen den Stent in geringerer Schichtdicke von MIP 1 mm. Die konventionelle DSA zeigt die Positionierung des Stents im Gefäßverlauf (**H**). Eine Fusion des Datensatz von April 2007 (**I – L**: grau) mit dem Follow up-Datensatz vom 23.08.2007 (I - L: orange) zeigt, dass eine Lageveränderung des Stents nach lateral stattgefunden hat (K).

Abbildung 22: Patient 18, Enterprise™-Stent, Protokoll 20s 1-k DR

Bei diesem Patienten mit Basilariskopfaneurysma und Baby-Aneurysma, welches aus dem Basilarisdom herausragt, wurde im September 2007 ein Enterprise[™]-Stent (4,5 x 22 mm) in die Arteria cerebri posterior implantiert. Anschließend erfolgte ein Coiling. Die konventionelle DSA zeigt die Stentpositionierung über dem gecoilten Aneurysma (**A**: unsubtrahiert). Die Rekonstruktion zu MIP 2mm (**A**) zeigt eine Detailerkennbarkeit der Maschen. Das proximale Stentende weist eine leicht trapezförmige Entfaltung auf. Es ist zu Bewegungs- oder Rotationsartefakten gekommen (**C**: MIP 2 mm, dunkler Schatten um die Marker). Das distale Stentende (**D**: MIP 2 mm) zeigt ebenfalls eine leicht trapezförmige Entfaltung. Die Stentdarstellung als 3D–VRT (**E**: MIP 1 mm) zeigt, dass im Bereich des Abgangs der A. cerebri posterior das Stentgerüst leicht kollabiert. In der orthogonalen Ansicht stellt sich eine ovale, abgeflachte Querschnittsform dar (**G**: MIP 1 mm). Im Vergleich hierzu: der symmetrisch runde Querschnitt im distalen Stentabschnitt (**F**: MIP 1mm). Die 3D-VRT-Darstellung (**H**) zeigt, dass der mittlere Stentabschnitt um die Hälfte enger wird als im proximalen oder distalen Bereich.

Abbildung 23: Patientin 19, 2 Neuroform[™]-Stent, Protokoll 20s-1k DR

Bei dieser Patientin mit beidseitigem Vertebralis-Aneurysma und Verdacht auf mehrseitige Vertebralisdissektion wurde im Dezember 2006 ein Doppelstenting durchgeführt. Es erfolgte eine Implantation eines Neuroform[™]-Stents (3,5 x 20 mm) über die Dissektionsregion und eine anschließende Implantation eines zweiten Neuroform[™]-Stents (3,0 x 15 mm) innerhalb des vorher platzierten Stents (**A,D**: MIP 5 mm). Die proximalen Stentenden zeigen eine symmetrische bis leicht trapezförmige Entfaltung. Es sind alle 8 Stentmarker zu erkennen (**B,C**: MIP 5 mm). Das distale Stentende zeigt bei beiden Stents eine stark trapezförmige

Entfaltung (E: distales Stentende des inneren zweiten Stents, MIP 5 mm; F: distales Stentende des ersten äußeren Stents, MIP 5 mm). Auch hier sind alle 8 Stentmarker deutlich voneinander zu unterscheiden (G: MIP 5 mm). Die Darstellung des Stents als 3D-VRT stellt sehr deutlich eine Inkontinuität im Maschengefüge dar (Pfeil in H), welche in der sagittalen (I: VRT-MIP 1mm) und orthogonalen (K: unterbrochener runder Querschnitt, MIP 1 mm J: geschlossener runder Querschnitt weiter proximal; MIP 1 mm) Rekonstruktion dieses Bereiches noch deutlicher wird.

Abbildung 24: Patientin 20, Wingspan™-Stent, Protokoll 20s-1k DR

Bei dieser Patientin mit hochgradiger (über 90%) M1 Stenose rechts wurde eine stentgeschützte PTA durchgeführt. Ein WingspanTM- Stent (3 x 15 mm) wurde über der Stenose platziert. Die proximalen Marker liegen im sogenannten Carotis-T und die distalen Marker im Bereich der Trifurkation der Arteria cerebri media (**A**: konventionelle DSA, unsubtrahiert). Das proximale Stentende (**C,D**: MIP 2 mm) zeigt eine symmetrische bis leicht trapezförmige Entfaltung. Der mittlere Stentbereich (**E**) stellt sich sehr schmal dar. Das distale Stentende zeigt eine trapezförmige Entfaltung (**F**: MIP 2 mm). Die Stentdarstellung als 3D-VRT zeigt die gute Detailerkennbarkeit der Maschen sowie eine distal prolabierte Masche (Pfeil in **B**). Diese prolabierte Masche kann durch eine tangentiale Rekonstruktion dieses Stentbereichs verdeutlicht werden (**G**, Pfeil, MIP 2 mm). Die orthogonale Rekonstruktion im mittleren Stentabschnitt zeigt eine weitere prolabierte Masche

(**G,H**, MIP 2 mm), die vor allem durch die Nachbearbeitung zur MPR – Dünnschicht (**J**: MIP 0,13 mm) deutlich wird. Die Abbildung verdeutlicht, dass die prolabierte Masche in das Arterienlumen ragt (Pfeil in **J**). Die orthogonale Rekonstruktion der MPR-Dünnschicht (**K**: MIP 0,13 mm) zeigt den aufgehobenen runden Querschnitt in dem Bereich, wo die Masche in das Arterienlumen ragt (Pfeil in **K**).

Auswertung der präsentierten nachbearbeiteten Datensätze

Es erfolgte eine visuelle Beurteilung der Stents anhand der dünnschichtigen Rekonstruktionen entlang des Stents sowie senkrecht zum Stent. Bei jedem Patientenfall wurde eine getrennte Betrachtung der mittleren sowie der Endsegmente jedes Stents durchgeführt. Da die Stentenden mit jeweils vier röntgendichten Platinummarkern versehen sind, kann eine Aussage über eine symmetrische (alle 4 Marker haben den gleichen Abstand zueinander) oder eine asymmetrische (z.B. trapezförmige Markerkonfiguration) Stententfaltung gemacht werden. Als geometrischer Vergleich dient hierbei das Stentmodell (siehe Abbildung 5). Des Weiteren wurde das Maschengefüge der Stents nach Inkontinuitäten untersucht. Durch die Anwendung der Rekonstruktion der Datensätze in 3 senkrecht zueinander stehenden Ebenen können die Datensätze nach extraluminal liegenden Stentmarkern sowie prolabierten Coilschlingen untersucht werden.

Folgende Ergebnisse liegen vor:

 Bei 22 untersuchten Stents (zwei davon koaxial) zeigten 8 Stents an beiden Stentenden eine symmetrische Entfaltung.

- 2. 11 Stents (8 Neuroform[™]-Stents, 3 Enterprise[™]-Stents) wiesen proximal und 13 Stents (4 Enterprise[™] und 9 Neuroform[™]) distal gruppierte Stentmarkierungen auf als Ausdruck einer asymmetrischen Entfaltung. Bei 10 dieser Stents lagen diese asymmetrischen Entfaltungen jeweils proximal und distal vor.
- Bei einem Enterprise[™]-Stent konnte eine Veränderung der Markerkonfiguration im Verlauf von 6 Monaten beobachtet werden (Abb. 12 F).
- Der Prozess einer Endothelialisierung konnte in 6 Fällen (alle Neuroform[™]-Stents) dargestellt werden (Abbildung: 8,14,15,17,19,21).
- Eine prolabierte Masche findet sich bei 5 Patienten. Davon bei 4 Neuroform[™]-Stents (Abbildung 7,11,16,24,25) und bei einem Wingspan[™] -Stent (Abbildung 25).
- Bei 4 implantierten Stents, davon bei 3 Neuroform[™]-Stents (Abbildung 8,14,16) und bei einem Enterprise[™]-Stent (Abbildung 12), konnte eindeutig ein Stentmarker im Gefäßlumen lokalisiert werden.
- Eine in das Arterienlumen vorgewölbte Coilschlinge konnte einmal bei einem Neuroform[™]-Stent festgestellt werden (Abbildung 9).
- Eine Coilschlinge, die zwischen Stent und Gefäßwand vorgedrungen ist, konnte dreimal bei einem Neuroform[™]-Stent beobachtet werden (Abbildung 10,18,19).
- 9. Alle in dieser Studie gezeigten Patienten stellen sich klinisch asymptomatisch dar.

Die Abbildung 26 gibt einen Überblick über die Häufigkeit der unregelmäßigen Stententfaltung aller 22 untersuchten Stents. Berücksichtigt wurden auffallende proximale sowie distale Stentmarkergruppierungen, Unregelmäßigkeiten im Maschengefüge sowie Prozesse der Endothelialisierung im vergleichsweise zwischen dem Neuroform[™]-Stent und dem Enterprise[™]-Stent.

Abbildung 25:Häufigkeit der jeweils beurteilten Auffälligkeiten in der Stententfaltung

4 Diskussion

In den letzten Jahren hat sich das stentgeschützte Coiling mit der Nutzung von selbst-expandierenden Stents in der interventionellen Radiologie etabliert. neuroradiologischen Während der Intervention ergeben sich akute Fragestellungen bezüglich der Position und Entfaltung des eingebrachten Implantats. Die Kontrolle der vollständigen Stententfaltung sowie die gute Apposition der Stentränder zur Arterienwand sind von großer Bedeutung bei der Verhinderung von Stentthrombosen (Benndorf et al. 2005). Viele neuroradiologische Fallstudien und kardiologische Berichte weisen immer wieder darauf hin, dass genaue Visualisierung der Stentposition und Stententfaltung wichtig sind, um gute klinische Ergebnisse zu erzielen (Honda et al. 2003). Diese Visualisierungsprobleme forderten neue Methoden und Techniken in der Akquisition von Röntgenbildern und der Bildnachbearbeitung. Die seit 2005 verwendeten Angiographie-Anlagen mit digitalen Flächendetektoren zeigen wesentliche Fortschritte hinsichtlich dieser Anforderungen (Spahn et al. 2003). Die 3D - Ortsauflösung kann durch die Nutzung von digitalen Flächendetektoren erheblich gesteigert werden, zudem gelingt eine höhere Dynamik und Bildtiefe als bei Bildverstärkersystemen. Nebenbei kommt es zu einer im Vergleich geringeren Strahlenbelastung für die Patienten (Kalender et al. 2003).

Detailerkennbarkeit der Stentmaschen und Artefaktfreiheit

Für Patienten, die sich einer Stentimplantation unterziehen müssen, ist es essentiell, dass frühzeitig mögliche Probleme im Behandlungsverlauf, wie unzureichende Stententfaltung, Dislokationen von Stentmarkern oder Gefäßschlingen, erkannt werden können, um eine Risikoreduzierung erneuter Thrombenbildung oder InStent - Stenosen zu generieren. Die Akquisition von ACT-Bildern bietet hier Lösungsansätze. Sie ermöglicht eine gute Übersicht über die Stentposition, das Maschendesign sowie die Stententfaltung. Durch die Möglichkeit der Determination der exakten Stentposition können komplexe stentgeschützte Coil-Embolisations- Verfahren leichter durchgeführt werden.

(Richter et al. 2008). Die Darstellung mittels ACT ermöglicht eine Detailerkennbarkeit und Differenzierung der Stentmaschen, was in der konventionellen CT nicht gelingt. (Abb 5. A, I) Die Artefaktlast ist im Bereich der röntgendichten Stentmarkierungen in der ACT geringer. Die Nachbearbeitung in der 3D-Volumenrekonstruktion zeigt eine wesentlich bessere Übersicht über die Stentkonformität (Abb. 5 F).

Vorteile durch neue Bildbearbeitungsmethoden

Die ACT bietet über die Nachbearbeitung von Datensätzen auf der Leonardo Workstation (Siemens Medical Solutions) die Option, zwei zu unterschiedlichen Zeitpunkten akquirierte Datensätze miteinander zu fusionieren. Diese Funktion vereinfacht die Auswertung und Beurteilung der Kontrolluntersuchungen um ein Vielfaches. Mit dieser Methode ist es möglich, kleinste Lageveränderungen der Implantate, Restfüllungen im Aneurysma oder wiederauftretende Stenosen durch Endothelhyperplasien schon in frühen Stadien zu erkennen (Abbildung 6). Diese Anderungen sind mit der konventionellen DSA nicht darstellbar und somit könnten mögliche Komplikationen, wie ein erhöhtes Thromboembolierisiko, übersehen werden. In einem Patientenfall (Abbildung 12) wurden die prä-und post-Coiling Datensätze fusioniert. Eine Lageveränderung des Stents durch das Coiling kann dargestellt werden. Hier wird erneut deutlich, dass die Methode der Fusion einen wesentlichen Vorteil der Bildbearbeitung von ACT Datensätzen darstellt. Es ist eine schnelle und vor allem leicht durchführbare Methode, um den klinischen Verlauf über einen längeren Zeitraum detailliert zu beobachten. Dies war bisher mit der konventionellen CT nicht möglich. Einige Studien zeigen das diagnostische Potential der ACT für die neuroradiologische Interventionsplanung und Beurteilung intrakranieller Implantate. Durch die schnelle Akquisitionszeit kann innerhalb einer Untersuchung der Datensatz extra- oder intrakranieller Aneurysmen mit suffizienter arterieller Kontrastierung erstellt werden (Schlötzer et al. 2008).

ACT als sinnvolle Ergänzung zur konventionellen CT?

Eine gute Gesamtübersicht über die Stentplatzierung und Stentposition im Verhältnis zum gesamten Gefäßverlauf bietet die konventionelle DSA. Betrachtet man die Stentplatzierung in Abbildung 8, Bild I, so wird deutlich, dass das proximale Stentende im Bereich der stärksten Krümmung der Arteria carotis interna endet. Dass der Stent sich an die starke Krümmung der Arterie anpassen muss, jedoch möglicherweise der starken Spannung nicht standhalten kann, könnte eine denkbare Ursache für die prolabierte Masche sein. Es ist nicht auszuschließen, dass diese prolabierte Masche durch die Wahl eines längeren Stents (so dass das proximale Stentende nicht im Bereich der stärksten Krümmung liegt), verhindert werden könnte. Auch die Implantation eines Enterprise[™]-Stents mit geschlossenem Zelldesign könnte hier eine Alternative bieten. Der wesentliche Vorteil des Enterprise[™]-Stents gegenüber dem Neuroform[™]-Stent ist sein geschlossenes Zelldesign, wodurch er ein stärkeres Gerüst zum Schutz der Arterie während des Coilings bietet (Weber et al. 2007). Dieser Fall zeigt, dass weder die konventionelle DSA noch die Darstellung in MPR als alleiniges diagnostisches Mittel verwendet werden können. Für die Planung und Durchführung endovaskulärer Interventionen sind die konventionelle DSA sowie die Nachbearbeitung zur Dünnschicht-MPR obligat. Der Fall in Abbildung 15 verdeutlicht, dass erst die Rekonstruktion zur Dünnschicht-MPR eine genaue Lokalisation des größten Anteils der Aneurysmabasis erlaubt. Hierdurch ist eine detaillierte Planung der Intervention sowie die genaue Wahl des richtigen Gefäßes für die Stentimplantation möglich. Die alleinige Darstellung mit konventioneller DSA oder 3D-VRT ist hier nicht ausreichend.

Ein weiterer Vorteil der ACT ist die Möglichkeit, durch die Kombination von Angiographie-Anlage und CT, zerebrale Blutungen intraoperativ zu diagnostizieren und unmittelbar zu therapieren. Hierdurch entfällt der bisher notwendige Patiententransport bei einem intraoperativ aufgetretenen Notfall von der Angiographieanlage zum konventionellen CT-Scanner (Engelhorn et al. 2008).

Eine Limitation der suffizienten Stentdarstellung mit konventioneller DSA ist die Überlagerung von Strukturen. Stentmarker können in der unsubtrahierten DSA-Darstellung durch Coilschlingen überlagert und nicht vollständig dargestellt werden (Abb.7, I). Hier bietet die ACT Lösungsansätze durch die Betrachtung in 3 Ebenen und die Möglichkeit mit Rekonstruktionen in 0,13 mm Schichtdicken zu arbeiten.

Grenzen der angiographischen Computertomographie

Bei der radiologischen Interventionsplanung mittels ACT kann von der hohen Ortsauflösung auch in der multiplanaren Betrachtung profitiert werden. Die Berechnung unsubtrahierter Datensätze zeigt im Gegensatz zur konventionellen CT deutlich weniger Bewegungsartefakte. Jedoch ist auch die Artefaktfreiheit in der ACT limitiert. In einer Studie von Richter et al 2007 konnte gezeigt werden, dass bei Coilpaketen unter 10 mm Durchmesser exzellente Stentdarstellungen mit angrenzendem Coilpaket und der Ausschluss von prolabierten Coilschlingen im Gefäßlumen möglich sind. Bei einem Coilpaket größer als 10 mm im Durchmesser war aufgrund von Aufhärtungsartefakten keine exakte Darstellung der Coilangrenzenden Stentbereiche mehr möglich (Richter et al. 2007).

Abbildung 13 zeigt, dass auch in dieser Studie nicht alle Stents artefaktfrei dargestellt werden konnten. Das große Coilpaket erschwert die Darstellung des distalen Stentendes (Abb. 13, G, H). Nach der multiplanaren Rekonstruktion wird der Inhalt des Coilpaketes als diffuse röntgendichte Substanz sichtbar (Abb. 13 F – H). Eine separate, detaillierte, axiale Darstellung des distalen Stentendes ist durch diese Artefaktlast nicht möglich (Abb. 13, H). In diesem Fall ist die konventionelle DSA vorteilhaft (Abb. 13 E, Pfeil). Die distalen Stentmarker stellen sich artefaktfrei dar und können ohne Überlagerung der Coils beurteilt werden.

Ein weiteres Beispiel für eine Limitation in der Stentdarstellung zeigt Abbildung 21 I, J. Die Stentmaschen proximal und distal des gecoilten Aneurysmas weisen eine hevorragende Detailerkennbarkeit auf. Der Versuch, die Stentmaschen nahe des gecoilten Aneurysmas darzustellen, ist durch das große Coilpaket unmöglich.

Beurteilung der Stententfaltung durch orthogonale Rekonstruktion an den Stentenden

Die Untersuchung der 20 Patientenfälle hat gezeigt, dass die Entfaltung der Stentenden sehr stark variiert. Selten haben alle 4 Stentmarker den gleichen Abstand zueinander (Abb. 10 C, G). Eine sehr häufig vorkommende Konfiguration der Marker ist die Entfaltung in Trapezform; dies bedeutet, dass zwei Marker nahe aneinander liegen (Abb. 11 B, Abb. 12 E, Abb. 21 C, G). Extreme Fehlentfaltungen, wobei sich ein Stentende gar nicht öffnet (Abb. 20 B, D) oder nur ein Marker sehr stark von den anderen abweicht (Abb. 16 C – D), kommen selten vor. Diese Variationen in der Stententfaltung zeigen kollektiv bislang keine klinischen Symptome. Ob die suboptimalen Stententfaltungen klinische Folgen für die Patienten haben, kann bisher nicht abschließend beurteilt werden. Viel wichtiger scheinen jedoch eine suffiziente Beurteilbarkeit der Stententfaltung mittels ACT und regelmäßige Follow ups, um eventuelle Thrombenbildungen durch Markerverlagerungen oder in-Stent-Stenosen durch Endothelialisierungsprozesse frühzeitig zu diagnostizieren.

Beurteilungen von Intimaproliferationen

Eine häufige Langzeit-Komplikation bei Stentimplantationen ist die Reststenose des überstenteten Gefäßsegments, welche meist in starken neointimalen Hyperplasien begründet ist. Ein intaktes Endothel ist ein effektiver Schutz gegen eine Thrombose. Wird jedoch das Endothel durch eine Stentimplanation verletzt, durch das thrombogene körperfremde kann Stentmaterial eine lokale Thrombusbildung ausgelöst werden mit anschließender Zellproliferation (Myofibroblasten, Expression von Matrixstrukturen) der Arterienwand (Schürmann et al.1996, Müller et al 2004). Dieser Vorgang kann in den nachbearbeiteten Datensätzen immer dort beobachtet werden, wo sich die Stentmarker nicht mehr innerhalb des Gefäßes bzw. an der Gefäßwand darstellen. Die Endothelhyperplasie ist in den rekonstruierten Dünnschicht – Datensätzen sehr gut sichtbar, lässt sich aber auch oft schon in der konventionellen DSA erkennen (Abb. 8, Bild F, gelber Pfeil, Abb. 17. B, weißer Pfeil). Zur Beurteilung, ob eine Endothelialisierung vorliegt, eignet sich die orthogonale Darstellung des Stentendes im Füllungsdatensatz (Abb. 17, F) sehr gut. Es lässt sich deutlich erkennen, dass der Stentmarker nicht mehr im kontrastmittelgefüllten Arterienlumen bzw. an der Arterieninnenwand liegt. Zwar lässt die konventionelle DSA die Darstellung der Endothelialisierung auch zu, sie ist aber in der ACT deutlich früher zu erkennen und daher besser im zeitlichen Verlauf beurteilbar.

Eindeutige Lokalisation von Stentmarkern im Arterienlumen und adhärente Kontrastmittelaussparungen

Bei zwei neurologisch asymptomatischen Patienten fällt eine Kontrastmittelaussparung direkt an einem frei im Lumen liegenden Stentmarker auf. (Abbildung 8, G gelber Pfeil; Abbildung 14 F - H). Bei einem anderen Patienten kommt es zu einer großen Kontrastmittelaussparung an einem regulär (Abb. 21 D). Diese platzierten Marker unklaren adhärenten Kontrastmittelaussparungen müssen zunächst als Thrombus gedeutet werden. Die Darstellung in Abbildung 14 zeigt, dass die proximale (Abb. 14 F-H) sowie distale (Abb.14 M - 0) Stententfaltung nicht in einer Ebene stattgefunden hat (Abb. 14 F - H). Unklar bleibt, wie trotz der regelmäßigen Einnahme der thrombozytenaggregationshemmenden Medikamente dieser Befund auftritt. Dieser Befund rechtfertigt jedoch den Therapieansatz, Patienten lebenslang einer thrombozytenaggregationshemmenden Medikation zu unterziehen.

Problem der Darstellung von Kontrastmittel und Stentmarker

In Abbildung 8 zeigt sich eine erschwerte Darstellung der röntgendichten Stentmarker, da die Menge an injiziertem iodhaltigen Kontrastmittel sehr hoch ist. Die Stentmarker lassen sich kaum von dem kontrastmittelgefüllten Gefäß differenziert darstellen. Während der Intervention muss also darauf geachtet werden, dass die Menge an injiziertem Kontrastmittel eine adequate Stentmarkerdarstelllung noch zulässt und diese nicht eine stärkere Röntgendichte aufweist als die Platinummarker. Für den behandelnden Arzt ist es demnach von entscheidender Bedeutung die Verdünnung des injizierten Kontrastmittels so zu wählen, dass sich sowohl Gefäß-als auch Stentmaschen und – marker erkennen lassen. Unverdünntes Kontrastmittel ist so hoch konzentriert, dass es für eine suffiziente Stentmaschen- und Stentmarkerdarstellung nicht geeignet ist. Beispielsweise führt die intravenöse Kontrastmittelgabe zu einer gleichmäßigen moderaten Kontrastierung bei der sich die Stentmaschen erkennen lassen. Die Wahl des richtigen Kontrastmittels trifft der jeweilige angiographierende Arzt. Er sollte für die entsprechende Fragestellung die passende Kontrastmittelverdünnung auswählen.

Eindeutige Lokalisaton von dislozierten Coilschlingen

Ein nicht selten auftretendes Problem während eines Aneurysma-Coilings ist, dass sich eine Coilschlinge in das Arterienlumen vorwölbt. Ein erhöhtes Risiko für solche Coilverlagerungen besteht besonders bei Aneurysmen mit weitem Hals (Weber et al. 2007). Einen Lösungsansatz hierfür soll das Verfahren des stentgeschützten Coilings bieten. Zwar besteht durch die Stentimplantation ein zusätzliches Behandlungsrisiko durch akute in-Stent-Thrombose oder in-Stent-Stenose aufgrund von Endothelhyperplasien, jedoch können diese Komplikationen durch antithrombotische Prämedikation veringert werden. Ein gleichzeitiger Vorteil des stentgeschützten Coilings ist, dass schon durch die Stentimplantation der intra-aneurysmale Blutstrom reduziert werden kann. Simultane Verwendung von Stent und Coil hat also einen additiven Effekt in der Okklusion von Aneurysmen. (Lee et al. 2005). Leider gelingt es nicht immer durch die durchgeführte Stentimplantation die Dislokation einer Coilschlinge zu verhindern. Durch das offene Zelldesign des Neuroform[™]-Stents besteht ein erhöhtes Risiko, dass Coilschlingen in die Arterie prolabieren. Besondere Vorsicht an konvexen Arterienverläufen ist notwendig, da hier die Öffnung der Stentzellen größer ist als die 2 – 3 mm Coils (Benitez et al. 2004). Ist die Coilschlinge in das Gefäß disloziert, besteht ein höheres Thromboembolierisiko. In den Abbildungen 9, 10, 18 und 19 wird klar verdeutlicht, dass sich mit der konventionellen DSA zuweilen keine Aussage über die Position der Coilschlinge machen lässt. Auch die Darstellung der unsubtrahierten ACT als 3D – MIP ist nicht von Nutzen (Abb.18 G). Erst die Nachbearbeitung zur dünnschichtigen MPR (Abb. 9H, Abb. 10 N, Abb. 18 H, Abb.19 M - O) und einer orthogonalen Ansicht durch das Lumen des Stents zeigen die eindeutige Lokalisation der Coilschlingen. In Abbildung 9 H kann verifiziert werden, dass die Coilschlinge im Gefäßlumen liegt. Dass Coilschlingen nicht selten auch zwischen Stent und Gefäßwand liegen, zeigen Abb. 10 M – N, Abb. 18 G – H und Abb. 19 M – O. Derartige Befunde waren bisher mit der konventionellen DSA nicht eindeutig zu erheben. Hier wird ein wesentlicher Fortschritt in der Bildbearbeitung durch die ACT deutlich. Während die konventionelle DSA eine unübersichtliche Darstellung der Coilpakete zeigt (Abb. 9 G, Abb. 10 L, Abb. 18 F), lassen sich durch eine Nachbearbeitung der Datensätze der ACT genaue Aussagen über einzelne Coilschlingen machen (Abb. 9 H, Abb. 10 N, Abb. 18 H, 19 M - O).

Beurteilung von Dislokationen einzelner Stentmaschen

Die ACT erlaubt eine detaillierte Darstellung der einzelnen Stentmaschen. Dadurch fiel bei vier Patienten auf, dass es vorkommt, dass Stentmaschen vom eigentlichen Stentgefüge abstehen. Diese Fehlentwicklung war zuvor in der konventionellen digitalen Radiographie gar nicht darstellbar. Abbildungen 11, 16, 24 und 25 zeigen dies eindrücklich. Vor allem bei der Rekonstruktion senkrecht zum Stent ist ein deutlicher Unterschied in der Stentkonformität zu erkennen. Vergleicht man die orthogonale Stentansicht im geschlossenen Maschengefüge mit einer orthogonal rekonstruierten Ansicht an der prolabierten Masche, so zeigt sich eine Unterbrechung der physiologischen kreisrunden Stentform (Abb. 11 F - I, Abb.16 I - L, Abb.24 H - K, Abb.25 E - G). Ursachen für diese Unregelmäßigkeiten im Stentgefüge lassen sich nur vermuten. Die abstehende Masche in Abbildung 11 und 16 könnte in einer ungünstigen Wahl der Stentlänge oder Stentposition begründet sein. Kurz nach dem proximalen Stentbeginn (distaler Anteil der Arteria carotis interna) geht die Arteria cerebri anterior ab. Da der nominale Diameter des Stents größer, als der des Gefäßlumens ist, disloziert die Masche in diesen Abgang der Arteria cerebri anterior. Die Wahl eines längeren Stents oder die Platzierung des Stents weiter proximal kann möglicherweise solche Fehlentfaltungen verhindern. In einer Studie von Broadbent et al. wurden ähnliche Beobachtungen gemacht. Je länger der Stent gewählt wird, desto mehr Stabilität

verleiht er; dabei wird es jedoch umso schwieriger den Stent komplikationslos endovaskulär zu platzieren (Broadbent et. al 2003).

In der konventionellen DSA (Abb. 11, K) wird deutlich, dass am Übergang vom mittleren zum lateralen Drittel im cranialen Bereich der Arteria cerebri media ein wandständiger Füllungsdefekt (K, Pfeil) besteht, d.h. postinterventionell noch eine minimale Reststenose besteht. Bei einem Follow up im August 2007 zeigte sich keine Verschlechterung der Situation, so dass diese Reststenose vorerst ohne klinische Bedeutung ist.

Konformitätsvergleich zwischen Neuroform[™] - und Enterprise[™]-Stent

Vier Patienten haben einen Enterprise[™]-Stent implantiert bekommen. Die wesentliche Eigenschaft dieses Stents ist das geschlossene Zellendesign. Außerdem kann er radiologisch besser sichtbar gemacht werden als der Neuroform[™]-Stent (Higashida et al. 2005). Eine gute Darstellung dieses Stents zeigt Abbildung 12 A. Die Detailerkennbarkeit der Stentmaschen ist beachtlich (Abb. 12 A). Jedoch ist die Stententfaltung vor allem im distalen Bereich suboptimal. Hier können nur 3 Marker differenziert werden. Das Stentende hat sich nicht vollständig geöffnet. Zwei Stentmarker liegen nahezu übereinander. In der konventionellen DSA in Abb. 12 G scheint es, als ob ein proximaler Marker im Abgangsbereich der Arteria superior cerebelli liegt. Möglicherweise hätte auch hier die Wahl eines längeren Stents die Verlagerung dieses Markers verhindern können. In einer Studie von Ebrahimi et al. wurden die Stentkonformitäten in gebogenen Arterien-Modellen von drei verschiedenen Stents untersucht. Es zeigte sich, dass der Enterprise™- Stent im Gegensatz zum Neuroform™-Stent an konvexen Teilen des Arterienbogens ein konstantes geschlossenes Zelldesign behält und dass im konkaven Bereich keine Maschen in den Aneurysmahals oder das Arterienlumen prolabieren. Des Weiteren kommt es an starken Krümmungen der Arterie beim Enterprise™-Stent nicht zum vollständigen Kollaps des Stentgefüges, sondern es nimmt eine stark ovale Form ein (Ebrahimi et al. 2007). Diese ovale Form lässt sich auch in dieser Studie in Abb. 23 E - G verdeutlichen. Abbildung 23 H zeigt, dass die Distanz zwischen den Stentwänden am Arterienknick nur noch halb so weit ist wie an den Stentenden und trotzdem keine Maschen nach außen oder innen prolabieren. Die Maschen eines Neuroform[™]-Stents würden in dieser Position stark nach innen in das Arterienlumen oder nach außen in den Aneurysmahals prolabieren. Die hemodynamischen Effekte dieses Verhaltens sind noch nicht vollständig bekannt, erhöhen aber möglicherweise die Wahrscheinlichkeit einer in – stent-Thrombose oder in – stent-Stenose (Benndorf et al. 2006). Die Probleme der suboptimalen Stententfaltung können bei dem Enterprise[™]-Stent in dieser Studie mehrmals beobachtet werden. Die Stentmarker liegen entweder sehr dicht aneinander (Abb. 6 F, Abb. 23 D) oder haben sich im extremen Fall gar nicht voneinander gelöst (Abb. 20 B, D), wobei sich der mittlere Stentanteil regelrecht entfaltet hat und den Aneurysmahals vollständig überdeckt.

Detailerkennbarkeit aller Stentmarker nach Doppelstenting

Bei zwei Patienten wurde zur besseren Abdeckung des Aneurysmas ein Doppelstenting, d.h. die Implantation eines Stents in einen weiteren Stent, durchgeführt (Abb. 22 und 24), um eine Okklusion des Aneurysmas ohne Coil – Embolisation zu erreichen. Indikationen für ein Doppelstenting liegen bei einem Dissektionsaneurysma (Abb. 22, 24) vor, da es hier nötig ist, die Wand des dissezierten Gefäßes zu verstärken. Da Dissektionsaneurysmen keine echte Wand haben, ist ein zusätzliches Coiling nicht mehr notwendig und auch nicht sinnvoll (Solymosi et al. 2005).

Zur Anzeige wird der QuickTime™ Dekompressor "" benötigt. Zur Anzeige wird der QuickTime™ Dekompressor "" benötigt. Zur Anzeige wird der QuickTime™ Dekompressor "" benötigt.

Abbildung 26: Darstellung der Strömungsreduzierung im Aneurysma (Abbildung aus Solymosi et al. 2005,Seite 146) Untersuchungen in anderen Fällen zeigten, dass die Aneurysmagröße nach einem Doppelstenting zwar reduziert wird, jedoch ein vollständiger Verschluss des Aneurysmalumens nur selten vorkommt (Lanzino et al. 1999).

Doppelstenting ist eine nützliche Technik für die Okklusion von intrakraniellen Aneurysmen mit einem weiten Hals und vor allem für Pseudoaneurysmen. Es stellt eine zeitsparende und leicht durchzuführende Alternative zur Coil -Embolisation dar. Wichtig für diese Technik ist jedoch ein Langzeit-Follow-up, um Intimaproliferationen und mögliche weitere Komplikationen, die durch Stents auftreten können, zu bewerten (Benndorf et al. 2006). Hier ist erneut die ACT von Nutzen. Die Nachbearbeitung der akquirierten ACT – Daten erlaubt eine detaillierte Betrachtung aller 8 Stentmarker pro Stentende (Abbildung 22 B, D). Die Methode der Fusion erleichtert die Auswertung von Follow-up-Datensätzen, die gerade bei Doppelstents sehr wichtig sind, da hier die Gefahr der Intimaproliferation erhöht ist (Benndorf et al. 2006). Dass auch bei Doppelstenting abstehende Maschen vorkommen können, zeigt Abbildung 24 H – M. Würde die daraus resultierende Inkontinuität im Stentgefüge im Bereich des Aneurysmashalses vorliegen, könnte auf Grund der erhöhten Porosität (Abb. 24 K, keine suffiziente Aneurysmaauschaltung allein durch die weißer Pfeil) implantierten Stents garantiert werden. Eine zusätzliche Coil – Embolisation wäre obligat. Aus diesem klinischen Fall wird deutlich, wie wichtig die Nachbearbeitung der ACT Datensätze zur dünnschichtigen MPR ist. In den konventionellen CT oder DSA Datensätzen können weder alle einzelnen Stentmarker noch die Entfaltung der Stentmaschen beurteilt werden.

5 Zusammenfassung

Der Übergang zur digitalen Röntgenbildakquistion war eine der wesentlichen Entwicklungen in der radiologischen Bildgebung in den letzten Jahren (Spahn et al. 2003). Vor allem die Ausstattung der Angiographie-Anlagen mit Flächendetektoren ermöglicht bei verringerter Strahlenbelastung die Darstellung eines größeren Volumens sowie bessere Kontrastauflösung (Kalender 2003, Heran et al. 2006).

Die angiographische CT kann mittlerweile die konventionelle CT in speziellen Anwendungsbereichen ersetzen. Sie erlaubt beispielsweise während einer neuroradiologischen Intervention den Ausschluss von intrakraniellen Blutungen. Kommt es während einer Intervention zu einer intrakraniellen Blutung, kann diese unmittelbar therapiert werden. Frühere, bei der konventionellen CT notwendige Umlagerungen des Patienten, um intrakranielle Blutungen auszuschließen, entfallen und somit auch das Risiko, dass es während der Umlagerung des Patienten zu zerebralen Blutungen kommt (Kalender 2003).

Eine Ergänzung zur konventionellen CT sowie MRT bietet die ACT im Bereich der Darstellung intrakranieller Implantate. Ein wesentlicher Vorteil ist hier die Artefaktfreiheit und die verbesserte Ortsauflösung. Die dargestellten Datensätze in dieser Studie verdeutlichen, dass die ACT in allen Fällen eine ausreichende Beurteilung über die Stentkonformität, die Stentposition sowie über die Stententfaltung an den proximalen und distalen Stentenden erlaubt.

Die mittels ACT durchgeführten Follow-up-Untersuchungen zeigten eine gute über Endothelhyperplasien, Visualisierung die Progression von Thrombusbildungen an Stentmarkern sowie Änderungen in der Stent- oder Stentmarkerposition. Das Verhalten intrakranieller Implantate über einen längeren Zeitraum in vivo zu beobachten ist durch angiographsiche CT möglich. Ein wesentlicher Fortschritt hierbei ist die frühzeitige Diagnostik von Gefäßveränderungen. In dieser Studie hat zwar keine der diagnostizierten irregulären Stentfehlentfaltungen zu klinischen Symptomen geführt, jedoch ist

heute noch nicht abzusehen, ob hieraus bei einigen Patienten zukünftig mögliche klinische Komplikationen entstehen können.

Die detaillierte Auswertung der Datensätze in dieser Studie hat gezeigt, dass einige suboptimale Stententfaltungen möglicherweise durch eine besser geplante Stentwahl vermieden werden können. Hierdurch wird deutlich, dass die ACT einen wesentlichen Fortschritt in der neuroradiologischen intrakraniellen Implantationsplanung darstellt. Es muss bei der Planung einer Intervention deutlich werden, wo der größte Anteil einer Aneurysmabasis liegt, um das richtige Gefäß für die Stentimplantation festzulegen. Die Bestimmung von Lokalisation und Ausdehnung eines Aneurysmas ist mit ACT präziser möglich als in der konventionellen CT.

Schlussfolgerung

Stents sind ein mittlerweile etabliertes Instrument des Gefäßremodellings in der neuroradiologisch-interventionellen Aneurysmatherapie. Ihr Appositionsverhalten in vivo kann mittels ACT zunehmend besser beurteilt und verstanden werden. Diese Studie zeigt, dass eine Vielzahl von Stents eine unregelmäßige Entfaltung aufweist, die sich bisher nicht in einer klinischen Symptomatik ausdrückt, jedoch eine lebenslange Thrombozytenaggregation rechtfertigt.

Die ACT eignet sich also sehr gut für Implantationsplanung, interventionelle Diagnostik sowie Langzeitverlaufskontrollen. Sie zeigt einen wesentlichen Vorteil gegenüber der konventionellen CT und kann diese in speziellen Anwendungsbereichen sogar ersetzen.

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Altersverteilung des Studienkollektivs (20 Patienten)
Abbildung 2: Stent	über Mikrokatheter geführter selbstexpandierender Neuroform™ 8
Abbildung 3:	Enterprise™-Stent mit fixiertem " closed cell" Design und
Abbildung 4:	Enterprise™-Stent mit dem Delivery System9
Abbildung 5: Stents	Experimentelle Implantatbildgebung eines Neuroform-2™-
Abbildung 6:	Patientin 1, Enterprise [™] -Stent, Protokoll: 20s-1k DR17
Abbildung 7:	Patientin 2, Neuroform [™] -Stent, Protokoll: 20s-1k DR18
Abbildung 8:	Patient 3, Neuroform [™] -Stent, Protokoll: 10s-1k DS19
Abbildung 9:	Patient 4, Neuroform™-Stent, Protokoll: 20s-1k DR20
Abbildung 10:	Patient 5, Neuroform™-Stent, Protokoll: 10s-1k DS21
Abbildung 11:	Patientin 6, Neuroform™-Stent, Protokoll: 10s-1k DS22
Abbildung 12:	Patient 7, Enterprise™-Stent, Protokoll: 20s-1k DR24
Abbildung 13:	Patient 8, Neuroform™-Stent, Protokoll 8s-1k-DS25
Abbildung 14:	Patientin 9, Neuroform™-Stent, Protokoll: 5s-1k DS26
Abbildung 15:	Patient 10, Neuroform™-Stent, Protokoll: 10s-1k DS28

Abbildung 16: Patient 11, Neuroform [™] -Stent, Protokoll: 20s-1k DR29
Abbildung 17: Patient 12, Neuroform [™] -Stent, Protokoll: 5s-1k DS
Abbildung 18: Patientin 14, Neuroform™-Stent, Protokoll: 10s-1k DS
Abbildung 19: Patient 15, Enterprise ™-Stent, Protokoll: 20s-1k DR
Abbildung 20: Patientin 16, Neuroform™-Stent, Protokoll 20s-1k DR37
Abbildung 21: Patientin 17, 2 Neuroform™-Stent, Protokoll: 20s-1k DR38
Abbildung 22: Patient 18, Enterprise ™-Stent, Protokoll 20s 1-k DR
Abbildung 23: Patientin 19, 2 Neuroform™-Stent, Protokoll 20s-1k DR40
Abbildung 24: Patientin 20, Wingspan [™] -Stent, Protokoll 20s-1k DR42
Abbildung 25: Häufigkeit der jeweils beurteilten Auffälligkeiten in der Stententfaltung45
Abbildung 26: Darstellung der Strömungsreduzierung im Aneurysma

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Untersuchte implantierte Stents	.10
Tabelle 2: Überblick über die Krankengeschichten aller 20 Patienten	67

8 Literaturverzeichnis

Anxionnat, R., Bracard, S., Macho, J., Da Costa, E., Vaillant, R., Launay, L., Trousset, Y., Romeas, R., and Picard, L. (1998): 3D angiography. Clinical interest. First applications in interventional neuroradiology. J Neuroradiol <u>25</u>, 4, 251-262.

Benitez, R. P., Silva, M. T., Klem, J., Veznedaroglu, E., and Rosenwasser, R. H. (2004): Endovascular occlusion of wide-necked aneurysms with a new intracranial microstent (Neuroform) and detachable coils. Neurosurg <u>54</u>, 6, 1359-67; discussion 1368.

Benndorf, G., Strother, C. M., Claus, B., Naeini, R., Morsi, H., Klucznik, R., and Mawad, M. E. (2005): Angiographic CT in cerebrovascular stenting. AJNR Am J Neuroradiol <u>26</u>, 7, 1813-1818.

Benndorf, G., Claus, B., Strother, C. M., Chang, L., and Klucznik, R. P. (2006): Increased cell opening and prolapse of struts of a neuroform stent in curved vasculature: value of angiographic computed tomography: technical case report. Neurosurg <u>58</u>, 4 Suppl 2, ONS-E380; discussion ONS-E380.

Boston Scientific

http://www.bostonscientific.com/Device.bsci?page=HCP_Overview&navRelId=100 0.1003&method=DevDetailHCP&id=10005151&pageDisclaimer=Disclaimer.Produ ctPage (aufgerufen am 3.12.2008)

Bracard, S., Lebedinsky, A., Anxionnat, R., Neto, J. M., Audibert, G., Long, Y., and Picard, L. (2002): Endovascular treatment of Hunt and Hess grade IV and V aneuryms. AJNR Am J Neuroradiol <u>23</u>, 6, 953-957.

Broadbent, L. P., Moran, C. J., Cross, D. T. r., and Derdeyn, C. P. (2003): Management of neuroform stent dislodgement and misplacement. AJNR Am J Neuroradiol <u>24</u>, 9, 1819-1822. CDRH (Center for devices and radiological health) Consumer Information http://www.fda.gov/cdrh/mda/docs/h050001.html, additional Information: http://www.fda.gov/cdrh/pdf5/h050001b.pdf (aufgerufen am 01.04.2009)

de Rochemont Rdu, M., Turowski, B., Buchkremer, M., Sitzer, M., Zanella, F. E., and Berkefeld, J. (2004): Recurrent symptomatic high-grade intracranial stenoses: safety and efficacy of undersized stents--initial experience. Radiol <u>231</u>, 1, 45-49.

Duke, B. J., Kindt, G. W., and Breeze, R. E. (1998): Outcome after urgent surgery for grade IV subarachnoid hemorrhage. Surg Neurol <u>50</u>, 2, 169-72; discussion 172-3.

Ebrahimi, N., Claus, B., Lee, C. Y., Biondi, A., and Benndorf, G. (2007): Stent conformity in curved vascular models with simulated aneurysm necks using flat-panel CT: an in vitro study. AJNR Am J Neuroradiol <u>28</u>, 5, 823-829.

Engelhorn, T., Struffert, T., Richter, G., Doelken, M., Ganslandt, O., Kalender, W., and Doerfler, A. (2008): Flat panel detector angiographic CT in the management of aneurysmal rupture during coil embolization. AJNR Am J Neuroradiol <u>29</u>, 8, 1581-1584.

Ernemann, E., Skalej, M., Guervit, O., Siekmann, R., Voigt, K. (2000): 3-D – Angiographie zur Planung der Therapie zerebraler Aneurysmen. Electromedia 68,<u>1</u>, 31-6

Forsting, M. and Wanke, I. (2006): [Endovascular therapy for intracranial aneurysms]. Nervenarzt <u>77</u> Suppl 1, S31-7; S38.

Guervit, O., Skalej, M., Siekmann, R., Ernemann, U., Voigt, K., (2000): Rotationsangiographie und 3D- Rekonstruktion in der Neuroradiologie. Electromedica <u>68</u>, 1, 31-37

62

Higashida, R. T., Halbach, V. V., Dowd, C. F., Juravsky, L., and Meagher, S. (2005): Initial clinical experience with a new self-expanding nitinol stent for the treatment of intracranial cerebral aneurysms: the Cordis Enterprise stent. AJNR Am J Neuroradiol <u>26</u>, 7, 1751-1756.

Honda, Y. and Fitzgerald, P. J. (2003): Stent thrombosis: an issue revisited in a changing world. Circulation <u>108</u>, 1, 2-5.

ISAT Trial

http://www.surgery.ox.ac.uk/nvru/isat (aufgerufen am 23.03.09)

Kalender, W. A. (2003): [The use of flat-panel detectors for CT imaging]. Radiologe <u>43</u>, 5, 379-387.

Klein, G.E. (2007): Stentimplantation zur Behandlung intrakranieller Stenosen. Z Gefäßmed 4(1), 4 - 10

Lanzino, G., Wakhloo, A. K., Fessler, R. D., Hartney, M. L., Guterman, L. R., and Hopkins, L. N. (1999): Efficacy and current limitations of intravascular stents for intracranial internal carotid, vertebral, and basilar artery aneurysms. J Neurosurg <u>91</u>, 4, 538-546.

Lee, Y. J., Kim, D. J., Suh, S. H., Lee, S. K., Kim, J., and Kim, D. I. (2005): Stentassisted coil embolization of intracranial wide-necked aneurysms. Neuroradiol <u>47</u>, 9, 680-689.

Masuhr, K.F., Neumann, M. Neurologie, 6. Auflage. Georg Thieme, Stuttgart, 2007

Moret, J., Cognard, C., Weill, A., Castaings, L., Rey, A. (1997): The "Remodelling Technique" in the Treatment of Wide Neck Intracranial Aneurysms. Angiographic Results and Clinical Follow-up in 56 Cases. Intevent Neuroradiol <u>30</u>, 1, 21-35

Morris, P.:Practical Neuroangiography, 2nd Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2007

Müller, K.-M., Schmitz, F. (2004): Morphologische Befunde nach Stentimplantation im Karotisbereich. Pathologe <u>25</u>, 2, 108-115

Osirix Imaging Software, Advanced Open Source PACS Workstation DICOM Viewer http://www.osirix-viewer.com/ContributionOsiriX.html (runtergeladen am 12.4.2008)

Prokop, M., Shin, H. O., Schanz, A., and Schaefer-Prokop, C. M. (1997): Use of maximum intensity projections in CT angiography: a basic review. Radiograph <u>17</u>, 2, 433-451

Richter, G., Engelhorn, T., Struffert, T., Doelken, M., Ganslandt, O., Hornegger, J., Kalender, W. A., and Doerfler, A. (2007): Flat panel detector angiographic CT for stent-assisted coil embolization of broad-based cerebral aneurysms. AJNR Am J Neuroradiol <u>28</u>, 10, 1902-1908.

Rydberg, J., Buckwalter, K. A., Caldemeyer, K. S., Phillips, M. D., Conces, D. J. J., Aisen, A. M., Persohn, S. A., and Kopecky, K. K. (2000): Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. Radiograph <u>20</u>, 6, 1787-1806.

Sandercock, P. (2005): International subarachnoid aneurysm trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: a randomised comparison of effects on survival, dependency, seizures, rebleeding, subgroups, and aneurysm occlusion. Lancet <u>366</u>, 809 – 817.

Schlötzer, W., Huber, R., and Schmitz, B. L. (2009): [Stent-assisted intracranial angioplasty: potentials and limitations of pre- and postinterventional CT angiography]. Rofo <u>181</u>, 2, 121-128.

Schurmann, K., Vorwerk, D., Kulisch, A., Stroehmer-Kulisch, E., Biesterfeld, S., Stopinski, T., and Gunther, R. W. (1996): Neointimal hyperplasia in low-profile Nitinol stents, Palmaz stents, and Wallstents: a comparative experimental study. Cardiovasc Intervent Radiol <u>19</u>, 4, 248-254.

Siemens AG Medical Solutions (a)

http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/CategoryDisplay~q_c atalogId~e11~a_categoryId~e_1021344~a_catTree~e_100010,1008631,1017866, 1017869,1020274,1021327,1021344~a_langId~e_-11~a_storeId~e_10001.htm (aufgerufen am 11.10.2008)

Siemens AG, Medical Solutions (b)

http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay~q_cat alogId~e_11~a_catTree~e_100010,1008631,1017866,1017869,1020274,1021327 ,1021344~a_langId~e_-11~a_productId~e_185889~a_storeId~e_10001.htm (aufgerufen am 11.10.2008)

Siemens AG, Medical Solutions (c)

http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay?store Id=10001&langId=-1&catalogId=-1&catTree=100001%2C12764%2C12751&level=0&productId=143939 (aufgerufen am 11.10.2008)

Solymosi, L., Chapot, R., Bendszus, M. (2005): Stent, Ballon oder Clip? Klinische Neuroradio <u>3</u>, 145 – 160

Spahn, M., Heer, V., and Freytag, R. (2003): [Flat-panel detectors in X-ray systems]. Radiol <u>43</u>, 5, 340-350.

Tomandl, B. F., Kostner, N. C., Schempershofe, M., Huk, W. J., Strauss, C., Anker, L., and Hastreiter, P. 2004. CT angiography of intracranial aneurysms: a focus on postprocessing. Radiograph <u>24</u>, 3, 637-655.

Vanninen, R., Koivisto, T., Saari, T., Hernesniemi, J., and Vapalahti, M. (1999): Ruptured intracranial aneurysms: acute endovascular treatment with electrolytically detachable coils--a prospective randomized study. Radiol <u>211</u>, 2, 325-336.

Villablanca, J. P., Hooshi, P., Martin, N., Jahan, R., Duckwiler, G., Lim, S., Frazee, J., Gobin, Y. P., Sayre, J., Bentson, J., and Vinuela, F. (2002): Three-dimensional helical computerized tomography angiography in the diagnosis, characterization, and management of middle cerebral artery aneurysms: comparison with conventional angiography and intraoperative findings. J Neurosurg <u>97</u>, 6, 1322-1332.

Weber, W., Bendszus, M., Kis, B., Boulanger, T., Solymosi, L., and Kuhne, D. (2007): A new self-expanding nitinol stent (Enterprise) for the treatment of widenecked intracranial aneurysms: initial clinical and angiographic results in 31 aneurysms. Neuroradiol <u>49</u>, 7, 555-561.

9 Anhang: Tabelle 2

Patient	Geschlecht	Ausgangsbefund	Intervention	Follow up
1	w	Aneurysma der rechten A. carotis interna	stentgeschütztes Coiling, Enterprise™-Stent	regelrecht positionierter Stent
2	w	SAB sowie Aneurysma der A. basilaris	stentgeschütztes Coiling Neuroform™-Stent	nach 6 Monaten ballongeschütztes Recoiling
3	¥	Aneurysma der A. carotis	stentgeschütztes Coiling, Neuroform™-Stent	nach 2 Jahren regelrecht positionierter Stent, keine Stenosierung
4	w	Aneurysma der rechten A. carotis interna	stentgeschütztes Coiling, Neuroform™-Stent	
5	m	Pseudoaneurysma der linken A. carotis interna	stentgeschütztes Coiling Neuroform™-Stent	nach 1 Jahr vollständige Ausschaltung des Pseudoaneurysmas
6	w	Stenose der rechten A. cerebri media	PTA rechte A. cerebri media, Ballondilatation, Neuroform™- Stent	nach 1,5 Jahren Reststenosierung
7	m	Aneurysma der A. cerebri posterior	Stentimplantation Enterprise™-Stent mit Ballonremodelling	
8	m	Basilariskopf- aneurysma	Implantation Neuroform™-Stent	regelrecht positionierter Stent
9	W	Aneurysma der rechten A. carotis interna	Implantation Neuroform™-Stent	nach 2 und nach 3 Jahren komplette Ausschaltung des Aneurysmas
10	m	Basilariskopf- aneurysma	stentgeschütztes Coiling Neuroform™-Stent	nach 1,5 Jahren geringes Restaneurysma
11	w	Aneurysma der rechten A. carotis interna	zunächst Ballon-, dann stentgeschütztes Coiling Neuroform™-Stent	nach 1 Jahr reperfundierter Aneurysmabereich und Rezidivcoiling

Patient	Geschlecht	Ausgangsbefund	Intervention	Follow up
12	m	Aneurysma dorsal am Basilariskopf	Implantation Neuroform™-Stent	nach 6 Monaten regelrechtliegender Stent, keine Stenosierung
13	w	Aneurysma der linken A. carotis interna	Implantation Neuroform™-Stent	nach 1 und nach 3 Jahren regelrecht sitzender Stent
14	w	Aneurysma der rechten A. carotis interna	Stentgeschütztes Coiling, Neuroform™- Stent	nach 1 Jahr keine Reperfusion
15	m	Aneurysma der rechten A. cerebri media	Implantation Enterprise™-Stent	
16	w	SAB aus Basilarisstamm- aneurysma	stentgeschütztes Coiling, Neuroform™-Stent	nach 6 Monaten keine Reperfusion
17	w	Aneurysma der Arteria vertebralis	double Stenting 2 Neuroform™- Stents	nach 6 Monaten regelrecht endothelialisierte Stentenden
18	m	Basilariskopf-und Babyaneurysma	stentgeschütztes Coiling, Neuroform™-Stent	
19	W	Aneurysma der A.vertebralis, beidseits mit Stenose rechts	double Stenting, 2 Neuroform™- Stents	nach 1 Jahr prox. Stentende frei, distal nicht darstellbar
20	w	hochgradige Stenose (>90%) der A. cerebri media	stentgeschützte PTA mit Wingspan™-Stent, Ballondilatation der In-Stent-Stenose	

Tabelle 2: Überblick über die Krankengeschichten aller 20 Patienten
Danksagung

Mein Dank geht an Herrn Prof. Dr. med. Michael Knauth. Er hat mir ermöglicht, in seiner Abteilung wissenschaftlich zu arbeiten und zu promovieren. Ich danke Dr. Jan-Hendrik Buhk für eine präzise Einführung in dieses interessante Thema. Eine freundliche Betreuung bei wichtigen Fragen im Zusammenhang mit dieser Arbeit zeichnete ihn aus. Auch nach seinem Wechsel von der Abteilung Neuroradiologie Göttingen nach Hamburg konnte ich mich auf seine Hilfe verlassen. Ich möchte mich bei allen medizinisch-technischen Assistenten der Abteilung bedanken für die freundliche Zusammenarbeit und die kompetente Unterstützung. Mein Dank geht auch an die Sekretärin der Abteilung Neuroradiologie Frau Martina Kellner.

Lebenslauf

Am 29.04.1984 wurde ich als Tochter von Frank Jagade und Bettina Jagade, Zahnärzte, in Magdeburg geboren. Ich bin ledig und habe keine Kinder. Meine Schulausbildung begann in den Jahren 1990-1994 an der Hermann-Löns-Grundschule in Bad Fallingbostel mit Übergang zur Orientierungsstufe in Bad Fallingbostel in den Jahren 1994-1996. Anschließend besuchte ich von 1996 bis 2003 das Gymnasium in Walsrode. Im Jahr 2003 erhielt ich mein Abitur. Im Zeitraum 2000-2001 besuchte ich als Austauschschülerin das Internat Canford School in England. Im Wintersemester 2003 habe ich mit dem Studium der Zahnmedizin an der Georg-August Universität in Göttingen begonnen. Im Sommersemester 2004 absolvierte ich die naturwissenschaftliche Vorprüfung, im Sommersemester 2006 das zahnmedizinische Physikum und im Wintersemester 2008 das zahnärztliche Staatsexamen. Meine Approbation habe ich im Dezember 2008 erhalten. Während des Zahnmedizinstudiums sowie nach dem Staatsexamen habe ich in den Jahren 2007 - 2009 als Doktorandin in der Abteilung Neuroradiologie des Universitätsklinikums Göttingen unter der Leitung von Prof. Dr. med. Michael Knauth gearbeitet. Seit dem 1. März 2009 arbeite ich als Assistenzzahnärztin in der Zahnarztpraxis Dr. Erhard Reichelt in Oldenburg.