

Bestimmung von Hirngefäßstenose- Graden in der Volumen-CT anhand eines Stenose-Modells

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Sandra Knapp

aus Oldenburg

Gießen 2008

Aus dem
Medizinischen Zentrum für Radiologie
Abteilung für Neuroradiologie
des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen
Leiter:
Prof. Dr. med. H. Traupe

Gutachter: Prof. Dr. H. Traupe

Gutachter: PD Dr. B. Rosengarten

Tag der Disputation: 07.11.2008

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
2	Fragestellung	14
3	Material und Methoden	16
3.1	Technik des VCT	16
3.2	Technik des MSCT.....	19
3.3	Präparation der Stenose-Modelle	19
3.4	Ermittlung der Füllungsmedien.....	21
3.5	Darstellung der Stenose-Modelle in der VCT im Hochkontrastbereich	23
3.6	Messungen der Stenose-Modelle in der MSCT im Niedrigkontrastbereich	25
3.7	Messungen der Stenose-Modelle in der VCT im Niedrigkontrastbereich	28
3.8	MIP-Messungen anhand longitudinal rekonstruierter Stenose-Modelle in der VCT und der MSCT.....	31
3.9	Untersuchung von Gefäßwandplaques an Karotisgefäßen.....	33
3.10	Untersuchung eines Plaque-Modells.....	36
3.11	Explorative Datenanalyse der Niedrigkontrastmessungen.....	38
3.11.1	Methode der statistischen Analyse	38
4	Ergebnisse	41
4.1	Auswertung für die Messungen an den Stenose-Modellen.....	41
4.2	MSCT	41
4.2.1	MSCT Gefäßdurchmesser	42
4.2.2	MSCT Stenosedurchmesser	43
4.3	VCT.....	45
4.3.1	VCT Gefäßdurchmesser	45
4.3.2	VCT Stenosedurchmesser	47
4.4	Vergleich beider Geräte unter festen Bedingungen: 0°, Standard, Axial.....	52
4.4.1	Gefäßdurchmesser im Gerätevergleich	52
4.4.2	Stenosedurchmesser im Gerätevergleich	56
4.5	Auswertung für die MIP-Messungen	60
4.6	Auswertung für die Plaques-Modelle.....	63
4.7	Rekonstruktionsergebnisse und Bildqualität.....	66

4.7.1	Abbildungsgüte der Stenose-Modelle	66
4.7.2	Abbildungsgüte der Karotisgefäße	69
4.8	Methodische Probleme der Messungen und Versuchsgestaltungen	71
4.8.1	Stenose-Modelle	71
4.8.2	MIP-Messungen anhand longitudinaler Bildrekonstruktionen	72
4.8.3	Karotisgefäße	72
4.8.4	Plaques-Modelle	73
5	Diskussion	74
5.1	Methodik	76
5.2	Messpräzision im Niedrigkontrastbereich	80
5.2.1	Gefäß- und Stenosedurchmesser der Phantome	81
5.2.1.1	Gefäßdurchmesser	82
5.2.1.2	Stenosedurchmesser	83
5.2.1.3	Wechselwirkung zwischen Gefäß- und Stenosedurchmesser	84
5.2.1.4	Röhrenspannung/Röhrenstromstärke	85
5.2.2	MIP-Messungen	87
5.3	Wandunregelmäßigkeiten (Plaques)	89
5.3.1	Karotisgefäße	89
5.3.2	Plaques-Modelle	90
5.4	Abbildungsgüte	91
5.5	Volumenabtastung en bloc versus Volumenabtastung in Spiralform	93
6	Zusammenfassung - Summary	97
6.1	Zusammenfassung	97
6.2	Summary	99
7	Literaturverzeichnis	101
8	Anhang	107
8.1	Abkürzungsverzeichnis	107
8.2	Tabellen	108
9	Danksagung	116

1 Einleitung

1972 wurde durch den englischen Ingenieur Godfrey N. Hounsfield der erste CT-Scanner vorgestellt und 1979 bekam er gemeinsam mit dem Physiker A.M. Cormack den Nobelpreis in Medizin. Bis zur Erfindung der Computertomographie konnten durch konventionelles Röntgen ausschließlich Überlagerungsbilder dargestellt werden. Mit Einführung der Computertomographie war es erstmals möglich, überlagerungsfreie Abbildungen errechnen zu können. Die Computertomographie ist ein digitales Schichtaufnahmeverfahren, welches in der heutigen Medizin zum Beispiel auch in der nuklearmedizinischen Positronenemissionstomographie (PET), dem Ultraschall oder der Magnetresonanztomographie (MRT) zum Einsatz kommt.

Ein CT-Scanner besteht im wesentlichen aus der sogenannten Gantry und der Patientenliege. Einfach ausgedrückt wird der Patient auf der beweglichen Patientenliege durch die Gantry gefahren und dabei von einem Röntgenstrahl abgetastet. Zur Berechnung der CT-Bilder werden die physikalischen Eigenschaften des Gewebes bzw. des zu untersuchenden Objektes wie die Dichte und die Ordnungszahl aus unterschiedlichen Richtungen gemessen. Der Röntgenstrahl erfährt bei seinem Durchtritt durch künstliche oder organische Materie eine Schwächung. Die Intensität des hinter dem Messobjekt auftreffenden geschwächten Röntgenstrahls wird durch einen Detektor ausgelesen und in Form eines elektronischen Signals freigesetzt. Das Signal wird von der analogen in die digitale Form umgewandelt, um die anschließend zur Verfügung stehenden Bildrohdaten zur Bildnachverarbeitung an einen Rechner weiterzuleiten. Das Untersuchungsobjekt bzw. die zu untersuchende Region wird üblicherweise als zweidimensionale Schichtfolge dargestellt.

Auf dem CT-Bild werden die unterschiedlichen Schwächungsintensitäten des Röntgenstrahls als Graustufen dargestellt. Jeder Graustufe wird ein sogenannter CT-Wert (CT-Zahl) zugeordnet, die zu Ehren ihres Erfinders auch als Hounsfield-Einheit mit HE und international gebräuchlich als HU abgekürzt wird. Wasser und Luft sind als Fixpunkte der CT-Werteskala definiert, weil ihre CT-Zahl unabhängig von der Energie der Röntgenstrahlung ist. Definiti-

onsgemäß liegt der CT-Wert für Wasser bei 0 HU und für Luft bei -1000 HU. Heute werden in der Mehrschicht-Spiral-CT simultan bis zu 64 Schichten mit einer Schichtdicke von 1 bis 10 mm im Subsekundenbereich erfasst [Kalender, 2000].

Seit Beginn der CT-Entwicklung durch Hounsfield beschäftigt sich die technische Forschung nicht nur mit der ständigen Verbesserung der räumlichen Auflösung und damit der Bildgüte als Kennzeichen einer präzisen und ausgefeilten radiologischen Untersuchungsmethode, sondern auch mit der Senkung von Komplikationsraten durch Bereitstellung weniger invasiver Verfahren. In der neuroradiologischen Intervention gewinnt die Bestimmung von Stenosen kleinster Gefäße in der Diagnostik des Hirninfarktes, zerebraler entzündlicher und nicht-entzündlicher Gefäßerkrankungen wie den Vaskulitiden (Angiitiden) und der fibromuskulären Dysplasie, der Behandlung arterio-venöser Malformationen, Aneurysmen und vaskulärer Demenzerkrankungen zunehmend an Bedeutung. Zur Gefäßdarstellung haben sich neben der invasiven konventionellen Angiographie in Form der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) verschiedene nicht-invasive technische Verfahren wie der Ultraschall, die CT-Angiographie (CTA) und die MR-Angiographie (MRA) etabliert.

Die konventionelle Angiographie gilt durch ihre hohe Ortsauflösung in der Diagnostik zerebraler Gefäße als Goldstandard, dennoch sollte ihre Indikation im Einzelfall streng geprüft werden, da sie durchaus mit einem hohen Komplikationsrisiko wie zum Beispiel transiente oder bleibenden neurologischen Defiziten behaftet ist [Becker, 2006]. Die Einführung schonender und zugleich in ihrer Bildgebungsmodalität hochwertiger Verfahren wie die CTA, MRA und die Sonographie hat die Bedeutung der *diagnostischen* konventionellen Angiographie relativiert. Sie gewinnt jedoch im Rahmen einer interdisziplinären, operativen oder interventionellen Therapieplanung und als minimalinvasive endovaskuläre Therapieoption zunehmend an Bedeutung. Sie sollte dennoch bei unklaren Befunden zu Rate gezogen werden und kann beispielsweise bei der Diagnostik zerebrovaskulärer Stenosen hilfreich sein [Dörfler et al., 2006]. Noch ist die DSA nicht vollständig aus dem klinisch-diagnostischen Routinebetrieb wegzudenken, da es einige (neurologische) Indikationsgebiete gibt, die von ihrer hohen Ortsauflösung profitieren und die genannten Schnittbildverfahren bei speziellen Fragestellungen hinter der Leistungsfähigkeit der DSA zurückstehen können.

Zur präoperativen Abklärung eines großlumigen Gefäßes wie etwa einem Aortenaneurysma kann eine konventionelle Angiographie in Form einer digitalen Subtraktionsangiographie herangezogen werden. Nach vorzugsweise intraarterieller transfemoraler Punktion in Seldinger-Technik können Röntgenbildaufnahmen als sogenanntes „Leerbild“ *vor* und als „Füllungsbild“ *nach* Gabe des jodhaltigen Kontrastmittels erfolgen. In Folge dessen wird die mit Kontrastmittel gefüllte Aorta mitsamt ihrer Seitenäste durch Subtraktion des „Leerbildes“ vom „Füllungsbild“ sichtbar gemacht. Zur nicht-invasiven Screening-Untersuchung, zur Verlaufsbeobachtung oder Kontrolluntersuchung nach operativer oder interventioneller Versorgung eines Gefäßes mittleren Kalibers wie etwa der Arteria carotis communis im Bifurkationsbereich bietet sich die Doppler- und Duplexsonographie an. Sie erlaubt eine farbliche und zweidimensionale transversale und longitudinale Abbildung des Gefäßes, dessen Enhancement durch die Gabe eines Ultraschallkontrastmittels noch verstärkt werden kann [Albrecht, 2004]. Neben der Bestimmung der Blutflussrichtung und -geschwindigkeit kann die Gefäßwand sowohl im Längs- als auch im Querschnitt auf Thromben oder Verkalkungen inspiziert werden. Zur nicht-invasiven Untersuchung kleiner Gefäße wie der Hirngefäße können die MRA- oder CTA-Technik angewandt werden. Mit beiden Verfahren entfällt die aufwendige Arterienpunktion der konventionellen Angiographie. Sowohl mit der CTA als auch mit der MRA ist eine selektive Hirngefäßdarstellung und Akquisition eines dreidimensionalen Datensatzes möglich. Die Dichteanhebung von Gefäßen unter Einsatz von Röntgenstrahlung und intravenöser Injektion jodhaltiger Kontrastmittel an modernen CT-Scannern in Spiraltechnik stellt das Prinzip der CTA dar. Die MRA ist insofern schonender als die CTA, als sie über ein Magnetfeld betrieben wird und ohne Anwendung jodhaltiger Kontrastmittel auskommt [Reiser et al., 2004].

Die Bestimmung kleinster Hirngefäße und deren Stenosen gewinnt in der neuroradiologischen Intervention und Bildgebung zunehmend an Bedeutung. In den folgenden Abschnitten werden die bereits angesprochenen klinischen Indikationsgebiete näher erläutert.

Ischämische Insulte sind in etwa ein Drittel aller Fälle auf Embolisationen aus dem arteriosklerotisch veränderten Bifurkationsbereich der Karotis zurückzuführen. Aus diesem Grund gewinnt neben der Stenosegraduierung die Untersuchung der Morphologie und Oberflächenstruktur von Gefäßplaques mit einzelnen Verfahren wie CT, MRT und Ultraschall zunehmend an Bedeutung. Mit Hinblick auf eine geplante Operation oder Intervention können dem Un-

tersucher durch Inspektion der Plaquezusammensetzung wichtige Hinweise zur Abschätzung des Risikoprofils des Patienten zukommen. Hämodynamisch bedingte Ischämien haben einen geringeren Stellenwert in der Pathogenese des Hirninfarktes [Denzel et al., 2005]. Sie entstehen durch eine Minderperfusion des betroffenen Hirnareals, und sind als Fernwirkung intra- und extrakranieller hirnversorgender Arterienstenosen zu verstehen [Reiser et al., 2004]. Die Stenose eines peripheren Gefäßes wie der extrakraniellen Arteria carotis interna oder eines intrakraniellen Hirngefäßes gelten gleichermaßen als Risikofaktor für den ischämischen Insult. Es stellt sich in diesem Zusammenhang die noch unbeantwortete Frage, welcher Stenosegrad als potentieller Risikofaktor für eine zerebrale Ischämie anzusehen ist? Die zur Auslösung eines Insultes relevante minimale Embolusgröße ist bislang ebenso unklar definiert wie die Bedeutung zerebraler Mikroembolien [Müller-Hülsbeck, 2002].

Während eine hochgradige symptomatische Karotisstenose von >70% als therapeutisch relevant eingestuft wird, werden asymptomatische Karotisstenosen mit einem Verschluss von >80% therapiert, wenn auch kontralateral eine hochgradige Stenose oder eine kompletter Verschluss vorliegt [Mathias, 2001]. Andererseits werden Verschlüsse der Karotis von >80% als hochgradige Stenosen eingestuft [Dörfler et al., 2006]. Patienten mit einer symptomatischen Karotisstenose von >70% oder einer asymptomatischen Stenose >60% aber auch Patienten mit einem Stenosegrad der Karotis <50% können gleichermaßen von einer operativen Endarteriektomie profitieren [Toshinori et al., 2001].

Die perkutane radiologisch-interventionelle Stentangioplastie der Karotis, einer Kombinationsbehandlung aus Ballondilatation und Stenting (Platzierung einer Gefäßendoprothese), wird bereits seit einigen Jahren als Alternative zur operativen Karotisendarteriektomie durchgeführt. Die zerebrovaskulären Komplikationen nach Stenting der Karotis sind vielfältig und reichen von TIA, PRIND und Ischämie bis hin zur Blutung und Restenose [Koch et al., 2002; Hauth et al., 2006]. In Folge der stark bewegten Halsregion kann es zu einer mechanischen Irritation der Gefäßwand durch den Stent kommen, die zu einer Ablösung von Plaquematerial mit Rezidivstenose und konsekutiver Infarktsymptomatik führt [Omlor et al., 2004]. Andererseits bewirkt das Stenting eine Intimaproliferation und die Ballondilatation einen konstriktiven Gefäßwandumbau (Remodeling), die beide als ursächlich für die postinterventionelle Restenosierung angesehen werden [Wohlgemuh et al., 2003]. Im Karotisgebiet ist dies jedoch selten zu beobachten. Für den Großteil der Komplikationen werden allerdings zerebrale

Mikroembolisationen von Plaquematerial während des Eingriffs verantwortlich gemacht, die auch zur Einführung der sog. zerebralen Protektionssysteme führten [Jäger et al., 2001].

Auch das Stenting intrazerebraler Gefäße (mit vorzugsweise selbstexpandierenden Gefäßendoprothesen) gewinnt in der interventionellen Neuroradiologie zunehmend an Bedeutung. In einer Langzeitstudie konnten trotz Komplikationen wie Restenosen positive Ergebnisse des intrazerebralen Stenting gegenüber rein medikamentös behandelten Patienten verzeichnet werden [Wojak et al., 2006]. Während des Eingriffs kann es akut zu den (medikamentös beherrschbaren) stent-assoziierten Komplikationen wie Vasospasmus oder Stentthrombose kommen. In einer weiteren Studie wurde über die Kombinationsbehandlung aus Stenting und Coiling als sogenanntes stentgeschütztes intrakranielles Coiling bei akut rupturierten Aneurysmen des hinteren Kreislaufs berichtet [Wanke et al., 2005]. Während beim sogenannten Coiling über einen endovaskulär eingeführten Mikrokatheter eine Platinspirale (GDC-Spirale, engl. Guglielmi detachable coil) zur Embolisation (Verschluss) in das Aneurysma eingesetzt wird [Forsting et al., 2001], kann die Stent-Coil-Kombination die Verankerung der Platinspirale bei problematisch zu versorgenden breitbasigen Aneurysmen erleichtern, aber auch die Dislokation der Spirale in das Trägergefäß verhindern [Alfke et al., 2005].

In der radiologischen Diagnostik der zerebralen Vaskulitiden bzw. Angiitiden (entzündliche Gefäßerkrankungen) kommen der MRT und MRA sowie der Angiographie (DSA) und der Farbduplexsonographie Bedeutung zu. Die MRT gilt durch ihre hohe Sensitivität als anerkanntes Screeningverfahren zum Nachweis der Infarkte im Rahmen zerebraler Vaskulitiden. Spezifischer ist die DSA, die aber durchaus falsch negative Befunde liefert und in 20% negativ ausfällt. [Reuter et al., 2003; Dörfler et al., 2006]. Bei Verdacht auf eine nicht-entzündliche stenosierende Erkrankung der zervikokraniellen Gefäße wie der fibromuskulären Dysplasie nimmt die CTA, die in der zerebralen Vaskulitidiagnostik keine Bedeutung hat, gleichermaßen wie die MRA einen bedeutenden Stellenwert ein [Weihl et al., 1999; Dörfler et al., 2006].

Konglomerate aus Arterien und Venen, die charakteristischerweise über multiple Fisteln verbunden sind und keine Kapillaren besitzen, werden als arterio-venöse Malformationen bezeichnet. Sie können operativ entfernt, bestrahlt oder neuroradiologisch-interventionell endovaskulär embolisiert werden [Hartmann, 2005]. Vor einer geplanten Embolisation ist die

exakte Darstellung der Gefäßarchitektur mit Bestimmung zuführender Arterien und der Anzahl drainierender Venen unerlässlich. Die sichere Einschätzung der Hämodynamik und Gefäßanatomie einer AV-Malformation gelingt nach wie vor nur durch eine DSA, eine gleichwertige Auflösung durch die MRA kann bislang noch nicht erreicht werden [Heidenreich et al., 2005].

Durch die Einführung der MR-Techniken wurde die Bedeutung nuklearmedizinischer Untersuchungsverfahren wie SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) und PET (Proton Emission Tomography) für die Diagnostik und Differentialdiagnostik der vaskulären Demenzen zurückgedrängt. Auch die strukturelle CT ist der MRT in der Diagnostik von Demenzen unterlegen [Hentschel, 2004]. Ätiopathogenetisch handelt es sich um eine Mikroangiopathie, die radiologisch das Erkennen kleinster Gefäße wie Arteriolen und damit zur Bildgebung ein entsprechendes räumliches Auflösungsvermögen voraussetzt.

Als weniger invasives Verfahren zur präzisen Darstellung von Stenosen kleinster (Hirn)-Gefäße und Wandunregelmäßigkeiten wie Plaques, wird die Flächendetektor-CT als in den letzten Jahren entwickeltes reines 3D-Verfahren in dieser Arbeit diskutiert.

Mit der Entwicklung von Flächendetektoren ist der Übergang von einem Fächerstrahl zu einem pyramidenförmigen Kegelstrahl und damit gleichzeitig der Übergang von einer 2D- in eine 3D-Bildrekonstruktion verbunden. Die technischen Anforderungen an ein CT-Gerät können durch den Einsatz unterschiedlich großer Kegel- und Fächerwinkel verändert werden. In Abhängigkeit der verwendeten Winkelgröße trifft die ionisierende Strahlung in geometrischer Form eines Kegelstrahls oder Fächerstrahls auf das zu untersuchende Objekt auf. Die Kegelstrahl-CT (engl. cone-beam CT, CBCT) ermöglicht im Gegensatz zur herkömmlichen Aufnahme einzelner oder mehrerer Schichten die Aufnahme eines größeren Feldes (Volumens). In diesem Zusammenhang wird von der sogenannten Volumen-CT (VCT) gesprochen. Die Rekonstruktion von 3D-Volumina durch Flächendetektoren wird durch die Anwendung des sogenannten Feldkamp-Algorithmus (engl. Feldkamp-cone-beam algorithm) ermöglicht [Kalender, 2000; Kalender, 2003].

Mit der Einführung der Flächendetektoren (Flat-Panels) sind notwendigerweise durch große Volumenakquisitionen neue Datentransport- und Verarbeitungsmethoden sowie größere Speichermedien, und durch verstärkt auftretende Bildartefakte neue Bildrekonstruktionstech-

niken sowie Scanparameter erforderlich [Traupe et al., 2002]. Flächendetektoren ermöglichen eine schnelle Volumenerfassung von bis zu 20 cm entlang der z-Achse. Mit der VCT kann im Gegensatz zur herkömmlichen CT mit einer Volumenerfassung von 2 cm pro Rotation das 10-fache an Volumen erfasst werden. Eine hohe Detektorelementdichte des VCT mit ca. 2.500 Elementen pro cm^2 ermöglicht eine hochauflösende Volumendarstellung mit einer Schichtdicke von 0,1 bis 0,2 mm. Durch Flächendetektoren kann die isotrope Ortsauflösung (gleiche Auflösung in der x-y-z-Richtung) im Vergleich zu den herkömmlichen CT-Geräten, bei denen typischerweise die Schichtdicke mit 1 bis 10 mm größer ist als die Auflösung innerhalb der Schicht (ca. 0,5 mm), weiter verbessert werden [Traupe et al., 2002].

Die hohe isotrope Ortsauflösung durch die VCT könnte in Zukunft die Sensitivität und Spezifität in der Früherkennung von Kleintumoren und Lungentumoren in der Onkologie ermöglichen [Traupe et al., 2002]. Zur Zeit finden die Flächendetektoren in der Bildgebung an Kleintieren ihre Anwendung. Die Tumorangiogenese wurde experimentell an Mäusen in der VCT untersucht [Kiessling et al., 2004]. Über einen längeren Zeitraum wurde die räumliche Auflösung der Flächendetektor-CT anhand der Entwicklung eines Mäuseskeletts studiert [Obert et al., 2005]. Durch die hohe isotrope Ortsauflösung gestatten Flächendetektoren eine exzellente Bildgebung im Hochkontrastbereich. Die Verbesserung der Erkennbarkeit von Niedrigkontrastdetails ist eines der Ziele in der technischen Weiterentwicklung von Flächendetektoren, daher soll die in der VCT erreichbare Weichteilkontrastauflösung für Gefäß-(Wand)-Strukturen Teil der Untersuchungen dieser Arbeit sein. Es konnte bereits anhand bildqualitativer Untersuchungen an Kugelfragmenten die Überlegenheit der VCT gegenüber der MSCT durch die höhere isotrope Ortsauflösung der Fragmente im Hochkontrast einerseits und andererseits der schlechteren Auflösung der Fragmente im Niedrigkontrast demonstriert werden [Weber, 2005].

Heute werden bereits klinisch Flächendetektoren an rotierenden C-Bögen eingesetzt, die 3D-Rekonstruktionen zur Verfügung stellen, allerdings noch keine CT-Schichtbildaufnahmen berechnen können. Die derzeitigen Einsatzgebiete von Flächendetektoren sind die Angiographie, die interventionelle und intraoperative Bildgebung.

Zur Erläuterung technischer Begriffe und Zusammenhänge zum Thema CT und Flachbild-detektoren sei an dieser Stelle auf umfangreichere Literatur verwiesen [Klöppel et al., 1998; Kalender, 2000; Shin et al., 2001; Ludwig et al., 2002; Shin et al., 2002; Kalender, 2003].

2 Fragestellung

Die konventionelle Angiographie wurde bereits in der Einleitung als Goldstandard in der Diagnostik von Gefäßerkrankungen vorgestellt. Es handelt sich um ein invasives Untersuchungsverfahren, welches als radiologisches Verfahren mit hoher Ortsauflösung von maximal 2,5 Lp/mm (Linienpaare/mm) nicht vollständig wegzudenken ist. Die klinische Bedeutung weniger invasiver Verfahren hat in den letzten Jahren dennoch stark zugenommen, zumal bildgebende Verfahren wie die CTA, MRA und die Sonographie ein hohes diagnostisches Potential bergen.

Der Begriff Volumen-CT kann bereits heute als Synonym für die in naher Zukunft von etwa 5-7 Jahren zur Verfügung stehende Computertomographie angesehen werden. Schon bald werden 128-Zeilen-Mehrschicht-Spiral-CTs in hoher Geschwindigkeit von 3,3 Sekunden zur Verfügung stehen. Diesen hochleistungsfähigen Geräten fehlt zu guter Letzt nur noch eine hohe räumliche Auflösung im Niedrigkontrastbereich. Es ist davon auszugehen, dass die großen Firmen zukünftig auf die Produktion von Flächendetektoren übergehen werden. Deren Anfertigung wird schon bald annehmbar wirtschaftlicher sein, als das Aneinanderreihen von vielen Schichten. Die Kapazität eines Flächendetektor-CT (VCT) als weniger invasives bildgebendes 3D-Verfahren zur Gefäßdiagnostik wird in dieser Arbeit experimentell untersucht.

Die Niedrigkontrastauflösung kleinster Gefäße, Stenosen und Wandunregelmäßigkeiten (Plaques) wird in der VCT bewertet und der mögliche klinische Stellenwert CT-fähiger Flächendetektoren diskutiert. In diesem Zusammenhang sollen die in der Einleitung erwähnten klinischen Indikationsbereiche angesprochen werden. Für einen Vergleich wurden die Versuche sowohl am Prototypen eines Volumen-Computertomographen als auch an einem im Patientenbetrieb des Universitätsklinikums Gießen eingesetzten (16-Zeilen-)Mehrschicht-Spiral-CT durchgeführt. Folgende Fragen sollen in dieser Arbeit beantwortet werden:

-
- Ist die Präzision der Messung in der VCT dem MSCT gleichwertig, über- oder unterlegen?
 - Bis zu welcher Größe ist eine Stenose in der VCT bzw. MSCT messbar?
 - Mit welcher Röhrenspannung kann eine Stenose in der VCT optimal bestimmt werden?
 - Verbessert die VCT die Erkennung von Wandunregelmäßigkeiten?

Die Versuche zur Beantwortung der Fragen wurden unter gleichen Bedingungen an beiden Computertomographen durchgeführt. Zunächst bestimmten wir die Gefäß- und Stenosedurchmesser unterschiedlicher Größe anhand eines Stenose-Modells. Anschließend wurden verschiedene Stenosegrade anhand eines longitudinal abgebildeten Gefäßdurchmessers von 3,2 mm mit der MIP gemessen. Zuletzt untersuchten wir biologische und artifizielle Kalkplaques an Karotisgefäßen und einem Kalkplaque-Modell.

3 Material und Methoden

3.1 Technik des VCT

Der verwendete Volumen-Computertomograph (VCT) wurde von der Firma GE (General Electric Company) am Global Research Center Niskayuna, NY, USA bereitgestellt und ist mit einem Flächendetektor (Flat-Panel Detektor) ausgestattet. Es handelt sich um den Prototypen eines mit zwei Flächendetektoren ausgerüsteten Volumen-Computertomographen der Firma GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA.

Die Fläche eines Detektors liegt bei 23 cm x 23 cm und besitzt eine Pixel Matrix von 1024 x 1024. Zusammen ergeben beide Detektoren eine Matrix von 2048 x 1024 Pixel. In der Regel werden bei Untersuchungen (sogenannten Standardprotokollen) 1000 Spalten und 360 Zeilen in der z-Richtung sowie 2048 x 360 Pixel ausgelesen. Der Detektor besteht aus Cäsiumjodid-Kristallen, die auf einer Schicht aus photosensitivem, amorphen Silizium aufgebracht sind.

Der Computertomograph ist mit einer Performix-Röntgenröhre und einem Jedi NP⁺⁺ Generator bestückt.

Der Begriff „Pixel“ setzt sich aus den drei englischen Wörtern „picture“, „matrix“ und „element“ zusammen. Bei einem „Pixel“ handelt es sich um das kleinste Bildelement eines zweidimensionalen Raumes (2D-Datensatz). Dagegen handelt es sich bei einem „Voxel“ um das kleinste Bildelement eines dreidimensionalen Raumes (3D-Datensatz). Der Begriff „Voxel“ setzt sich aus den englischen Wörtern „volume“, „matrix“ und „element“ zusammen. Ein „Voxel“ hat das Format eines Quaders, da die z-Ausdehnung nicht immer gleich den x- und y-Abmessungen ist.

Die Größe der Voxelkantenlänge (Voxel Size) konnte in der VCT vor jeder Bildrekonstruktion frei gewählt werden. In dieser Arbeit wurden Voxelkantenlängen mit einer Größe von 0,05 mm und 0,1 mm verwendet, die damit dem Volumen eines Voxel-elementes von $(0,05 \text{ mm})^3$ und $(0,1 \text{ mm})^3$ entsprachen.

Das über einen sequentiellen Modus betriebene Gerät erfasst in einer Rotation Objekte mit einem Volumen von bis zu 4,2 cm entlang der z-Richtung. Nach den Scans wurden die Bildrohdaten am PC-Cluster bearbeitet. Zur Planung des Rekonstruktionsbereiches wurde zunächst die Region of Interest (ROI) in den zu messenden Abschnitt des Phantoms in der z-Richtung platziert. Durch Bestimmung der Voxelkantenlänge bei einer vorgegebenen Voxel Matrix von 512 x 512 Elementen wurde die Größe des Objektfeldes in cm in der xy-Richtung definiert (FOV, Field of View). Bei einer Voxelkantenlänge von beispielsweise 0,05 mm wurde über die Rechnung $0,005 \text{ cm} \times 512$ für die einzelnen Versuche ein identisches FOV von 2,6 cm festgelegt. Anschließend wurde am PC-Cluster nach Festlegung des gewünschten ROI bzw. FOV die Rekonstruktion im Standard-Kernel oder Boost-Kernel gestartet. Durch die Wahl des Faltungskerns (Kernel) wird durch Glättung oder Kantenbetonung die Objektdarstellung optimiert und gleichzeitig die Bildcharakteristik beeinflusst. Bei Verwendung weicher und glättender Kerne (z.B. Standard-Faltungskern) verschlechtert sich die Ortsauflösung, andererseits wird die Beurteilung von Strukturen durch Bildrauschen und Artefakte kaum beeinträchtigt. Die maximale Ortsauflösung eines CT-Gerätes wird durch Verwendung scharfer und kantenbetonter Kerne erzielt (z.B. Boost-Faltungskern). Ein großer Nachteil sind die Zunahme des störenden Bildrauschens und der Artefakte, die vor allem die Beurteilung von Strukturen bei niedrigem Kontrast beeinträchtigen können. Die mathematische Faltung und Rückprojektion stellen das gewöhnliche Verfahren zur Bildrekonstruktion dar [Kalender, 2000].

Die rekonstruierten Bilddaten wurden anschließend im DICOM-Format an eine Workstation (AW) mit der Software-Version 4.1, Hersteller GE Medical Systems, USA gesendet. Es handelt sich um eine Linux basierte Workstation, die mit 4 GB RAM und einem dualen 2,2 GHz Prozessor ausgerüstet ist. An der AW bestand die Möglichkeit, verschiedene Softwaretools zur Bildbearbeitung zu wählen. Die Durchmesser der Phantome wurden im „Volume Viewer“-Modus gemessen, der sowohl eine dreidimensionale Bilddarstellung als auch eine freie Rotation der Phantome erlaubt. Weiterhin wurden zur Messung der Modelle der MIP- und der MinIP-Algorithmus verwendet, dazu sei auf die Kapitel 3.8 und Kapitel 3.10 verwiesen. Vor den Messungen wurde an der AW die Helligkeit und durch die Fensterung der gewünschte Bildkontrast bestimmt. Durch die Fenstertechnik werden nur Teilbereiche der Dichteskala hervorgehoben, denn nicht alle Graustufen sind für den Betrachter erkennbar. Zum

anderen wird durch die Fensterung der Dichtebereich mit dem höchsten Kontrast hervorgehoben. Durch das sogenannte Window Width (WW) wird die Fensterbreite und durch das Window Level (WL) die Fensterlage definiert. Die Fenster sind frei wählbar und wurden für alle Versuche in dieser Arbeit standardisiert.

Zur Rohdatenerfassung kann das VCT mit einem Single Panel Mode und Dual Panel Mode betrieben werden. Das bedeutet, es können beide Detektoren oder nur ein Detektor abhängig von der Größe des zu untersuchenden Objektes eingesetzt werden. Für die Messungen in dieser Arbeit wurde der Single Panel Mode aktiviert.

Die geometrische Vergrößerung des Isozentrums im Single Panel Mode beträgt 1,45. Der in einer einzigen Gantry-Umdrehung erfasste Volumenbereich liegt in der xy-Richtung bei 13,6 cm und in der z-Richtung bei 4,2 cm. Durch die Aufeinanderfolge mehrerer Rotationen in einem Scan kann ein Volumen mit einer z-Ausdehnung von bis zu 21 cm abgebildet werden. Die Objekterfassung in der z-Richtung wird durch die Speicherkapazität des VCT bei einer einzigen Rotation in einem Scan begrenzt. Es besteht dagegen die Möglichkeit, bei einer Objektgröße von bis zu 180 cm in der z-Richtung mehrere Scans durchzuführen und die Rohdaten zu einem Gesamtbild zu vereinen.

Im Dual Panel Mode beträgt die geometrische Vergrößerung im Isozentrum 1,49. In diesem Modus liegt der erfasste Bereich in der xy-Richtung bei 33,0 cm und in der z-Richtung bei 3,4 cm. Durch die Aufeinanderfolge mehrerer Rotationen in einem Scan kann ein Volumen von bis zu 17 cm in der z-Richtung erfasst werden.

Sowohl im Single Panel Mode als auch im Dual Panel Mode wird das untersuchte Objekt bei Standarduntersuchungen bei jeder Gantry Rotation mit bis zu 1000 Blickrichtungen (Views) aus verschiedenen Winkeln betrachtet und bildlich dokumentiert. Die mögliche Rotationsgeschwindigkeit der Gantry liegt bei 8,4 oder 2 Sekunden.

Der Modulationstransfer wurde von GE mit 10% bei einer räumlichen Auflösung von 23 Linienpaaren/cm (Lp/cm) angegeben.

Bei der Kalibrierung des VCT auf Wasser ergaben sich im Verlauf der Versuche Einschränkungen, die in Kapitel 4.8 beschrieben werden.

3.2 Technik des MSCT

Im Gegensatz zum VCT, der zu rein experimentellen Zwecken entwickelt wurde, befindet sich der verwendete Mehrschicht-Computertomograph (MSCT) der Firma General Electrics Company (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) mit der Herstellerbezeichnung LightSpeed¹⁶ im klinischen Patientenbetrieb des Universitätsklinikums in Gießen. Der MSCT ist mit einer Performix Röntgenröhre und einem HiLight Matrix-2-Detektor ausgestattet. Der auf einem Keramik-Szintillator-System basierende Detektor besitzt 21.888 Detektorzellen und kann simultan Akquisitionen von 16 Schichten mit einer Dicke von 0,625 mm darstellen. Der Tischvorschub für die Scans in Einzelschicht-Spiral-CT (axialer Aufnahmemodus) lag in den Versuchen bei 16 x 0,625 mm bzw. einem Pitch von 1 in der Spiral-CT. Die kleinste wählbare Voxelkantenlänge liegt für den verwendeten MSCT bei 0,325 mm in der xy-Richtung entsprechend einer Voxelgröße von 0,625 x 0,325 x 0,325 mm³. Nach einer Rekonstruktionszeit von bis zu 6 Bildern pro Sekunde wurden die Daten im Bone- und Standard-Kernel an die Advantage Workstation (AW) mit der Software-Version 4.1, Hersteller GE Medical Systems gesendet und mit dem Modus „Volume Viewer“ bearbeitet.

Der Modulationstransfer wurde von GE mit 10% bei einer räumlichen Auflösung von 13,9 Lp/cm angegeben.

Durch das Abnahme-Prüfprotokoll des Herstellers GE Medical Systems wurde die Kalibrierung des LightSpeed¹⁶ bestätigt. Die CT-Zahl für Wasser liegt beim verwendeten Mehrschicht-Computertomographen innerhalb der tolerablen Grenzen zwischen 0 ± 4 HU.

3.3 Präparation der Stenose-Modelle

Zur Präparation von insgesamt 22 Stenose-Modellen (Phantome) wurden Plastikschläuche aus Petylen verwendet. Sie haben einen mit der Schiebelehre bestimmten Innendurchmesser von 1,6 mm, 2,2 mm, 3,2 mm und 3,8 mm und imitieren Gefäße. Zur Einarbeitung der Stenose in den Schlauch wurden jeweils Metalldrähte mit einem vom Hersteller angegebenen Durchmesser von 0,3 mm, 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm und 3,0 mm verwendet. Um eine Verwechslung der Phantomgrößen zu vermeiden, wurde jedes Modell mit dem entsprechenden Stenose- und Gefäßdurchmesser gekennzeichnet. Der in den Schlauch eingeführte Draht

wurde durch den durch eine kleine Schlauchöffnung eingebrachten Heißkleber umschlossen. Der Draht wurde nach Trocknen des Klebers wieder aus dem Schlauch gezogen, so dass ein Restlumen zurück blieb. Der Durchmesser des Drahtes bestimmt bei dieser Methode den Stenosedurchmesser und damit den Grad der Stenose. Mit Hilfe der Formel $\text{Stenosegrad (\%)} = 100 - \pi (x/2)^2 / y^2 \pi$ wurden für die einzelnen Modelle leichtgradige, mittelgradige und hochgradige Stenosegrade zwischen 12 und 99 % ermittelt. In der verwendeten Formel entspricht x dem Durchmesser des Drahtes (Stenosedurchmesser) und y dem Radius des Schlauch-Innendurchmessers (Gefäßdurchmesser). Es handelt sich um zirkuläre und langstreckige Stenosen mit einer Länge von ca. 1,8 mm, die mit ihrem Gefäßdurchmesser die realistische Größe kleiner Gefäße simulieren. Die verwendeten Modelle (Phantome) sind der Tabelle 3-1 zu entnehmen.

Modell	Innendurchmesser Schlauch (mm)	Durchmesser Draht (mm)	Stenose (%)
1	1,6	0,3	96
2	1,6	0,5	90
3	1,6	1	61
4	2,2	0,3	98
5	2,2	0,5	95
6	2,2	1	79
7	2,2	1,5	54
8	2,2	2	17
9	3,2	0,3	99
10	3,2	0,5	98
11	3,2	1	90
12	3,2	1,5	78
13	3,2	2	61
14	3,2	2,5	39
15	3,2	3	12
16	3,8	0,3	99
17	3,8	0,5	98
18	3,8	1	93
19	3,8	1,5	84
20	3,8	2	72
21	3,8	2,5	57
22	3,8	3	38

Tabelle 3-1: Übersicht der verwendeten Modelle

3.4 Ermittlung der Füllungsmedien

Die Stenose-Modelle werden in dieser Arbeit sowohl im Hochkontrast als auch im Niedrigkontrast dargestellt. Der Hochkontrastbereich ist durch den starken Kontrast zwischen Luft und Umgebung und der Niedrigkontrastbereich durch kleine CT-Wert-Differenzen zwischen den Strukturen des Stenose-Modells und seiner Umgebung gekennzeichnet. Für die Versuchsdurchführung mit den beiden genannten Kontrastverfahren wurden zwei Füllungsmedien, ein Außenmedium und ein Innenmedium, benötigt. Das Außenmedium soll dem physiologischen Weichteilkontrast entsprechen und umgibt das Phantom sowohl im Niedrigkontrast als auch im Hochkontrast. Die Lösung für das Außenmedium befand sich in einer Wanne, in der die Modelle für die Scans eingebettet wurden. Während sich im Hochkontrast ausschließlich Luft im Schlauch der Phantome befindet, wird das Schlauchlumen im Niedrigkontrast durch das Innenmedium ausgefüllt. Die Lösung wurde mit einer 2 ml-Spritze in den Schlauch des Stenose-Modells gefüllt. Mit beiden Kontrastverfahren wird die Stenose durch den Kleber simuliert.

Die Versuchsgestaltung orientierte sich an der kontrastarmen physiologischen Gefäßdarstellung *in vivo*, bei der die Graustufen der Gefäße und des umgebenden Weichteilgewebes ohne Gabe von Kontrastmittel auf dem CT-Bild nur schwer voneinander zu differenzieren sind (Kapitel 4.8). Übertragen auf die verschiedenen Strukturen des Stenose-Modells sollten sich Außenmedium und Schlauch, Schlauch und Kleber, sowie Kleber und Innenmedium kontrastarm und nur durch geringe Unterschiede in den HU voneinander abgrenzen (Niedrigkontrastauflösung). Als Füllungsmedium wurde das im klinischen Alltag verwendete Kontrastmittel Ultravist-300 eingesetzt. Es handelt sich um ein nichtionisches und jodhaltiges Röntgenkontrastmittel mit dem Wirkstoff Iopromid der Firma Schering Deutschland GmbH. Um Gefäße *in vivo* mit hohem Kontrast abzubilden, werden intravenös oder intraarteriell Kontrastmittel verabreicht. Im Versuch wurde durch Ultravist-300 ein physiologischer Weichteilkontrast mit geringen CT-Wert-Differenzen zwischen einzelnen Strukturen imitiert.

Auf der Basis der im folgenden Abschnitt beschriebenen Verdünnungsreihe (Diagramm 3-1) mit einem Kontrastmittel-Wassergemisch wurden die Füllungsmedien ermittelt. Zu diesem Zwecke wurden durch Pipettierung von H₂O zu Ultravist-300 in verschiedenen Verhältnissen insgesamt acht Verdünnungslösungen angesetzt und der Schwächungskoeffizient mit der VCT bestimmt (Tabelle 3-2). Für jede Ultravist-Konzentration wurde der lineare Absorpti-

onskoeffizient μ ermittelt. Dieser wird in HU relativ zum Absorptionskoeffizienten von Wasser angegeben. Aus dem Diagramm lässt sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem Schwächungskoeffizienten und der Verdünnung erkennen: Mit steigender Konzentration und damit Zunahme der Dichte der Lösung wird der Durchtritt von Röntgenstrahlung erschwert und die CT-Zahlen (HU) werden kleiner. Maß für die beschriebene lineare Abhängigkeit ist der Korrelationskoeffizient r nach Pearson, der bei $r=0,9987$ liegt. Dadurch ist ein starker linearer Zusammenhang zwischen dem Schwächungskoeffizienten und der Verdünnung experimentell bestätigt. Durch Vergleich der bei der MSCT auf Wasser kalibrierten CT-Werte konnte der experimentelle Fehler des Schwächungskoeffizienten in der VCT bestimmt werden (Kapitel 4.8.1), der aber nicht im berechneten Korrelationskoeffizienten berücksichtigt wurde.

Die Bestimmung der Schwächungskoeffizienten erfolgte bei einer Röhrenspannung von 70 kV und einer Röhrenstromstärke von 200 mA mit der VCT und der MSCT. Die Bildrekonstruktion fand am VCT-Terminal mit einer Voxelkantenlänge von 0,1 mm statt. Nach der Rekonstruktion im Standard-Kernel wurden die Schwächungskoeffizienten an der Advantage Workstation von GE Medical Systems bestimmt.

Die Konzentration des Außenmediums orientierte sich an der CT-Zahl des Schlauches (VCT: 700 HU) und die Konzentration des Innenmediums an der CT-Zahl des Klebers (VCT: 100 HU). Die rosa markierten Punkte in Diagramm 3-1 entsprechen den für die Versuche verwendeten Schwächungskoeffizienten der beiden Füllungsmedien in der VCT und liegen für das Innenmedium bei einem Wert von 300 HU und für das Außenmedium bei einem Wert von 861 HU. Durch die Konzentration der Füllungsmedien konnte die Voraussetzung für die Darstellung der Phantome mit beiden Kontrastverfahren geschaffen werden.

Verhältnis Wasser/ Ultravist-300	Verdünnung	Schwächungskoeffizient VCT (HU)	Fehler VCT (HU)
50	0,0200	269	9
45	0,0222	283	10
40	0,0250	367	10
35	0,0286	405	12
30	0,0333	504	11
25	0,0400	616	9
20	0,0500	758	10
15	0,0667	1041	12

Tabelle 3-2: Messwerte der Verdünnungsreihe mit Ultravist-300

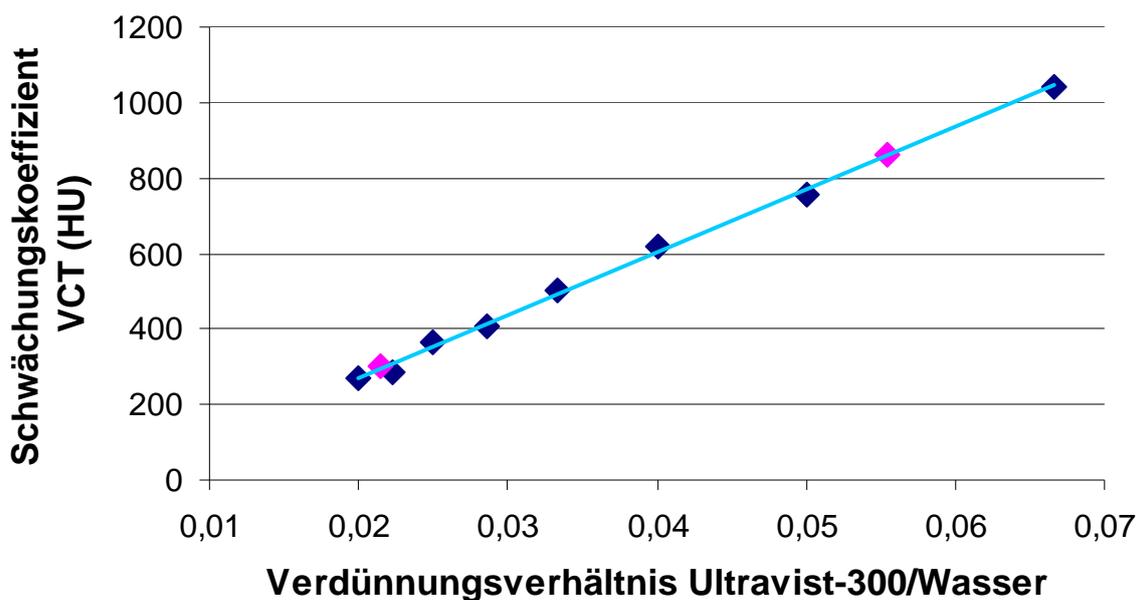


Diagramm 3-1: Verdünnungsreihe Ultravist-300 (Werte ohne VCT-Korrektur). Die rosa markierten Punkte auf der Regressionsgeraden markieren die Schwächungskoeffizienten der in dieser Arbeit verwendeten Füllungsmedien (Innenmedium: 300 HU, Außenmedium: 861 HU)

3.5 Darstellung der Stenose-Modelle in der VCT im Hochkontrastbereich

Die CT-Bilder der Gefäßphantome im Hochkontrast entstanden ausschließlich mit der VCT. Die Hochkontrastaufnahmen wurden den Phantom-Messungen im Niedrigkontrast vorge-schaltet. Im Hochkontrast fanden keine Messungen an den Phantombildern statt. Die Hochkontrastaufnahmen dienten der Kontrolle der Vorgehensweise und der Bildqualität des Flat-Panel Detektors.

Die präparierte Gefäßstenose sollte auf dem CT-Bild identifizierbar und das Phantom selbst zu allen Seiten vollständig von Kontrastmittellösung umgeben sein. Außerdem wurden die Stenose-Modelle auf Defekte überprüft, um sicher zu stellen, dass die Schlauchwände der Gefäßphantome bei den Niedrigkontrastmessungen nicht undicht waren.

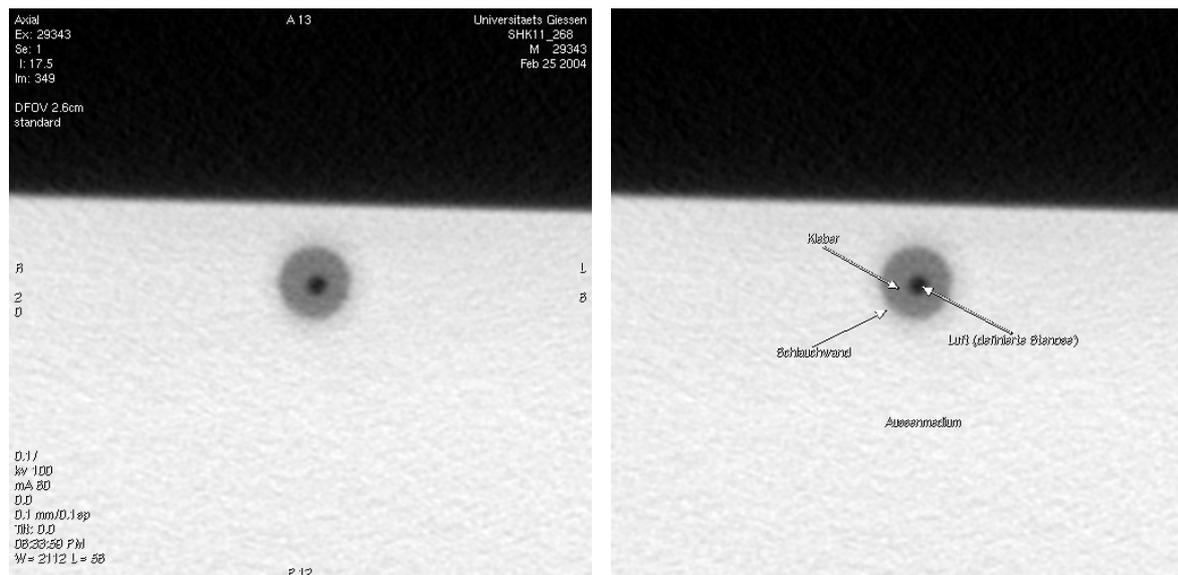


Abbildung 3-1: VCT axial, Hochkontrast, Standard-Kernel, 100 kV/ 60 mA, Phantom GD 3,2/ SD 0,5 mm, 0°, WW 2112/ WL 56, FOV 2,6 cm

Auf der Abbildung 3-1 ist ein axial angeschnittenes Phantom im Hochkontrast zu sehen. Es hat einen Gefäßdurchmesser (GD) von 3,2 mm und einen Stenosedurchmesser (SD) von 0,5 mm. Das CT-Bild wurde im Standard-Kernel nachbearbeitet. Zur weiteren Veranschaulichung wird das gleiche Phantom in der Abbildung 3-2 longitudinal dargestellt. Der Betrachter erhält eine Vorstellung über die Präparation der Gefäßphantome: Im Hochkontrastverfahren wurde kein Innenmedium verwendet, das Phantomlumen ist luftgefüllt. Die Kontrastarmut zwischen Schlauchwand und Außenmedium wird ebenso wie die gleichmäßige und zirkuläre Verteilung des applizierten Klebers an der inneren Schlauchwand sichtbar.

Die Scans der 22 Gefäßphantome im Hochkontrast wurden bei einer Röhrenspannung von 100 kV und einer Röhrenstromstärke von 60 mA in einem Messwinkel von 0° in Bezug zur z-Achse mit der VCT durchgeführt. Die Phantome wurden mit Kappen verschlossen und in ein Kontrastmittelbad, dem Außenmedium, eingebettet. Die Bilder der Phantome wurden anschließend am VCT-Terminal mit einer Voxelkantenlänge von 0,05 mm ausschließlich im Standard-Kernel rekonstruiert. Die qualitative Beurteilung der Phantome erfolgte an der Advantage Workstation. Durch eine Fensterung mit einem Window Width (WW) von 2112 und einem Window Level (WL) von 56 wurde der Graustufenkontrast für die einzelnen Strukturen der Stenose-Modelle optimiert.

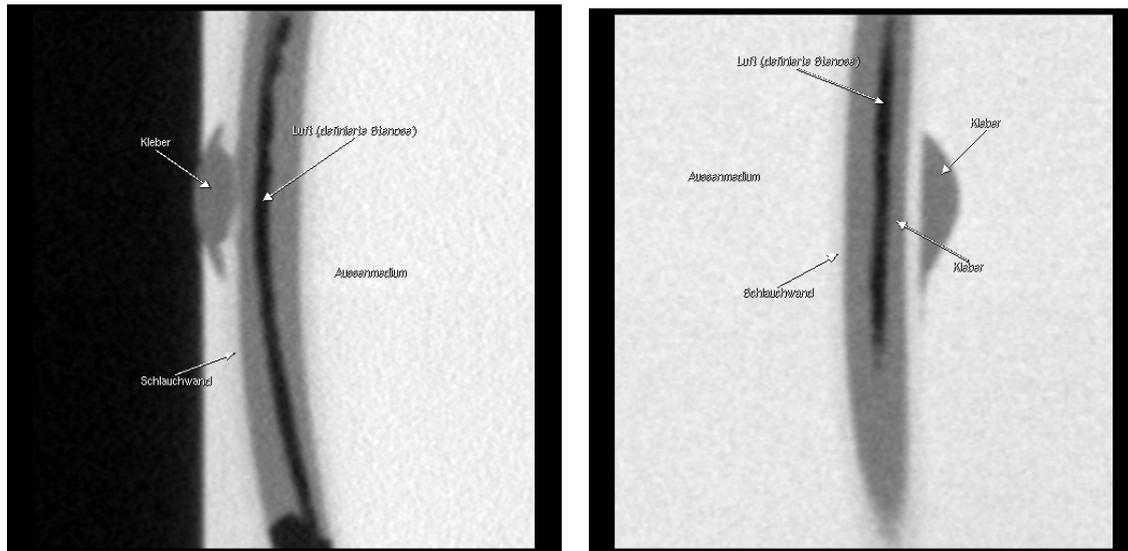


Abbildung 3-2: VCT longitudinal, Hochkontrast, Standard-Kernel, 100 kV/ 60 mA, Phantom GD 3,2/ SD 0,5 mm, 0°, WW 2112/ WL 56, FOV 2,8 cm

3.6 Messungen der Stenose-Modelle in der MSCT im Niedrigkontrastbereich

Die Messungen der Phantome im Niedrigkontrastbereich wurden in der MSCT und VCT durchgeführt.

Die folgenden Abbildungen geben eine Übersicht über den Versuchsaufbau: Die Phantome wurden an zwei scheibenförmigen Korkplatten befestigt (Abbildung 3-3): Die mit Kontrastmittel gefüllten Phantome sind an ihren Enden mit Kappen verschlossen und an der vorderen und hinteren Korkplatte befestigt. Die Position der einzelnen Phantome an den beiden Platten war genau festgelegt. Dadurch konnte während der Messungen eine Verwechslung zwischen den verschiedenen Gefäß- und Stenosedurchmessern auf dem CT-Bild vermieden werden. Die an den Korkplatten befestigten Phantome wurden schließlich in eine mit dem Außenmedium gefüllte Wanne eingebettet.

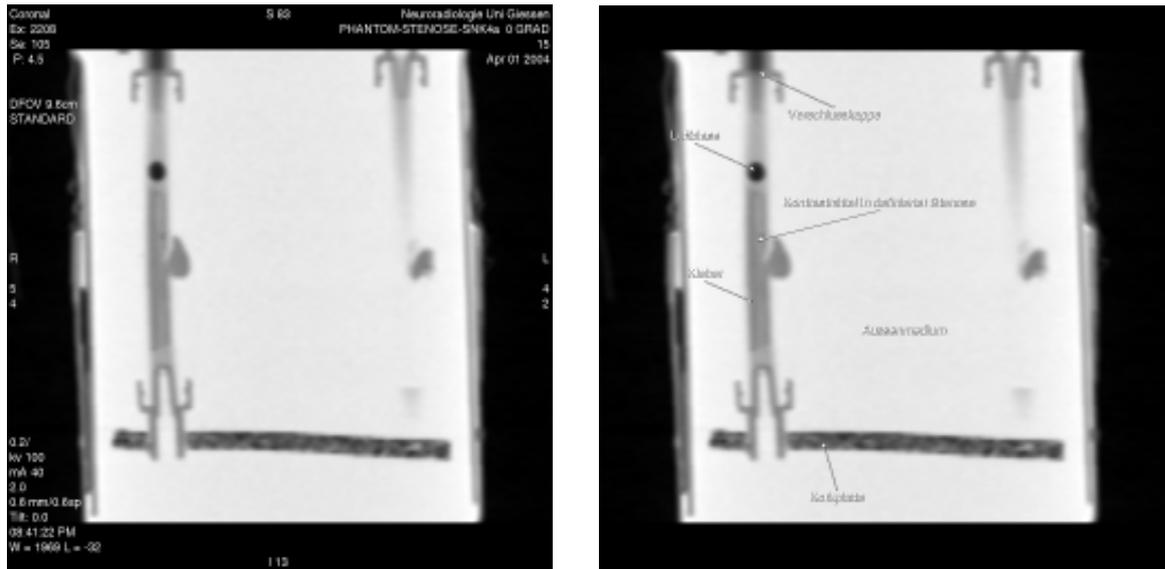


Abbildung 3-3: Versuchsanordnung der Stenose-Modelle Beispiel MSCT, longitudinal, Niedrigkontrast, Standard-Kernel, 100 kV/ auto-mA, 0°, WW 1969/ WL -32, FOV 9,6 cm

In der Abbildung 3-4 werden longitudinal angeschnittene Phantome im Niedrigkontrastbereich demonstriert. Sie haben einen Gefäßdurchmesser von 3,2 mm und einen Stenosendurchmesser von 1,5 mm. Die sich am Außenrand des Schlauches oval bis rundlich abgrenzende Struktur ist Klebemasse. Das Restlumen des zu 78% verschlossenen Gefäß-Modells ist seitlich getroffen und mit Kontrastmittel gefüllt.

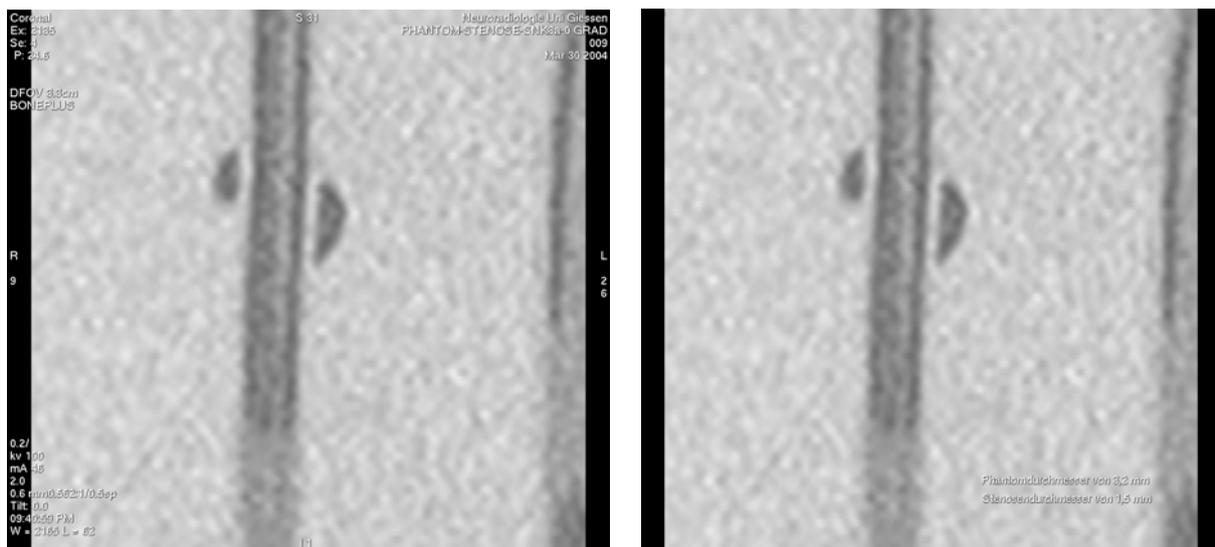


Abbildung 3-4: MSCT longitudinal, Niedrigkontrast, Bone-Kernel, 100 kV/ auto- mA, Phantom GD 3,2/ SD 1,5 mm, 0°, WW 2165/ WL 62, FOV 3,3 cm

In der MSCT erscheinen die Phantome ungespiegelt (Abbildung 3-5). In der VCT ist zu berücksichtigen, dass die Phantome gerätespezifisch gespiegelt wurden und seitenverkehrt stehen (Abbildung 3-6).

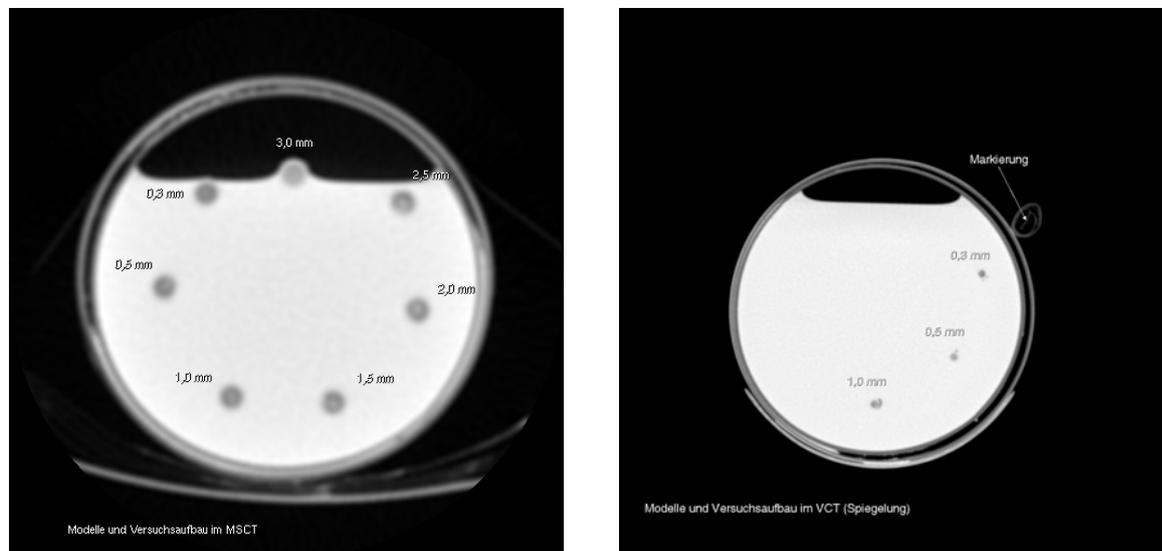


Abbildung 3-5: MSCT (ohne Spiegelung) axial, Niedrigkontrast, Stenose-Modelle und Versuchsaufbau, Standard-Kernel, Phantom GD 3,8 mm mit verschiedenen SD, 100 kV/ auto-mA, 0°, WW 1700/ WL 100, FOV 9,6 cm

Abbildung 3-6: VCT (Spiegelung) axial, Niedrigkontrast, Stenose-Modelle und Versuchsaufbau mit Markierung zur Orientierung, Standard-Kernel, Niedrigkontrast, Phantom GD 1,6 mm, SD: 0,3 mm/ 0,5 mm/ 1 mm, 120 kV/ 40 mA, 0°, WW 1700/ WL 100, FOV 12,8 cm

Die Niedrigkontrast-Messungen in der MSCT erfolgten zur Simulation unterschiedlicher Gefäßverläufe in einem Messwinkel von 0° (genau in der Schicht), 45° (schräg zur Schicht) und 90° (senkrecht zur Schicht) in Bezug zur z-Achse. Die Stenose-Modelle wurden vor jedem Scan im entsprechenden Winkel ausgerichtet. Die Scans wurden im axialen und helicalen Aufnahmemodus in einem Abtastwinkel von 360°, also als Einzelschicht-Spirale und Mehrschicht-Spirale, bei Röhrensparnungen von 120 kV und 100 kV mit auto-mA durchgeführt. Aus den Bildrohdaten erfolgte am MSCT die Bildrekonstruktionen im Bone-Kernel und Standard-Kernel.

Die Messungen an axialen Schnittbildern erfolgten im Anschluss an die Bildrekonstruktionen durch eine Radiologin im „Volume Viewer“-Modus an der Advantage Workstation des VCT. Während der starre Gefäßdurchmesser an einem beliebigen (möglichst nicht durch Klebmasse verdeckten) Abschnitt der Schlauchwand von Wand zu Wand gemessen werden konnte,

wurde zur Bestimmung der Stenose der minimale Lumendurchmesser aufgesucht. Zur Optimierung der Messungen am CT-Bild wurde der Graustufenkontrast für zwei Röhrensparnungen durch eine standardisierte Fensterung bestimmt. Sie orientierte sich am CT-Wert der Füllungsmedien, und ist der Tabelle 3-3 zu entnehmen.

	Window Width (WW)	Window Level (WL)
120 kV/ auto mA Bone/ Standard	2000	230
100 kV/ auto mA Bone/ Standard	2000	230

Tabelle 3-3: Fensterung der CT-Bilder für die MSCT im Niedrigkontrast

3.7 Messungen der Stenose-Modelle in der VCT im Niedrigkontrastbereich

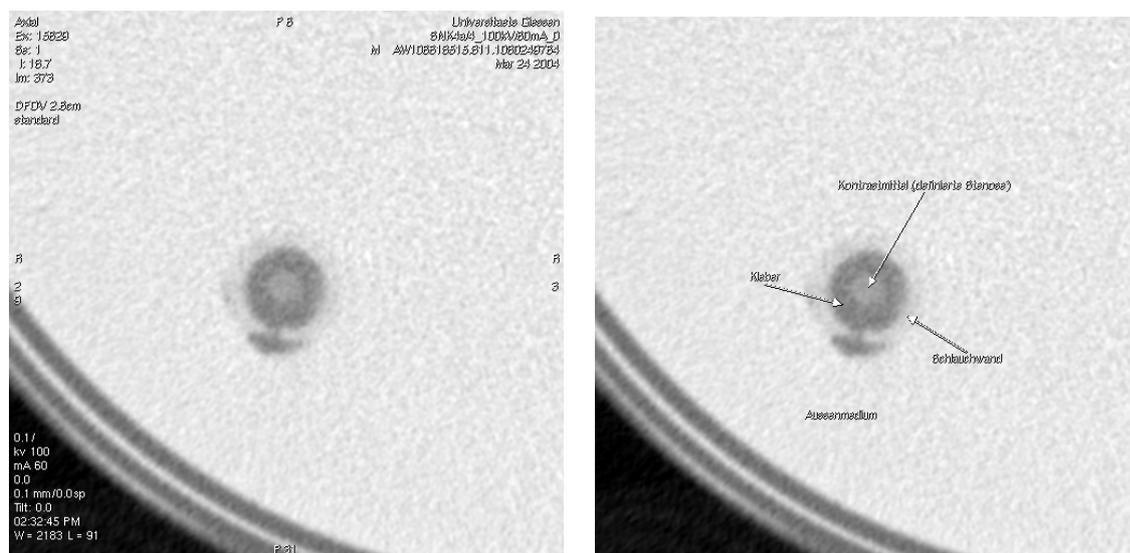


Abbildung 3-7: VCT axial, Niedrigkontrast, Standard-Kernel, 100 kV/ 60 mA, Phantom GD 3,8/ SD 1,5 mm, 0°, WW 2183/ WL 91, FOV 2,6 cm

In der VCT wurden ausschließlich die Stenose-Modelle in 0°-Ausrichtung in Bezug zur z-Achse rekonstruiert. Aufgrund der großen anfallenden Datenmenge wurden die CT-Bilder der Phantome in einem Messwinkel von 45° und 90° gescannt aber nicht rekonstruiert.

Auf der Abbildung 3-7 ist ein axial angeschnittenes Phantom im Niedrigkontrast zu sehen. Es hat einen Gefäßdurchmesser von 3,8 mm und einen Stenosedurchmesser von 1,5 mm. Das gleiche Phantom ist in der Abbildung 3-8 longitudinal dargestellt. Der Betrachter sollte sich die Phantom-Aufnahmen als eine Vergrößerung der Abbildung 3-6 vorstellen. Die Abbildung 3-6 stellt zugleich die bereits erwähnte Spiegelung in der VCT dar. Das Gefäßlumen ist mit Kontrastmittel gefüllt und wird durch die simulierte zirkuläre Stenose eingengt. Das Phantom wurde im Außenmedium eingebettet. Sowohl auf dem axialen als auch auf dem longitudinalen CT-Bild kann der Betrachter den äußeren Rand der Gefäßwand noch erahnen. Seitlich ist die Eintrittsöffnung für den Kleber durch den Schlauch noch zu sehen. Die scheibenförmige Struktur auf Abbildung 3-6 stellt zum Teil die vordere Korkplatte aber auch die Außenbegrenzung des Behälters dar. Im Hintergrund der Abbildung kommen die Phantom-Modelle und das Kontrastmittel zum Vorschein.

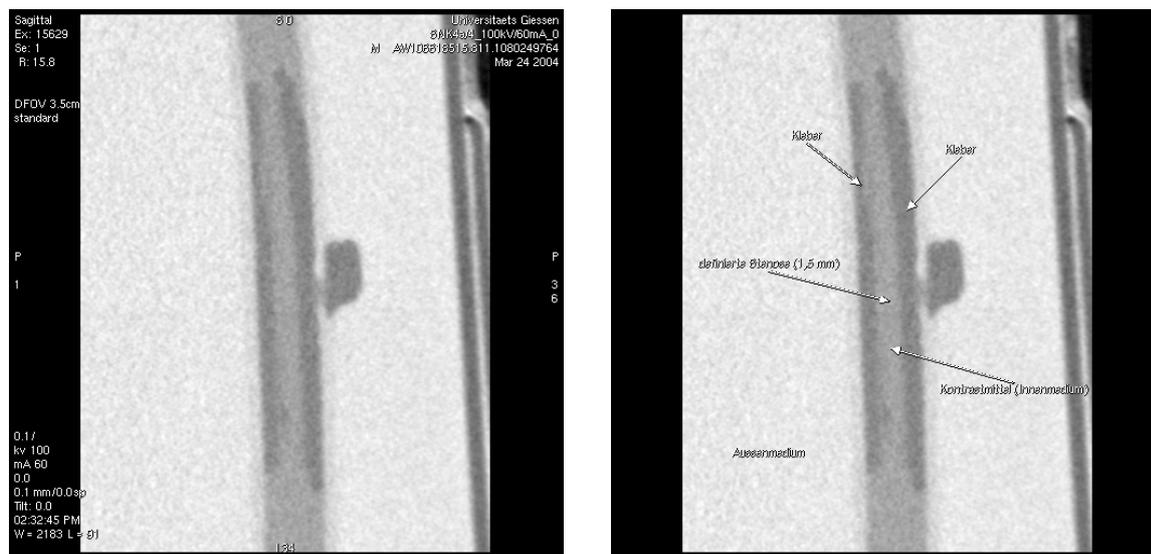


Abbildung 3-8: VCT longitudinal, Standard-Kernel, Niedrigkontrast, 100 kV/ 60 mA, Phantom GD 3,8/ SD 1,5 mm, 0°, WW 2183/ WL 91, FOV 3,5 cm

Die Messungen erfolgten für jedes einzelne Phantom in einem Abtastwinkel von 360° mit vier verschiedenen Einstellungen für die Röhrenspannung und die Röhrenstromstärke. Die Stromstärken sind für die verschiedenen Spannungen durch das Gerät vorgegeben und liegen bei 50 kV/ 250 mA, 70 kV/ 200 mA, 100 kV/ 60 mA und 120 kV/ 40 mA.

Die Bildrekonstruktionen erfolgten am PC-Cluster des VCT mit einer Voxelkantenlänge von 0,05 mm im Standard-Kernel und im Boost-Kernel. Eine standardisierte Fensterung durch das Window Width (WW) und Window Level (WL) verschaffte einen optimalen Graustufenkontrast. Sie orientierte sich an der CT-Zahl der Füllungsmedien, und ist den Tabellen 3-4 und 3-5 zu entnehmen.

Die Messungen der Phantome erfolgten in gleicher Weise wie in der MSCT an axialen Schnittbildaufnahmen durch eine Radiologin im „Volume Viewer“-Modus an der Advantage Workstation des VCT.

	Window Width (WW)	Window Level (WL)
50 kV/ 250 mA	1500	900
70 KV/ 200 mA	1500	700
100 kV/ 60 mA	1500	500
120 kV/40 mA	1500	400

Tabelle 3-4: Fensterung der CT-Bilder für die VCT im Niedrigkontrast (Standard-Kernel)

	Window Width (WW)	Window Level (WL)
50 kV/ 250 mA	1500	-100
70 kV/ 200 mA	1500	-250
100 kV/ 60 mA	1500	-450
120 kV/ 40 mA	1500	-340

Tabelle 3-5: Fensterung der CT-Bilder für die VCT im Niedrigkontrast (Boost-Kernel)

3.8 MIP-Messungen anhand longitudinal rekonstruierter Stenose-Modelle in der VCT und der MSCT

Die Bestimmung der Stenosedurchmesser anhand longitudinal rekonstruierter Stenose-Modelle wurde durchgeführt, um eine mögliche Verbesserung der Messpräzision durch die MIP in der VCT im Vergleich zur MSCT objektivieren zu können.

Die MIP (Maximum Intensity Projection) ist im klinischen Alltag eine übliche Bildnachverarbeitungsmethode zur dreidimensionalen Projektionsdarstellung der Gefäßarchitektur in der MRA und CTA und erlaubt die präzise Untersuchung von Wandunregelmäßigkeiten und Verengungen an den Gefäßen. Grundsätzlich ist bei einem Verfahren zur dreidimensionalen Darstellung zu beachten, dass ein Großteil der originalen CT-Wert-Information durch Überlagerung von Strukturen verloren gehen kann. Ein weiteres Verfahren zur dreidimensionalen Darstellung ist die Minimum Intensity Projection (MinIP), die in Kapitel 3.10 näher erläutert wird. Die MIP wird aus einem im Rechner vorliegenden 3D-Datenvolumensatz errechnet. Jeder Punkt (Voxel) mit der höchsten Signalintensität bzw. dem höchsten CT-Wert wird parallel auf eine Projektionsfläche abgebildet (Parallelprojektion), so dass ein Teil der CT-Wert-Information erhalten bleibt. Bei einem einzelnen MIP-Bild handelt es sich um eine aus dem vorliegenden 3D-Bilddatenvolumensatz errechnete 2D-Projektion, die einen räumlichen 3D-Eindruck des Gefäßes vermittelt. Erst durch den filmähnlichen Durchlauf einer Bildserie im Cine-Mode wird der 3D-Eindruck vervollständigt [Kalender et al., 1994; Kalender, 2000].

Auf den MIP-Abbildungen 3-9 und 3-10 werden zum Vergleich longitudinal dargestellte Phantome mit einem Stenosedurchmesser von 0,3 mm und 2,5 mm in der VCT und der MSCT gezeigt.

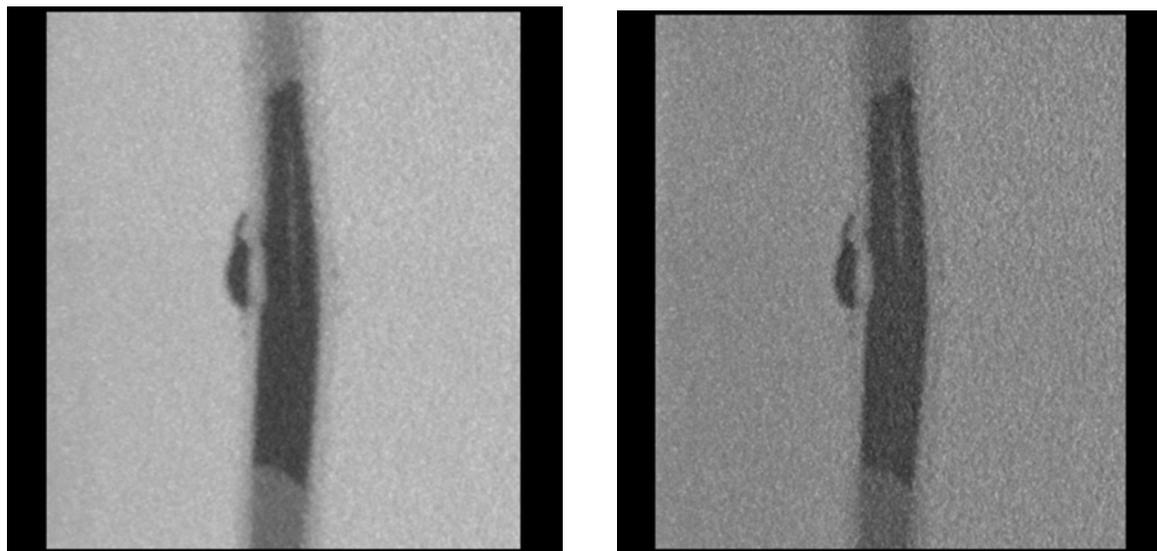


Abbildung 3-9: VCT longitudinal, 0,9 MIP, Niedrigkontrast, 120 kV/ 40 mA, Phantom *GD 3,2/ SD 0,3 mm*, 0°, links Standard-Kernel WW 1700/ WL 600, rechts Boost-Kernel WW 1700/ WL 60, FOV 3,0 cm

Das Phantom ist um die Longitudinalachse symmetrisch oder orthograd. Das bedeutet, die Projektion unterscheidet nicht zwischen links und rechts, Vorder- oder Rückseite, Rechts- oder Linksdrehung. Die Gefäßmodelle sind im Längsquerschnitt abgebildet.

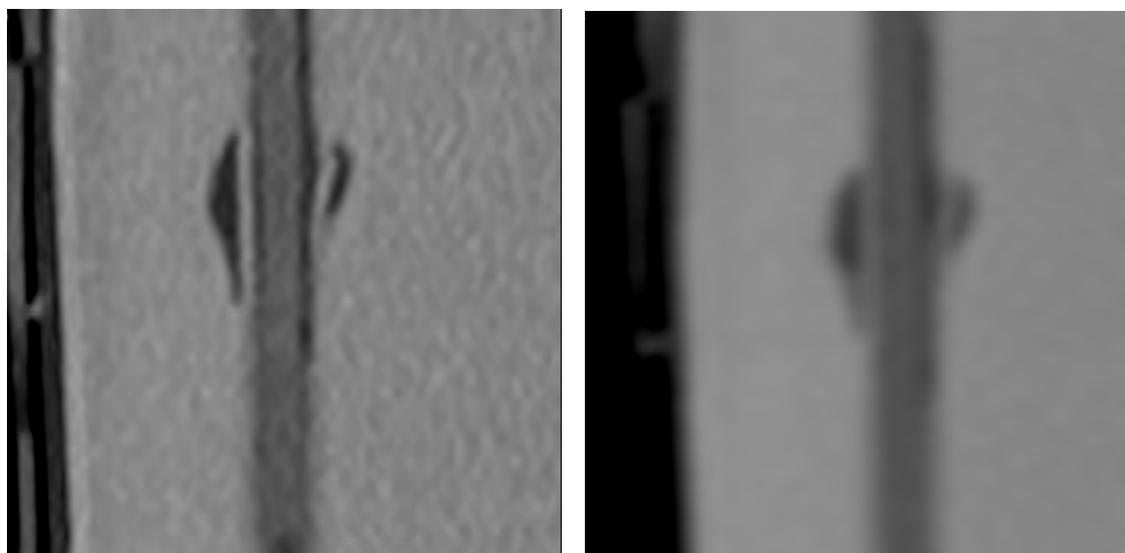


Abbildung 3-10: MSCT longitudinal, 0,9 MIP, Niedrigkontrast, 120 kV/ auto-mA, Phantom *GD 3,2/ SD 2,5 mm*, 0°, links Bone-Kernel WW 1700/ WL 600, rechts Standard-Kernel WW 1700/ WL 600, FOV 3,0 cm

Die Messungen mit der MIP fanden an einem Gefäßphantom mit einem Gefäßdurchmesser von 3,2 mm mit unterschiedlichen Stenosegraden statt. Die einzelnen Stenosendurchmesser des

Phantoms betragen 0,3 mm, 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm und 3,0 mm. Für die MIP-Messungen wurden die CT-Abbildungen der an axialen Schnittbildaufnahmen gemessenen Phantome in der VCT und MSCT (axialer Aufnahmemodus) im Niedrigkontrastbereich verwendet, zusätzliche Scans wurden für diesen Versuch nicht durchgeführt. Die Scans der Phantome fanden mit beiden Geräten in einem Messwinkel von 0° in Bezug zur z-Achse bei einer Spannung von 120 kV statt. Die Bildrekonstruktionen in der VCT erfolgten mit einer Voxelkantenlänge von 0,05 mm und mit beiden Geräten im Bone/Boost-Kernel und Standard-Kernel.

Die Durchmesser der longitudinal abgebildeten Phantome wurden durch eine Radiologin im „Volume Viewer“-Modus an der Advantage Workstation des VCT mit einer 0,9 MIP gemessen. Zur Bestimmung des Durchmessers wurde der engste Stenoseabschnitt der Modelle aufgesucht. Die Gefäßdurchmesser wurden im Bereich der Stenose von Wand zu Wand gemessen. Die Messdaten wurden in einer Excel-Tabelle aufgetragen und in einem Diagramm graphisch dargestellt (Kapitel 4.5 und 8). Der Graustufenkontrast wurde zur Optimierung der Messungen durch die Fensterung standardisiert und orientierte sich an der Dichte der Füllungsmedien (Tabelle 3-6).

	Window Width (WW)	Window Level (WL)
MSCT (Standard/Bone) VCT (Standard)	1700	600
VCT (Boost)	1700	60

Tabelle 3-6: Fensterung der CT-Bilder für die MIP- Messungen

3.9 Untersuchung von Gefäßwandplaques an Karotisgefäßen

Der Grundgedanke dieses Versuches ist, den künstlichen Stenose-Modellen eine Untersuchung an einem biologischen Modell gegenüberzustellen und gleichzeitig Wandunregelmä-

bigkeiten an Gefäßen zu untersuchen. Als Untersuchungspräparat dienten uns zwei ex vivo entnommene Karotisgefäße mit Gefäßwandplaques im Bifurkationsbereich.

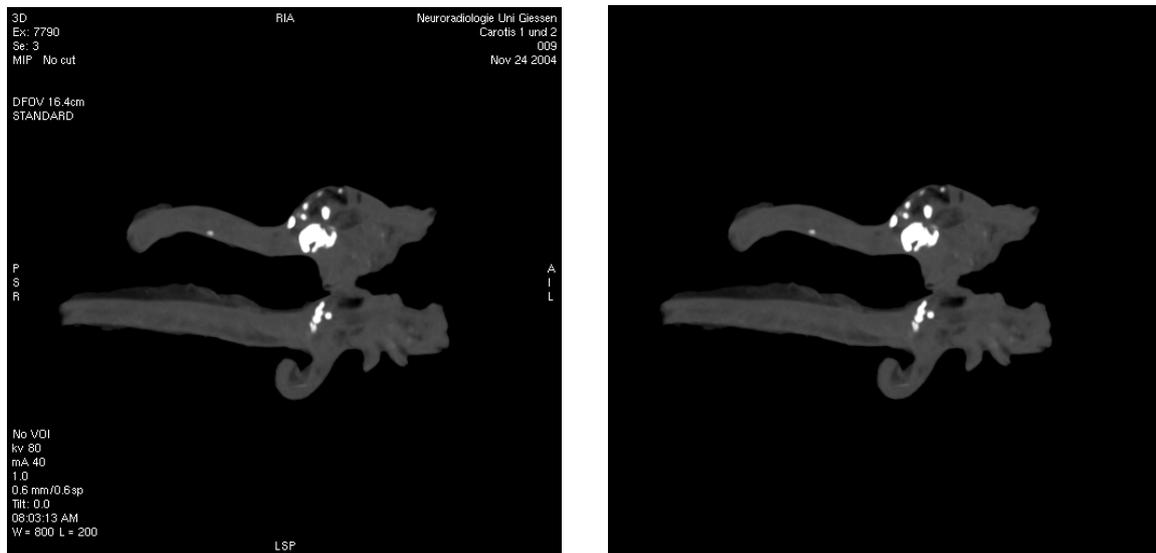


Abbildung 3-11: MSCT, Übersichtsaufnahme der Karotisgefäße, Standard-Kernel, 80 kV/ auto-mA, WW 800/ WL 200, FOV 16,4 cm

Zur Optimierung des Gefäßkontrastes zwischen Lumen und Plaques wurde Kontrastmittel verwendet (Abbildung 3-13). Dabei sollte die Dichte des kontrastierten Lumens über eine entsprechende Differenz des Schwächungskoeffizienten oberhalb der Gefäßwanddichte liegen. Ziel dieser Versuchsgestaltung ist, die wandständigen Plaques möglichst sicher vom kontrastierten Lumen abgrenzen zu können. Zusätzlich fanden zum Vergleich Nativaufnahmen an den Karotisgefäßen statt (Abbildung 3-12). Das Kontrastmittel Ultravist-300 wurde entsprechend den Versuchen mit den Stenose-Modellen mit H₂O verdünnt und anschließend über eine Spritze in das Gefäßlumen gefüllt. Folgende CT-Werte (HU) wurden nach Verdünnung des Kontrastmittels mit der VCT bestimmt: Kontrastmittel 500 HU, Karotis- Plaques 1000 HU, Karotisgefäß 90 HU und das umliegende Fettgewebe –30 HU.

Die Übersichtsaufnahmen der Karotisgefäße (Abbildung 3-11) wurden in der MSCT bei einer Röhrenspannung von 80 kV durchgeführt. Die übrigen CT-Bilder wurden in einem Abtastwinkel von 360° bei einer Röhrenspannung von 120 kV und einer Röhrenstromstärke von 40 mA in der VCT und der MSCT (axialer Aufnahmemodus) angefertigt. Anschließend wurden die gewonnenen Bildrohdaten am PC-Cluster des VCT mit einer Voxelkantenlänge von 0,1 mm rekonstruiert und die gesamte Bildgüte der Karotisgefäße im Standard-Kernel nachbearbeitet.



Abbildung 3-12: Karotisgefäß, VCT oblique, Standard-Kernel, ohne Kontrastmittel, 120 kV/ 40 mA, WW 1018/ WL 235, FOV 2,8 cm

Abbildung 3-13: Karotisgefäß, VCT sagittal, Standard-Kernel, mit Kontrastmittel, 120 kV/ 40 mA, WW 913/ WL 298, FOV 3,2 cm

Die Karotisgefäße sind in den einzelnen betrachteten Bildebenen axial oder sagittal angeschnitten. Um einen runden Gefäßanschnitt zu bekommen und einen elliptischen Gefäßanschnitt zu vermeiden, wurden die Gefäße auf manchen Abbildungen optisch gekippt (oblique). Anschließend wurden die CT-Bilder im „Volume Viewer“-Modus an der Advantage Workstation begutachtet. Durch insgesamt vier verschiedene Fensterungen für beide Geräte (Tabelle 3-7) wurde der Graustufenkontrast für die bildqualitative Untersuchung der Karotis-Plaques optimiert.

	Window Width (WW)	Window Level (WL)
MSCT/ VCT	913	298
	1018	235
	870	132
	1032	311

Tabelle 3-7: Fensterung der CT-Bilder für die Plaques der Karotisgefäße

3.10 Untersuchung eines Plaque-Modells

Den biologischen Plaques der Karotisgefäße werden bei diesem Versuch zum Vergleich künstliche Plaques gegenübergestellt. Zur Simulation der Plaques verwendeten wir Nylonfäden (Perlonfäden) mit unterschiedlichen Fadenstärken. Die Durchmesser der Fäden betragen 0,1 mm, 0,3 mm und 0,5 mm. In diesem Versuch wird die von der Ortsauflösung abhängige Erkennung von Wandunregelmäßigkeiten in der VCT und der MSCT untersucht. Zur Bestimmung der Messpräzision beider Geräte wurden unterschiedliche Durchmesser verwendet. Als Gefäßersatz nutzten wir drei herkömmliche 5 ml-Spritzen. Der Faden wurde möglichst wandständig an der Innenseite der Spritze angebracht. Anschließend verdünnten wir Ultra-*vist*-300 mit H₂O und füllten die Spritzen mit Kontrastmittel. Entsprechend den Untersuchungen an den Karotisgefäßen wurde durch die artifiziellen Modellstrukturen ein optimaler Gefäßkontrast angestrebt. Über HU-Differenzen sollte sich das mit einem Wasser-KM-Gemisch kontrastierte Lumen von den Plaques differenzieren lassen. Mit der VCT wurden folgende CT-Werte ermittelt: Kontrastmittel 200 HU, Nylonfaden -30 HU und die Spritzenwand -100 HU.

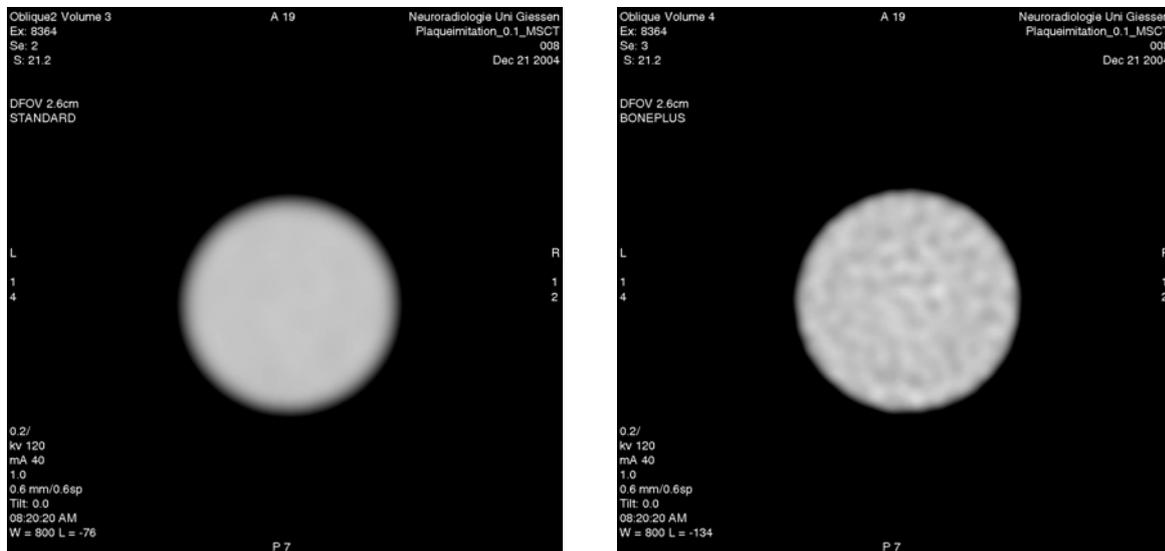


Abbildung 3-14: MSCT axial, Plaque-Modell 0,1 mm, Standard-Kernel, 120 kV/ auto-mA, 0°, WW 800 WL-76, FOV 2,6 cm

Abbildung 3-15: MSCT axial, Plaque-Modell 0,1 mm, Bone-Kernel, 120 kV/ auto-mA, 0°, WW 800 WL-134, FOV 2,6 cm

Auf den axialen und longitudinalen Abbildungen 3-14 bis 3-17 ist ein Plaque-Modell mit einem Fadendurchmesser von 0,1 mm zu sehen. Der Faden wurde über eine kleine Öffnung an der Außenwand der Spritze in das Lumen eingeführt und mit Heißkleber fixiert. Der Kleber ist auf der longitudinalen Abbildung links als Wulst mit einigen Luftblasen zu erkennen. Unterhalb des Klebers, also an der Innenseite des Lumens, ist der Nylonfaden zu vermuten. Das Lumen ist mit Kontrastmittel gefüllt.

Die Scans fanden in der VCT und der MSCT (axialer Aufnahmemodus) in einem Abtastwinkel von 360° bei einer Röhrenspannung von 120 kV (40 mA / auto-mA) statt. Die Plaques-Modelle sind axial rekonstruiert und liegen in einem Winkel von 0° in Bezug zur z-Achse. Die Rohdaten wurden am PC-Cluster des VCT mit einer Voxelkantenlänge von 0,05 mm mit einem harten (Bone/Boost) und einem weichen Faltungskern (Standard) nachbearbeitet.

Die Plaques mit einem Durchmesser von 0,3 und 0,5 mm wurden anschließend im „Volume Viewer“-Modus an der Advantage Workstation mit einer 0,2 MIP (Maximum Intensity Projection) an axialen Einzelbildern in der VCT und der MSCT gemessen (Kapitel 4.6).

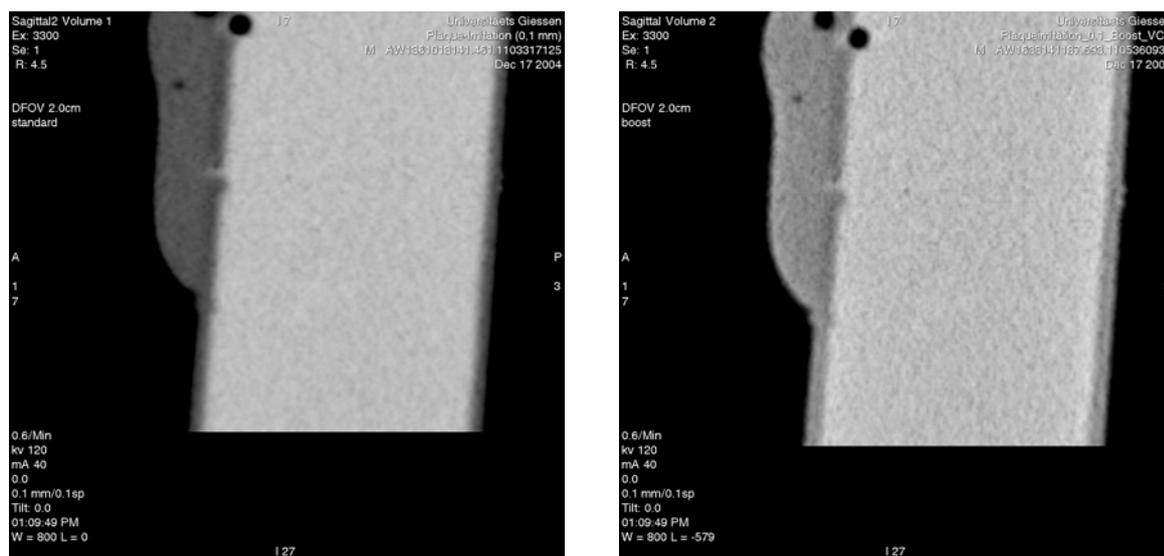


Abbildung 3-16: VCT longitudinal, Plaque-Modell 0,1 mm, 0,6 MinIP, Standard-Kernel, 120 kV/ 40 mA, 0° , WW 800/ WL 0, FOV 2,0 cm

Abbildung 3-17: VCT longitudinal, Plaque-Modell 0,1 mm, 0,6 MinIP, Boost-Kernel, 120 kV/ 40 mA, 0° , WW 800/ WL -579, FOV 2,0 cm

Eine 0,6 MinIP (Minimum Intensity Projection) diente der Messung des Plaque-Modells mit einem Fadendurchmesser von 0,1 mm anhand longitudinaler und axialer Einzelbilder. Die Beispiel-Abbildungen 3-16 und 3-17 zeigen longitudinale Einzelbilder des 0,1 mm Plaque-

Modells. Auf den Abbildungen 3-14 und 3-15 werden anhand axialer Einzelbilder Plaquesmodelle mit einem Durchmesser von 0,1 mm ohne Projektionsdarstellung demonstriert.

Die MinIP vermittelt gleichermaßen wie die MIP einen räumlichen dreidimensionalen Eindruck. Im Gegensatz zur MIP wird bei der MinIP (Minimum Intensity Projection) jeder Punkt (Voxel) mit der *schwächsten* Signalintensität bzw. dem niedrigsten CT-Wert auf einer Projektionsfläche abgebildet. Sie entspricht einem klassischen Überlagerungsbild wie im Röntgenfilm und kann jedoch im Gegensatz zu Röntgenaufnahmen auf das relevante Organgebiet beschränkt werden [Kalender et al., 1994; Kalender, 2000].

Zur Untersuchung der Bildqualität an der Advantage Workstation wurde der Graustufenkontrast durch verschiedene geräteabhängige Fensterungen optimiert (Tabelle 3-8).

	Window Width (WW)	Window Level (WL)
MSCT	800	-134
	800	-76
VCT	800	0
	800	-579
	800	-134

Tabelle 3-8: Fensterung der CT-Bilder für die Plaques-Modelle

3.11 Explorative Datenanalyse der Niedrigkontrastmessungen

3.11.1 Methode der statistischen Analyse

Die Analyse der durch die Niedrigkontrastmessungen mit der VCT und der MSCT gewonnenen Daten erfolgte im explorativen Sinne. Es sollte der Einfluss der Geräte unter Berücksichtigung der Röhrenspannung, des Messwinkels, des Bildrekonstruktionskerns, des Aufnahmemodus sowie der Einfluss des „realen Gefäßdurchmessers“ und des „realen Stenosedurchmessers“ auf die mit Hilfe der Geräte bestimmten Gefäß- und Stenosedurchmesser untersucht

werden. Der so angelegte Versuchsplan hat damit ein siebenfaktorielles Design. Ein Problem bei der Analyse war, dass die Gefäß- bzw. Stenosedurchmesser immer nur einmal für die jeweilige Kombination der Ausprägungen der sieben Einflussfaktoren bestimmt worden waren. Durch die Ausprägungen der Faktoren „realer Gefäßdurchmesser“ und „realer Stenosedurchmesser“ (tatsächliche Durchmesser) wurden unabhängige Gruppen definiert. Bei den Messungen bezüglich der Ausprägungen der anderen vier Faktoren handelt es sich um abhängige Beobachtungen. Bei der Analyse wurde davon ausgegangen, dass zwischen den Faktoren "realer Gefäßdurchmesser" und "realer Stenosedurchmesser" bezüglich der gemessenen Durchmesser keine Wechselwirkung besteht.

Da die Ergebnisse einer siebenfaktoriellen Analyse nur sehr schwer interpretierbar sind, wurden zur Beantwortung der sich aus der klinischen Anwendung ergebenden Teilfragestellungen Untergruppen analysiert, bei denen entweder die Ausprägungen einzelner Faktoren konstant gehalten oder einzelne Faktoren nicht berücksichtigt wurden.

Die in den Versuchen gewonnenen Daten wurden deskriptiv und inferenzstatistisch ausgewertet. Die inferenzstatistische Analyse erfolgte im explorativen Sinne (s.o.). Bei der Interpretation der Ergebnisse muss das Problem des multiplen Testens (bei der Varianzanalyse werden bis zu 47 Hypothesen überprüft) berücksichtigt werden. Zur Beschreibung der Verteilung der beobachteten Parameter wurden die entsprechenden Lage- (Median und arithmetischer Mittelwert) und Streuungsparameter (Extremwerte, Quartile und 2s-Intervalle) bestimmt.

Um Hinweise auf mögliche Effekte der Einflussfaktoren finden zu können, wurden varianzanalytische Methoden angewandt. Die dabei angewandten Methoden setzen eine Normalverteilung voraus. Da die Voraussetzung für eine Normalverteilung nicht unbedingt verifiziert werden konnte, wurden die Untersuchungen für die wichtigsten klinischen Fragestellungen auf die Überprüfung zweier Einflussfaktoren, nämlich Gerät und „realer Gefäßdurchmesser“ bzw. Gerät und „realer Stenosedurchmesser“ beschränkt. Zur Bestätigung der parametrischen Analyse-Ergebnisse wurden zu diesem Zwecke nichtparametrische Analysen durchgeführt. Zur Überprüfung des Geräteeinflusses (global) wurde der Vorzeichen-Rang-Test und zur Überprüfung der Wechselwirkung zwischen Gerät und „realem Gefäßdurchmesser“ bzw. „realem Stenosedurchmesser“ der Mann-Whitney-U-Test verwendet.

Entsprechend der jeweiligen klinischen Fragestellung wurden die einzelnen möglichen Einflussfaktoren bzw. deren Ausprägungen in der Varianzanalyse kombiniert.

Zunächst wurde getrennt für beide Geräte der Einfluss der Röhrenspannung, der Messwinkel (0° bei beiden Geräten; 45° und 90° nur bei der MSCT), der Bildrekonstruktionskernel Standard/Boost (VCT) bzw. Standard/Bone (MSCT), des Einstellungsmodus axial/helical (MSCT), des „realen Gefäßdurchmessers“ und des „realen Stenosedurchmessers“ auf den Messfehler bezüglich Gefäß- und Stenosedurchmesser untersucht (Kapitel 3.6 und 3.7).

Im nächsten Schritt sollten die Geräte verglichen werden. Unter Berücksichtigung der Röhrenspannung (100 kV/ 60 mA oder 120 kV/ 40 mA), des „realen Gefäßdurchmessers“ und des „realen Stenosedurchmessers“, wurde der Einfluss des Gerätes unter den konstanten Bedingungen Messwinkel 0° , axialer Aufnahmemodus und Standard-Kernel analysiert (Kapitel 4.4). Desweiteren sollte der Einfluss der Geräte sowie des „realen Gefäß- bzw. Stenosedurchmessers“ auf den beobachteten Gefäß- bzw. Stenosedurchmesser bei fester Röhrenspannung (100 kV/ 60 mA) untersucht werden (Kapitel 4.4.1).

Die Originaldaten wurden zunächst in Excel-Tabellen erfasst und für die statistische Analyse mit SAS (Version 9.1.3, SAS Institute, Cary, North Carolina USA) überarbeitet. Die beobachteten Effekte der Ausprägungen der einzelnen Faktoren bzw. der Wechselwirkungen zwischen den Faktoren werden durch die graphische Darstellung der berechneten Mittelwerte für die einzelnen Kombinationen der Merkmalsausprägungen veranschaulicht.

Jedem verwendeten Messparameter wurde eine verständliche Abkürzung zugeordnet. Für den Gefäßdurchmesser wurde zum Beispiel die Abkürzung „GD“ oder für den Stenosedurchmesser die Abkürzung „SD“ verwendet. Die den einzelnen Diagrammen zugeordneten Tabellen mit den berechneten Mittelwerten sowie die verwendeten Abkürzungen, sind dem Anhang zu entnehmen (Kapitel 8). Aus den Originaldaten der gemessenen Durchmesser wurden mit Hilfe von Excel Differenzwerte berechnet. Sie sind in den Tabellen mit der Endung „d“ gekennzeichnet und entsprechen damit der Abweichung des gemessenen vom tatsächlichen Messwert.

4 Ergebnisse

4.1 Auswertung für die Messungen an den Stenose-Modellen

Bei der Interpretation der varianzanalytischen Tabellen sollte beachtet werden, dass bei der Überprüfung der Nullhypothese von der Wechselwirkung, bei der die meisten Faktoren berücksichtigt werden, ausgegangen wird. Falls eine bestimmte Wechselwirkungshypothese abgelehnt werden kann, sind alle untergeordneten Wechselwirkungen, die nur aus einer Teilmenge an Faktoren der übergeordneten Wechselwirkung bestehen, nicht mehr von Interesse. In Bezug zu den folgenden Diagrammen wird von Über- und Unterschätzungen der gemessenen Durchmesser gesprochen. Zu den Messungen der Stenosen ist zu beachten, dass deren Durchmesser unterschätzt und die Stenosen selbst aber überschätzt wurden.

4.2 MSCT

Der Einfluss der verschiedenen Geräteeinstellungen auf die Gefäß- und Stenosedurchmesser wurde mittels sechsfaktorieller Varianzanalyse untersucht. In die Analyse gingen als Einflussfaktoren die Röhrenspannung mit den Ausprägungen 100 kV/ 60 mA oder 120 kV/ 40 mA, die Messwinkel mit den Ausprägungen 0°, 45° oder 90°, die Bildrekonstruktionsparameter mit den Ausprägungen Standard-Kernel oder Bone-Kernel, der Einstellungsmodus mit den Ausprägungen axial oder helical, der „reale Gefäßdurchmesser“ mit den Ausprägungen 1,6 mm, 2,2 mm, 3,2 mm oder 3,8 mm und der „reale Stenosedurchmesser“ mit den Ausprägungen 0,3 mm, 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm oder 3,0 mm ein. Als Zielparаметer (abhängiger Parameter) wurde die Abweichung des gemessenen Wertes vom Sollwert (gemessener Wert minus „realer Wert“) betrachtet.

4.2.1 MSCT Gefäßdurchmesser

Faktor	df Zähler	df Nenner	F-Wert	p-Wert
Span*ax/hel*S/K*Win*realer GD	6	24	1,15	0,366
Span*ax/hel*S/K*Win*realer SD	12	24	0,53	0,873
Span*ax/hel*S/K*Win	2	24	0,70	0,509
ax/hel*S/K*Win*realer GD	6	24	1,55	0,205
ax/hel*S/K*Win*realer SD	12	24	0,98	0,493
Span*S/K*Win*realer GD	6	24	2,04	0,099
Span*S/K*Win*realer SD	12	24	1,93	0,083
Span*ax/hel*Win*realer GD	6	24	3,65	0,010
Span*ax/hel*Win*realer SD	12	24	2,32	0,038
Span*ax/hel*S/K*realer GD	3	12	0,62	0,615
Span*ax/hel*S/K*realer SD	6	12	1,25	0,349
ax/hel*S/K*Win	2	24	0,26	0,773
Span*S/K*Win	2	24	0,22	0,804
Span*ax/hel*Win	2	24	8,17	0,002
Span*ax/hel*S/K	1	12	0,65	0,436
S/K*Win*realer GD	6	24	0,66	0,683
S/K*Win*realer SD	12	24	0,46	0,921
ax/hel*Win*realer GD	6	24	2,21	0,077
ax/hel*Win*realer SD	12	24	1,86	0,094
Span*Win*realer GD	6	24	1,15	0,367
Span*Win*realer SD	12	24	0,37	0,963
ax/hel*S/K*realer GD	3	12	10,53	0,001
ax/hel*S/K*realer SD	6	12	2,49	0,084
Span*S/K*realer GD	3	12	2,84	0,082
Span*S/K*realer SD	6	12	0,46	0,826
Span*ax/hel*realer GD	3	12	0,82	0,509
Span*ax/hel*realer SD	6	12	0,71	0,645
S/K*Win	2	24	5,39	0,012
ax/hel*Win	2	24	0,91	0,415
Span*Win	2	24	0,51	0,607
ax/hel*S/K	1	12	0,36	0,557
Span*S/K	1	12	0,08	0,777
Span*ax/hel	1	12	0,09	0,767
Win*realer GD	6	24	14,23	<.0001
Win*realer SD	12	24	0,74	0,702
S/K*realer GD	3	12	1,49	0,268
S/K*realer SD	6	12	0,39	0,870
ax/hel*realer GD	3	12	2,33	0,126
ax/hel*realer SD	6	12	1,63	0,221
Span*realer GD	3	12	1,18	0,357
Span*realer SD	6	12	0,87	0,546
realer GD	3	12	19,29	<.0001
realer SD	6	12	0,31	0,919
Win	2	24	57,62	<.0001
S/K	1	12	38,94	<.0001
ax/hel	1	12	0,70	0,418
Span	1	12	0,34	0,572

Tabelle 4-1: Ergebnis der Varianz-Analyse für den „Messfehler Gefäßdurchmesser“ in der MSCT

Die Ergebnisse der Varianz-Analyse in Tabelle 4-1 lassen eine Abhängigkeit der Abweichung des gemessenen vom „realen Gefäßdurchmesser“ von der Röhrenspannung (100 kV/ 60 mA oder 120 kV/ 40 mA) dem Einstellungsmodus (axial/helical), dem Messwinkel ($0^\circ/45^\circ/90^\circ$) und dem „realen Gefäßdurchmesser“ erkennen.

Bei erneuter Betrachtung des abweichend vom „realen Durchmesser“ gemessenen Gefäßdurchmessers, liegt wiederum eine vierfache Wechselwirkung zwischen den Faktoren Röhrenspannung, Einstellungsmodus, Messwinkel und dem „realen Stenosedurchmesser“ vor.

Außerdem lässt sich in Tabelle 4-1 eine dreifache Wechselwirkung zwischen den Faktoren Einstellungsmodus, Bildrekonstruktionskernel und dem „realen Gefäßdurchmesser“ feststellen.

4.2.2 MSCT Stenosedurchmesser

Den Ergebnissen der Varianz-Analyse in Tabelle 4-2 ist eine Abhängigkeit der Abweichung des gemessenen vom „realen Stenosedurchmesser“ in Form einer fünffachen Wechselwirkung von der Röhrenspannung (100 kV/ 60 mA oder 120 kV/ 40 mA), dem Einstellungsmodus (axial/helical) dem Bildrekonstruktionskernel (Standard/Bone), dem Messwinkel ($0^\circ/45^\circ/90^\circ$) und dem „realen Gefäßdurchmesser“ zu entnehmen.

Außerdem konnte über diese Messreihe eine vierfache Wechselwirkung zwischen den Faktoren Röhrenspannung (100 kV/ 60 mA oder 120 kV/ 40 mA), Einstellungsmodus (axial oder helical), Bildrekonstruktionskernel (Standard oder Bone) und dem „realen Stenosedurchmesser“ ermittelt werden.

Faktor	df Zähler	df Nenner	F-Wert	p-Wert
Span*ax/hel*S/K*Win*realer GD	6	24	5,07	0,002
Span*ax/hel*S/K*Win*realer SD	12	24	1,32	0,268
Span*ax/hel*S/K*Win	2	24	1,21	0,317
ax/hel*S/K*Win*realer GD	6	24	1,30	0,295
ax/hel*S/K*Win*realer SD	12	24	0,53	0,873
Span*S/K*Win*realer GD	6	24	0,42	0,861
Span*S/K*Win*realer SD	12	24	0,27	0,989
Span*ax/hel*Win*realer GD	6	24	1,96	0,112
Span*ax/hel*Win*realer SD	12	24	1,38	0,240
Span*ax/hel*S/K*realer GD	3	12	3,56	0,048
Span*ax/hel*S/K*realer SD	6	12	6,92	0,002
ax/hel*S/K*Win	2	24	1,70	0,205
Span*S/K*Win	2	24	0,80	0,463
Span*ax/hel*Win	2	24	1,89	0,173
Span*ax/hel*S/K	1	12	8,23	0,014
S/K*Win*realer GD	6	24	0,61	0,722
S/K*Win*realer SD	12	24	1,92	0,084
ax/hel*Win*realer GD	6	24	0,29	0,936
ax/hel*Win*realer SD	12	24	1,38	0,241
Span*Win*realer GD	6	24	1,18	0,348
Span*Win*realer SD	12	24	1,24	0,312
ax/hel*S/K*realer GD	3	12	3,03	0,071
ax/hel*S/K*realer SD	6	12	0,78	0,603
Span*S/K*realer GD	3	12	0,21	0,887
Span*S/K*realer SD	6	12	1,53	0,241
Span*ax/hel*realer GD	3	12	2,09	0,155
Span*ax/hel*realer SD	6	12	1,13	0,404
S/K*Win	2	24	24,13	<.0001
ax/hel*Win	2	24	1,75	0,196
Span*Win	2	24	1,03	0,374
ax/hel*S/K	1	12	1,63	0,225
Span*S/K	1	12	0,05	0,829
Span*ax/hel	1	12	1,92	0,191
Win*realer GD	6	24	2,32	0,066
Win*realer SD	12	24	1,22	0,327
S/K*realer GD	3	12	0,59	0,635
S/K*realer SD	6	12	6,68	0,003
ax/hel*realer GD	3	12	0,85	0,492
ax/hel*realer SD	6	12	0,98	0,471
Span*realer GD	3	12	2,44	0,115
Span*realer SD	6	12	1,17	0,383
realer GD	3	12	5,83	0,011
realer SD	6	12	5,59	0,006
Win	2	24	12,36	0,0002
S/K	1	12	74,65	<.0001
ax/hel	1	12	2,87	0,116
Span	1	12	1,07	0,322

Tabelle 4-2: Ergebnis der Varianz-Analyse für den „Messfehler Stenosedurchmesser“ in der MSCT

4.3 VCT

Mittels einer vierfaktoriellen Varianzanalyse wurde für die VCT der Einfluss der verschiedenen Geräteeinstellungen auf die gemessenen Gefäß- und Stenosedurchmesser untersucht. In die Analyse gingen als Einflussfaktoren die Röhrenspannung mit den Ausprägungen 100 kV/ 60 mA oder 120 kV/ 40 mA, der Bildrekonstruktionskernel mit den Ausprägungen Standard oder Boost, der „reale Gefäßdurchmesser“ mit den Ausprägungen 1,6 mm, 2,2 mm, 3,2 mm oder 3,8 mm und der „reale Stenosedurchmesser“ mit den Ausprägungen 0,3 mm, 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm oder 3,0 mm ein.

Als Zielparameter (abhängiger Parameter) wurde die Abweichung des gemessenen Wertes vom Sollwert (gemessener Wert minus realer Wert) betrachtet.

4.3.1 VCT Gefäßdurchmesser

Die Ergebnisse der Varianzanalyse in Tabelle 4-3 lassen eine dreifache Wechselwirkung zwischen der Röhrenspannung, dem Rekonstruktionskernel (Standard/Boost) und dem „realen Stenosedurchmesser“ sowie einen globalen Einfluss des „realen Gefäßdurchmessers“ auf den Messfehler erkennen.

Faktor	df Zähler	df Nenner	F-Wert	p-Wert
Span*S/B*realer GD	9	36	1.03	0,432
Span*S/B*realer SD	18	36	2.23	0,011
Span*S/B	3	36	0.46	0,715
S/B*realer GD	3	12	0.12	0,949
S/B*realer SD	6	12	0.91	0,520
Span*realer GD	9	36	0.71	0,694
Span*realer SD	18	36	0.66	0,821
realer GD	3	12	3.50	0,041
realer SD	6	12	0.99	0,472
S/B	1	12	6.22	0,028
Span	3	36	0.14	0,938

Tabelle 4-3: Ergebnis der Varianz-Analyse für den „Messfehler Gefäßdurchmesser“ in der VCT

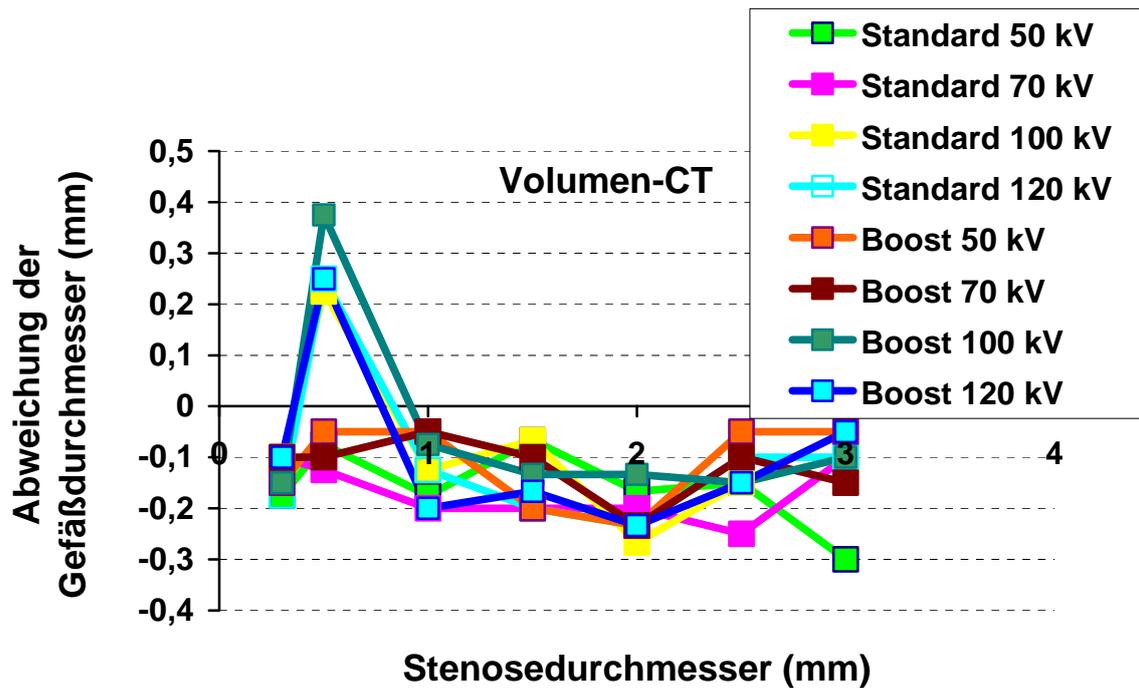


Diagramm 4-1: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Gefäßdurchmessern von den tatsächlichen Durchmessern für die sieben verschiedenen Stenosedicken mit dem Boost-Kernel und dem Standard-Kernel für die vier verschiedenen Röhrensparnungen (50 kV, 70 kV, 100 kV, 120 kV) in der Volumen-CT

In Diagramm 4-1 wird die mittlere Abweichung der Gefäßdurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern in Abhängigkeit von der Stenosedicke für zwei Bildrekonstruktionsverfahren bei einer Röhrensparnung von 50 kV, 70 kV, 100 kV und 120 kV in der Volumen-CT gezeigt. Zur Berechnung der durchschnittlichen Differenzwerte in Diagramm 4-1 wurde über den „realen Gefäßdurchmesser“ gemittelt.

Der Gefäßdurchmesser mit einer Stenose von 0,5 mm wurde bei einer Röhrensparnung von 100 und 120 kV mit beiden Kernen überschätzt. Unter allen übrigen Messbedingungen wurden die Gefäßdurchmesser unterschätzt. Unterschiede zwischen den einzelnen Röhrensparnungen sind nicht erkennbar, ebenso wenig zwischen den beiden Kernen.

4.3.2 VCT Stenosedurchmesser

Faktor	df Zähler	df Nenner	F-Wert	p-Wert
Span*S/B*realer GD	9	36	0,42	0,913
Span*S/B *realer SD	18	36	0,80	0,682
Span*S/B	3	36	0,32	0,808
S/B*realer GD	3	12	2,96	0,075
S/B*realer SD	6	12	1,38	0,291
Span*realer GD	9	36	0,73	0,681
Span*realer SD	18	36	1,34	0,222
realer GD	3	12	2,41	0,118
realer SD	6	12	1,94	0,155
S/B	1	12	2,62	0,131
Span	3	36	5,76	0,003

Tabelle 4-4: Ergebnis der Varianz-Analyse für den „Messfehler Stenosedurchmesser“ in der VCT

Die Ergebnisse der Varianzanalyse in Tabelle 4-4 lassen eine Wechselwirkung zwischen den Rekonstruktionsparametern (Standard/Boost) und dem „realen Gefäßdurchmesser“ erkennen. Die Spannung hat einen globalen Einfluss auf den Messfehler.

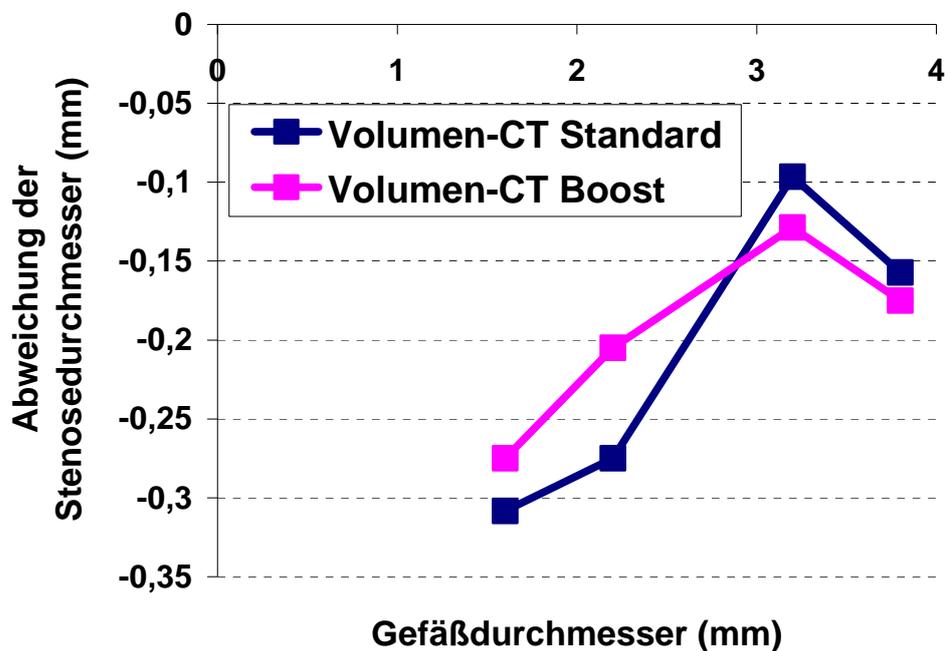


Diagramm 4-2: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Stenosedurchmessern von den tatsächlichen Durchmessern für die vier verschiedenen Gefäßdicken getrennt für den Boost-Kernel und den Standard-Kernel mit der Volumen-CT

In Diagramm 4-2 wird die mittlere Abweichung der Stenosedurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern in Abhängigkeit von der Gefäßdicke für zwei Bildrekonstruktionsverfahren mit der VCT betrachtet. Zur Berechnung der durchschnittlichen Differenzwerte in Diagramm 4-2 wurde über den Stenosedurchmesser und die Röhrenspannung gemittelt.

Die Durchmesser der Stenosen wurden in dieser Diagrammkonstellation für alle vier Gefäßdurchmesser und für beide Kernel unterschätzt. Tendenziell werden die mittleren Abweichungen in beiden Messreihen mit Zunahme des Gefäßdurchmessers kleiner. Bei niedrigen Gefäßdurchmessern hat der Boost-Kernel leichte Vorteile im Vergleich zum Standard-Kernel, bei höheren Gefäßdurchmessern umgekehrt. Die Unterschiede zwischen beiden Kernen sind aber gering.

Im folgenden Diagramm wird der Einfluss der Röhrenspannung auf die Messpräzision des Stenosedurchmessers graphisch dargestellt.

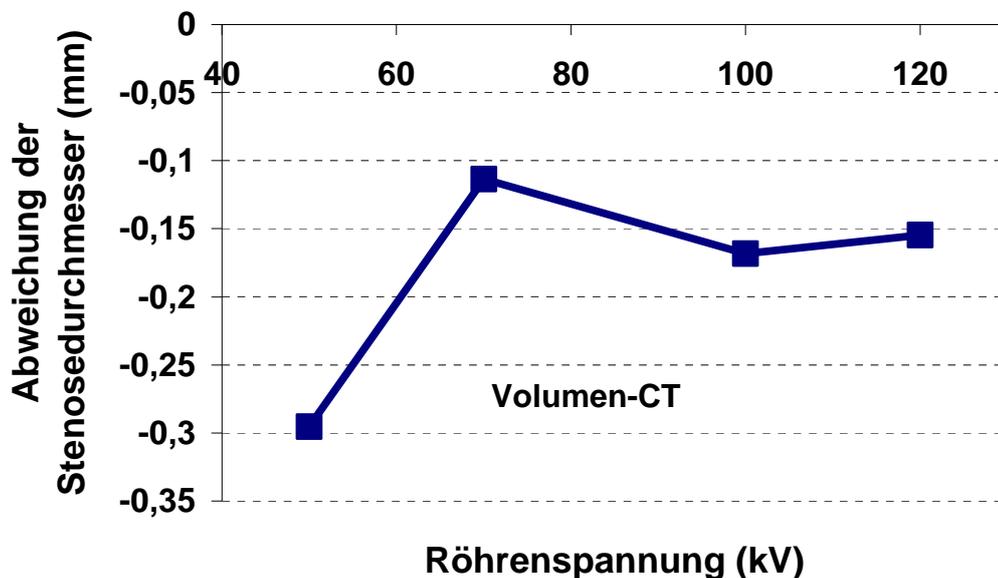


Diagramm 4-3: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Stenosedurchmessern von den tatsächlichen Durchmessern für die vier verschiedenen Röhrenspannungen (50 kV/ 250 mA, 70 kV/ 200 mA, 100 kV/ 60 mA, 120 kV/ 40 mA) in der Volumen-CT

In Diagramm 4-3 ist die mittlere Abweichung der Stenosedurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern in Abhängigkeit von der Röhrenspannung bei 50 kV, 70 kV, 100 kV und 120 kV in der VCT aufgetragen. Zur Berechnung der durchschnittlichen Differenzwerte in Diagramm 4-3 wurde über den Gefäßdurchmesser, Stenosedurchmesser und den Rekonstruktions-Kernel gemittelt.

Die gemessenen Durchmesser der Stenosen wurden bei allen vier unterschiedlichen Röhrenspannungen im Mittel unterschätzt. Bei einer Röhrenspannung von 50 kV ist die mittlere Abweichung vom tatsächlichen Stenosedurchmesser am größten, dagegen wirken sich die höheren Röhrenspannungen ab 70 kV nicht mehr wesentlich auf die Messpräzision aus. Dennoch wurden in dieser Spannungsreihe die genauesten Messungen für die Stenosedicken bei einer Röhrenspannung von 70 kV mit einer mittleren Abweichung von -0,1 mm bestimmt.

Die folgenden Abbildungen 4-1 bis 4-4 unterlegen die vorgestellten Ergebnisse zu Diagramm 4-3. Sie demonstrieren eine Spannungsreihe mit einer Röhrenspannung von 50/ 70/ 100 und 120 kV an einem Gefäßphantom mit einem Durchmesser von 3,8 mm und einem Stenosedurchmesser von 0,3 mm im Niedrigkontrast. Das verbleibende Restlumen des Phantoms entspricht einem hochgradigen Stenosegrad von fast 100% und damit einem fast vollständigen Gefäßverschluss. Die Fensterungen zu den einzelnen Abbildungen sind entsprechend den beschriebenen Versuchen in Kapitel 3 standardisiert.

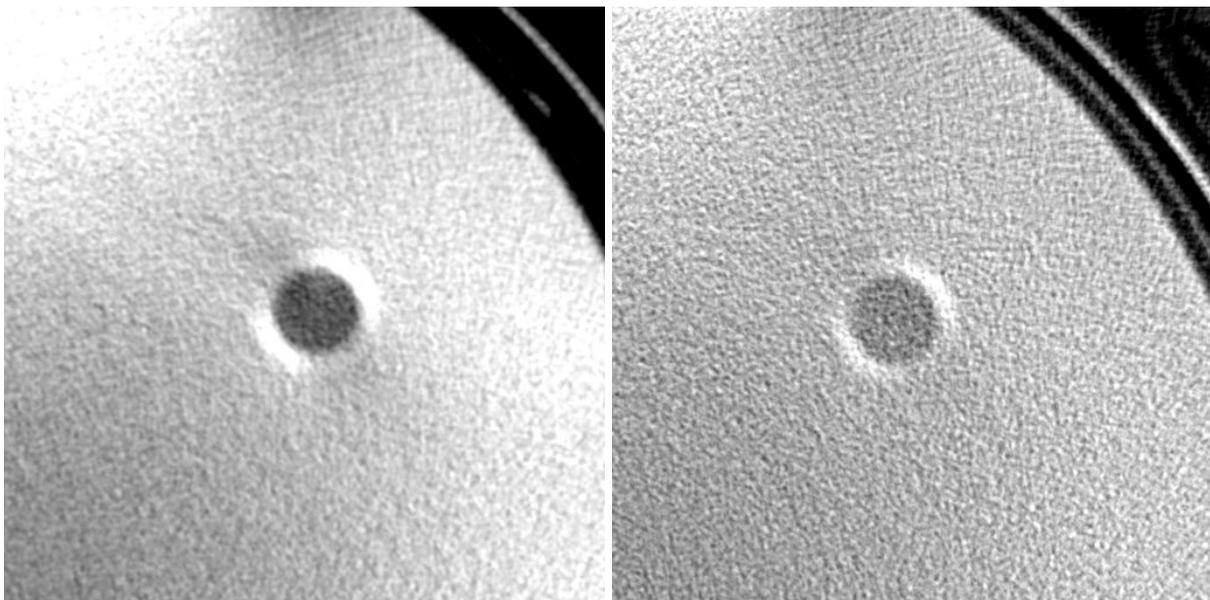


Abbildung 4-1: VCT axial, 50kV/ 250 mA, Phantom GD 3,8 mm/ SD 0,3 mm, links Standard-Kernel WW 1500/ WL 900, rechts Boost-Kernel WW 1500/ WL -100

Bei einer Röhrenspannung von 50 kV sind Bildartefakte durch *Streustrahlung* zu erkennen, die die Bildqualität erheblich beeinträchtigen. Die Artefakte überlagern im Standard-Kernel einen Großteil der Abbildung, einschließlich des Phantoms und seiner hyperdensen Schlauchwand und sind im Boost-Kernel schwächer ausgeprägt. Das verbleibende Restlumen des Stenose-Modells ist mit beiden Bildnachverarbeitungsmethoden nur angedeutet zu erkennen (Abbildung 4-1).

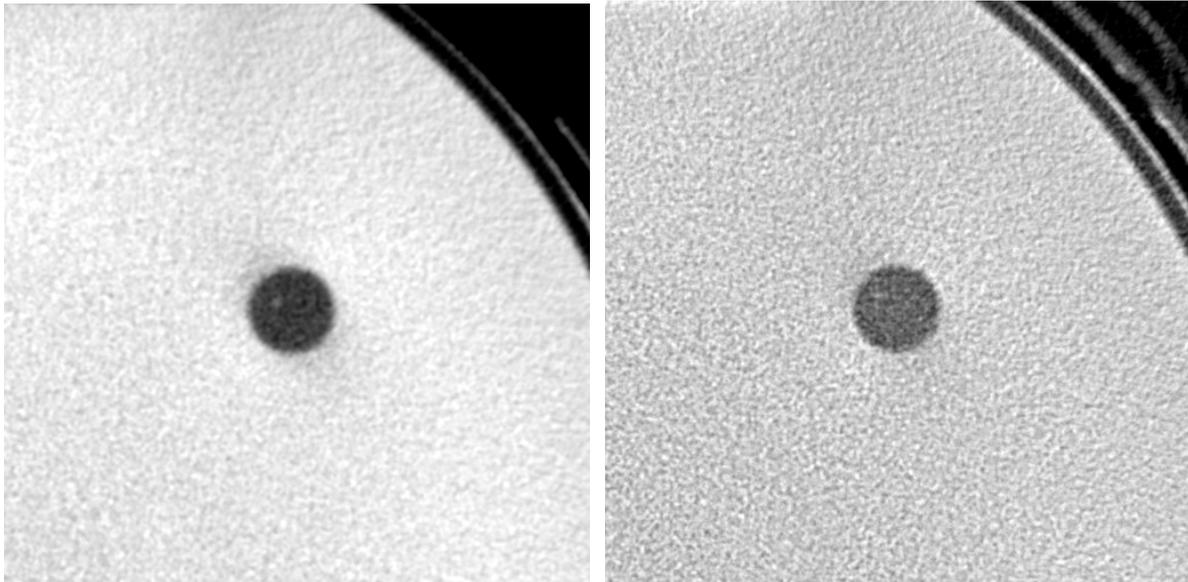


Abbildung 4-2: VCT axial, 70kV/ 200 mA, Phantom GD 3,8 mm/ SD 0,3 mm, links Standard-Kernel WW 1500/ WL 700, rechts Boost-Kernel WW 1500/ WL - 250

Die Röhrenspannung von 70 kV (Abbildung 4-2) stellt sich in Diagramm 4-3 als genauester Messparameter zur Bestimmung von Stenosedicken heraus. Bei einer Röhrenspannung von 70 kV können im Vergleich zu einer Spannung mit 100 und 120 kV Bildkontrast, Schärfe und Abgrenzbarkeit der Phantom-Strukturen gesteigert werden. Die Schlauchwand erscheint in ähnlicher Dichte wie ihre Umgebung, das Restlumen von 0,3 mm ist erkennbar. Bei einer Röhrenspannung von 100 und 120 kV (Abbildung 4-3 und 4-4) tritt die hohe Dichte der Schlauchwand, die an ihrem Kontrast erkennbar ist, hervor. Das kontrastierte Restlumen ist mit einer Spannung von 100 und 120 kV sichtbar. In den Randzonenbereichen des Phantoms fällt bei Betrachtung eine Unschärfe auf, die bei 100 kV diskret ausgeprägter als bei 120 kV zu sein scheint.

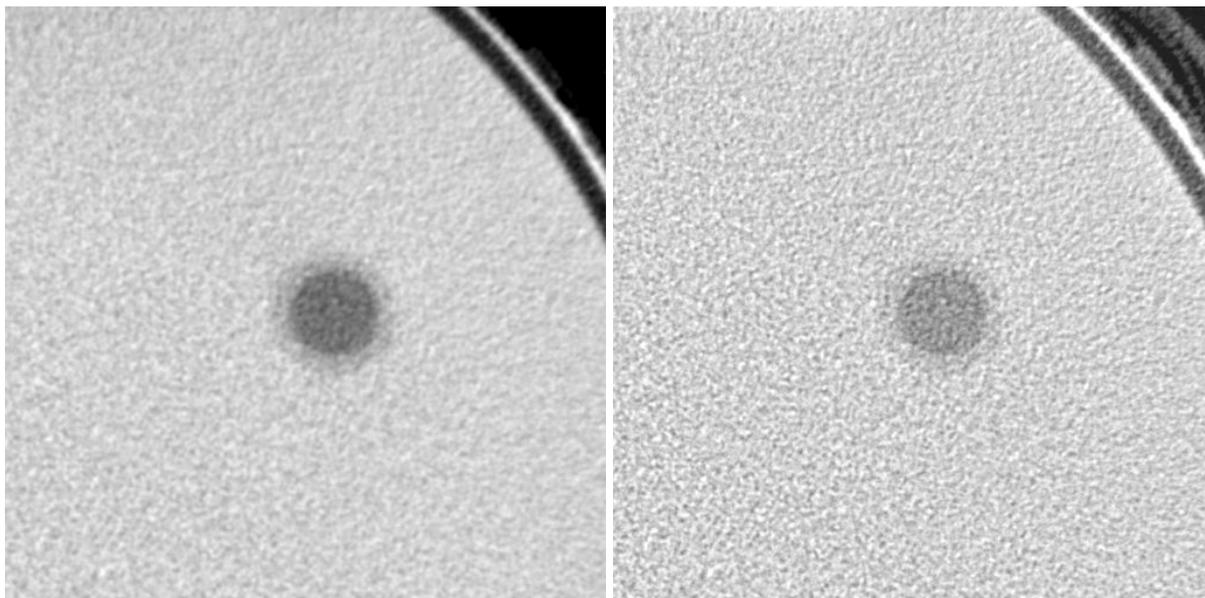


Abbildung 4-3: VCT axial, 100 kV/60 mA, Phantom GD 3,8 mm/ SD 0,3 mm, links Standard-Kernel WW 1500/ WL 500, rechts Boost-Kernel WW 1500/ WL -450

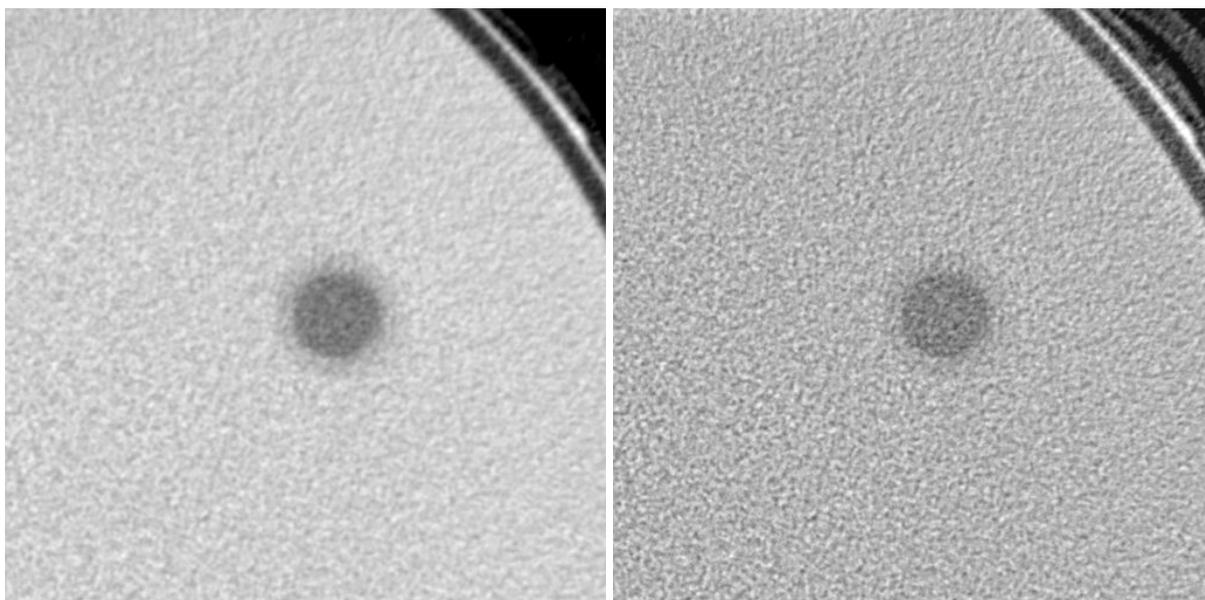


Abbildung 4-4: VCT axial, 120 kV/ 40 mA, Phantom GD 3,8 mm/ SD 0,3 mm, links Standard-Kernel WW 1500/ WL 400, rechts Boost-Kernel WW 1500/ WL -340

Anhand der Bildqualität und Detailerkennbarkeit können Rückschlüsse auf die Ergebnisse in Diagramm 4-3 gezogen werden. Bei einer Röhrenspannung von 50 kV wird durch die Artefakte eine präzise Messung behindert, die gemessenen Abweichungen liegen bei -0,3 mm.

In der Bildqualität spiegeln sich die geringfügig besseren Ergebnisse bei einer Röhrenspannung von 70 kV wieder. Die gemessenen Stenosedicken wurden bei einer Spannung von 100 kV mit einer etwas größeren Abweichung von -0,17 mm und für 120 kV mit einer etwas geringeren Abweichung von -0,15 mm bestimmt.

4.4 Vergleich beider Geräte unter festen Bedingungen: 0°, Standard, Axial

Die folgenden Diagramme wurden unter Verwendung vergleichbarer Messbedingungen erstellt. Für alle in den Diagrammen untersuchten Messdaten gilt die Bedingung 0°-Ausrichtung der Modelle in Bezug zur z-Achse, ein Standard-Bildrekonstruktionskernel für beide Geräte und ein axialer Aufnahmemodus für die in der MSCT gemessenen Werte. Damit basiert das Kapitel 5 streng genommen nur auf dem Vergleich der Einzelschicht-Spiral-CT mit dem sequentiellen Aufnahmemodus des VCT (siehe Kapitel 3.1, 3.6 und 5.1).

4.4.1 Gefäßdurchmesser im Gerätevergleich

In die Analyse gingen als Einflussfaktoren die Röhrenspannung mit den Ausprägungen 100 kV/ 60 mA oder 120 kV/ 40 mA, der „reale Gefäßdurchmesser“ mit den Ausprägungen 1,6 mm, 2,2 mm, 3,2 mm oder 3,8 mm und der „reale Stenosedurchmesser“ mit den Ausprägungen 0,3 mm, 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm oder 3,0 mm mit ein.

Die Ergebnisse der Varianz-Analyse in der Tabelle 4-5 lassen eine dreifache Wechselwirkung zwischen den Faktoren Gerät, Röhrenspannung und „realem Gefäßdurchmesser“ bezüglich der Abweichung des gemessenen vom „realen Gefäßdurchmesser“ vermuten.

Faktor	df Zähler	df Nenner	F-Wert	p-Wert
Span*Ger*GD_real	3	12	3,69	0,043
Span*Ger*SD_real	6	12	0,80	0,587
Span*GD_real	3	12	0,23	0,873
Span*SD_real	6	12	0,68	0,670
Span*Ger	1	12	0,48	0,501
Ger*GD_real	3	12	0,40	0,755
Ger*SD_real	6	12	0,76	0,616
Span	1	12	0,84	0,378
Ger	1	12	12,08	0,005
realer GD	3	12	5,01	0,018
realer SD	6	12	0,68	0,668

Tabelle 4-5: Ergebnis der Varianz-Analyse für den „Messfehler Gefäßdurchmesser“ (MSCT versus VCT)

Im folgenden Diagramm 4-4 wird der mittlere Messfehler (Abweichung des gemessenen Gefäßdurchmessers vom tatsächlichen Durchmesser) in Abhängigkeit von den vier Gefäßdicken getrennt für Gerät und Röhrenspannung dargestellt.

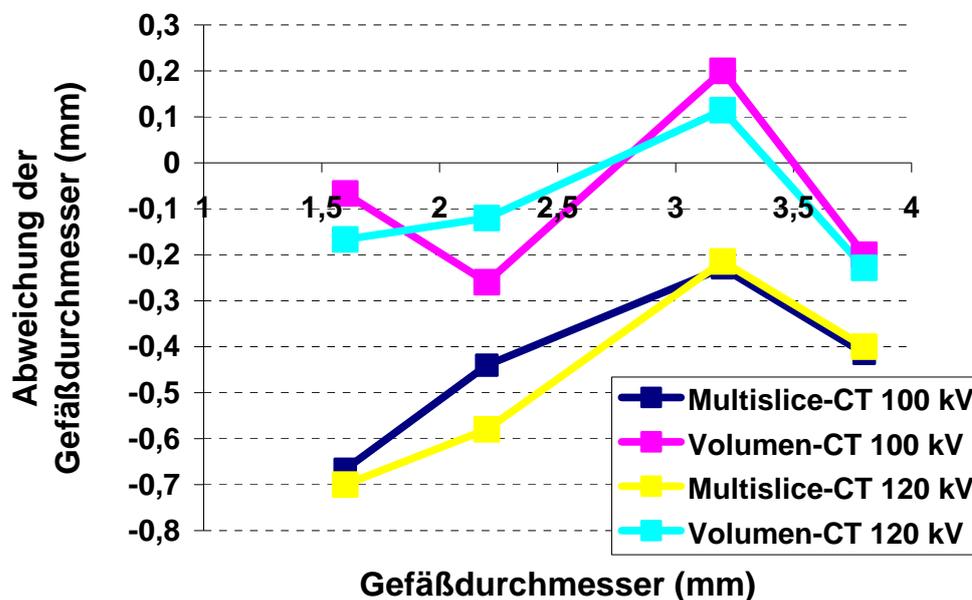


Diagramm 4-4: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Gefäßdurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern für die vier verschiedenen Gefäßdicken in der Volumen-CT und die Multislice-CT mit zwei Röhrenspannungen (100 kV und 120 kV)

Bei der Berechnung der durchschnittlichen Messfehler in Diagramm 4-4 wurde über die Stenosedurchmesser gemittelt. Mit der MSCT sind für die einzelnen Gefäßdurchmesser in dieser Messreihe insgesamt größere Abweichungen festzustellen als mit der VCT.

Mit der MSCT werden die Durchmesser sowohl bei einer Röhrenspannung von 100 kV als auch von 120 kV bei allen Gefäßdurchmessern im Mittel unterschätzt. Bei einem Gefäßdurchmesser von 3,2 mm ist mit der MSCT bei einer Röhrenspannung von 120 kV die kleinste mittlere Abweichung zu verzeichnen. Die größte mittlere Abweichung liegt bei einem Gefäßdurchmesser von 1,6 mit einer Röhrenspannung von 120 kV.

Mit der VCT werden die Durchmesser bei beiden Röhrenspannungen zum Teil unterschätzt als auch überschätzt. Im Gegensatz zur MSCT wurde der Gefäßdurchmesser von 3,2 mm bei einer Röhrenspannung von 100 kV und 120 kV deutlich überschätzt. Die geringste Abweichung mit der VCT liegt bei einem Gefäßdurchmesser von 1,6 mm bei einer Röhrenspannung von 100 kV.

Zur Vereinfachung der Interpretation der Ergebnisse und um die Überprüfung der Ergebnisse für die wichtigsten Aspekte der Untersuchung mit nichtparametrischen Methoden zu ermöglichen, wurde die Anzahl der Einflussfaktoren durch Konstanthaltung des Faktors Röhrenspannung bei 100 kV und 60 mA reduziert.

Tabelle 4-6 bezieht sich auf die Ergebnisse der dreifaktoriellen Varianz-Analyse mit den Einflussfaktoren Gerät, „realer Gefäßdurchmesser“ und „realer Stenosedurchmesser“ bei einer Röhrenspannung von 100 kV und 60 mA. Die Ergebnisse der Varianz-Analyse in Tabelle 4-6 weisen auf einen globalen Einfluss des „realen Gefäßdurchmessers“ auf den Messfehler hin.

Faktor	df Zähler	df Nenner	F-Wert	p-Wert
Ger*GD_real	3	12	0,99	0,421
Ger*SD_real	6	12	0,70	0,653
Ger	1	12	11,67	0,005
realer GD	3	12	5,07	0,017
realer SD	6	12	0,77	0,606

Tabelle 4-6: Ergebnis der dreifaktoriellen Varianz-Analyse (Gerät, „realer Gefäßdurchmesser“, „realer Stenosedurchmesser“ bei einer Röhrenspannung von 100 kV und 60 mA)

In Diagramm 4-5 wird die mittlere Abweichung der gemessenen Gefäßdurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern in Abhängigkeit von der Gefäßdicke dargestellt.

Zur Berechnung der durchschnittlichen Differenzwerte in Diagramm 4-5 wurde über die Geräte und die Stenosedurchmesser gemittelt. Die Röhrenspannung liegt für die betrachteten Messdaten bei 100 kV.

Die realen Durchmesser der Gefäß-Modelle wurden bei allen vorgegebenen Durchmessern in dieser Messreihe im Mittel unterschätzt. Die gemessenen Abweichungen von den definierten Ausgangswerten lagen im Mittel bei mehr als 0,3 mm mit Ausnahme des Gefäßes mit einem Durchmesser von 3,2 mm, bei dem im Mittel keine Abweichung auftrat. Die kleinste Abweichung ist bei einem Gefäßdurchmesser von 3,2 mm und die größte Abweichung bei einem Gefäßdurchmesser von 1,6 mm zu verzeichnen. Über eine Mittelung aller Gefäß- und Stenosedurchmesser wurden die durchschnittlichen Abweichungen vom Sollwert getrennt für beide Geräte berechnet.

Außerdem kann den Analyse-Ergebnissen in Tabelle 4-6 ein globaler Einfluss der Geräte auf den Messfehler entnommen werden. Um die durchschnittlichen Abweichungen vom Sollwert getrennt für beide Geräte zu berechnen, wurde über alle Gefäß- und Stenosedurchmesser gemittelt. Die mittlere beobachtete Abweichung für das *VCT* (-0,07 mm) ist geringer als die mittlere Abweichung für das *MSCT* (-0,4 mm). Die realen Gefäßdurchmesser wurden, erkennbar am negativen Zahlenwert, mit beiden Geräten im Mittel unterschätzt.

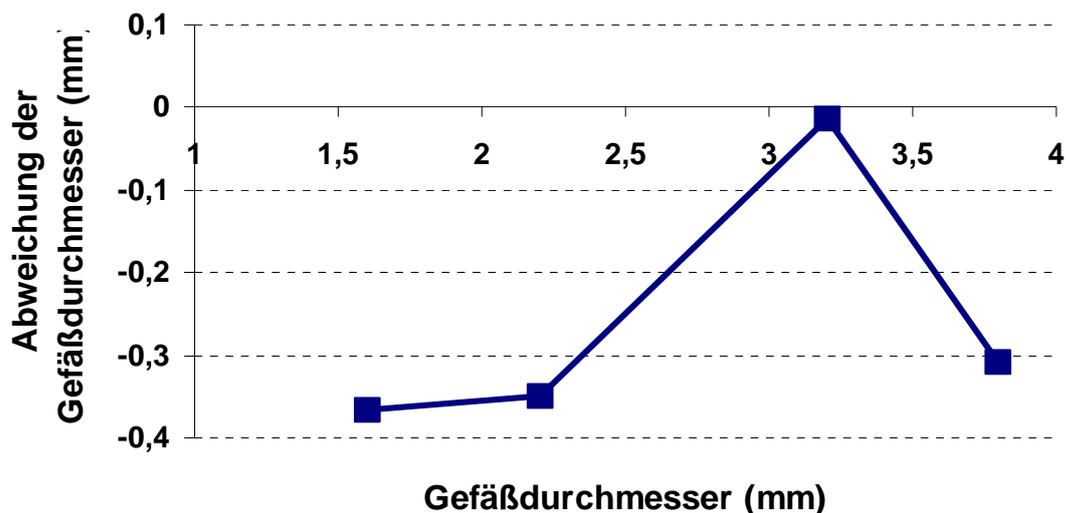


Diagramm 4-5: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Gefäßdurchmessern von den tatsächlichen Durchmessern für die vier Gefäßdicken bei einer Röhrenspannung von 100 kV

Die Messdaten konnten nicht unter der Annahme einer Normalverteilung überprüft werden (Kapitel 3.11.1). Daher wurde der globale Geräteeffekt und die Wechselwirkung zwischen Gerät und „realem Gefäßdurchmesser“ zusätzlich mit Hilfe nichtparametrischer Methoden überprüft.

Es fand sich schließlich ein deutlicher Hinweis auf einen globalen Geräteeffekt ($p < 0,001$), jedoch kein Hinweis auf eine Wechselwirkung zwischen Gerät und „realem Gefäßdurchmesser“ ($p = 0,15$).

4.4.2 Stenosedurchmesser im Gerätevergleich

Die Analyse-Ergebnisse in der Tabelle 4-7 lassen eine Wechselwirkung zwischen den Faktoren Gerät und „realem Gefäßdurchmesser“ sowie zwischen Gerät und „realem Stenosedurchmesser“ bezüglich der Abweichung des gemessenen vom „realen Stenosedurchmesser“ erkennen.

Faktor	df Zähler	df Nenner	F-Wert	p-Wert
Span*Ger*GD_real	3	12	1,09	0,392
Span*Ger*SD_real	6	12	0,75	0,624
Span*GD_real	3	12	2,47	0,112
Span*SD_real	6	12	1,49	0,260
Span*Ger	1	12	2,32	0,154
Ger*GD_real	3	12	3,19	0,063
Ger*SD_real	6	12	9,34	0,001
Span	1	12	0,66	0,431
Ger	1	12	138,46	<.0001
realer GD	3	12	9,02	0,002
realer SD	6	12	9,25	0,001

Tabelle 4-7: Ergebnis der Varianz-Analyse für den „Messfehler Stenosedurchmesser“ (MSCT versus VCT)

Im folgenden Diagramm 4-6 wurden auf der X-Achse die tatsächlichen Gefäßdurchmesser und auf der Y-Achse die Abweichungen von den tatsächlichen Stenosedurchmessern aufgetragen. In Diagramm 4-6 wird die mittlere Abweichung der Stenosedurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern in Abhängigkeit von der Gefäßdicke für die Geräte dargestellt. Zur Berechnung der durchschnittlichen Differenzwerte in Diagramm 4-6 wurde über die Stenosedurchmesser und die Spannung gemittelt. Für beide Messreihen wurde ein Standard-Kernel benutzt.

Die mittleren Durchmesser der Stenosen wurden bei jedem der vier möglichen Gefäßdurchmesser mit beiden Geräten unterschätzt. Die mittleren Abweichungen mit der VCT sind in dieser Messreihe insgesamt deutlich kleiner als die mittleren Abweichungen mit der MSCT. Die berechneten mittleren Abweichungen mit der VCT unterliegen keiner deutlichen Abhängigkeit vom Gefäßdurchmesser. Mit der MSCT nimmt die Messpräzision mit dem Gefäßdurchmesser ab. Bei einem Gefäßdurchmesser von 1,6 mm ist die mittlere Abweichung mit der MSCT am kleinsten, ab einem Gefäßdurchmesser von 2,2 mm nimmt die mittlere Abweichung sprunghaft zu.

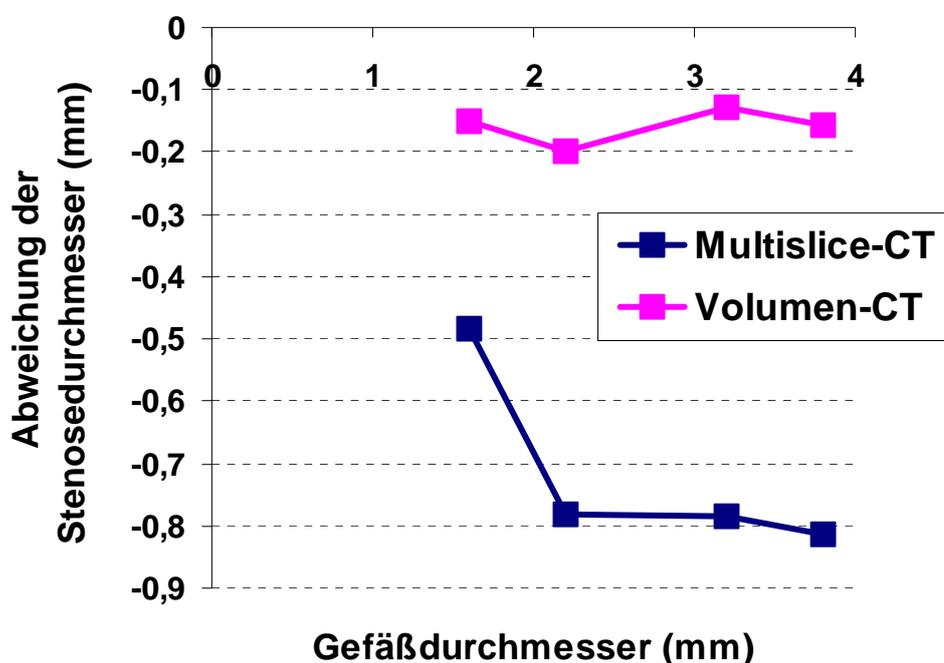


Diagramm 4-6: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Stenosedurchmessern von den tatsächlichen Durchmessern für die vier verschiedenen Gefäßdicken für die Volumen-CT und die Multislice-CT

Zur Darstellung der Wechselwirkung zwischen Gerät und „realem Stenosedurchmesser“ bezüglich der Abweichung des gemessenen vom „realen Stenosedurchmesser“, wurden im folgenden Diagramm 4-7 auf der X-Achse die tatsächlichen Stenosedurchmesser und auf der Y-Achse die mittleren Abweichungen von den tatsächlichen Stenosedurchmessern getrennt für beide Geräte aufgetragen.

In Diagramm 4-7 wird die mittlere Abweichung der Stenosedurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern in Abhängigkeit von der Stenosedicke für die Geräte betrachtet. Zur Berechnung der durchschnittlichen Differenzwerte in Diagramm 4-7 wurde über die Gefäßdurchmesser und die Röhrenspannung gemittelt. Bei der Bildnachbearbeitung wurde ein Standard-Kernel verwendet.

Die Stenosedurchmesser werden mit beiden Geräteverfahren unterschätzt. Die mit der VCT gemessenen mittleren Stenosedicken liegen maximal 0,23 mm unter den tatsächlichen Dicken. Die mittleren Differenzwerte bleiben für alle Stenosedicken relativ konstant. Die mit der MSCT gemessenen mittleren Abweichungen zeigen dagegen eine Abhängigkeit vom Stenosegrad: Bei niedriggradigen Stenosen nimmt der Meßfehler deutlich zu und steigt auf – 1,2 mm bei einem Stenosedurchmesser von 3 mm.

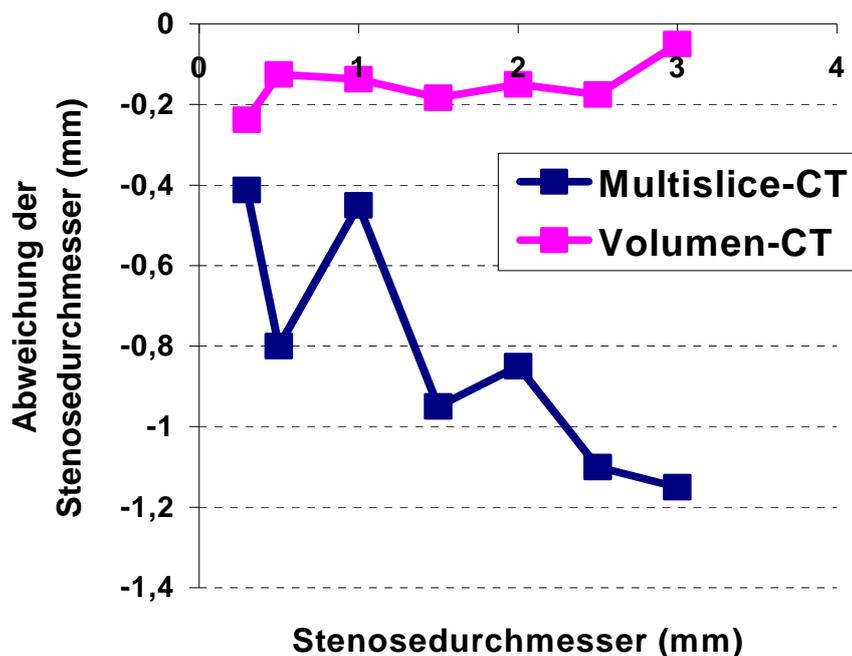


Diagramm 4-7: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Stenosedurchmessern von den tatsächlichen Durchmessern für die sieben verschiedenen Stenosedicken mit der Volumen-CT und der Multislice-CT

Der folgenden Tabelle 4-8 sind die Ergebnisse der dreifaktoriellen Varianzanalyse mit den Einflussfaktoren Gerät, „realer Gefäßdurchmesser“ und „realer Stenosedurchmesser“ bei einer Röhrenspannung von 100 kV und 60 mA zu entnehmen. Zwischen Gerät und „realem Stenosedurchmesser“ besteht eine Wechselwirkung, außerdem scheint der „reale Gefäßdurchmesser“ einen globalen Einfluss auf die Messung zu besitzen.

Faktor	df Zähler	df Nenner	F-Wert	p-Wert
Ger*GD_real	3	12	1,73	0,214
Ger*SD_real	6	12	6,15	0,004
Ger	1	12	82,63	<.0001
realer GD	3	12	9,92	0,001
realer SD	6	12	7,60	0,002

Tabelle 4-8: Ergebnis der dreifaktoriellen Varianz-Analyse (Gerät, „realer Gefäßdurchmesser“, „realer Stenosedurchmesser“ bei einer Röhrenspannung von 100 kV und 60 mA)

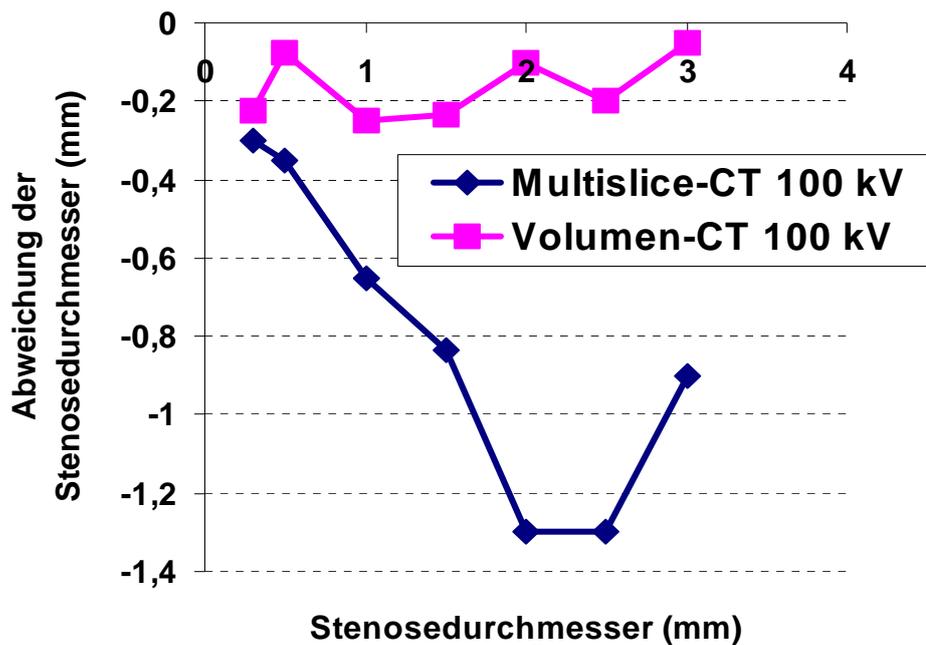


Diagramm 4-8: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Stenosedurchmessern von den tatsächlichen Durchmessern für die sieben verschiedenen Stenosedicken für die Volumen-CT und die Multislice-CT bei einer Röhrenspannung von 100 kV

In Diagramm 4-8 ist die mittlere Abweichung der gemessenen Stenosedurchmesser von den tatsächlichen Werten für jede Stenosedicke bei einer Röhrenspannung von 100 kV gezeigt, getrennt für MSCT und VCT. Es wurde über die Gefäßdurchmesser gemittelt. Bei beiden Geräten wurde zur Bildnachbearbeitung ein Standard-Kernel verwendet.

Die Stenosedurchmesser werden mit beiden Geräteverfahren im Mittel unterschätzt. Die mit der VCT gemessenen Stenosedicken liegen im Mittel maximal 0,25 mm unter den tatsächlichen Dicken. Die mittleren Differenzwerte bleiben für alle Stenosedicken relativ konstant. Die mit der MSCT gemessenen mittleren Abweichungen zeigen dagegen eine Abhängigkeit vom Stenosegrad: Bei niedriggradigen Stenosen nimmt der Meßfehler deutlich zu.

Die obigen varianzanalytischen Ergebnisse konnten auch durch die Anwendung nichtparametrischer Verfahren bestätigt werden (Geräteeffekt $p < 0,001$, Wechselwirkung zwischen Gerät und „realem Stenosedurchmesser“ $p = 0,025$).

4.5 Auswertung für die MIP-Messungen

In Diagramm 4-9 wird die Messpräzision der verschiedenen Stenosedurchmesser zwischen beiden Geräten bei einer Röhrenspannung von 120 kV mit der MIP untersucht. Der Gefäßdurchmesser betrug bei allen Messungen 3,2 mm (Kapitel 3.8).

In Diagramm 4-9 wird die mittlere Abweichung der Stenosedurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern in Abhängigkeit von der Stenosedicke für die VCT und die MSCT mit der MIP betrachtet. Zur Berechnung der durchschnittlichen Differenzwerte in Diagramm 4-9 wurde über den Rekonstruktionskernel gemittelt.

Bei einem Stenosedurchmesser von 0,3 mm wurde der Durchmesser ausschließlich mit der VCT überschätzt und bei einem Durchmesser von 0,5 mm mit der VCT und der MSCT überschätzt. Die mit der MSCT gemessene Überschätzung liegt maximal 0,25 mm über dem tatsächlichen Stenosedurchmesser von 0,5 mm.

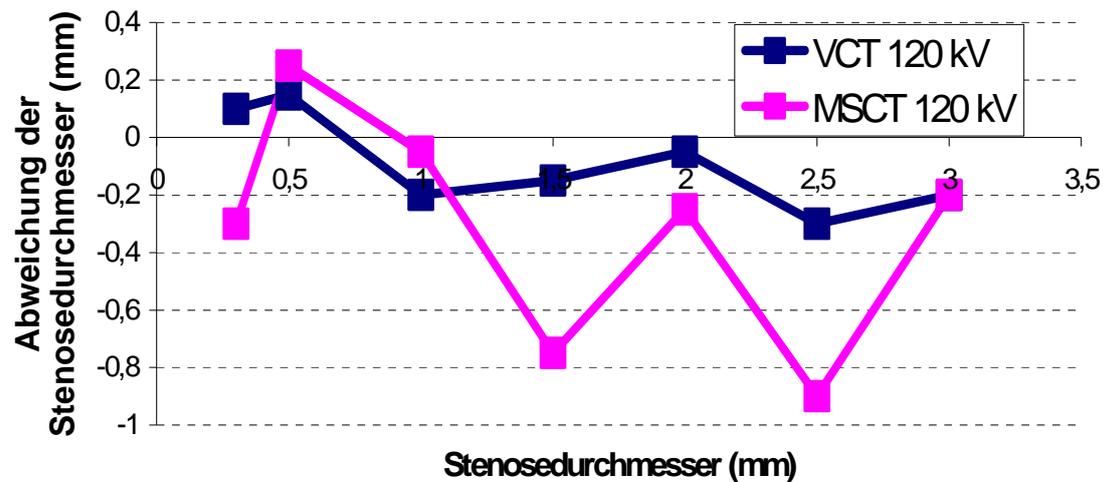


Diagramm 4-9: Mittlere Abweichung der aus dem CT-Bild ermittelten Stenosedurchmesser von den tatsächlichen Durchmessern mit der MIP für die sieben verschiedenen Stenosedicken bei einer Röhrenspannung von 120 kV mit der VCT und der MSCT

Alle übrigen Stenosemessungen wurden mit beiden Geräten mit der MIP unterschätzt. Tendenziell werden bei den Messungen die kleinen Durchmesser (hochgradige Stenosen) für größer und die großen Durchmesser (niedriggradige Stenosen) für kleiner gehalten. Dieser Trend ist verstärkt bei der MSCT und weniger bei der VCT zu verzeichnen. Die Schwankungen zwischen den Messungen mit der MSCT können nicht erklärt werden.

Auf der Abbildung 4-5 und 4-6 wird als Beispiel die Messung eines longitudinal rekonstruierten Phantoms mit einem Stenosedurchmesser von 2,0 mm in der VCT und der MSCT demonstriert. Aus dem dreidimensionalen Datensatz wurde eine Maximum Intensity Projection berechnet (MIP).

Anhand der Abbildungen wird dem Betrachter die Methode der Messung ersichtlich. Zur Messung der Stenose wurde der kleinste Lumendurchmesser innerhalb des Phantoms aufgesucht. Die Messung des Gefäßdurchmessers fand an zwei gegenüberliegenden und nicht durch Kleber verdeckten Gefäßwandabschnitten statt. In der MSCT (Abbildung 4-5) wurde der Gefäßdurchmesser von 3,2 mm mit einer Messung von 3,0 mm unterschätzt. Der Stenosedurchmesser von 2,0 mm wurde mit einer Messung von 1,4 mm im Standard-Kernel unterschätzt und mit einer Messung von 2,1 mm im Bone-Kernel leicht überschätzt. Die Messungen in der MSCT werden durch die Verunschärfung erschwert.

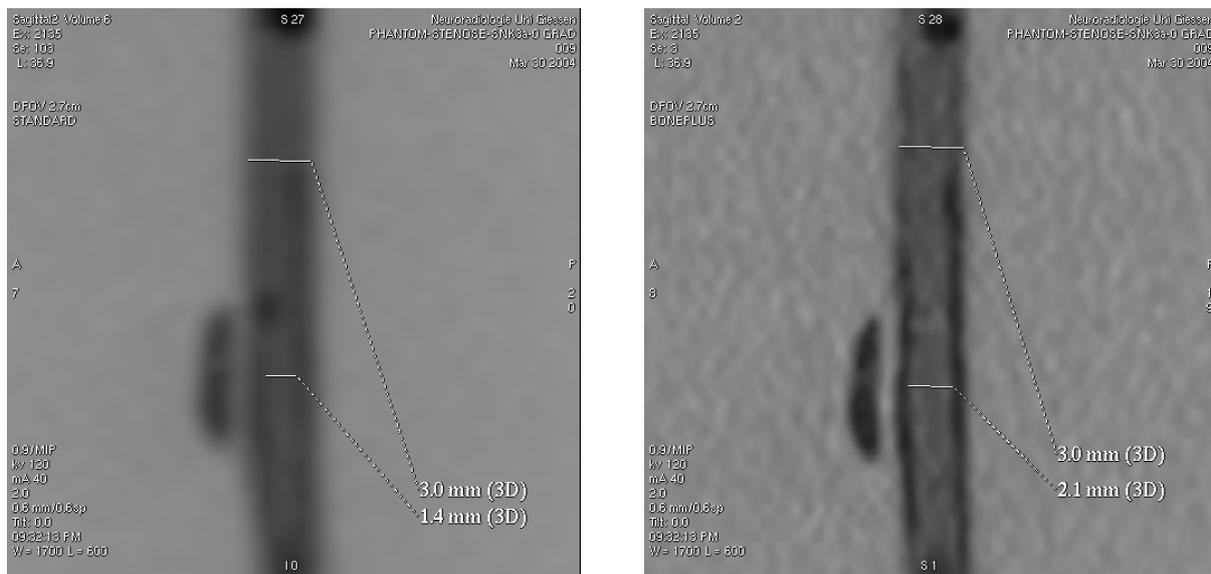


Abbildung 4-5: MSCT longitudinal, 0,9 MIP, Phantom GD 3,2 mm/ SD 2,0 mm, links Standard-Kernel, rechts Bone-Kernel, Niedrigkontrast, 120 kV/ auto-mA, 0°, WW 1700/ WL 600, FOV 2,7 cm

In der VCT (Abbildung 4-6) wurde der Gefäßdurchmesser bei einer Messung von 3,1 mm mit beiden Rekonstruktionskernen leicht unterschätzt. Der Stenosedurchmesser wurde im Standard-Kernel mit einer Messung von 1,9 mm unterschätzt und im Boost-Kernel mit einer Messung von 2,0 mm exakt bestimmt. Die Niedrigkontrast-Abbildungen in der VCT zeigen Schärfe und Detailwiedergabe. Um die Longitudinalachse des Phantoms könnten diskrete *Strahlungsaufhärtungsartefakte* in Form einer hyperdensen Aufhellungszone vermutet werden. Sie zeichnen sich verstärkt in der MSCT und in der VCT im Boost-Kernel ab. Da sie allerdings außerhalb des Messbereiches liegen, wirken sie sich kaum störend aus. In Kapitel 4.7.1 werden die Rekonstruktionsergebnisse und die Bildqualität näher erläutert.

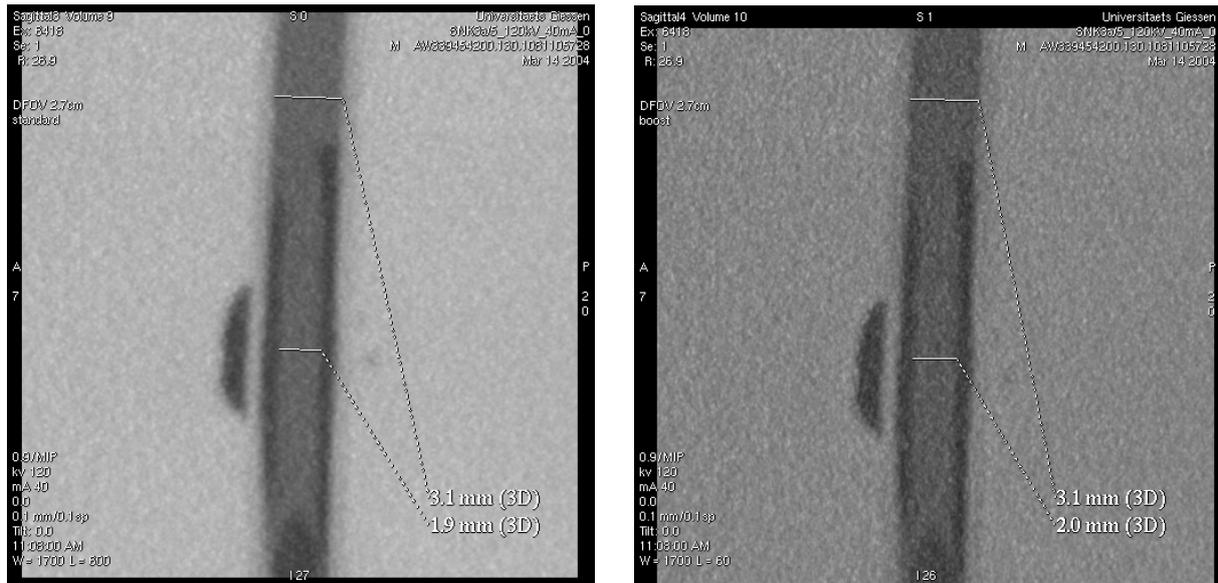


Abbildung 4-6: VCT longitudinal, 0,9 MIP, Phantom GD 3,2 mm/ SD 2,0 mm, links Standard-Kernel, rechts Boost-Kernel, Niedrigkontrast, 120 kV/ 40 mA, 0°, WW 1700/ WL 600, FOV 2,7 cm

4.6 Auswertung für die Plaques-Modelle

Der Nylonfaden mit einem Durchmesser von 0,1 mm kommt weder auf den longitudinalen noch auf den axialen Abbildungen und weder in der VCT noch in der MSCT bei unterschiedlichen Rekonstruktionsparametern und Bildnachverarbeitungstechniken wie der MinIP zur Geltung. Aus diesem Grund liegen zu den Plaques-Modellen mit einem Fadendurchmesser von 0,1 mm weder Messungen an axialen noch an longitudinalen Einzelbildern vor (Kapitel 3.10, Abbildungen 3-14 bis 3-17).

Im Gegensatz zu den Plaques-Modellen mit einem Fadendurchmesser von 0,1 mm sind die Fäden mit einem Durchmesser von 0,3 mm und 0,5 mm, wenn auch mit Einschränkungen, erkennbar und messbar. Den Abbildungen 4-9 bis 4-12 sind axiale Messungen an einem Plaque-Modell von 0,5 mm, und den Abbildungen 4-7 und 4-8 axiale Messungen an einem Plaque-Modell von 0,3 mm zu entnehmen. Im Bereich der äußeren Spritzenwand wölbt sich Heißkleber in Form eines Wulstes hervor.

Das Plaque-Modell mit einem Fadendurchmesser von 0,3 mm wurde in der VCT mit einer 0,2 MIP sowohl im Standard-Kernel als auch im Boost-Kernel mit einer präzisen Messung von 0,3 mm bestimmt (Abbildungen 4-7 und 4-8). In der MSCT war eine Messung des Fadendurchmessers von 0,3 mm weder im Standard-Kernel noch im Bone-Kernel möglich (keine Abbildungen).

In der MSCT wurde der tatsächliche Durchmesser des Nylonfadens von 0,5 mm *ohne MIP* im Bone-Kernel mit exakt 0,5 mm gemessen (Abbildung 4-10). In der MSCT ist der Faden mit einem Durchmesser von 0,5 mm im Standard-Kernel nicht sichtbar und messbar (Abbildung 4-9). Im Bone-Kernel lässt sich der Faden schließlich erkennen. Dies ist auf die bessere Ortsauflösung mit zunehmendem Bildrauschen zurückzuführen.

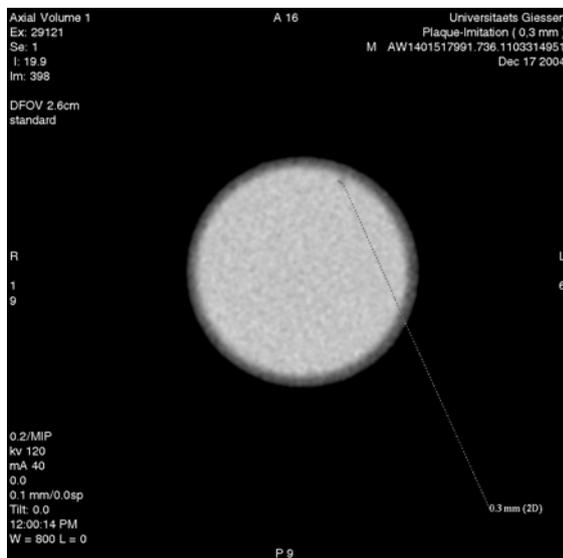


Abbildung 4-7: VCT axial, Plaque-Modell 0,3 mm, 0,2 MIP, Standard-Kernel, 120 kV/ 40 mA, 0°, WW 800/ WL 0, FOV 2,6 cm



Abbildung 4-8: VCT axial, Plaque-Modell 0,3 mm, 0,2 MIP, Boost-Kernel, 120 kV/ 40 mA, 0°, WW 800/ WL -579, FOV 2,6 cm

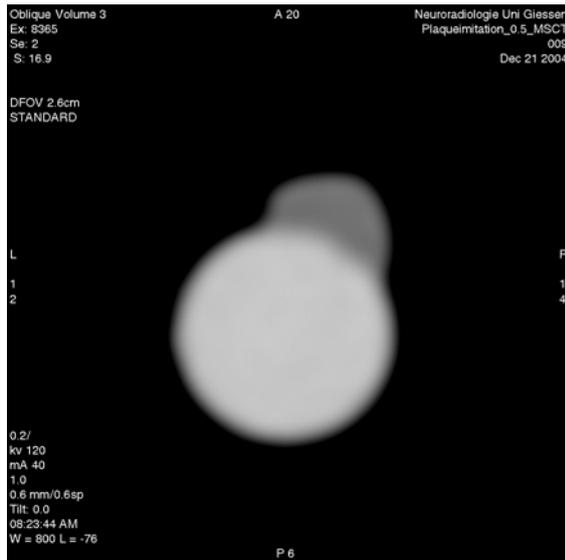


Abbildung 4-9: MSCT axial, Plaque-Modell 0,5 mm, ohne MIP, Standard-Kernel, 120 kV/ auto-mA, 0°, WW 800/ WL -76, FOV 2,6 cm

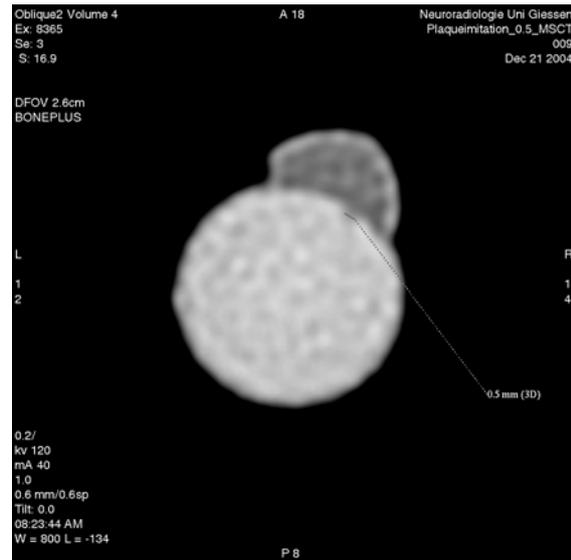


Abbildung 4-10: MSCT axial, Plaque-Modell 0,5 mm, ohne MIP, Bone-Kernel, 120 kV/ auto-mA, 0°, WW 800/ WL -134, FOV 2,6 cm

In der VCT wurde der tatsächliche Durchmesser des Fadens von 0,5 mm mit einer 0,2 MIP im Standard-Kernel mit einer Messung von 0,4 mm und im Boost-Kernel mit einer Messung von 0,3 mm unterschätzt (Abbildungen 4-11 und 4-12). In der VCT stellen sich der Kleber und die Spritzenwand durch ähnliche Dichtewerte kontrastarm dar und erscheinen aus diesem Grund in ähnlichen Graustufen. Der Nylonfaden simuliert Plaques-Anteile der Gefäßwand und unterscheidet sich kaum von der Dichte der Spritzenwand. Im Boost-Kernel gewinnt die Abbildung trotz des zunehmenden Bildpunktrauschens an Schärfe und wirkt inhomogener als im Standard-Kernel. Inhomogenitäten sind CT-spezifisch auf die Eigenfilterung durch das Gerät zurückzuführen und werden auch in Kapitel 4.7.2 angesprochen. Beide Rekonstruktionskernel unterscheiden sich im Bildkontrast. Die unterschiedliche Helligkeit ist in der VCT weniger auf das Rekonstruktionsverfahren zurückzuführen, sondern vielmehr als Problem in der Kalibrierung anzusehen. Im Boost-Kernel des VCT sind verstärkt *Partialvolumenartefakte* zu erkennen, die sich am Innenrand des Spritzenlumens als hyperdense ringförmige Aufhellung abzeichnen. Die Artefakte sind im Standard-Kernel des VCT schwächer ausgeprägt, dagegen in der MSCT mit beiden Faltungskernen verstärkt anzutreffen. In der MSCT überlagern die Artefakte regelrecht die Plaques-Zone und führen gemeinsam mit der Verunschärfung zu einer deutlich minderen Bildqualität als in der VCT.

In der VCT werden die Messungen im Vergleich zur MSCT durch die Artefakte kaum beeinträchtigt, denn der Faden bleibt deutlich sichtbar.

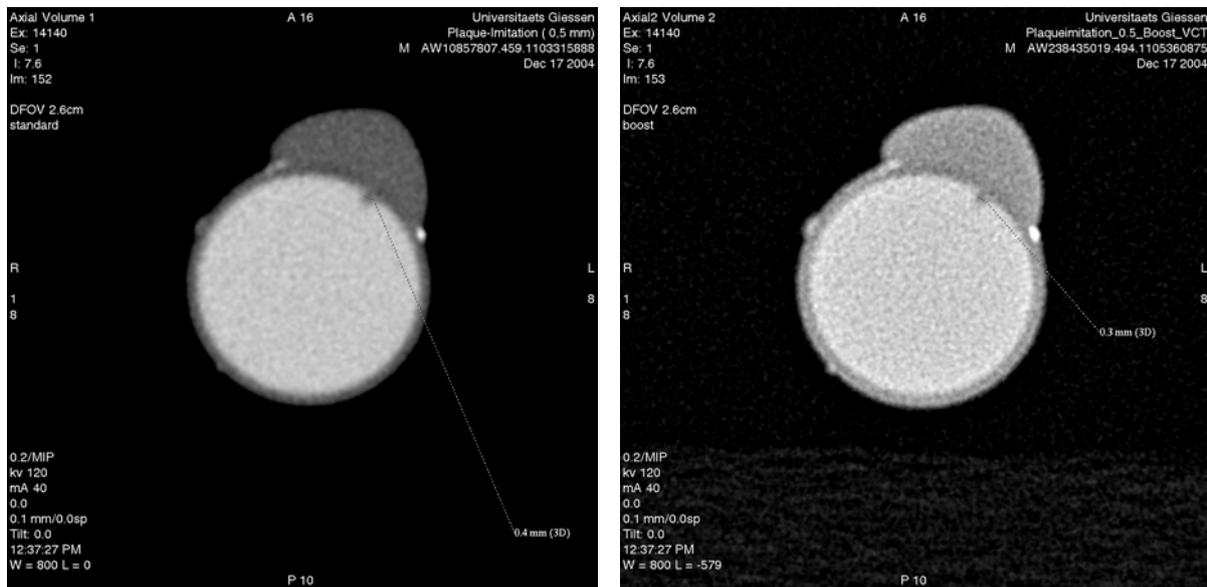


Abbildung 4-11: VCT axial, Plaque-Modell 0,5 mm, 0,2 MIP, Standard-Kernel, 120 kV/ 40 mA, 0°, WW 800/ WL 0, FOV 2,6 cm

Abbildung 4-12: VCT axial, Plaque-Modell 0,5 mm, 0,2 MIP, Boost-Kernel, 120 kV/ 40 mA, 0°, WW 800/ WL -579, FOV 2,6 cm

4.7 Rekonstruktionsergebnisse und Bildqualität

4.7.1 Abbildungsgüte der Stenose-Modelle

Anhand der Abbildungsgüte eines Stenose-Modells im Niedrigkontrastbereich werden die Rekonstruktionsergebnisse dieser Arbeit, die in gleicher Weise auch auf anderen CT-Bildern wiederzufinden sind, für die VCT und die MSCT erläutert. Am Schlauchaußenrand des Stenose-Modells hat sich als ungleichförmige Struktur Heißkleber abgesetzt. Das demonstrierte Phantom hat einen Gefäßdurchmesser von 3,2 mm und einen Stenosedurchmesser von 1,5 mm mit einem entsprechenden Stenosegrad von 78%. Somit handelt es sich um ein Beispiel für eine per definitionem therapeutisch relevante Stenose von >70%.

In der MSCT werden die Phantome im Gegensatz zur VCT durch eine schlechtere *Ortsauflösung* unscharf abgebildet. Diese Unschärfe tritt, wie auf der Abbildung 4-13 zu sehen ist, unabhängig vom verwendeten Rekonstruktionskernel auf. Während in der MSCT im Standard-Kernel eine Abgrenzung der Stenose von der Gefäßwand nicht mehr möglich erscheint, sind im Bone-Kernel sowohl die Stenose als auch die Gefäßwand noch voneinander zu differenzieren. Die Unschärfe in der MSCT tritt somit verstärkt für den Standard-Kernel auf.

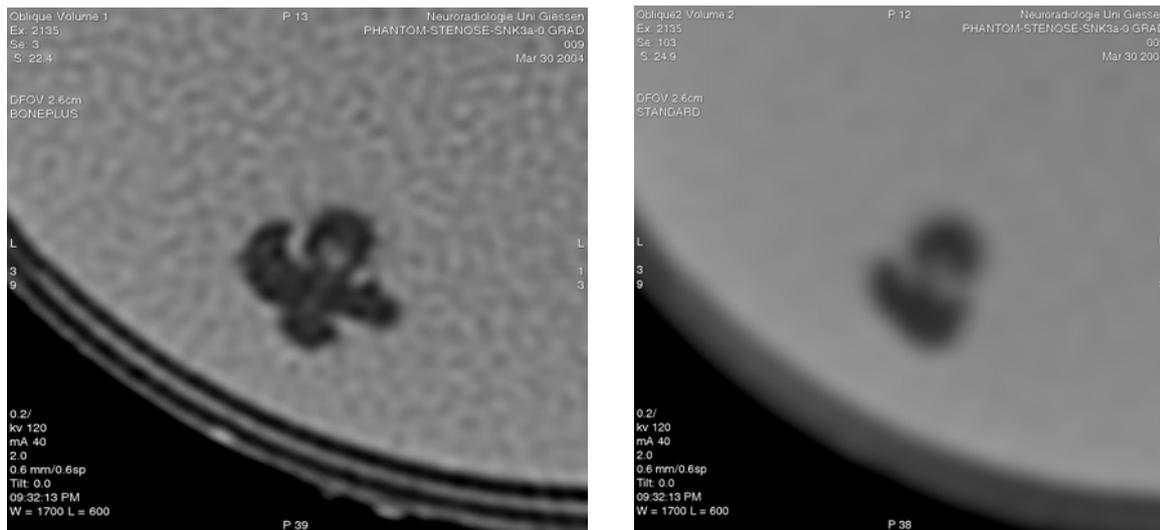


Abbildung 4-13: MSCT axial, links Bone-Kernel, rechts Standard-Kernel, 120 kV/ auto-mA, Niedrigkontrast, Phantom GD 3,2 mm/ SD 1,5 mm, 0°, WW 1700/ WL 600, FOV 2,6 cm

Das in der MSCT mit Kontrastmittel gefüllte Restlumen des Stenose-Modells wirkt optisch verzerrt und kleiner als das mit Kontrastmittel gefüllte rund abgebildete Lumen in der VCT. In der MSCT wurde der Stenosedurchmesser mit einem Durchmesser von ca. 1,0 mm und in der VCT mit einem Durchmesser von 1,3 mm gemessen und folglich mit beiden Geräten überschätzt. In der VCT können die Strukturen des Gefäßphantoms im Gegensatz zur MSCT mit beiden Rekonstruktionskernen deutlich voneinander und zur Umgebung abgegrenzt werden. Die im Vergleich zur MSCT hohe Schärfe und Detailwiedergabe des VCT, ist im Boost- und Standard-Kernel auf der Abbildung 4-14 deutlich zu erkennen.

In der VCT und der MSCT wird die maximal erreichbare Ortsauflösung mit scharfer bzw. kantenbetonter Faltung, also im Bone- und Boost-Kernel erreicht. Typischerweise steigt mit der Verwendung scharfer Kerne nicht nur die Ortsauflösung, sondern auch das *Bildpunktrauschen*, das auf den entsprechenden Abbildungen eine unruhige und gleichzeitig dunklere aber dennoch schärfere Bildcharakteristik verursacht.

Die Bilddynamik wird durch die Helligkeit und den Bildkontrast definiert und wird vor allem im Vergleich zwischen Standard-Kernel und Boost-Kernel in der VCT deutlich. Die oftmals mit dem Rauschen verbundene Zunahme von störenden (Strich- und Streifen)-Artefakten [Kalender, 2000], ist weder auf den Abbildungen in der MSCT noch in der VCT zu erkennen.

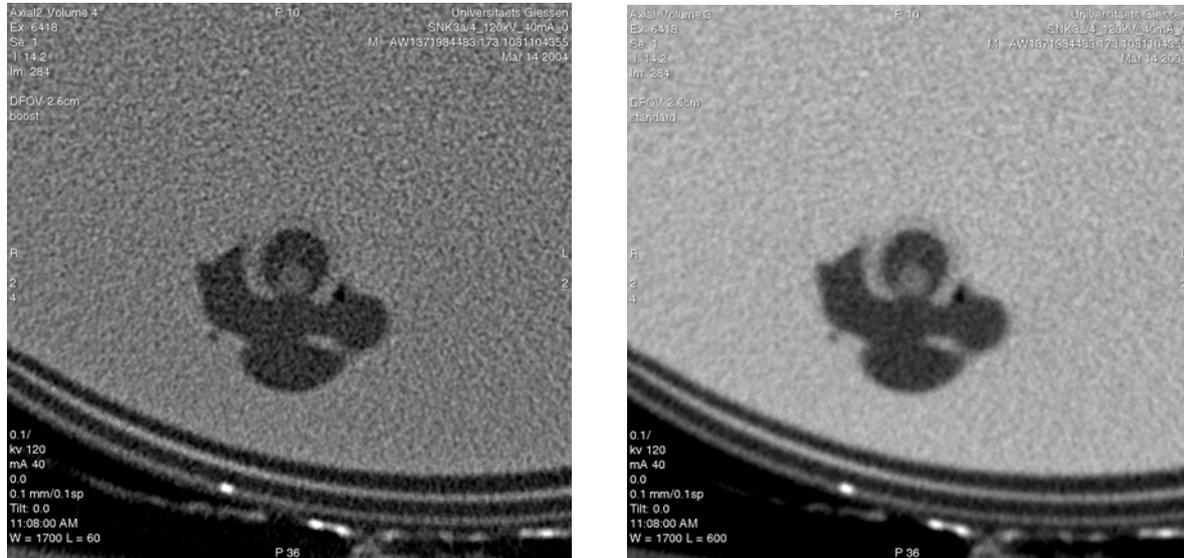


Abbildung 4-14: VCT axial, links Boost-Kernel, rechts Standard-Kernel, 120 kV/ 40 mA, Niedrigkontrast, Phantom GD 3,2 mm/ SD 1,5 mm, 0°, WW 1700/ WL links 60 rechts 600, FOV 2,6 cm

Mit zunehmendem Bildrauschen verschlechtert sich in der Regel auch die Erkennbarkeit von Details im Niedrigkontrastbereich. In der VCT können auch bei kantenbetontem Niedrigkontrast Strukturen präzise und scharf sichtbar gemacht werden. Durch den gesteigerten Hintergrundkontrast im Boost-Kernel können die Randzonen aller Strukturmerkmale des Phantoms trotz des Rauschens sogar deutlicher von ihrer Umgebung abgegrenzt werden als im Standard-Kernel. In der MSCT wirken sich die verschlechterte Ortsauflösung und das Pixelrauschen im Vergleich zur VCT negativ auf die Bildqualität und damit auf das Erkennen von Niedrigkontrastdetails aus.

4.7.2 Abbildungsgüte der Karotisgefäße

Anhand der Karotisgefäße soll die bildqualitative Darstellung von Gefäßwandkalzifikationen in der VCT im Vergleich zur MSCT demonstriert werden.

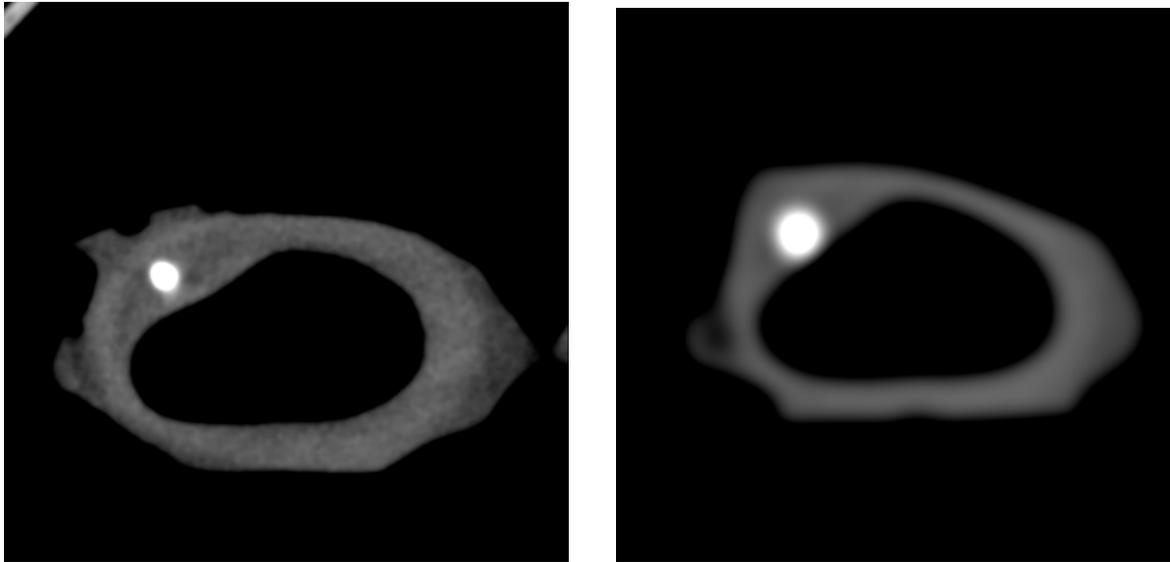


Abbildung 4-15: Karotisgefäß ohne KM, links VCT oblique, rechts MSCT axial, Standard-Kernel, 120 kV/ 40 mA (auto-mA), WW 870/ WL 132, FOV 2,1 cm

Makroskopisch und palpatorisch handelt es sich bei den Plaques der untersuchten Karotisgefäße um harte Kalkplaques (1000 HU) im Bifurkationsbereich. Eine histologische Aufarbeitung der arteriosklerotischen Plaques wurde zur Verifikation des makroskopischen Befundes nicht durchgeführt, da die Beurteilung der Bildgüte im Vordergrund stand. Auf den Abbildungen 4-15 und 4-16 stellen sich die Kalkplaques durch ihre hohe Dichte als Aufhellung an der Gefäßwand dar, die Aufnahmen erfolgten vor und nach Kontrastmittelfüllung.

Als „strahlende“ zirkuläre hyperdense Aufhellungszone um die kalzifizierten Plaques sind *Partialvolumenartefakte* zu erkennen, die dem Betrachter in der VCT diskreter und in der MSCT stärker ausgeprägt erscheinen. Gleichzeitig wirken die Plaques in der MSCT optisch größer als in der VCT, was zur Folge hat, dass die Plaques in der MSCT verstärkt in das Gefäßlumen hineinzuragen scheinen. Die inneren und äußeren Gefäßwandkonturen stellen sich in der MSCT mit einer Unschärfe dar, während die Gefäßwand und das Kontrastmittel in der VCT inhomogener, aber ihre Randstrukturen zur Umgebung besser abgrenzbar erscheinen.

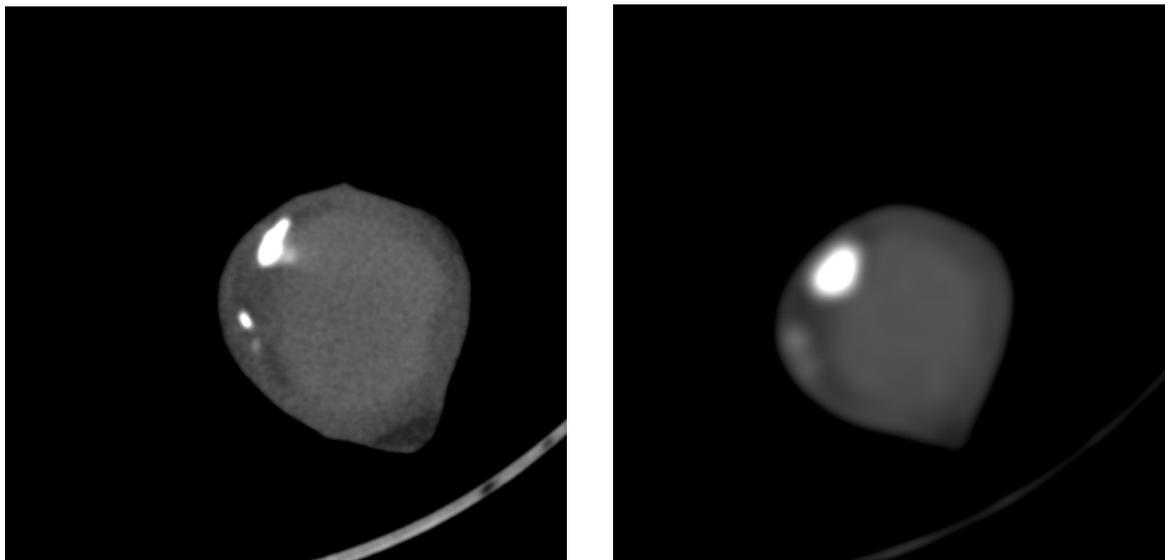


Abbildung 4-16: Karotisgefäß mit KM, links VCT oblique, rechts MSCT axial, Standard-Kernel, 120 kV/ 40 mA (auto-mA), WW 1032/ WL 311, FOV 3,0 cm

Nach Applikation des Kontrastmittels stellt sich der *Gefäßkontrast* in der VCT stärker und in der MSCT schwächer dar. In der VCT kann die Gefäßwand mit ihren verkalkten Plaquesanteilen sicher vom kontrastierten Lumen abgegrenzt werden, dagegen scheinen die Grenzen zwischen Gefäßwand, Plaques und Lumen in der MSCT fast fließend zu sein. Auf den Abbildungen 4-15 und 4-16 demarkieren sich in der VCT Plaques-Zonen, die in der MSCT durch den Dichteunterschied der Plaques zu den umliegenden Gewebestrukturen der Gefäßwand nur vage aber zu differenzieren sind.

Die in der VCT angesprochene Inhomogenität der Bilder im Bereich der Gefäßwand und des Kontrastmittels ist auf die Eigenfilterung bzw. auf die Signalwiedergabe von Weichteilstrukturen durch den im Versuch verwendeten Standard-Faltungskern des Gerätes zurückzuführen und ist allgemein CT- und nicht VCT-spezifisch. Diese CT-Eigenschaft kann gleichermaßen bei einem scharfen und kantenbetonten Faltungskern in ähnlicher Form auftreten (Kapitel 4.6).

4.8 Methodische Probleme der Messungen und Versuchsgestaltungen

4.8.1 Stenose-Modelle

In Kapitel 3.4 wurde bereits beschrieben, dass durch die Verwendung des nicht-ionischen Kontrastmittels Ultravist-300 und dessen Mischung mit Wasser eine physiologische Gefäßdarstellung im Niedrigkontrast imitiert werden sollte. Wir orientierten uns bei der Versuchsgestaltung an der physiologischen Strahlenabsorption einer Gefäßwand mit ca. 100 HU (Kapitel 3.4), eines mit Blut gefüllten Lumens mit 70 bis 90 HU und seines umliegenden Fettgewebes mit -100 bis 0 HU [Reiser et al., 2004]. In unserem Versuch imitiert der Schlauch das Gefäß, der Kleber an der Gefäßwand anhaftendes arteriosklerotisches Plaquesmaterial, das Außenmedium das Fettgewebe und das Innenmedium imitiert das mit Blut gefüllte Gefäßlumen. Die Ermittlung der Füllungsmedien orientierte sich an den vorgegebenen CT-Werten des Schlauches und des Klebers. Entsprechend dem hohen materialbedingten CT-Wert des Schlauches (VCT: 700 HU) musste auch der Kontrast des Außenmediums (VCT: 861 HU) stark angehoben werden. Der CT-Wert des Klebers (VCT: 100 HU) lag dem physiologischen Ausgangswert einer Gefäßwand näher als der Schlauch selbst. Die Diskrepanz frischen Blutes zu unserem verwendeten Innenmedium (VCT: 300 HU) liegt bei ca. 200 HU. Während zwischen Außenmedium und Schlauch sowie zwischen Kleber und Innenmedium eine günstige Annäherung der HU-Werte erzielt werden konnte, konnte eine Annäherung des Klebers an den hohen CT-Wert des Schlauches nicht zufriedenstellend erreicht werden. Die Gestaltung einer physiologischen Gefäßdarstellung ist mit Einschränkungen gelungen, was bei den CT-Messungen zu berücksichtigen ist.

Weiterhin konnte das Auswertungsprogramm Vessel-Analysis nicht wie geplant für die Messungen im Niedrigkontrast eingesetzt werden: Ausgelöst durch einen Detektordefekt des VCT während der Versuchsdurchführung entstanden Dichtesprünge im Messfeld und dadurch bedingt inkonstante Hounsfield-Werte im Objektquerschnitt der Stenosen. Die fehlerhafte Angabe des Schwächungskoeffizienten durch Vessel-Analysis an der Advantage Workstation machte die automatische Messung durch das Programm unmöglich. Aus diesem Grund wurden die Messungen an der Advantage Workstation manuell durchgeführt.

Die Tatsache, dass die Schwächungskoeffizienten spezifisch für das verwendete VCT mit der Röhrenspannung und der Röhrenstromstärke variierten und damit keine Standardisierung auf Wasser (0 HU) und Luft (-1000 HU) gegeben waren, erforderte für die VCT-Messungen eine angepasste Fensterung für die verschiedenen Röhrenspannungen und Röhrenstromstärken im Boost-Kernel und Standard-Kernel (Kapitel 3.7).

Anfänglich zeichneten sich bei den Niedrigkontrastmessungen auf dem CT-Bild im Bereich der Stenose durch die eingebrachte Kontrastmittellösung störende Luftblasen ab, die eine präzise Durchmesserbestimmung an der Advantage Workstation behinderten. Um störende Luftblasen im Messbereich zu vermeiden, wurden die Phantom-Schläuche vor den einzelnen Scans mit der VCT und der MSCT in ein Ultraschallbad eingetaucht.

Die Bildrekonstruktion mit der MSCT fand im Anschluss an den Scan durch die Geräte-Software statt. Im Gegensatz dazu musste jedes Phantombild mit etwas Zeitaufwand am VCT-Terminal durch den Untersucher mit entsprechender Voxelgröße und Kernel rekonstruiert werden.

Wie bereits in Kapitel 3.6 erläutert, ist für die VCT die gerätespezifische Spiegelung der rekonstruierten Phantombilder zu beachten. Diese Tatsache war besonders relevant, wenn mehrere Phantome gleichzeitig gescannt wurden. Um eine Verwechslung der Phantome auf dem CT-Bild zu vermeiden, wurde seitlich am Behälter im Bereich der Stenose mit einem Durchmesser von 0,3 mm eine Markierung befestigt.

4.8.2 MIP-Messungen anhand longitudinaler Bildrekonstruktionen

Die Messungen anhand eines Gefäßdurchmessers von 3,2 mm und mehrerer Stenosedurchmesser erfolgten im Niedrigkontrast mit MIP-Algorithmus. Die Differenzierung des Außenmediums (Kontrastmittel) von der Schlauchwand konnte, bedingt durch ähnliche Dichtewerte beider Strukturen, durch die Maximum Intensity Projection (MIP) nicht optimal erreicht werden.

4.8.3 Karotisgefäße

Die Gefäße wurden zur Hervorhebung der Plaques mit Kontrastmittel und zum Vergleich auch nativ in der VCT und der MSCT untersucht. In der VCT wurde für das Innenmedium

(Kontrastmittel) ein CT-Wert von 500 HU und für das Karotisgefäß ein CT-Wert von 90 HU und damit eine CT-Wert-Differenz von ca. 400 HU ermittelt. Zur sicheren Differenzierung verkalkter Plaques vom kontrastierten Gefäßlumen wird in vivo als Richtwert ein Dichteanstieg von 250-350 HU in der Arteria carotis interna empfohlen [Lell et al., 2004]. Der Empfehlung zufolge sollte zwischen einer Gefäßwand mit ca. 100 HU und dem kontrastierten Lumen mit ca. 300 HU eine CT-Wert-Differenz von ca. 200 HU liegen, die im Versuch nicht erreicht wurde. Die bestimmte CT-Wert-Differenz im Versuch liegt etwa beim doppelten dieses empfohlenen Richtwertes.

4.8.4 Plaques-Modelle

Anhand eines Plaque-Modells wurden Wandunregelmäßigkeiten unterschiedlicher Größe mit Kontrastmittel untersucht. Durch die Applikation des Kontrastmittels sollte der Kontrast der Plaques hervorgehoben werden. Der Versuch orientierte sich gleichermaßen an der empfohlenen CT-Wert-Differenz in Kapitel 4.8.3 und konnte nur annähernd erreicht werden. In der VCT konnte zwischen dem Innenmedium (Kontrastmittel) mit 200 HU und der Spritzenwand mit -100 HU eine CT-Wert-Differenz von ca. 300 HU gemessen werden. Zwischen der empfohlenen CT-Wert-Differenz und der im Versuch ermittelten Differenz liegt ein Unterschied von etwa 100 HU.

5 Diskussion

Neben der Untersuchungszeitverkürzung steht die Minimierung von invasiven Untersuchungsverfahren wie der konventionellen Angiographie in Form der digitalen Subtraktionssangiographie (DSA) oder sogar deren Ersatz durch gleichwertige Untersuchungsverfahren im Vordergrund der medizinischen Forschung in der Gefäßdiagnostik. In zahlreichen wissenschaftlichen Arbeiten wurden in den letzten Jahren Vor- und Nachteile klinisch angewandter risikoarmer Schnittbildverfahren wie Ultraschall, MRT/MRA, CT/CTA und deren Indikationsgebiete zur Untersuchung von Gefäßveränderungen einander aber auch der DSA gegenübergestellt. Im Vordergrund steht die Bewertung der Bildqualität zur präzisen Diagnosestellung und optimalen Therapieplanung und die Abwägung des Nutzen-Risiko-Faktors für den Patienten. Im folgenden Abschnitt soll ein Überblick über die aktuelle Studienlage bezüglich der Anwendung bildgebender Verfahren gegeben werden. Dabei werden die in der Einleitung angesprochenen klinischen Indikationsgebiete berücksichtigt. Von Interesse ist die Frage, in welchem Maße Gefäßstrukturen mit den einzelnen modernen Verfahren abgebildet werden können.

Die CT erweist sich in der Akutphase als schnelle, zuverlässige und sensitive Methode zur Differenzierung einer zerebralen Ischämie von einer intrazerebralen Blutung. Durch ein Diffusions- und Perfusions-MRT können schon im frühen Stadium einer zerebralen Ischämie pathologische Gewebsveränderungen und die Hämodynamik des minderversorgten Hirnareals dargestellt werden. Mit der CTA können sicher größere Gefäßverschlüsse nachgewiesen werden. Die native CT ist in Kombination mit einer CTA und MIP-Rekonstruktion dem MRT in der Frühphase häufig gleichwertig [Dörfler et al., 2006]. Eine Ausnahme stellen Kleinhirn- und Stammhirninfarkte dar, die sehr sensitiv im Diffusions-MRT zur Darstellung kommen. Vorteil der CTA gegenüber der relativ langen Untersuchungszeit in der MRT/MRA ist der geringe zusätzliche Zeitaufwand. In der Frühphase einer akuten zerebralen Ischämie muss mit unruhigen und zugleich bewusstseinseingetrübten Patienten gerechnet werden, die lange

Untersuchungszeiten unter Umständen nur schlecht tolerieren. Eine Verkürzung der Untersuchungszeit ist mit einer Einbuße in der Bildqualität verbunden [Dörfler et al., 2006].

In der Diagnostik von Karotisstenosen werden initial Verfahren wie die TOF-MRA (Time-of-Flight-Angiographie) und die kontrastverstärkte MR-Angiographie eingesetzt. In vergleichenden Studien der MRA mit der DSA konnte bei therapeutisch relevanten Stenosen der Karotis (>70%) ein übereinstimmendes Befundungsergebnis von 89% und bei hochgradigen Stenosen (>80%) ein übereinstimmendes Ergebnis von 93% erzielt werden. Auch die wenig invasive CTA erweist sich für unterschiedliche Stenosegrade mit einer Sensitivität von 66-100% und einer Spezifität von 82-100% in der Diagnostik von Karotisstenosen als nützlich. Lediglich bei der Diagnostik höherer Stenosen bis nahezu vollständigen Verschlüssen der Karotisgefäße ist sie gegenüber der MRA geringer sensitiv. Die Robustheit beider Verfahren, die unter optimalen Bedingungen mit einer Ultraschalluntersuchung gekoppelt werden sollten, verdrängt die Bedeutung der diagnostisch invasiven Kathederangiographie als Goldstandard in der Untersuchung von Gefäßen. Intrazerebrale Gefäßstenosen, die zum Beispiel im Rahmen einer fibromuskulären Dysplasie auftreten können, sollten gleichermaßen wie Karotisstenosen mittels CTA und MRA untersucht werden [Dörfler et al., 2006].

Radiologische Verfahren werden zur Einschätzung der Krankheitsausdehnung und Krankheitsaktivität von Vaskulitiden eingesetzt und dienen primär nicht der Diagnosestellung. Die histologische Untersuchung stellt den Goldstandard zur Diagnostik einer Arteriitis cranialis (Riesenzellarteriitis) dar. Ein kleines Gefäß wie die 3 bis 4 mm unter der Hautoberfläche gelegene Arteria temporalis superficialis kann bei Verdacht auf eine Arteriitis cranialis in hoher Auflösung mit der Farbduplex-Sonographie dargestellt werden. Die hoch sensitive aber weniger spezifische MRT kann zur Ausschlussdiagnostik herangezogen werden und stellt gefäßabhängige Gewebeschäden wie Blutungen oder Ischämien dar. In der spezifischeren Angiographie werden die Gefäße selbst dargestellt. Kleine Gefäßkaliber führen nicht selten zu falsch negativen Befunden, da sie in ihrer Größe unterhalb der möglichen Auflösung durch das Angiographiesystem liegen. Dagegen werden entzündliche Veränderungen mittelgroßer und großer Gefäßkaliber problemlos in der Angiographie dargestellt [Reuter et al., 2003; Schmidt et al., 2005].

Rupturierte zerebrale Gefäßaneurysmen im Teilungsbereich der basalen Hirnarterien können zu einer akuten subarachnoidalen Einblutung (SAB) mit entsprechender klinischer Symptomatik führen. In der Akutdiagnostik erfolgt initial ein CT mit CTA und 3D-Rekonstruktion. Die DSA, die bei jedem Patienten mit einer SAB durchgeführt werden sollte, liefert Informationen über die Hämodynamik des Aneurysmas und kann Vasospasmen erfassen. Zugleich ist sie der CTA und MRA im Nachweis kleiner Aneurysmen mit einer Größe von < 4 mm überlegen [Dörfler et al., 2006].

In der MRA können kleine arterio-venöse Malformationen durch eine Blutung dem Nachweis entgehen. Größere Malformationen können hingegen unproblematisch mit der MRA dargestellt werden, vor allem wenn keine Blutung besteht. Zur Untersuchung kleiner Malformationen und zur Therapieplanung bleibt die DSA jedoch unerlässlich [Dörfler et al., 2006].

Die Bedeutung der Diagnosestellung einer Demenz und speziell der vaskulären Demenz wie zum Beispiel des Morbus Binswanger oder auch SAE (subkortikale arteriosklerotische Enzephalopathie), für die ein bildgebender Nachweis vaskulärer Läsionen im Hirnparenchym gefordert wird, liegt in der Verbesserung der Früherkennung der Erkrankung und damit der Einleitung präventiver Therapieformen [Wiltfang et al., 2003; Hentschel, 2004]. Da hier aber vor allem kleine Gefäße betroffen sind, ist die Anforderung an die Bildauflösung hoch.

Ziel dieser Arbeit ist die Beurteilung der VCT als weniger invasives Verfahren zur Darstellung kleinster Gefäßstrukturen im Niedrigkontrastbereich. Zum Vergleich werden die Ergebnisse in der VCT den Ergebnissen in der MSCT gegenübergestellt. Zu diesem Zwecke wurden Versuche an Stenose-Modellen und zugleich Untersuchungen an biologischen und künstlichen Kalkplaques vorgenommen, deren Versuchsaufbau und Ergebnisse in den Kapiteln 3 und 4 bereits vorgestellt wurden.

5.1 Methodik

Erst nach Einführung der Spiral-CT Ende der 80er Jahre konnte sich 1992 die Spiral-CT-Angiographie als neuartiges klinisches Verfahren zur Untersuchung von Gefäßen etablieren. Bereits Kalender et al. (1994) führten Versuche an Gefäßphantomen aus Plexiglasstäben zur Ermittlung optimaler Aufnahmeparameter in der Gefäßdarstellung durch. Einige Jahre später führten auch Beilicke et al. (1998), Wittenberg et al. (1998) und Funke et al. (2000) Untersu-

chungen an Gefäßphantomen in der Spiral-CT-Angiographie durch. Sie verwendeten unter anderem Plastikschläuche, Wachsgemische und mit Polyester-Pipetten gefüllte Röhren für ihre Versuchsgestaltung. Um geeignete Kontraste zu erzeugen, wurden Wasser, Kontrastmittel und Wasser-Kontrastmittelgemische verwendet.

Die Phantom-Experimente dieser Arbeit fanden am LightSpeed¹⁶ als Mehrschicht-Spirale (helicale Konfiguration) und Einzelschicht-Spirale (axiale Konfiguration) bei einer Objektabtastung von 360° statt und wurden in identischer Form in der VCT wiederholt. In der Mehrschicht-Spirale bewegt sich der Röntgenstrahl durch kontinuierlichen Tischvorschub spiralförmig um das Objekt und in der Einzelschicht-Spirale kreisförmig um eine einzelne Schicht bei ruhendem Tisch. Nach jeder Rotation der Röntgenröhre bewegt sich der Tisch um eine Schichtdicke weiter und es erfolgt der nächste Scan. Auf diese Weise entsteht - wenn auch diskontinuierlich - eine Röntgenstrahlspirale in der Abfolge von Einzelschichtaufnahmen, die auch als sequentielle oder konventionelle CT bezeichnet wird. Die konventionelle CT unterscheidet sich von der Spiral-CT (Mehrschicht-Spiral-CT) in einem Verarbeitungsschritt, der sogenannten z-Interpolation. In der konventionellen CT wird die z-Interpolation zur Bildrekonstruktion nicht benötigt, da der Tisch während der Scans ruht und in den erfassten Primärdaten nicht mit Bewegungsartefakten zu rechnen ist. Ein großer Vorteil der z-Interpolation ist die Möglichkeit, auch nach dem Scan überlappende Schichten berechnen zu können, die vor allem für eine qualitative 3D-Darstellung von Bedeutung sind (Kapitel 5.2.2). Ein Nachteil der z-Interpolation in der Spiral-CT ist die Verbreiterung des Schichtempfindlichkeitsprofils, das in der Einzelschichttechnik eine nahezu ideale Rechteckform besitzt [Klöpffel et al., 1998; Kalender, 2000].

Die explorative Datenanalyse (Kapitel 4.1) basiert auf den Messergebnissen der VCT im sequentiellen Aufnahmemodus und auf den Einzelschicht-Spiral-CT-Aufnahmen im axialen Aufnahmemodus der MSCT. Auch die Untersuchungen an den Plaquesmodellen und Karotisgefäßen fanden im axialen Aufnahmemodus als Einzelschicht-Spirale statt.

Die Ortsauflösung (Kapitel 5.2) ist abhängig von verschiedenen Faktoren wie der Schichtdicke, dem Schichtempfindlichkeitsprofil, dem Faltungskern, der Bildmatrix und der Verwendung isotroper oder anisotroper Voxel (Kapitel 5.2). Die Ortsauflösung der Einzelschichttechnik in der Schichtebene unterscheidet sich nicht von der Auflösung in der Spiral-CT. Das axiale Auflösungsvermögen ist abhängig vom Schichtempfindlichkeitsprofil und der Form der Abtastung in Einzelschicht- oder Mehrschicht-Technik während der Untersuchung [Klöp-

pel et al., 1998]. Die Trennschärfe von aufeinanderfolgenden Schichten und von abgebildeten Strukturen innerhalb einer Schicht bestimmen wesentlich die räumliche Auflösung eines Einzelbildes. Nur zentral in der Schicht liegende Strukturen werden mit maximalem Kontrast abgebildet [Kalender, 2000]. Obwohl für die Einzelschichttechnik ein nahezu ideales Schichtempfindlichkeitsprofil vorliegt, wirken sich die vom Schichtprofil und der Schichtdicke abhängigen Partialvolumenartefakte ungünstig auf die Präzision der Messungen in den Versuchen aus (Kapitel 5.2.1). Die mit einem Tischvorschub von $16 \times 0,625$ mm als Einzelschicht-Spirale abgetastete Schlauchwand der Phantome unterliegt den Partialvolumenartefakten, da Anteile der Schlauchwand in die nächste Schicht hineinreichen und nicht sicher von Schicht zu Schicht abgegrenzt werden. Der Anteil des in die nächste Schicht hineinragenden Schlauchwandendes überlagert dabei weitere Niedrigkontraststrukturen, die unter Umständen nicht mehr erkennbar sind.

Über die Verwendung dünner oder dicker Schichten wird das Bildrauschen (Pixelrauschen, „Quantenrauschen“) beeinflusst. Das Bildrauschen nimmt bei dünnen Schichten zu und kann um den Faktor 2 gesenkt werden, wenn das Röhrenstrom-Scanzeit-Produkt (mAs) um einen definierten Faktor 4 erhöht wird [Kalender, 2000]. Andererseits wird die Stärke des Bildrauschens durch die Wahl des Faltungskerns manipuliert was bereits in Kapitel 3.1 erläutert wurde. Für die detaillierte Darstellung von Strukturen im Niedrigkontrastbereich wird eine ausgezeichnete isotrope Ortsauflösung benötigt. Bildartefakte wie Partialvolumeneffekte, Bildunschärfe, Bildrauschen, Streustrahlung oder Aufhärtungsartefakte können die Beurteilung bei niedrigem Kontrast erheblich beeinträchtigen. Die für diese Arbeit relevanten Schichtdicken liegen in der VCT bei 0,05 mm und 0,1 mm und in der MSCT bei 0,625 mm. Noch ist es technisch nicht möglich, die Niedrigkontrastauflösung ohne erheblichen Dosisanstieg in gleichem Maße zu steigern wie die Ortsauflösung [Kalender, 2003]. Aus diesem Grund ist der in dieser Arbeit verwendete Prototyp eines VCT für die Humanmedizin noch nicht zugelassen.

Die Variation mehrerer Untersuchungsparameter hat einen entscheidenden Einfluss auf die Erkennung von Stenosen. In dieser Arbeit wurden gezielt verschiedene Aufnahmeparameter untersucht und kombiniert. Zur realistischen Untersuchung kleiner Hirngefäße wurden Phantome mit einem maximalen Gefäßdurchmesser von 3,8 mm ausgewählt. Beilicke et al. (1998), Wittenberg et al. (1998) und Funke et al. (2000) simulierten mit ihren Phantomen die Größe der Aorta und ihrer Seitenäste, die einen Durchmesser von > 4 mm hatten.

Durch den Vergleich unterschiedlicher Schichtdicken in der VCT und MSCT liegt die Vermutung nahe, dass in der VCT ein besseres Ergebnis durch abnehmende Partialvolumeneffekte zu erwarten ist. Schon Beilicke et al. (1998) beschreiben in ihren Versuchen einen linearen Anstieg erkannter Stenosen mit Verringerung der Schichtdicke, der auf eine bessere Kontrastierung und schärfere Abbildung durch die Abnahme des Partialvolumeneffektes zurückgeführt wird. Funke et al. (2000) führten Versuche mit unterschiedlichen Schichtdicken durch und stellten bei höheren Schichtdicken eine Tendenz zur Unterschätzung der Stenosen fest. Sowohl in der MSCT als auch in der VCT wurden die Stenosen überwiegend überschätzt. Die genaueren Ergebnisse in der VCT sind im Vergleich zur MSCT auf die niedrigere Schichtdicke von 0,05 mm zurückzuführen.

Die Platzierung der Phantome in verschiedenen Winkeln zur z-Ebene imitierte in der Versuchsgestaltung unterschiedliche Gefäßverläufe in vivo. Im Gerätevergleich wurden nur Winkel bei 0° berücksichtigt (Kapitel 4.4). Der unterschiedliche Verlauf der Stenosen zur Schichtebene wirkt sich hochsignifikant auf die Detektion von Stenosen aus [Beilicke et al., 1998]. Bei einer Ausrichtung der Phantome parallel zur Schichtebene, also in 0° Position, konnten Beilicke et al. (1998) alle Stenosen korrekt bestimmen. Funke et al. (2000) erzielten gleichermaßen bei einer Modellausrichtung von 0° zur z-Achse die genauesten Messergebnisse ihrer Stenosen. Bei einer Ausrichtung der Phantome in 0° Ausrichtung in Bezug zur z-Achse wurden die Stenosen in dieser Arbeit überwiegend überschätzt (Kapitel 5.2.1). In der Schichtebene (0°) sind Messungen an Stenosen dem Partialvolumeneffekt nicht im gleichen Maße ausgesetzt wie schräg (45°) oder senkrecht (90°) zur Schicht. Funke et al. (2000) beschreiben bei einem Winkel von 90° die schlechtesten Messungen mit einer deutlichen Neigung zur Überschätzung der Stenosegrade durch Zunahme des Partialvolumeneffektes. In den Versuchen von Beilicke et al. (1998) wurden Stenosen im Bereich simulierter Gefäßabwinkelungen und Stenosen in schräger Lage (45°) als reine Abwinkelung fehlgedeutet. Aus diesem Grund sehen Beilicke et al. in vivo eine potentielle Fehlerquelle in der Untersuchung von geschlängelten Gefäßverläufen wie etwa der A. lienalis. Als Schlussfolgerung, wären in der VCT im Vergleich zu 0° ungenauere Bestimmungen der Stenosegrade bei Gefäßverläufen in einem Winkel von 45° und 90° zu erwarten. Nennenswert ist im Zusammenhang mit den Modellausrichtungen, dass es sich in diesem Versuch um zirkuläre Stenosen handelt. Asymmetrische in der Schichtebene gelegene Stenosen können in vivo sowohl ventral als auch dorsal ohne Schwierigkeiten erkannt werden. Liegen sie jedoch kranial oder kaudal des Gefä-

bes, können sie unter Umständen nicht zu sehen sein. In vitro ist die Erkennung in der Schichtebene (0°) ohne weiteres möglich, wenn es sich um zirkuläre Stenosen handelt [Beilicke et al., 2000]. Für zirkuläre und in 0° -Position ausgerichtete Phantome liegen demnach optimale Voraussetzungen zur Ortung der Stenose vor. Einen weiteren wichtigen Einfluss auf die Detektion von Stenosen hat die Stenosenlänge, die in dieser Arbeit nicht variiert wurde und konstant ca. 1,8 mm betrug. Wittenberg et al. (1998) fanden heraus, dass die Bestimmung des Stenosegrades mit der Länge der Stenose sogar unabhängig von der Ausrichtung des Phantoms präziser wird. Die gleichen Ergebnisse konnten auch einige Jahre später Funke et al. (2000) in ihren Versuchen festhalten.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die in 0° ausgerichteten, zirkulären und langstreckigen Phantom-Stenosen in dieser Arbeit unter besonders günstigen Verhältnissen untersucht wurden und die Detektion von Stenosen in einer in vivo Untersuchung Einschränkungen unterliegen könnte. Die künstlich geschaffenen Untersuchungsbedingungen sind für die Bewertung der Ergebnisse ebenso zu berücksichtigen wie die Tatsache, dass in vivo Atemartefakte, Bewegungsartefakte und Pulsationsartefakte die Erkennung von Stenosen erschweren können [Funke et al, 2000].

5.2 Messpräzision im Niedrigkontrastbereich

Die Ortsauflösung beschreibt das Potential eines bildgebenden Verfahrens kleinste Strukturen räumlich getrennt darzustellen. Bei der Auflösung von Strukturen im Niedrigkontrastbereich wird auch von (Niedrig)-Kontrastauflösung oder Weichgewebeauflösung gesprochen [Kalender, 2000; Kalender, 2003]. Die Ortsauflösung von Strukturen in der z-Richtung (Körperlängsachse) ging in den CT-Generationen der letzten Jahre mit einer ungenaueren Auflösung als in der x-y-Richtung (Transversalebene/Patientenquerschnitt) einher und konnte aber technisch immer weiter verbessert werden.

Während durch isotrope Voxel eine gleiche Ortsauflösung in allen drei Ebenen erreicht wird, ist bei einem anisotropen Voxel die Auflösung in der z-Richtung wesentlich gröber und damit ungenauer [Shin et al., 2002]. Die in dieser Arbeit untersuchte Flächendetektor-CT (VCT) realisiert eine hohe Ortsauflösung durch isotrope Voxellemente, dagegen erreicht die verwendete MSCT nur eine angenähert isotrope Ortsauflösung mit einer kleinst möglichen Voxelgröße von $0,625 \times 0,325 \times 0,325 \text{ mm}^3$. In dieser experimentellen Studie wurden in der

VCT kleine Voxelkantenlängen von 0,05 mm und 0,1 mm entsprechend einer isotropen Voxelgröße von $(0,05)^3 \text{ mm}^3$ und $(0,1)^3 \text{ mm}^3$ verwendet. Die Kantenlänge des Voxel-Quaders bestimmt die Bildqualität, die umso besser sein sollte, je kleiner die Länge gewählt wird. Bei experimentellen Volumenmessungen an Kunststoffkugeln in der VCT konnten bei Bildrekonstruktionen mit einer kleinen Voxelkantenlänge von 0,05 mm die genauesten Ergebnisse erzielt werden [Weber, 2006]. Flachbilddetektoren bieten eine hervorragende Auflösung im Hochkontrastbereich, bieten aber zur Zeit noch nicht die gewünschte Artefaktfreiheit für die Auflösung von Strukturen im Niedrigkontrastbereich, die in der Hochkontrastauflösung zu vernachlässigen ist [Kalender, 2000; Kalender, 2003]. Wird zur Hochkontrastauflösung (z.B. 3D-Angiographie, Skelettdiagnostik) eine kantenbetonte Bildrekonstruktion eingesetzt, wird zwar einerseits das Bildrauschen verstärkt, aber gleichzeitig eine bessere Auflösung erzielt. Die Experimente an Hirngefäß-Stenosegraden an einem Stenose-Modell sollen die Leistungsfähigkeit des verwendeten Prototypen eines Flächendetektors bei niedrigem Kontrast und den Einfluss möglicher Bildartefakte auf die Messpräzision untersuchen. Zunächst werden die Ergebnisse der Messungen an den Stenose-Modellen in Kapitel 5.2.1 und anschließend die Ergebnisse der longitudinalen MIP-Messungen in Kapitel 5.2.2 diskutiert.

5.2.1 Gefäß- und Stenosedurchmesser der Phantome

Die Stenosedurchmesser der Phantome wurden hauptsächlich überschätzt und die Gefäßdurchmesser unterschätzt (Kapitel 4.1). Als Ursache für diese Fehleinschätzungen kann der von der Schichtdicke abhängige Partialvolumeneffekt angesehen werden. Er tritt vor allem bei höherer Schichtdicke auf und kann durch den Einsatz dünnerer Schichten reduziert werden. Das durch dünnere Schichten verstärkt auftretende Bildrauschen kann wiederum durch die Zusammenfassung einzelner dünnerer Schichten zu einer dickeren Schicht vermindert werden [Kalender, 2000]. Bestenfalls sollte ein kleines Objekt innerhalb einer Schicht zu 100% und außerhalb einer Schicht mit 0% dargestellt werden (Trennschärfe von Strukturen, Kapitel 5.1). Es kann jedoch vorkommen, dass ein Objekt auf Grund seiner kleineren Größe als die Schichtdicke selbst nur teilweise in sie hineinragt. Da innerhalb einer Schicht über alle gemessenen Strahlungsintensitäten und nicht über die Schwächungswerte gemittelt wird, wird der Kontrastanteil der in die Schicht ragenden Struktur reduziert [Kalender, 2000]. Dies führt

vorwiegend in benachbarten und aneinandergrenzenden Randbereichen von Strukturen zu einer unscharfen Abbildung und Vermischung von Grauwerten.

Die Fehleinschätzung einer Stenose kann klinisch erhebliche Auswirkungen auf die Therapieplanung haben, die sich nicht nur nach der klinisch-neurologischen Symptomatik sondern auch nach dem Stenosegrad richtet. Ein überschätzter Stenosegrad könnte möglicherweise zu einer vorzeitigen Behandlung führen und den betroffenen Patienten einem unnötigen Risiko aussetzen. Die Überschätzung von Stenosen ist jedoch keine Besonderheit dieser Phantomstudie, sondern kommt auch im klinischen Routinebetrieb vor. In der TOF-MRA (Time-of-Flight-Angiographie) kann es beispielsweise zur Vortäuschung von Stenosen durch Signalauslöschungen durch Flussturbulenzen kommen [Dörfler et al., 2006]. Diese Fehlerquelle kann vor allem bei höchstgradigen Karotisstenosen, sog. Pseudookklusionen, bei denen es sich um subtotale Stenosen handelt, zu einer Überschätzung des Stenosegrades führen. Das noch nicht vollständig verschlossene Karotislumen würde als kompletter Verschluss fehlgedeutet. Pseudookklusionen bedürfen einer therapeutisch relevanten weiteren Abklärung durch eine CTA oder DSA, wobei die CTA in einer Studie zu 100% mit der DSA korrelierte. Die DSA sollte bei diskrepanten Befunden jedoch die Methode der Wahl bleiben [Dörfler et al., 2006]. Bei in vitro-Versuchen an Gefäßphantomen wurden vor allem an 90% Stenosegraden bei Modellausrichtungen in 45° und 90° in Bezug zur z-Achse totale Verschlüsse im Sinne von Pseudookklusionen vorgetäuscht [Funke et al., 2000]. Klinisch sind solche Fehleinschätzungen vor allem an Gefäßen zu erwarten, die nicht in der Schichtebene verlaufen. Auch in der Diagnostik von Vaskulitiden werden durch die TOF-MRA Stenosen überschätzt. Allerdings wird diese übertriebene Einschätzung sogar als Vorteil angesehen, da die kleinen Stenosen im Rahmen einer Vaskulitis so häufig erst sichtbar werden [Dörfler et al., 2006]. Funke et al. (2000) stellten bei in vitro Experimenten an Gefäßphantomen vor allem bei einem Messwinkel von 45° und 90° eine Tendenz zur Überschätzung 90% Stenosegrade und deren Fehldeutung als Kompletverschluss fest. Aufgrund ihrer hohen isotropen Ortsauflösung könnte die VCT die DSA als Methode der Wahl bei unklaren Befunden ersetzen.

5.2.1.1 Gefäßdurchmesser

Die Gefäßdurchmesser werden tendenziell überwiegend unterschätzt und zwar unabhängig von der verwendeten Röhrenspannung und vom Gerät (Diagramm 4-4 und 4-5). Eine Abhängigkeit der Messpräzision vom Rekonstruktions-Kernel ist anzunehmen. Die

gemessenen Abweichungen sind für den Standard-Kernel in der MSCT größer als in der VCT (Diagramm 4-4). Ursache für dieses Ergebnis könnte die in Kapitel 5.2.1.2 beschriebene schlechtere Ortsauflösung in der MSCT sein, die vor allem im Standard-Kernel festzustellen ist. Eine Überschätzung der Messung bei einem Gefäßdurchmesser von 3,2 mm in der VCT in Diagramm 4-4 ist nicht plausibel und könnte ebenso wie der präzise mit 3,2 mm bestimmte Gefäßdurchmesser in Diagramm 4-5 als Ausreißer oder als Zufall interpretiert werden.

5.2.1.2 Stenosedurchmesser

Nach Angaben des Herstellers liegt die minimale Auflösung des VCT bei ca. 0,2 mm. Die Plaquesmodelle mit einem Durchmesser von 0,1 mm wurden in der VCT nicht mehr erkannt. Die Plaquesmodelle mit einem Durchmesser von 0,3 mm konnten in der VCT identifiziert werden. Das untere Limit zur Erfassung des Stenosedurchmessers muss daher in der VCT zwischen 0,1 und 0,3 mm liegen. Die untere Auflösungsgrenze in der MSCT liegt bei ca. 0,5 mm. Tendenziell werden die Stenosen (unabhängig von der verwendeten Röhrenspannung) in der VCT weniger überschätzt als in der MSCT (Diagramm 4-7 und 4-8). Diese Auswertungen gelten für eine Bildrekonstruktion mit einem weichen Standard-Faltungskern. Bei Betrachtung der Abbildungsgüte der Stenose-Modelle in Kapitel 4.7.1 ist die im Vergleich zur VCT sichtbar herabgesetzte Ortsauflösung der MSCT im Standard-Kernel zu erkennen. Die reduzierte Ortsauflösung könnte den Nachteil der MSCT gegenüber der VCT und damit auch den Einfluss der verwendeten Bildrekonstruktion auf das Messergebnis erklären. Die Zunahme des Messfehlers bei geringgradigen Stenosen in der MSCT lässt sich konstant an den Diagrammen 4-7 und 4-8 reproduzieren und könnte durch den Partialvolumeneffekt erklärt werden. Es ist denkbar, dass die Grenze zwischen äußerer Gefäßwand und der Peripherie des Restlumens bei der Messung einer niedriggradigen Stenose mit wenig wandständigen arteriosklerotischen Plaques durch den Partialvolumeneffekt nicht mehr eindeutig zu trennen ist. Dagegen wäre der Abstand zwischen der Lumenperipherie und äußerer Gefäßwand bei einer hochgradigen bis höchstgradigen Stenose durch eine breite Schicht arteriosklerotischer Plaques wesentlich größer und könnte bei der Messung besser differenziert werden. Das würde erklären, warum der Partialvolumeneffekt in der MSCT mit Abnahme des Stenosegrades stärker ins Gewicht fällt. Dieser Effekt ist allerdings nicht für die VCT nachvollziehbar, bei der die Messungen unabhängig vom Stenosegrad relativ konstant überschätzt werden. Der Einfluss des Partialvolumeneffektes bei gesteigerter isotroper und hoher Ortsauflösung in der

VCT scheint im Gegensatz zur MSCT eine untergeordnetere Rolle zu spielen. Bei der Untersuchung von Kugelfragmenten wurde zum Teil der Partialvolumeneffekt als Ursache für die ungenaueren Messungen der MSCT im Hochkontrastbereich im Vergleich zur VCT beschrieben [Weber, 2005]. Der Partialvolumeneffekt in der MSCT scheint demnach sowohl im Hochkontrast als auch im Niedrigkontrast größere Auswirkungen auf die Messpräzision auszuüben als in der VCT. In der MSCT wird die Präzision der Messung durch das Zusammenwirken von reduzierter Ortsauflösung und Bildartefakten durch Partialvolumeneffekte herabgesetzt. In experimentellen Untersuchungen wurde der Vorteil der MSCT gegenüber der VCT bei Messungen im Niedrigkontrastbereich auf die unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften der Detektormaterialien beider Geräte zurückgeführt [Weber, 2005]. Die Präzision der Messungen konnte im Vergleich zur MSCT in der VCT verbessert werden (Diagramme 4-1 bis 4-8). Die Ergebnisse dieser Arbeit unterscheiden sich speziell in der Niedrigkontrastaufklärung von vorangehenden Arbeiten in der VCT und zeigen, dass eine detailliertere Auflösung von Strukturen nicht nur im Hochkontrast sondern auch im Niedrigkontrast mit Flachbilddetektoren erzielt werden kann.

5.2.1.3 Wechselwirkung zwischen Gefäß- und Stenosedurchmesser

Der methodenabhängige Trend der Diagramme 4-1, 4-2 und 4-6 ist nicht ohne weiteres ersichtlich und kann - zumindest teilweise - nur kontrovers diskutiert werden.

Bezugnehmend auf Diagramm 4-3 sollte die Bedeutung der Röhrenspannung für die Messpräzision in Diagramm 4-1 berücksichtigt werden. Während in Diagramm 4-1 lediglich ein methodenabhängiger Trend für die Röhrenspannung in der VCT zu verzeichnen ist, wird in Diagramm 4-3 der Effekt auf die Messpräzision für jede einzelne Röhrenspannung hervorgehoben.

Die Bedeutung der Bildnachverarbeitungsmethode für die Messpräzision ist offensichtlich und lässt sich an Diagramm 4-1 reproduzieren, welches die Röhrenspannung als Einflussfaktor berücksichtigt. Bei Betrachtung des Standard-Kernels ist die VCT der MSCT wiederum deutlich überlegen (siehe auch Diagramm 4-4, Kapitel 5.2.1.1 und Diagramm 4-6 bis 4-8, Kapitel 5.2.1.2). Unter Berücksichtigung der Abbildungsgüte der Stenose-Modelle in Kapitel 4.7.1 lässt sich ein Vorteil des Boost-Kernel gegenüber dem Standard-Kernel in der VCT verzeichnen, der sich allerdings in Diagramm 4-2 nur für kleine Gefäßdicken beobachten lässt. Tendenziell sind die Unterschiede zwischen beiden Faltungskernen in der VCT als

gering anzusehen, deren Einfluß auf die Messpräzision aber durchaus relevant. Der Zusammenhang zwischen der Röhrenstromstärke und dem Rekonstruktionsalgorithmus bzw. dem Bildrauschen wird in Kapitel 5.2.1.4 erläutert (Diagramm 4-3).

Der mögliche Einfluss der Gefäßdicke auf die Messpräzision des Stenosedurchmessers bzw. des Stenosedurchmessers auf die Messpräzision der Gefäßdicke geht aus den Diagrammen nicht eindeutig hervor. Da die Stenose Teil der Gefäßarchitektur ist und beide Strukturen eine unzertrennliche Einheit bilden, ist eine Wechselwirkung zwischen beiden Faktoren stark anzunehmen. Diese Vermutung basiert primär auf Diagramm 4-2 und kann nur bedingt auf Diagramm 4-6 bezogen werden, welches sich durch geringe Schwankungen und fragliche Ausreißerwerte auszeichnet. Beilicke et al. (1998) beschreiben bei der Untersuchung konstanter Stenosegrade an unterschiedlichen Gefäßdurchmessern keinen signifikanten Einfluss auf die Erkennung von Stenosen. Dagegen verringerte sich die Anzahl erkannter Stenosen mit abnehmendem Gefäßdurchmesser. Auch Wittenberg et al. (1998) sehen ein erhöhtes Potential zur Fehlbewertung von Stenosen mit sinkendem Gefäßdurchmesser. Diese Aussage wäre konträr zum bereits angesprochenen Diagramm 4-6, welches bei zunehmendem Gefäßdurchmesser eine steigende Fehleinschätzung der Stenosen erkennen lässt. Die Tatsache, dass die Stenosedurchmesser in Diagramm 4-2 mit zunehmender Gefäßdicke zunächst genauer aber beim größten Gefäßdurchmesser von 3,8 mm wieder ungenauer gemessen wurden, ist unverständlich. Den zitierten Literaturquellen zufolge unterliegt die korrekte Bestimmung des Stenosegrades unmittelbar dem Größeneinfluss des Gefäßes und kann aber nicht ohne weiteres auf die Ergebnisse dieser Phantomstudie übertragen werden.

5.2.1.4 Röhrenspannung/Röhrenstromstärke

Durch Versuche an lebenden Kleintieren in der VCT konnte die optimale Absorption des iodhaltigen Kontrastmittels Iomeprol bei einer Dosis von 70 kV und 200 mA ermittelt werden, die zugleich eine optimale Darstellung des Gefäßsystems und der Weichteilstrukturen der Tiere ermöglichte [Greschus et al., 2004]. Dieses Ergebnis hängt mit den von der Spannung abhängigen Absorptionseigenschaften des Iod zusammen. Röntgenstrahlen werden durch die hohe Ordnungszahl des Iod stark absorbiert. Bei Anwendung niedriger Röhrenspannung geht ein Großteil der Strahlung durch Absorption und Streustrahlung verloren, so dass nur wenig Primärstrahlung am Detektor auftritt. Die am Detektor auftreffende Primärstrahlung bestimmt die Güte des Bildkontrastes. Bei niedrigen Spannungen können hohe

Bildkontraste erzeugt werden. Hohe Spannungen führen durch Abnahme der Absorption und Zunahme des Bildrauschens zu schwachen Kontrasten. Der Weichteilkontrast zur Diagnostik von (in vivo) Gefäßstenosen wird einerseits durch Kontrastmittel mit hoher Ordnungszahl wie Iod und andererseits durch Anwendung niedriger Röhrenspannungen optimiert.

Die Dosis von 70 kV und 200 mA bestätigte sich nach den vorangegangenen Kleintierversuchen erwartungsgemäß als optimaler Scanparameter zur Bestimmung des Stenosegrades (Diagramm 4-3). Diagramm 4-3 hebt zugleich den Einfluss der Röhrenspannung in Diagramm 4-1 stärker hervor, bezieht jedoch nicht den Rekonstruktionsalgorithmus in die Ergebnisse mit ein. Die Ergebnisse zu den verschiedenen Röhrenspannungen in der VCT korrelieren mit den vorgestellten Abbildungen 4-1 bis 4-4, Kapitel 4.3.2. Bei einer Röhrenspannung von 50 kV wurden die Stenosen mit den größten Abweichungen bestimmt. Dies ist einerseits auf die Streustrahlung und die herabgesetzte Bildqualität bei dieser Röhrenspannung und andererseits auf den relativ großen Objektdurchmesser durch die wassergefüllten Phantome zurückzuführen. Der subjektiv beste Bildeindruck bei einer Spannung von 70 kV konnte durch die statistische Auswertung objektiviert werden. Eine unterschiedliche Röhrenspannung von 100 oder 120 kV verändert die Präzision der Messung nicht wesentlich und könnte erklären warum der Einfluss der Spannung in den Diagrammen 4-4, 4-5 und 4-8 sowohl in der VCT als auch in der MSCT kaum ins Gewicht fällt. Da im klinischen Alltag aufgrund der bildüberlagernden Knochen bei einem Schädel-CT vorzugsweise eine Röhrenspannung von 100 und 120 kV verwendet wird, wäre bezogen auf die VCT bei diesen beiden Spannungen eine etwas ungenauere Bestimmung des Stenosedurchmessers zu erwarten als bei Verwendung einer Spannung von 70 kV.

Sowohl Wittenberg et al. (1998) und Funke et al. (2000) bestätigen übereinstimmend die Zunahme korrekt bestimmter Stenosegrade mit steigender Röhrenstromstärke. Die Abnahme des Bildrauschens bei Zunahme der Röhrenstromstärke und die Zunahme des Bildrauschens bei kleineren Schichtdicken wurde bereits erläutert. Bei isotroper Ortsauflösung in der VCT scheint das Pixelrauschen im Boost-Kernel im Vergleich zum Standard-Kernel nicht wesentlich die Messpräzision zu beeinträchtigen. Offensichtlich werden die ungünstigen Einflüsse des Rauschens im Niedrigkontrast durch die Bildschärfe in der VCT wieder kompensiert (Abbildung 4-14, Kapitel 4.7.1). Wittenberg et al. (1998) konnten in der Spiral-CT-Angiographie konstante und genaueste Ergebnisse im Standard-Kernel erzielen. Damit zeigt sich im Vergleich zu herkömmlichen CT-Systemen eine Verbesserung der Messpräzision bei

kantenbetontem Faltungskern in der VCT. Bei einer Röhrenstromstärke von 200 mA scheint das Pixelrauschen in der VCT in dem Maße reduziert zu sein, das ein qualitativ guter Bildeindruck entsteht und zugleich quantitativ die genauesten Ergebnisse erreicht werden können. Bei einer höheren Stromstärke von 250 mA wurde das Bild ungünstig durch Streustrahlung verdeckt und die Messungen am Phantom entsprechend beeinträchtigt. Diese Tatsache ist wiederum physikalisch auf eine niedrigere Röhrenspannung von 50 kV und den Compton-Effekt zurückzuführen. Bei Verwendung niedriger Strahlungsenergie (im Versuch 50 kV) wird die Streuung (inelastische Streuung) größer. Bei Röntgenstrahlung tritt vorwiegend inelastische und kaum elastische Streuung (Rayleigh-Streuung) auf. Bei der Compton-Streuung kommt es im Gegensatz zur Rayleigh-Streuung nicht zum Energieverlust der Strahlung, jedoch ändert die Strahlung in beiden Fällen ihre Richtung [Gerthsen, 1993]. Durch die Richtungsänderung der Strahlung kann der Detektor das Signal nicht präzise zuordnen und es entsteht eine Bildüberlagerung mit störenden Streustrahlungs-Artefakten.

5.2.2 MIP-Messungen

Die Diskussion der MIP-Messungen basiert nicht auf überlappenden Bildrekonstruktionen, da sie wie alle übrigen Versuche an Einzelschicht-Spiral-Aufnahmen im axialen Aufnahmemodus des MSCT stattfanden. Bildüberlappungen können erst durch die z-Interpolation in der Spiral-CT aber nicht in der Einzelschicht-Spiral-CT berechnet werden. Schichtüberlappungen steigern in der z-Ebene den Kontrast und die Ortsauflösung und heben die Bildqualität dreidimensionaler Darstellungen wie der MIP an [Kalender, 1994; Kalender, 2000]. Die bei der Rekonstruktion von Bildüberlappungen gebotene hohe diagnostische Sicherheit [Kalender, 2000], ist bei der Einzelschichttechnik nicht gewährleistet, da es beim Übergang von Schicht zu Schicht zu einem Informationsverlust kommen kann. Dennoch ist der Vorteil in der Einzelschicht-Spiral-CT darin zu sehen, dass jedes Bild einem einzelnen Scan zugeordnet werden kann [Kalender, 2000]. Bei einer Bildüberlappung $> 30\%$ (als optimal gilt ca. 60%) steigt die Wahrscheinlichkeit, kleine Strukturen wie z.B. Stenosen komplett in einer Schicht darzustellen und somit den Partialvolumeneffekt zu reduzieren [Shin et al., 2001].

Mit der MIP wurden die Stenosen überwiegend überschätzt, das gilt verstärkt für die Einzelschicht-Spiral-CT und geringer für die Messungen in der VCT (Diagramm 4-9). Die präziseren MIP-Messungen sind in der VCT auf eine Reduktion des Partialvolumeneffektes zurück-

zuführen. In der VCT können Primärdatensätze über den Flächendetektor komplett lückenlos erfasst und zu 3D-Volumina rekonstruiert werden. Dagegen besteht der 2D-Datensatz in der Einzelschicht-Spiral-CT aus zusammengesetzten nicht überlappenden Schichten. Die Chance, Stenosen in der VCT mit hohem Kontrast zentral in der Schicht ohne Partialvolumeneffekt abzubilden, ist entsprechend größer als in Einzelschicht-Spiral-Bildrekonstruktionen, bei denen Anteile der Stenose-Modelle in die nächste Schicht hineinragen und durch Verdeckung anderer Strukturen zur Verunschärfung führen können. Dieses Problem tritt gleichermaßen in der Mehrschicht-Spiral-CT auf und kann durch die Rekonstruktion von Bildüberlappungen minimiert werden (s.o.). Grundsätzlich sind für Gefäßuntersuchungen mit der MIP Einschränkungen zu beachten, die auf algorithmusinhärente Schwächen dieser dreidimensionalen Darstellungsform zurückzuführen sind [Kalender, 1994]. Nicht selten kommt es bei der Untersuchung kleiner Gefäße zur Überschätzung von Stenosen im Sinne von Pseudookklusionen und durch Fehleinschätzung des Lumendurchmessers zu Pseudostenosen. Da die Methode auf einen ausreichenden Gefäßkontrast angewiesen ist, kann es zu Schwierigkeiten kommen, wenn sich die Dichte des Gefäßes kaum von der Dichte des Weichteilgewebes unterscheidet [Kalender, 1994]. Dieses Problem trat auch in der Versuchsgestaltung auf und wurde in Kapitel 4.8.2 erläutert. Geringe Kontrastunterschiede werden wiederum durch den Partialvolumeneffekt hervorgerufen und entstehen durch Mittelung über alle Strukturen innerhalb einer Schicht (Kapitel 5.2.1). Die Ergebnisse differieren insofern nicht von klinischen MIP-Untersuchungen, zeigen aber ein Steigerungspotential dieser Untersuchungsmethode in der VCT.

Die Strahlungsaufhärtungsartefakte, die sich als hyperdense Areale um die Longitudinalachse der Phantome erkennen lassen, sind auf die hohe Dichte des Schlauches (700 HU) zurückzuführen. Das Spektrum polychromatischer Röntgenstrahlung wird energieabhängig unterschiedlich geschwächt und erklärt die Artefakte. Durch die hohe Dichte des Schlauches wird ein Großteil der weichen Strahlung gefiltert, während hinter dem Schlauch die mittlere Energie der Strahlung ansteigt und als Strahlungsaufhärtung Artefakte hinterlässt. Die Artefakte treten sowohl in der MSCT als auch in der VCT auf und sollten durch eine Vorfilterung der weichen Strahlung in der MSCT schwächer ausgeprägt sein. Tatsächlich lassen sich die Artefakte im Bereich der Phantome sowohl in der MSCT als auch in der VCT in ähnlicher Ausprägung nachweisen. Da sie außerhalb des Gefäßphantoms liegen, wirken sie sich kaum störend auf die Messung aber negativ auf die Bildqualität aus.

5.3 Wandunregelmäßigkeiten (Plaques)

5.3.1 Karotisgefäße

Die Diskussion der Ergebnisse basiert für beide Geräte auf der Bildrekonstruktion im Standard-Faltungskern. Die Plaques stellen sich in der VCT durch eine hohe Ortsauflösung und schwach ausgeprägte Partialvolumeneffekte präzise, scharf und detailgetreu dar. In der MSCT wirken sich die herabgesetzte Ortsauflösung und die verstärkten Partialvolumeneffekte ungünstig auf die Bildanalyse aus (Kapitel 4.7.2). Die herabgesetzte Ortsauflösung erschwert die Differenzierung der Kalkplaques vom kontrastierten Lumen. Die Plaques wirken durch die Partialvolumeneffekte optisch verzerrt und größer (Abbildung 4-15, Kapitel 4.7.2). Bei der Messung des Restlumens in der MSCT könnten die in ihrer Größe unrealistisch abgebildeten Plaques-Areale zu einer Fehleinschätzung des Stenosegrades führen. Die Abhängigkeit der Plaques-Darstellung von der Schichtdicke, dem Faltungskern und der Fensterung wurde von Lell et al. (2004) in der CT-Angiographie beschrieben. Die Verwendung einer dünneren Schichtdicke und härterer Faltungskerne führt zu einer besseren Konturabgrenzung der Plaques. Jedoch muss sowohl für dünnere Schichten als auch für härtere Faltungskerne ein zunehmendes Bildrauschen in Kauf genommen werden. Die Abbildung von Plaques über ein „Weichteilfenster“ führt zu einer Überschätzung der Kalkmenge [Lell et al., 2004]. In Kapitel 3.1 wurde bereits die Qualität der Ortsauflösung in Abhängigkeit vom Faltungskern erläutert. Nicht nur die verstärkten Partialvolumeneffekte, sondern auch die eingeschränkte Ortsauflösung im Standard-Kernel führen zu einer vergrößerten Abbildung der Plaques und damit einer Überschätzung der Kalkmenge in der MSCT. Die deutlichere Abgrenzung der Plaques von der Gefäßwand und vom Lumen ist in der VCT auf die von der Schichtdicke abhängige Ortsauflösung und die reduzierten Partialvolumenartefakte zurückzuführen. Zugleich können in der VCT auch kleinere Plaques deutlicher detektiert werden, die in der MSCT durch die Unschärfe, den herabgesetzten Kontrast und die geringen Dichteunterschiede der Plaques zur Umgebung nur schwer zu erkennen sind (Abbildung 4-16, Kapitel 4.7.2). In der Einleitung (Kapitel 1) wurde die zunehmende Bedeutung der morphologischen Diagnostik von Plaques der extrakraniellen A. carotis interna bereits angesprochen. Die Plaques-Beschaffenheit kann

wichtige Informationen über das Risikoprofil des entsprechenden Patienten liefern, und ermöglicht prognostische Aussagen z.B. für die Wahrscheinlichkeit eines ischämischen Insultes im Spontanverlauf oder im Falle einer therapeutischen Operation oder Intervention. Beispielsweise ist das Risiko für eine zerebrale Ischämie durch Embolisationen aus weichen Plaques („Soft-Plaques“) erhöht und steigt bei frischer Einblutung in die Plaques weiter an. Das Risikoprofil ist zusätzlich abhängig von der Beschaffenheit der Plaques-Oberfläche und ist bei ulzerierten Plaques erhöht und bei glatten, kalziumreichen harten Plaques („Hard-Plaques“) geringer [Denzel et al., 2005]. In der MSCT könnten sich „übersehene“ Plaques-Zonen der Untersuchung entziehen und deren Informationsgehalt zur Therapieplanung fehlen.

5.3.2 Plaques-Modelle

Während in Kapitel 5.3.1 die Abbildungsgüte biologischer Plaques an ex vivo entnommenen Karotisgefäßen im Vordergrund der Diskussion stand, soll in diesem Kapitel die mögliche Verbesserung der Erkennung kleinster simulierter Wandunregelmäßigkeiten anhand der Messungen in der VCT im Vergleich zur MSCT besprochen werden (Kapitel 4.6).

Der Fadendurchmesser mit einer Stärke von 0,1 mm wurde mit beiden Geräten nicht erkannt. Die MinIP erbrachte weder in der MSCT noch in der VCT einen Vorteil zur Detektion des 0,1 mm-Fadens. Der Faden mit dem Durchmesser von 0,3 mm wurde nur in der VCT und nicht in der MSCT erkannt. In dieser kleinen Größenordnung zeigt sich bereits der Vorteil der VCT gegenüber der MSCT in der Detektion von Wandunregelmäßigkeiten. Der Faden mit einer Stärke von 0,5 mm wurde in der VCT mit beiden Faltungskernen und in der MSCT nur im Bone-Kernel erkannt. Obwohl die MIP häufig zu Überschätzungen des Stenosegrades führt, wurde der 0,5 mm-Faden bei der MIP-Messung in der VCT mit beiden Faltungskernen in seiner Größe unterschätzt. Da der Faden und die Spritzenwand im Versuch eine ähnliche Dichte haben, kann dieses Ergebnis nicht zwangsläufig auf eine in vivo-Untersuchung übertragen werden.

Die Ergebnisse sind auf unterschiedlich ausgeprägte Partialvolumeneffekte zurückzuführen, die vom Faltungskern und der Schichtdicke abhängig sind (Kapitel 5.4). Außerdem liegt allen Schnittbildverfahren eine Objektverzerrung in der z-Richtung zugrunde, die mit einer Größenzunahme des Objektes verbunden ist und mit der von der Schichtdicke abhängigen Ortsauflösung erklärt werden kann [Kalender, 1994]. Bei herkömmlichen CT-Geräten ist die

Schichtdicke in der Regel größer als die Auflösung in der Schicht selbst. Aus diesem Grund, ist der Faden von 0,5 mm in der MSCT bei angenähert isotroper Ortsauflösung selbst im Bone-Kernel durch die Verzerrung kaum zu erkennen. Der Grad der Objektverzerrung sinkt mit Abnahme der Schichtdicke, daher wird der Faden in der VCT im Vergleich zur MSCT schon bei einem Durchmesser von 0,3 mm sichtbar und messbar. Die Ausprägung der Objektverzerrung wirkt sich für den Betrachter optisch erst bei einem größeren Plaques-Durchmesser von 0,5 mm aus. Die Konturen der Plaques werden deutlich schlechter abgrenzbar und führen zu einer Fehleinschätzung der Kalkmenge. In diesem Fall wurde die Kalkmenge unterschätzt, sie hätte ebenso überschätzt werden können und ist als nicht repräsentatives Ergebnis zu werten. Vor allem in MIP-Darstellungen kommt es bei in der Schicht gelegenen Strukturen wie hier dem Faden zu einer Objektverzerrung, die es größer erscheinen lässt [Kalender, 1994]. Das verstärkte Auftreten der Partialvolumenartefakte im Boost-Kernel des VCT ist im Zusammenhang mit dem kantenbetonten Faltungskern und dem erhöhten Bildrauschen zu sehen. Die von der Schichtdicke abhängigen Partialvolumenartefakte verstärken die beschriebene Objektverzerrung und tragen gleichermaßen zu einer Fehleinschätzung der Kalkmenge bei, zumal die Artefakte im Versuch genau im Messbereich liegen. Die Frage, ob in der VCT die Erkennung von Wandunregelmäßigkeiten verbessert werden kann, muss anhand der Einbeziehung der Bildgüte und der Messergebnisse klar mit ja beantwortet werden.

5.4 Abbildungsgüte

Dieses Kapitel bezieht sich auf die Rekonstruktionsergebnisse in Kapitel 4.7.1 (Abbildungen 4-13 und 4-14) und erläutert die bereits genannten technischen Zusammenhänge.

Für die Diagnostik von Strukturen bei niedrigem Kontrast sind Schärfe und Kontrast notwendig. Andererseits sind störende Einflüsse durch Bildrauschen und Artefakte zu verhindern. Mit abnehmender Schichtdicke steigt das Bildrauschen, aber auch die Ortsauflösung, was für die technische Entwicklung von CT-Geräten eine stetige Gratwanderung bedeutet. Notwendigerweise muss mit zunehmendem Bildrauschen auch das Röhrenstrom-Scanzeit-Produkt (mAs) angehoben werden, was mit einer Dosissteigerung verbunden ist.

Die in den Versuchen gemessenen Stenosen oder Plaques mit einem Durchmesser von 0,3 mm konnten in der VCT im Vergleich zur MSCT präziser gemessen werden, während in der

MSCT die Strukturen ungenauer bestimmt wurden oder auf dem CT-Bild überhaupt nicht zu sehen waren. Es wurde bereits angesprochen, dass die Schichtdicke in herkömmlichen CT-Systemen in der Regel größer ist als die Auflösung innerhalb der Schicht. Dies trifft auf die in diesem Versuch eingesetzte MSCT zu, die nur mit angenähert isotroper Ortsauflösung arbeitet. In der VCT entspricht die Schichtdicke der Auflösung in der Schicht und ist in Folge dessen in allen Ebenen gleich (isotrop). Auf den Abbildungen 4-13 und 4-14 (Kapitel 4.7.1) ist zu erkennen, dass sich beide Geräte in ihrer Ortsauflösung deutlich voneinander unterscheiden. In der MSCT ist die Ortsauflösung im Standard-Kernel im Vergleich zum Bone-Kernel erheblich eingeschränkt. Sie äußert sich in einer Bildunschärfe und erschwert das Erkennen von Strukturen. Im Bone-Kernel wird das Bild etwas schärfer, aber das Bildrauschen überlagert deutlich die Abbildung. In der VCT gewinnt das Bild sowohl mit einem weichen als auch einem harten Faltungskern an Schärfe, die auf die höhere Ortsauflösung zurückzuführen ist. Obwohl der Boost-Kernel subjektiv etwas schärfer erscheint, ist der Unterschied zwischen beiden Bildnachverarbeitungsmethoden als gering einzuschätzen. Im Boost-Kernel des VCT wirken sich Artefakte wie Teilvolumeneffekte und Bildrauschen gering auf die Detailerkennung von Strukturen im Niedrigkontrast aus. Um Bildrauschen und Artefakte im Niedrigkontrast zu reduzieren, wurden bei herkömmlichen CT-Geräten bevorzugt weiche (Standard)-Faltungskerne verwendet. Damit mussten bislang Kompromisse in der Ortsauflösung eingegangen werden. In der VCT können entgegengesetzt bisherigen Meinungen Objektdarstellungen bei niedrigem Kontrast deutlich verbessert werden. Durch die Bildrekonstruktion von Niedrigkontraststrukturen mit weichen Faltungskernen muss in der VCT keine Einbuße in der Bildqualität in Kauf genommen werden. Eine hohe Ortsauflösung kann in der VCT mit beiden Faltungskernen erzielt werden. Der Einfluss von Partialvolumeneffekten auf die Messpräzision ist in der MSCT als größer einzuschätzen als in der VCT. Als ursächlich sind die unterschiedliche Schichtdicke und davon abhängige Ortsauflösung beider Geräte anzusehen. Auch die Detektorkonzepte wirken sich auf die Partialvolumeneffekte (Kapitel 5.5) aus. Die Beurteilung von Strukturen wird bei eingeschränkter Ortsauflösung in der MSCT zusätzlich durch Partialvolumeneffekte erschwert. In der VCT wirkt sich dieser Summationseffekt durch eine primär hohe Ortsauflösung nur gering auf die Präzision einer Messung aus.

5.5 Volumenabtastung en bloc versus Volumenabtastung in Spiralform

Mit der Akquirierung eines gesamten Volumens kann von einem dreidimensionalen Bildverfahren gesprochen werden. Sowohl bei der Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) als auch der Volumen-CT (VCT) handelt es sich um ein Volumenaufnahmeverfahren. Der Unterschied zwischen beiden Geräten liegt in der Rekonstruktionstechnik (2D-Verfahren versus 3D-Verfahren) und dem Detektorkonzept (Fächerstrahl versus Kegelstrahl). Während einige Autoren bereits mit der Erfassung eines gesamten Volumens in der MSCT vom Übergang eines rein zwei- in ein dreidimensionales Bildverfahren sprechen [Shin et al., 2001], sollte nach Meinung anderer Autoren erst in Zusammenhang mit der Kegelstrahl-CT von einer 3D-Rekonstruktion gesprochen werden [Kalender, 2000].

Ein Vorteil der en bloc Abtastung ist die Erfassung eines gesamten Volumens in der z-Richtung und der anschließenden Berechnung eines dreidimensionalen lückenlosen Primärdatensatzes. Über einen Kegelstrahl-Algorithmus, dem sogenannten Feldkamp-Algorithmus, wird ein isotroper Datensatz berechnet, der eine hohe Ortsauflösung ermöglicht. Die Konstruktion von Flächendetektoren ist durch Veränderung der planaren Geometrie eines Fächerstrahls zwangsläufig mit einer Objektverzerrung während der Scans verbunden und führt zu den sogenannten *cone-beam-Artefakten*, die als Nachteil dieser Methode anzusehen sind und über physikalisch-mathematische Ansätze minimiert werden. Ein weiterer Nachteil der VCT ist der zur Zeit notwendige Dosisanstieg zur Erlangung hochwertiger CT-Bilder.

Es konnte in allen Versuchen eine Tendenz zur Reduktion von Artefakten in der VCT aufgezeigt werden, da bei einem Flächendetektor nicht mehr wie in der MSCT in einzelnen oder mehreren Schichten gescannt wird. Die Einführung der Spiral-CT erbrachte gegenüber der Einzelschichttechnik den großen Vorteil, die für eine qualitativ hochwertige dreidimensionale Darstellung von Strukturen notwendige Bildüberlappung nach den Scans berechnen zu können. Mit den Flächendetektoren entfällt dieses Bildnachverarbeitungskonzept, denn es steht direkt nach der Bildrekonstruktion ein lückenloser 3D-Volumendatensatz zur Verfügung. Durch die Aufnahme einzelner oder mehrerer Schichten ist in der MSCT die Gefahr für Partialvolumeneffekte gegenüber der VCT erhöht.

Die Vorteile von Flächendetektoren gegenüber herkömmlichen CT-Geräten könnten zukünftig bei speziellen Fragestellungen in der Gefäßdiagnostik (Weichteildiagnostik) genutzt werden. In dieser Arbeit wurde quantitativ bewiesen, dass kleinste Gefäße mit einem Durchmesser von 1,6 mm sowie Stenosen mit einem Durchmesser von 0,3 mm in der VCT präziser detektiert und untersucht werden können als in der MSCT. Die VCT konnte sich bei allen in dieser Arbeit durchgeführten Messungen durch geringere Schwankungen und Abweichungen als robustere Methode gegenüber der MSCT beweisen. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass mit Flächendetektoren eine hochauflösende Bildqualität im Niedrigkontrast erreicht werden kann.

In der Akutversorgung von Patienten mit einer zerebralen Ischämie könnte die VCT neben der MRT ein zweites Standbein für die Frühdiagnostik werden und neben Blutungen auch minderversorgte Hirnareale abbilden. Die relativ lange Untersuchungszeit in der MRT könnte für unruhige und bewusstseinsgetrübte Patienten durch eine rasche CT-Untersuchung vereinfacht werden, ohne bei der Bildqualität Einbußen in Kauf nehmen zu müssen. Sie könnte gleichermaßen mit der CTA in Konkurrenz treten, die als Zusatzkriterium in der Akutdiagnostik eingesetzt wird und größere Gefäßverschlüsse, aber keine kleineren Gefäße zuverlässig nachweist. Zugleich könnte die Forschung an kleinsten Hirngefäßen mit der VCT Aufschlüsse über die Bedeutung zerebraler Mikroembolien und relevanter zerebraler Stenosegrade für die Auslösung einer Ischämie erbringen.

Die DSA ist als Goldstandard in der Diagnostik extra- und intrakranieller Gefäßstenosen bereits klinisch in den Hintergrund getreten. Wenig invasive Verfahren wie die robuste TOF-Technik, die MRA oder die CTA konkurrieren mit der DSA und konnten sich in vergleichenden Studien als diagnostisch und therapeutisch relevante bildgebende Verfahren behaupten. Insbesondere bei der Diagnostik von Pseudookklusionen könnte die VCT nicht nur mit der CTA, sondern gleichermaßen mit der bei diskrepanten Befunden weiter eingesetzten invasiven DSA in Konkurrenz treten. Auch bei der morphologischen Untersuchung von Plaques-Arealen und der interventionellen Angioplastie könnte sie sinnvoll als bildgebendes Verfahren eingesetzt werden. Die Nachsorge und Kontrolle interventionell oder operativ eingesetzter Karotisstenosen stellt eine besondere Herausforderung an die CT dar, denn häufig werden die Stents durch ihre hohe Dichte unrealistisch dick dargestellt und zugleich das Ausmaß einer Instent-Stenose überschätzt. Diese Situation kann durch Aufhärtungsartefakte der Stents weiter verschärft werden und erschwert die Beurteilung des Stentlumens [Lell et al., 2004].

CT-Untersuchungen von Instent-Stenosen an Gefäßmodellen erbrachten bei Verwendung härterer Faltungskerne günstigere Ergebnisse zur Detektion der Stenosen als bei Verwendung weicher Faltungskerne [Lell et al., 2004]. Bei harten Faltungskernen muss jedoch mit Zunahme des Bildrauschens und von Artefakten gerechnet werden. Die VCT eignet sich bei Verwendung harter Faltungskerne zur Beurteilung von Weichteilstrukturen. Sie bietet eine außerordentlich hohe Ortsauflösung, die auch durch mögliche Artefakte oder Bildrauschen nicht wesentlich limitiert wird.

In der Diagnostik zerebraler Vaskulitiden hat sich die MRA mit einer Sensitivität von 100% bereits fest etabliert. Zusätzlich wird in der Regel die in dieser speziellen Fragestellung zuverlässige und hoch spezifische DSA durchgeführt. In der DSA können allerdings nur mittelgroße und große Gefäße sicher nachgewiesen werden, dagegen werden kleine Gefäße in nicht ausreichend hoher Auflösung dargestellt und können zu falsch negativen Angiographiebefunden führen. Dabei wurde bereits der Wunsch nach einer Methode geäußert, die die Sensitivität und die Spezifität beider Geräte vereint und zudem auch einen sicheren Nachweis für kleinere Gefäße bietet [Reuter et al., 2003]. Auch an dieser Stelle könnte sich zukünftig die VCT als nützlich erweisen und einen Fortschritt in der Vaskulitidiagnostik bewirken.

Weitere interventionelle Einsatzmöglichkeiten der VCT sind im Rahmen der Behandlung von Aneurysmen und AV-Malformationen zu sehen und betreffen beispielsweise das interventionelle Coiling und Stenting von Gefäßen. Da sich kleinere Aneurysmen mit einer Größe < 4 mm sowohl der Diagnostik in der CTA als auch in der MRA entziehen können, wird zur Klärung häufig eine DSA angeschlossen. Sie gilt zur Zeit noch als unverzichtbar zur Beurteilung der Aneurysmageometrie. Insbesondere im Rahmen von 3D-Rekonstruktionen in der CTA kann die Weite des Aneurysmahalses im Bereich der Mediabifurkation und der A. communicans anterior überschätzt werden. Notwendigerweise wird auch zum Nachweis von Restfluss im Aneurysma eine hochauflösende Pixelmatrix sowie eine effektive Schichtdicke < 1 mm gefordert [Dörfler et al., 2006]. Die Forderung nach hochauflösenden Bildverfahren und dünneren Schichtdicken, sowie die Notwendigkeit, kleinste Strukturen im Millimeterbereich abzubilden, lässt bereits die Bedeutung der VCT vermuten, die das diagnostische Spektrum in der Behandlung von Aneurysmen erweitern könnte. Auch in der Diagnostik von kleinsten AV-Malformationen, die durch umgebende Blutungen verdeckt und in der MRA übersehen werden können, könnte die VCT mit der DSA konkurrieren.

Die Diagnostik der Mikroangiopathien hat mit den morphometrischen und spektroskopischen kernspintomographischen Untersuchungen, sensitiven MR-Sequenzen (z.B. FLAIR) und der CT mehrere Standbeine. Während Ischämien und Blutungen mit der CT nachgewiesen werden, können in der MRT Signalveränderungen durch Blutabbauprodukte wahrgenommen werden. Die Folgen einer Vaskulitis am Hirnparenchym sowie unspezifische Zeichen einer kortikalen und subkortikalen Hirnatrophie können gleichermaßen mit CT und MRT diagnostiziert werden. Erst wenn Strukturen in der MRT eine Größe von mindestens 5 mm aufweisen, sind sie in der Regel auch in der CT zu sehen [Hentschel, 2004]. Beispielsweise können durch sensitive FLAIR-Sequenzen kleinste sogenannte White Matter Lesions (WML), die als mikroangiopathische Folge anzusehen sind, diagnostiziert werden. Die Diagnostik von Mikroangiopathien, also kleinster Hirngefäße und Gefäßwandprozesse, spielt sich im μm -Bereich ab. Im Rahmen einer vaskulären Demenz wie der subkortikalen vaskulären Enzephalopathie (Morbus Binswanger) könnte vor allem das Spektrum zugunsten der Frühdiagnostik mit entsprechend präzisen CT-Technologien erweitert werden. Im μm -Bereich stößt die VCT zur Zeit an ihre Grenzen und könnte jedoch in naher Zukunft zur Identifikation von Gefäßstrukturen eingesetzt werden.

6 Zusammenfassung - Summary

6.1 Zusammenfassung

In dieser experimentellen Arbeit wurden Messungen an Phantom-Modellen mit unterschiedlichen Gefäß- und Stenosedurchmessern im Niedrigkontrast vorgenommen. Sie imitieren in ihrer Größe Hirngefäße mit einem maximalen Gefäßdurchmesser von 3,8 mm und kleinste Gefäßverschlüsse mit einem minimalen Durchmesser von 0,3 mm. Außerdem wurden zur Untersuchung von Wandunregelmäßigkeiten arteriosklerotische Plaques an einem ex vivo entnommenen Karotispräparat und simulierte Plaques an einem Plaque-Modell untersucht. Die Versuche fanden an einem Prototypen eines mit zwei Flachbilddetektoren ausgestatteten Volumen-CT der Firma GE Medical Systems und einem im klinischen Routinebetrieb befindlichen MSCT mit der Herstellerbezeichnung LightSpeed¹⁶ der Firma GE Medical Systems statt. Die Ergebnisse basieren in der MSCT und in der VCT auf einem sequentiellen Aufnahmemodus.

Die Untersuchungen wurden in identischer Weise an beiden Geräten durchgeführt und miteinander verglichen. Folgende zentrale Fragestellungen konnten mit den Versuchsergebnissen beantwortet werden:

- Ist die Präzision der Messung in der VCT dem MSCT gleichwertig, über- oder unterlegen?
- Bis zu welcher Größe ist eine Stenose in der VCT bzw. MSCT messbar?
- Mit welcher Röhrenspannung kann eine Stenose in der VCT optimal bestimmt werden?
- Verbessert die VCT die Erkennung von Wandunregelmäßigkeiten?

Anhand der statistisch ausgewerteten Messreihen erwies sich die VCT durch geringere Abweichungen und Schwankungen der gemessenen Gefäß- und Stenosedurchmesser als validere

der beiden Methoden. Unabhängig von beiden Geräten wurden die Gefäßdurchmesser überwiegend unterschätzt und die Stenosedurchmesser überschätzt. Auch bei den MIP-Messungen war die VCT der MSCT in der Präzision der Messung überlegen. Die als ursächlich für diese Ergebnisse anzusehenden Partialvolumeneffekte, sind in ihrer Ausprägung verstärkt in der MSCT und geringer in der VCT zu beobachten. Diese Tatsache ist nicht nur auf unterschiedliche Schichtdicken, sondern auch auf die unterschiedlichen Detektorkonzepte und Bildrekonstruktionsmethoden beider Geräte zurückzuführen. Die Abtastung hat in der Einzelschichttechnik Einfluss auf das Entstehen von Partialvolumenartefakten. Das untere Limit zur Erfassung des Stenosedurchmessers liegt in der VCT zwischen 0,1 und 0,3 mm und in der MSCT bei ca. 0,5 mm. Die optimale Röhrenspannung zur Detektion von Stenosen konnte in der VCT bei 70 kV bei einer Röhrenstromstärke von 200 mA bestimmt werden. Die hohe isotrope Ortsauflösung in der VCT wirkt sich günstig auf die Beurteilung von Niedrigkontraststrukturen sowohl mit harten als auch mit weichen Faltungskernen aus. In der MSCT reduzieren Artefakte und Bildrauschen neben der im Vergleich zur VCT herabgesetzten Ortsauflösung zusätzlich die Bildqualität. Entgegengesetzt bisheriger Meinungen, die Bildqualität von Flachbilddetektoren sei zur Diagnostik von Weichteilstrukturen nicht geeignet, konnte sich die VCT sowohl qualitativ als auch quantitativ gegen die MSCT behaupten.

Wandständige Plaques-Areale wurden in der VCT detailliert dargestellt, während deren Größe und Kontur in der MSCT verfälscht abgebildet wurde. Sowohl in den Versuchen an den Stenose-Modellen als auch an den biologischen und artifiziellen Kalkplaques konnte der Vorteil der VCT gegenüber der MSCT demonstriert werden. Klinische Indikationsgebiete der VCT könnten zukünftig verschiedene zerebrovaskuläre Erkrankungen wie die zerebrale Arteriosklerose, intra- und extrakranielle Stenosen, Vaskulitiden, AV-Malformationen, Aneurysmen und die präsymptomatische Diagnostik zerebraler Mikro- und Makroangiopathien sein.

Die präzise Beantwortung neuroradiologischer Fragestellungen ist von der Spezifität und Sensitivität eines bildgebendes Verfahrens abhängig. Moderne und wenig invasive Schnittbildverfahren wie die CTA oder MRA können in der Auflösung von Gefäßstrukturen an ihre Grenzen kommen. Aus diesem Grund wird bei Unklarheiten auf die invasive DSA als Goldstandard in der Gefäßdiagnostik zurückgegriffen, die aus dem klinischen Routinebetrieb noch nicht wegzudenken ist. Die VCT könnte zukünftig als weniger invasives, präzises und zugleich bildqualitativ hochwertiges 3D-Verfahren zum Beispiel in der Gefäßdiagnostik eingesetzt werden. Bis CT-fähige Flächendetektoren in der klinischen Routine eingebunden

werden können, müssen sie jedoch noch einige technische Entwicklungsstufen wie etwa die Dosisreduktion durchlaufen.

6.2 Summary

In this experimental phantom analysis different vessel and stenosis diameters were measured in low contrast condition. Their size imitates brain vessels with a maximum vessel diameter of 3,8 mm and smallest vessel stenosis with a minimum diameter of 0,3 mm. We also analysed arteriosclerosis plaques of vessel walls on an ex vivo dissected carotid artery and simulated plaques on artificial plaques-models. The experiments were performed on a prototype volumetric CT scanner (VCT) equipped with two flat panel detectors from GE Medical Systems company and a routinely used multi-section CT (MSCT) scanner named LightSpeed¹⁶ from GE Medical Systems company. The MSCT and VCT results base on a sequential scanning mode. The experiments were realized on both units identically and were compared. The following main questions could be answered by the experimental results:

- Is the precision of the volumetric CT measurements equal to those of the multi-section-CT or are they inferior or superior?
- Down to which size can the stenosis be measured in volumetric CT and multi-section-CT?
- Which tube voltage should be chosen for optimal measurements of stenosis in volumetric CT?
- Does the volumetric CT improve the identification of vessel wall irregularities?

Due to less deviations and fluctuations in the series of measurements of the vessel and stenosis diameters, the VCT proved to be more valid than the MSCT. Independent of both tools the vessel diameters were generally underestimated and the stenosis diameters overestimated. Also the precision of the MIP-measurements with the VCT was superior to those with the MSCT. This finding is attributed to the partial volume effects whose perturbing characteristics are more powerful in the MSCT than in the VCT. On the one hand those facts could be put down on the different slice thicknesses but also on the different detector concepts and the

image reconstruction methods of both tools. Also the scanning method in helical single-slice technique has influence on the development of partial volume artefacts. The lower limit for capturing the stenosis is about 0,1 to 0,3 mm in VCT and about 0,5 mm in MSCT. The optimal tube voltage for the detection of a stenosis in VCT was determined at 70 kV and a current of 200 mA. At the same time the high isotropic resolution of the VCT is advantageous on judging structures on lower contrast using hard as well as soft reconstruction kernels. Apart from the lower isotropic resolution of the MSCT in comparison to VCT the image quality is additionally reduced by artifacts and superimposed by noise. In contrary to earlier opinions saying that the image quality of flat panel detectors is not suitable for the examination of soft part structures, the VCT can stand up to MSCT qualitatively as well as quantitatively.

Plaques-zones on vessel walls were imaged with more details in VCT as their size and outline were imaged with lower quality in MSCT. The advantage of VCT could be demonstrated as well with the experiments on the stenosis models and on the biological and artificial plaques. Prospectively clinical indications for VCT could be cerebrovascular diseases like cerebral arteriosclerosis, internal and external cranial stenosis, vasculitis, arteriovenous malformations, aneurism and diagnostics of pre-symptomatically cerebral mikro- and makroangiopathy.

The finding of precise answers to neuroradiological questionings depends on the specificity and sensitivity of technical imaging methods. Modern and minimally invasive cross section imaging methods like CTA or MRA can be limited by their resolution of vessel structures. If obscurities occur the invasive DSA as gold standard in vascular diagnostics can not yet be missed in the clinical daily routine. Prospectively VCT could be introduced as a less invasive, precise and at the same time high quality 3D technique in vascular diagnostics. Till flat panels are reaching CT capability there are still some technical developments like the reduction of the x-ray dose to be done.

7 Literaturverzeichnis

1) *Albrecht T*

Ultraschallkontrastmittel

Fortschr Röntgenstr (2004); 176: S41-S401

2) *Alfke K, Jansen O*

Endovaskuläre versus operative Therapie intrakranieller Aneurysmen

Akt Neurol (2005); 32: 33-37

3) *Becker H*

Angiographie-Komplikation bei Abklärung eines Hirninfarktes

Clinical Neuroradiology (2006); 16: 178-182

4) *Becker H*

Komplikation nach ambulanter Karotisangiographie

Clinical Neuroradiology (2006); 4: 245-248

5) *Beilicke M, Klöppel R, Lieberenz S*

In-vitro-Untersuchungen zum Nachweis vaskulärer Stenosen mit der Spiral-CT-Angiographie

Fortschr Röntgenstr (1998); 168,3: 217-221

6) *Denzel C, Balzer K, Müller KM, Lell M, Lang W*

Diagnostik der Morphologie und Oberflächenstruktur von Plaques der Arteria carotis interna

Dtsch Med Wochenschr (2005); 130: 1267-1272

- 7) *Dörfler A, Engelhorn T*
MR-und CT-Angiographie bei zerebrovaskulären Erkrankungen: Technik, Indikation und klinische Anwendung
Radiologie up2date (2006); 6: 49-64
- 8) *Forsting M, Wanke I, Raabe A, Seifert V*
Zerebrale Aneurysmen: Clipping oder Coiling
Akt Neurol (2001); 28: 97-102
- 9) *Funke C, Alamo L, Castillo E, Kopka L, Grabbe E*
Mehrschicht Spiral-CT-Angiographie: Optimierung der Untersuchungsparameter an einem Gefäßphantom
Fortschr Röntgenstr (2000); 172: 927-933
- 10) *Gerthsen C*
Physik
Springer-Verlag (1993)
- 11) *Greschus S, Kießling F, Fussenig N, Vosseler S, Lichy M, Traupe H*
In vivo CT von Kleintieren mit dem Prototypen eines Flächendetektor-Volumen-Computertomographen
Fortschr Röntgenstr (2004); 176: S41-S401
- 12) *Mathias K*
Karotisstenosen: Operation oder Angioplastie plus Stent?
Cardiovasc (2001); 1 (3): 8-11
- 13) *Heidenreich JO, Bruhn H, Schilling H, Felix R, Wolf KJ*
Verbesserte Charakterisierung der Gefäßanatomie vor Embolisation von zerebralen AVM mit 3D-TOF-MRA
Forschr Röntgenstr (2005); 177: S1

-
- 14) *Hauth EA, Jansen C, Drescher R, Schwarz M, Christmann A, Jaeger H, Forsting M, Mathias K*
Angiographische Verlaufskontrolle nach Stentimplantation zur Behandlung der Karotisbifurkationsstenose
Fortschr Röntgenstr (2006); 178: 794-800
- 15) *Hentschel F*
Stellenwert der strukturellen und funktionellen Bildgebung bei Demenzen
Radiologie up2date (2004); 1
- 16) *Käger HJ, Mathias KD, Drescher R, Bockisch G, Hauth E, Demirel E, Gißler HM*
Zerebrale Protektion mit Ballonokklusion bei der Stentimplantation der A. carotis-
Erste Erfahrungen
Fortschr Röntgenstr (2001); 173: 139-146
- 17) *Kalender WA, Wedding K, Polacin A, Prokop M, Schaefer-Prokop C, Galanski M*
Grundlagen der Gefäßdarstellung mit Spiral-CT
Akt. Radiol. (1994); 4: 287-297
- 18) *Kalender WA*
Computertomographie; Publicis M&D; München (2000)
- 19) *Kalender WA*
Der Einsatz von Flachbilddetektoren für die CT-Bildgebung
Radiologe (2003); 43: 379-387
- 20) *Kiessling F, Greschus S, Lichy MP, Bock M, Fink C, Vosseler S, Moll J, Margareta MM, Fusening NE, Traupe H, Semmler W*
Volumetric computed tomography (VCT): a new technology for noninvasive, high-resolution monitoring of tumor angiogenesis
Nature medicine (2004); 10: 1133-1138

- 21) *Klöppel R, Heuser L*
Spiral-CT
Verlag Hans-Huber, Bern (1998)
- 22) *Koch C, Kucinski T, Eckert B, Wittkugel O, Röther J, Zeumer H*
Endovaskuläre Behandlung hochgradiger Halsgefäßstenosen - Stentgeschützte perkutane Angioplastie der Arteria Carotis ohne Protektion
Fortschr Röntgenstr (2002); 174: 1506-1510
- 23) *Lell M, Anders K, Leidecker C, Lang W, Bautz W, Uder M*
CTA der A. carotis mit unterschiedlichen CT-Geräten
Radiologe (2004); 44: 967-974
- 24) *Ludwig K, Bernhardt TM*
Digitale Flachdetektorsysteme
Radiologie up2date (2002); 1
- 25) *Müller-Hülsbeck S*
Zerebrale Protektionssysteme für die Behandlung der Karotisstenose-Eine Standortbestimmung
Fortschr Röntgenstr (2002); 174: 945-954
- 26) *Obert M, Ahlemeyer B, Baumgart-Vogt E, Traupe H*
Flat-panel volumetric computed tomography- a new method for visualizing fine bone detail in living mice.
Journal of Computer Assisted Tomography (2005); 29: 560-565
- 27) *Omlor G, Kruschke A, Müller K, Kastrup O*
Karotis-Restenose durch Stent-assoziierte Einblutung in einen atheromatös-fibrösen Herd
Zentralbl Chir (2004); 129: 311-313

-
- 28) *Reiser M, Kuhn FP, Debus J*
Radiologie
Duale Reihe, Georg Thieme Verlag (2004)
- 29) *Reuter M, Biederer J, Both M, Schnabel A, Reinhold-Keller E, Gross WL, Heller M*
Radiologie der primären systemischen Vaskulitiden
Fortschr Röntgenstr (2003); 175: 1184-1192
- 30) *Schmidt D*
Arteriitis cranialis - Ein Überblick
Klin Monatsbl Augenheilkd (2003); 220: 579-617
- 31) *Shin H, Heiland S*
Multi-Detektor-Computertomographie
Radiologie up2date (2001); 4
- 32) *Shin H, Stamm G*
Grundlegende Techniken des Image Processing in der Schnittbilddiagnostik
Radiologie up2date (2002); 3
- 33) *Traupe H, Kotitschke K*
Volumen-CT
Klinikum der Justus-Liebig-Universität Gießen (2002)
- 34) *Toshinori H, Yukunori K, Ono K, Murata Y, Takahashi M, Suginoara K, Uemura S*
Maximum stenosis of extracranial internal carotid artery: Effect of luminal morphology on stenosis measurement by using CT Angiography and conventional DSA
Radiology (2001); 221: 802-809
- 35) *Wanke I, Gizewski E, Dörfler A, Stolke D, Forsting M*
Stenting plus Coiling bei akut rupturierten intrakraniellen Aneurysmen
Fortschr Röntgenstr (2005); 177: 1255-1259

36) *Weber J*

Inauguraldissertation im Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen Universitätsklinikum Gießen-Marburg (2005)

Medizinisches Zentrum für Radiologie

Abteilung für Neuroradiologie, Leiter Prof. Dr. med. H. Traupe

37) *Wiltfang J, Lewczuk P, Miertschischk J, Svitek J und Kornhuber J*

Kompetenznetz Demenzen – Früherkennung und Differentialdiagnose

Psychoneuro (2003); 29 (6): 290-293

38) *Wittenberg G, Lenk G, Jenett M, Elsner H, Kaiser WA, Kellner M, Schultz G, Trusen A, Hahn D*

In-vitro-Versuche zur Stenosegradbestimmung mit der Spiral-CT-Angiographie

Fortschr Röntgenstr (1998); 168,6: 557-561

39) *Wohlgemuth WA, Bohndorf K*

Endovaskuläre Brachytherapie in der Restenoseprophylaxe nach Angioplastie und Stentimplantation: Eine Übersicht

Fortschr Röntgenstr (2003); 175: 246-252

40) *Weihl C, Dörfler A, Forsting M*

Pulssynchroner Tinnitus als einziges Symptom einer fibromuskulären Dysplasie der zervikalen Arterien

Fortschr Röntgenstr (1999); 177: 334-335

41) *Wojak JC, Dunlap DC, Hargrave KR, DeAlvare LA, Culbertson HS, Connors JJ, III*

Intracranial Angioplasty and Stenting: Long-term results from a single center

American Journal of Neuroradiology (2006); 27: 1882-1892

8 Anhang

8.1 Abkürzungsverzeichnis

- 1) MW = Mittelwert
- 2) LuSt = Lumen Stenose
- 3) d = Differenzwerte
- 4) GD = Gefäßdurchmesser (1,6/ 2,2/ 3,2/ 3,8 mm)
- 5) SD = Stenosedurchmesser (0,3/ 0,5/ 1,0/ 1,5/ 2,0/ 2,5/ 3,0 mm)
- 6) V = Volumen-Computertomograph (VCT)
- 7) M = Mehrschicht-Spiral-Computertomograph (MSCT)
- 8) kV = kiloVolt
- 9) mA = milliAmpere
- 10) S = Standard-Kernel
- 11) K = Knochen = Bone-Kernel in der MSCT
- 12) B = Boost-Kernel
- 13) 0 = 0°-Winkel
- 14) ax = axialer Aufnahmemodus in der MSCT (Einzelschicht-Spiral-CT)
- 15) hel = helicaler Aufnahmemodus in der MSCT (Mehrschicht-Spiral-CT)
- 16) Span = Spannung
- 17) Win = Winkel
- 18) Ger = Gerät

8.2 Tabellen

LuSt	gd_real	sd_real	GDVS 50kV250mA0d	GDVS 70kV200mA0d	GDVS 100kV60mA0d	GDVS 120kV40mA0d	GDVB 50kV250mA0d	GDVB 70kV200mA0d	GDVB 100kV60mA0d	GDVB 120kV40mA0d
GD1,6SD0,3	1,6	0,3	-0,3	-0,1	0	-0,2	-0,2	-0,1	0	-0,1
GD2,2SD0,3	2,2	0,3	-0,2	-0,2	-0,5	-0,2	-0,2	-0,2	-0,5	-0,2
GD3,2SD0,3	3,2	0,3	0,2	0,2	0,3	-0,1	0,1	0,2	0,1	0,2
GD3,8SD0,3	3,8	0,3	-0,4	-0,3	-0,2	-0,2	-0,3	-0,3	-0,2	-0,3
GD1,6SD0,5	1,6	0,5	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2
GD2,2SD0,5	2,2	0,5	0	-0,1	-0,1	0	0	-0,1	0	0
GD3,2SD0,5	3,2	0,5	0	0	1,4	1,5	0,2	0,1	1,7	1,5
GD3,8SD0,5	3,8	0,5	-0,2	-0,2	-0,2	-0,3	-0,3	-0,2	0	-0,3
GD1,6SD1,0	1,6	1	-0,1	-0,2	0	-0,1	-0,1	0	0,1	0
GD2,2SD1,0	2,2	1	-0,3	-0,3	-0,2	-0,1	0	0	-0,1	-0,3
GD3,2SD1,0	3,2	1	0	-0,2	-0,1	-0,1	0,1	0	-0,1	-0,2
GD3,8SD1,0	3,8	1	-0,3	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2	-0,3
GD2,2SD1,5	2,2	1,5	-0,1	-0,2	-0,2	-0,1	-0,3	-0,2	-0,1	-0,2
GD3,2SD1,5	3,2	1,5	0,1	-0,2	0	-0,2	-0,2	0	-0,1	0
GD3,8SD1,5	3,8	1,5	-0,2	-0,2	0	-0,3	-0,1	-0,1	-0,2	-0,3
GD2,2SD2,0	2,2	2	-0,1	-0,2	-0,3	-0,2	-0,1	-0,3	-0,2	-0,3
GD3,2SD2,0	3,2	2	0	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2	-0,2	0	-0,2
GD3,8SD2,0	3,8	2	-0,4	-0,2	-0,3	-0,3	-0,4	-0,2	-0,2	-0,2
GD3,2SD2,5	3,2	2,5	0	-0,1	0	-0,1	0,1	0	0	-0,1
GD3,8SD2,5	3,8	2,5	-0,3	-0,4	-0,3	-0,1	-0,2	-0,2	-0,3	-0,2
GD3,2SD3,0	3,2	3	-0,2	0	0	0	0	-0,1	0	0
GD3,8SD3,0	3,8	3	-0,4	-0,2	-0,2	-0,2	-0,1	-0,2	-0,2	-0,1
MW			S 50	S 70	S 100	S 120	B 50	B 70	B 100	B 120
	0,3	-0,18	-0,10	-0,10	-0,18	-0,15	-0,10	-0,15	-0,10	
	0,5	-0,08	-0,13	0,23	0,25	-0,05	-0,10	0,38	0,25	
	1	-0,18	-0,20	-0,13	-0,13	-0,05	-0,05	-0,08	-0,20	
	1,5	-0,07	-0,20	-0,07	-0,20	-0,20	-0,10	-0,13	-0,17	
	2	-0,17	-0,20	-0,27	-0,23	-0,23	-0,23	-0,13	-0,23	
	2,5	-0,15	-0,25	-0,15	-0,10	-0,05	-0,10	-0,15	-0,15	
3	-0,30	-0,10	-0,10	-0,10	-0,05	-0,15	-0,10	-0,05		

Tabelle zu Diagramm 4-1, Kapitel 4.3.1

LuSt	gd_real	sd_real	SDVS50kV/250mA0d	SDVS70kV/200mA0d	SDVS100kV/60mA0d	SDVS120kV/40mA0d	SDVB50kV/250mA0d	SDVB70kV/200mA0d	SDVB100kV/60mA0d	SDVB120kV/40mA0d
GD1,6SD0,3	1,6	0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
GD1,6SD0,5	1,6	0,5	-0,5	0	-0,1	-0,1	-0,5	0	0	0,1
GD1,6SD1,0	1,6	1	-0,6	-0,5	-0,4	-0,3	-0,5	-0,4	-0,5	-0,3
GD2,2SD0,3	2,2	0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
GD2,2SD0,5	2,2	0,5	-0,5	0	-0,5	0,2	-0,5	0,3	-0,5	0
GD2,2SD1,0	2,2	1	-0,4	-0,2	-0,2	-0,3	-0,2	-0,3	-0,1	0,1
GD2,2SD1,5	2,2	1,5	-0,4	-0,2	-0,4	-0,4	0,5	-0,2	-0,4	-0,4
GD2,2SD2,0	2,2	2	-0,4	-0,2	-0,2	-0,2	-0,6	-0,3	-0,1	-0,2
GD3,2SD0,3	3,2	0,3	-0,3	0,1	0	0	-0,3	0	0	-0,3
GD3,2SD0,5	3,2	0,5	0	0,3	0,2	0,3	0,1	0,2	0	0,2
GD3,2SD1,0	3,2	1	-0,3	-0,2	-0,1	-0,2	-0,5	-0,2	-0,3	-0,2
GD3,2SD1,5	3,2	1,5	-0,3	-0,3	-0,2	-0,2	-0,3	-0,3	-0,2	-0,2
GD3,2SD2,0	3,2	2	-0,3	0	0	0	-0,3	0	0	0
GD3,2SD2,5	3,2	2,5	-0,3	-0,1	-0,3	-0,3	-0,3	-0,2	-0,3	-0,1
GD3,2SD3,0	3,2	3	-0,1	0	0	-0,1	-0,1	0	0	0
GD3,8SD0,3	3,8	0,3	-0,3	0	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
GD3,8SD0,5	3,8	0,5	-0,5	0	0,1	-0,1	-0,5	-0,1	0	-0,5
GD3,8SD1,0	3,8	1	-0,2	-0,2	-0,3	-0,2	-0,3	-0,2	-0,3	-0,4
GD3,8SD1,5	3,8	1,5	-0,2	0	-0,1	0	-0,1	0	0	-0,2
GD3,8SD2,0	3,8	2	-0,3	0	-0,1	-0,3	-0,1	0,1	0	-0,1
GD3,8SD2,5	3,8	2,5	-0,4	-0,2	-0,1	-0,1	-0,4	-0,2	0	-0,2
GD3,8SD3,0	3,8	3	-0,1	-0,1	-0,1	0	-0,2	0,1	-0,1	0
MW (kV)			-0,30	-0,11	-0,17	-0,15				
MW (GD)	1,6					-0,31				-0,28
	2,2					-0,28				-0,21
	3,2					-0,10				-0,13
	3,8					-0,16				-0,18

Tabelle zu Diagramm 4-2 und 4-3, Kapitel 4.3.2

gd_real	sd_real	GDMS100kVax0d	GDVS100kV60mA0d	GDMS120kVax0d	GDVS120kV40mA0d
1,6	0,3	-0,6	0	-0,9	-0,2
1,6	0,5	-0,7	-0,2	-0,6	-0,2
1,6	1	-0,7	0	-0,6	-0,1
2,2	0,3	-0,7	-0,5	-0,7	-0,2
2,2	0,5	-0,3	-0,1	-0,5	0
2,2	1	-0,3	-0,2	-0,6	-0,1
2,2	1,5	-0,5	-0,2	-0,6	-0,1
2,2	2	-0,4	-0,3	-0,5	-0,2
3,2	0,3	-0,1	0,3	0,2	-0,1
3,2	0,5	-0,3	1,4	-0,3	1,5
3,2	1	-0,3	-0,1	-0,3	-0,1
3,2	1,5	-0,1	0	-0,2	-0,2
3,2	2	-0,3	-0,2	0	-0,2
3,2	2,5	-0,3	0	-0,4	-0,1
3,2	3	-0,2	0	-0,5	0
3,8	0,3	-0,4	-0,2	-0,5	-0,2
3,8	0,5	-0,4	-0,2	-0,6	-0,3
3,8	1	-0,5	-0,2	-0,3	-0,2
3,8	1,5	-0,4	0	-0,5	-0,3
3,8	2	-0,5	-0,3	-0,3	-0,3
3,8	2,5	-0,2	-0,3	-0,3	-0,1
3,8	3	-0,5	-0,2	-0,3	-0,2
	1,6	-0,67	-0,07	-0,70	-0,17
	2,2	-0,44	-0,26	-0,58	-0,12
	3,2	-0,23	0,20	-0,21	0,11
	3,8	-0,41	-0,20	-0,40	-0,23

Tabelle zu Diagramm 4-4, Kapitel 4.4.1

LuSt	gd_real	sd_real	GDMS100kVax0d	GDVS100kV60mA0d	GDMS120kVax0d	GDVS120kV40mA0d	MW GD100 kV
GD1,6SD0,3	1,6	0,3	-0,6	0	-0,9	-0,2	-0,37
GD1,6SD0,5	1,6	0,5	-0,7	-0,2	-0,6	-0,2	
GD1,6SD1,0	1,6	1	-0,7	0	-0,6	-0,1	
GD2,2SD0,3	2,2	0,3	-0,7	-0,5	-0,7	-0,2	-0,35
GD2,2SD0,5	2,2	0,5	-0,3	-0,1	-0,5	0	
GD2,2SD1,0	2,2	1	-0,3	-0,2	-0,6	-0,1	
GD2,2SD1,5	2,2	1,5	-0,5	-0,2	-0,6	-0,1	
GD2,2SD2,0	2,2	2	-0,4	-0,3	-0,5	-0,2	
GD3,2SD0,3	3,2	0,3	-0,1	0,3	0,2	-0,1	-0,01
GD3,2SD0,5	3,2	0,5	-0,3	1,4	-0,3	1,5	
GD3,2SD1,0	3,2	1	-0,3	-0,1	-0,3	-0,1	
GD3,2SD1,5	3,2	1,5	-0,1	0	-0,2	-0,2	
GD3,2SD2,0	3,2	2	-0,3	-0,2	0	-0,2	
GD3,2SD2,5	3,2	2,5	-0,3	0	-0,4	-0,1	
GD3,2SD3,0	3,2	3	-0,2	0	-0,5	0	
GD3,8SD0,3	3,8	0,3	-0,4	-0,2	-0,5	-0,2	-0,31
GD3,8SD0,5	3,8	0,5	-0,4	-0,2	-0,6	-0,3	
GD3,8SD1,0	3,8	1	-0,5	-0,2	-0,3	-0,2	
GD3,8SD1,5	3,8	1,5	-0,4	0	-0,5	-0,3	
GD3,8SD2,0	3,8	2	-0,5	-0,3	-0,3	-0,3	
GD3,8SD2,5	3,8	2,5	-0,2	-0,3	-0,3	-0,1	
GD3,8SD3,0	3,8	3	-0,5	-0,2	-0,3	-0,2	
MW			-0,40	-0,07			

Tabelle zu Diagramm 4-5, Kapitel 4.4.1

LuSt	gd_real	sd_real	SDMS100kVax0d	SDMS120kVax0d	SDVS100kV60mA0d	SDVS120kV40mA0d
GD1,6SD0,3	1,6	0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
GD1,6SD0,5	1,6	0,5	-0,5	-0,5	-0,1	0,2
GD1,6SD1,0	1,6	1	-1	-0,3	-0,4	0
GD2,2SD0,3	2,2	0,3	-0,3	-0,5	-0,3	-0,1
GD2,2SD0,5	2,2	0,5	-0,5	-1	-0,5	-0,3
GD2,2SD1,0	2,2	1	-1	0,2	-0,2	0,3
GD2,2SD1,5	2,2	1,5	-1,5	-0,9	-0,4	0
GD2,2SD2,0	2,2	2	-2	-0,3	-0,2	-0,3
GD3,2SD0,3	3,2	0,3	-0,3	-1	0	-0,3
GD3,2SD0,5	3,2	0,5	0,1	-1,5	0,2	-0,4
GD3,2SD1,0	3,2	1	-0,3	-0,3	-0,1	-0,2
GD3,2SD1,5	3,2	1,5	-0,6	-1,3	-0,2	-0,3
GD3,2SD2,0	3,2	2	-1	-0,5	0	-0,1
GD3,2SD2,5	3,2	2,5	-1,4	-0,7	-0,3	0
GD3,2SD3,0	3,2	3	-0,9	-1,3	0	-0,1
GD3,8SD0,3	3,8	0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
GD3,8SD0,5	3,8	0,5	-0,5	-2	0,1	-0,2
GD3,8SD1,0	3,8	1	-0,3	-0,6	-0,3	-0,2
GD3,8SD1,5	3,8	1,5	-0,4	-1	-0,1	-0,1
GD3,8SD2,0	3,8	2	-0,9	-0,4	-0,1	-0,2
GD3,8SD2,5	3,8	2,5	-1,2	-1,1	-0,1	-0,3
GD3,8SD3,0	3,8	3	-0,9	-1,5	-0,1	0
MW	1,6		-0,48		-0,15	
	2,2		-0,78		-0,20	
	3,2		-0,79		-0,13	
	3,8		-0,81		-0,16	

Tabelle zu Diagramm 4-6, Kapitel 4.4.2

LuSt	gd_real	sd_real	SDMS100kVax0d	SDMS120kVax0d	SDVS100kV60mA0d	SDVS120kV40mA0d
GD1,6SD0,3	1,6	0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
GD2,2SD0,3	2,2	0,3	-0,3	-0,5	-0,3	-0,1
GD3,2SD0,3	3,2	0,3	-0,3	-1	0	-0,3
GD3,8SD0,3	3,8	0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3
GD1,6SD0,5	1,6	0,5	-0,5	-0,5	-0,1	0,2
GD2,2SD0,5	2,2	0,5	-0,5	-1	-0,5	-0,3
GD3,2SD0,5	3,2	0,5	0,1	-1,5	0,2	-0,4
GD3,8SD0,5	3,8	0,5	-0,5	-2	0,1	-0,2
GD1,6SD1,0	1,6	1	-1	-0,3	-0,4	0
GD2,2SD1,0	2,2	1	-1	0,2	-0,2	0,3
GD3,2SD1,0	3,2	1	-0,3	-0,3	-0,1	-0,2
GD3,8SD1,0	3,8	1	-0,3	-0,6	-0,3	-0,2
GD2,2SD1,5	2,2	1,5	-1,5	-0,9	-0,4	0
GD3,2SD1,5	3,2	1,5	-0,6	-1,3	-0,2	-0,3
GD3,8SD1,5	3,8	1,5	-0,4	-1	-0,1	-0,1
GD2,2SD2,0	2,2	2	-2	-0,3	-0,2	-0,3
GD3,2SD2,0	3,2	2	-1	-0,5	0	-0,1
GD3,8SD2,0	3,8	2	-0,9	-0,4	-0,1	-0,2
GD3,2SD2,5	3,2	2,5	-1,4	-0,7	-0,3	0
GD3,8SD2,5	3,8	2,5	-1,2	-1,1	-0,1	-0,3
GD3,2SD3,0	3,2	3	-0,9	-1,3	0	-0,1
GD3,8SD3,0	3,8	3	-0,9	-1,5	-0,1	0
MW			0,3	-0,41		-0,24
			0,5	-0,80		-0,13
			1	-0,45		-0,14
			1,5	-0,95		-0,18
			2	-0,85		-0,15
			2,5	-1,10		-0,18
			3	-1,15		-0,05

Tabelle zu Diagramm 4-7, Kapitel 4.4.2

LvSt	gd_real	sd_real	SDMS100kVax0d	SDVS100kV60mA0d
GD1,6SD0,3	1,6	0,3	-0,3	-0,3
GD2,2SD0,3	2,2	0,3	-0,3	-0,3
GD3,2SD0,3	3,2	0,3	-0,3	0
GD3,8SD0,3	3,8	0,3	-0,3	-0,3
GD1,6SD0,5	1,6	0,5	-0,5	-0,1
GD2,2SD0,5	2,2	0,5	-0,5	-0,5
GD3,2SD0,5	3,2	0,5	0,1	0,2
GD3,8SD0,5	3,8	0,5	-0,5	0,1
GD1,6SD1,0	1,6	1	-1	-0,4
GD2,2SD1,0	2,2	1	-1	-0,2
GD3,2SD1,0	3,2	1	-0,3	-0,1
GD3,8SD1,0	3,8	1	-0,3	-0,3
GD2,2SD1,5	2,2	1,5	-1,5	-0,4
GD3,2SD1,5	3,2	1,5	-0,6	-0,2
GD3,8SD1,5	3,8	1,5	-0,4	-0,1
GD2,2SD2,0	2,2	2	-2	-0,2
GD3,2SD2,0	3,2	2	-1	0
GD3,8SD2,0	3,8	2	-0,9	-0,1
GD3,2SD2,5	3,2	2,5	-1,4	-0,3
GD3,8SD2,5	3,8	2,5	-1,2	-0,1
GD3,2SD3,0	3,2	3	-0,9	0
GD3,8SD3,0	3,8	3	-0,9	-0,1
MW		0,3	-0,30	-0,23
		0,5	-0,35	-0,08
		1	-0,65	-0,25
		1,5	-0,83	-0,23
		2	-1,30	-0,10
		2,5	-1,30	-0,20
		3	-0,90	-0,05

Tabelle zu Diagramm 4-8, Kapitel 4.4.2

LuSt	gd_real	sd_real	GDVS120kV/40mAax0d	GDVB120kV/40mAax0d	SDVS120kV/40mAax0d	SDVB120kV/40mAax0d	MW SD VCT	MW SD MSCT
GD3,2SD0,3	3,2	0,3	0	0	0,1	0,1	0,1	-0,3
GD3,2SD0,5	3,2	0,5	-0,4	-0,3	0,2	0,1	0,15	0,25
GD3,2SD1,0	3,2	1	0	0	-0,2	-0,2	-0,2	-0,05
GD3,2SD1,5	3,2	1,5	0,1	0,2	-0,1	-0,2	-0,15	-0,75
GD3,2SD2,0	3,2	2	-0,1	-0,1	-0,1	0	-0,05	-0,25
GD3,2SD2,5	3,2	2,5	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,3	-0,9
GD3,2SD3,0	3,2	3	0	-0,1	-0,1	-0,3	-0,2	-0,2

Tabelle zu Diagramm 4-9, Kapitel 4.5

9 Danksagung

Zunächst möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. Horst Traupe, Leiter der Abteilung für Neuroradiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen, für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und seine freundliche Unterstützung bei der Fertigstellung meiner Arbeit bedanken.

Weiterhin möchte ich mich ebenso herzlich bei Frau Dr. Susanne Greschus bedanken, die meine Arbeit seit Beginn im Oktober 2003 betreut hat. Die Arbeit mit ihr hat mir viel Freude gemacht. Danke Susanne!

Die statistische Analyse erfolgte in Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe für Medizinische Statistik am Institut für Medizinische Informatik der Justus-Liebig-Universität Gießen. Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Rolf-Hasso Bödeker und insbesondere Frau Christine Scheibelhut, die mich mit viel Geduld und Zeit bei der statistischen Auswertung beraten und unterstützt haben.

Außerdem möchte ich mich bei meiner Arbeitsgruppe Dr. Martin Obert und ganz besonders bei Frau Kathrin Respondek für die Mitarbeit bedanken.

Ein großer Dank gilt meinem Freund und besten Freund Ingo, der sich in den letzten Jahren immer wieder als solcher erwiesen hat.

Zuletzt möchte ich mich auch ganz besonders bei meinen Eltern bedanken, die mir durch ihre finanzielle Unterstützung das Studium und auch die Promotion ermöglicht haben.

Erklärung

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“