

**Aus der Radiologischen Universitätsklinik Tübingen (Department)  
Abteilung Diagnostische und Interventionelle Radiologie  
Direktor: Professor Dr. C. D. Claussen**

**CT-Angiographie: Unterschiede in der Bildgebung von  
Abdominalarterien mittels verschiedener  
Dünnschichtrekonstruktionen und Kontrastmittel-  
applikationsformen an einem 16-Zeilen-Multidetektor-CT**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard-Karls-Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von  
Stefan Trüg**

**aus**

**Biberach an der Riß**

**2008**

Dekan:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. A. Kopp

2. Berichterstatter:

Professor Dr. M. Lenz

## Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b><u>Einleitung</u></b>	<b>1</b>
<b>1.1</b>	<b>Thema dieser Arbeit</b>	<b>1</b>
<b>1.2</b>	<b>Technische Weiterentwicklungen in der Computertomographie</b>	<b>1</b>
1.2.1	Einführung der Spiral-CT	1
1.2.2	Schnellere Röhrenrotationszeiten	3
1.2.3	Einführung der Multi-Detektor-CT (MDCT)	3
<b>1.3</b>	<b>Die CT-Angiographie (CTA)</b>	<b>4</b>
<b>1.4</b>	<b>Einfluss der Schichtdicke auf die Bildgebung</b>	<b>6</b>
<b>1.5</b>	<b>Einfluss von Partialvolumeneffekten auf die Bildgebung</b>	<b>7</b>
<b>1.6</b>	<b>Einfluss des Kontrastmittels auf den Gefäßkontrast</b>	<b>7</b>
1.6.1	Kontrastmittelkonzentration	8
1.6.2	Kontrastmittelvolumen	8
1.6.3	Kontrastmittelflussraten	9
1.6.4	Applikationsmodus	9
<b>1.7</b>	<b>Fragestellungen in der vorliegenden Studie</b>	<b>10</b>
<b>2.</b>	<b><u>Material und Methodik</u></b>	<b>12</b>
<b>2.1</b>	<b>Grundprinzipien der Multi-Detektor-CT</b>	<b>12</b>
2.1.1	Wichtige Parameter der MDCT	12
2.1.2	Datenakquisition	16

<b>2.2</b>	<b>Patientengruppen</b>	17
<b>2.3</b>	<b>Kontrastmittelprotokolle</b>	18
<b>2.4</b>	<b>Untersuchungsparameter</b>	19
<b>2.5</b>	<b>Untersuchungsablauf</b>	19
<b>2.6</b>	<b>Bildrekonstruktionen</b>	21
<b>2.7</b>	<b>Auswertung</b>	23
2.7.1	Verteilung der Kontrastmitteldichtewerte in den arteriellen Abdominalgefäßen	23
2.7.2	Darstellungsqualität der Abdominalgefäße mittels verschiedener Dünnschichtrekonstruktionen	25
<b>2.8</b>	<b>Testverfahren</b>	29
2.8.1	Testverfahren zur Ermittlung der Streubreite der Gefäßkontrastierung	29
2.8.2	Testverfahren zur Ermittlung der Höhe der Gefäßkontrastierung	30
2.8.3	Testverfahren zum Vergleich der Darstellungsqualität der Gefäße mit den unterschiedlichen Schichtrekonstruktionen	30
<b>3.</b>	<b><u>Ergebnisse</u></b>	32
<b>3.1</b>	<b>Streubreite der Gefäßkontrastierung</b>	32
<b>3.2</b>	<b>Höhe der Gefäßkontrastierung</b>	33

<b>3.3</b>	<b>Darstellungsqualität der Abdominalgefäße mittels der verschiedenen axialen Schichtrekonstruktionen und MIP</b>	<b>33</b>
3.3.1	Bewertungen der Schichtrekonstruktion in den einzelnen Gefäßordnungen für die untersuchten Gefäße	33
3.3.2	Zusammenfassung der unter 3.3.1 aufgeführten Tabellen	40
3.3.3	Rangtabellen	41
3.3.4	Rangsummen	45
<b>3.4</b>	<b>Altersverteilung und Geschlechterverteilung</b>	<b>46</b>
<b>4.</b>	<b><u>Diskussion</u></b>	<b>47</b>
<b>4.1</b>	<b>Einfluss der Kontrastmittelapplikationsform und der -jodkonzentration auf die Homogenität des Gefäßkontrastes</b>	<b>48</b>
<b>4.2</b>	<b>Einfluss der Kontrastmittelapplikationsform und der -jodkonzentration auf die Höhe des Gefäßkontrastes</b>	<b>52</b>
<b>4.3</b>	<b>Einfluss der Kontrastmittelapplikationsform und der -jodkonzentration auf die Gefäßdarstellungsqualität</b>	<b>55</b>
<b>4.4</b>	<b>Einfluss der verschiedenen axialen Schichtrekonstruktionen und MIP auf die Darstellungsqualität der Gefäße</b>	<b>57</b>
<b>4.5</b>	<b>Wichtige Indikationen der CTA von Abdominalgefäßen</b>	<b>62</b>
4.5.1	Aneurysmen und Dissektionen	63
4.5.2	Prä- und posttherapeutische Planung bei Gefäßpathologien	64

4.5.3	Stenosen und Verschlüsse	64
4.5.4	CTA bei Organtransplantationen und Resektionen	66
4.5.5	Gefäßdarstellung bei Raumforderungen im Abdomen	67
4.5.6	Weitere Anwendungsgebiete	67
<b>4.6</b>	<b>Die CT-Angiographie im Vergleich zu konkurrierenden Verfahren</b>	<b>68</b>
4.6.1	Grundsätzliche Vorteile gegenüber der herkömmlichen Angiographie	68
4.6.2	Grundsätzliche Vorteile gegenüber der Magnetresonanztangiographie	68
4.6.3	Grundsätzliche Vorteile gegenüber der Duplexsonographie	69
4.6.4	Grundsätzliche Nachteile gegenüber konkurrierenden Verfahren	69
<b>4.7</b>	<b>Methodenkritik</b>	<b>69</b>
<b>4.8</b>	<b>Ausblick in die Zukunft der CTA</b>	<b>70</b>
<b>5.</b>	<b><u>Zusammenfassung</u></b>	<b>72</b>
<b>6.</b>	<b><u>Literaturverzeichnis</u></b>	<b>75</b>
<b>7.</b>	<b><u>Anhang</u></b>	
7.1	Anhang 1: Verteilung der Dichtewerte	I
7.2	Anhang 2: Altersverteilung	IX
7.3	Anhang 3: Geschlechterverteilung	X
7.4	Anhang 4: Bildanhang	XI
7.5	Danksagung	XIV
7.6	Lebenslauf	XV

## **1. Einleitung**

### **1.1 *Thema dieser Arbeit***

An den Abdominalgefäßen A. hepatica propria, A. mesenterica superior und den Aa. renales wurde mittels verschiedener Dünnschichtrekonstruktionen untersucht, ob und inwiefern sich Unterschiede in der Qualität der Bildgebung ergaben. Hierzu wurden für jedes Gefäß 1-mm-Schichten, 2-mm-Schichten und 4-mm-Schichten sowie die entsprechenden MIP (Maximum Intensity Projections) aus diesen Schichten berechnet. Diese Rekonstruktionen wurden anschließend hinsichtlich der Bildgebungsqualität bis zur vierten Gefäßaufzweigung (Gefäßordnung) miteinander verglichen. Auch der Einfluss der Kontrastmittelapplikationsart und die Höhe der Jodkonzentration des Kontrastmittels auf die Bildqualität wurde untersucht. Hier standen sich eine monophasische Applikationsform (Flussrate 3 ml/s) und eine biphasische Applikationsform (Flussraten 4 ml/s und 2,5 ml/s) sowie zwei verschiedene Kontrastmittelarten gegenüber.

### **1.2 *Technische Weiterentwicklungen der Computertomographie***

Seit ihrer Einführung in die medizinische Praxis im Jahre 1973 hat die Computertomographie wichtige technische Weiterentwicklungen erfahren, die neben einer deutlichen Verbesserung der Bildqualität auch zu neuen klinischen Anwendungsgebieten geführt haben.

#### **1.2.1 *Einführung der Spiral-CT***

In der computertomographischen Gefäßdiagnostik war die Einführung der Spiral-CT 1990 ein entscheidender Schritt. Zum ersten Mal war es nun möglich, ein relativ großes Untersuchungsvolumen in kurzer Zeit lückenlos

zu erfassen [1,6]. Die bis zu diesem Zeitpunkt gängige konventionelle Computertomographie arbeitete mit schrittweisem Tischvorschub mit kurzen Pausen zwischen den einzelnen Aufnahmen, in denen die Tischposition jedes Mal um einen definierten Abstand weiterbewegt wurde und so die neue Aufnahme an einer anderen Stelle erfolgte. Es resultierten lange Untersuchungszeiten, außerdem war die Mitarbeit des Patienten entscheidend: Nicht selten kam es durch atmungsbedingte oder organbedingte Bewegungen zu Informationslücken oder Bildstörungen zwischen den akquirierten Schichten.

Im Gegensatz zur konventionellen CT erfolgt die Abtastung bei der Spiral-CT durch eine kontinuierlich um den Patienten rotierende Röntgenröhre, während die Patientenliege ebenfalls mit konstanter Geschwindigkeit bewegt wird. Auf diese Weise entsteht um den Patienten herum eine spiralförmige bzw. helikale Abtastbewegung, die auch zur Namensgebung geführt hat. Während des Scanvorganges wird bei der Spiral-CT ein einziger großer Volumendatensatz erfasst. Aus diesem können später nachträglich auch sehr dünne Schichten mit kleinen Abständen lückenlos durch Interpolation der gemessenen Daten zur Bildebene hin berechnet werden. Auch überlappende Schichten sind auf diese Art und Weise rekonstruierbar [2].

Durch dieses neue Konzept wurde auch die Dauer der einzelnen Untersuchungen drastisch verkürzt. Obwohl es so schon möglich war, zusammenhängende Körperabschnitte und Gefäßsysteme in einer Atemanhalte- oder Perfusionsphase zu erfassen, hatten die Geräte anfangs noch erhebliche Einschränkungen. So waren die Volumina, welche noch mit einer genügend engen Schichtführung gescannt werden konnten, zu gering. Mussten dagegen aufgrund klinischer Fragestellungen größere Körperbereiche auf einmal erfasst werden, so konnte dies wiederum nur mit dickeren Schichten erfolgen, was aber die Ortsauflösung in Richtung der Patientenlängsachse (z-Achse) verringerte. Auch die Leistung der Röntgenröhren war begrenzt, wodurch die Untersuchungszeiten zusätzlich limitiert waren.

Schon bald darauf folgten neuartige Dateninterpolationsalgorithmen und technische Verbesserungen im Design der Röntgenröhren, was zu besserer räumlicher Auflösung, Scanzeiten auch über 40 s, mehr verfügbarem Röhrenstrom bei gleichzeitig geringerer Strahlenbelastung für den Patienten und aufgrund der schnelleren Datenerfassung auch zu größeren Scanvolumina führte.

### *1.2.2 Schnellere Röhrenrotationszeiten*

Ein nächster wichtiger Schritt in der technischen Evolution der CT-Geräte folgte 1994, als Systeme mit einer Röhrenrotationszeit von weniger als einer Sekunde eingeführt wurden. Der Siemens SOMATOM Plus 4 hatte eine Rotationszeit von 750 ms, wodurch schon eine um 33% höhere Geschwindigkeit als bei vorhergehenden Scannern erzielt werden konnte [7,8]. Verglichen mit den ersten Spiral-CT-Geräten Anfang der 90er Jahre betrug die Steigerung sogar 267% [3]. Alternativ konnte man bei gleichbleibender Untersuchungsgeschwindigkeit auch die Schichtdicke verringern und so eine höhere Ortsauflösung erzielen. Auf diese Art wurde es zum Beispiel schon möglich, das gesamte aortoiliakale Gefäßsystem mit einer Schichtführung von 3 mm darzustellen, obgleich die räumliche Auflösung und damit die diagnostische Aussagekraft für kleine Gefäße und Strukturen immer noch relativ begrenzt waren.

### *1.2.3 Einführung der Multi-Detektor-CT (MDCT)*

Um diese Probleme zu bewältigen, wurden 1998 als weiterer Meilenstein in der Entwicklung von allen führenden CT-Herstellern Geräte mit mehreren parallel zueinander angeordneten Detektorzeilen auf den Markt gebracht, „Multi-Detektor-CT“ (MDCT), „Mehrzeilen-CT bzw. Multi-Slice-CT“ (MSCT) oder auch „Mehrschicht-CT“ genannt [6,10,11,12].

Die einzelnen Detektoren sind hierbei in z-Richtung, also entlang der Patientenlängsachse, angeordnet. Während einer Röhrenumdrehung können so, entsprechend der Anzahl vorhandener Detektorzeilen, mehrere Schichten

gleichzeitig akquiriert werden. Während 1998 die ersten Systeme mit 4 Zeilen auf den Markt kamen, folgte 2000 die Einführung von 8 Zeilen, 2001 und 2002 schließlich 16 oder mehr Detektorzeilen [12,13]. Gleichzeitig wurden die Röhrenrotationszeiten auf 500 ms und weniger verkürzt.

Dies alles hat zu einer weiteren starken Leistungssteigerung der Geräte geführt. Dabei verhält sich die Performance eines Systems proportional zur Anzahl der verwendeten Detektorreihen und nimmt mit einer kürzer werdenden Rotationszeit weiter zu. So hat beispielsweise ein 8-Zeilen-System mit einer Rotationszeit von 500 ms die 10,8-fache relative Leistung, verglichen mit einem 1-s-Einzeilen-Spiral-CT. Bei einem 16-Zeilen-System mit einer Rotationszeit von 420 ms ergibt sich gar eine Leistungssteigerung auf das 28,5-fache [13].

Alle jene technischen Verbesserungen konnten dazu genutzt werden,

- die Scangeschwindigkeit zu erhöhen und damit die Scanzeit zu verringern.
- ein größeres Volumen zu erfassen.
- die Schichtdicken für ein vorgegebenes Volumen weiter zu verringern, um auf diese Art die räumliche Auflösung weiter zu verbessern.

Für 8-Zeilen-CT-Geräte wurden dramatisch verbesserte räumliche Auflösungen entlang der z-Achse beschrieben. Mit einem modernen 16-Zeilen-System wie dem SOMATOM Sensation 16 von Siemens sind räumliche Auflösungen im Submillimeterbereich entlang der z-Achse möglich [10,55].

### **1.3 Die CT-Angiographie (CTA)**

Viele Teilbereiche und Anwendungen profitierten von diesen technischen Weiterentwicklungen, aber speziell für ein Verfahren wurde so der Weg geebnet: Die CT-Angiographie (CTA) [1,3]. Seit 1991 werden mit der Spiralcomputertomographie Gefäßuntersuchungen durchgeführt [4,5]. Der Begriff CT-Angiographie ist seit 1993 etabliert [57,58,59].

Hierbei wird zunächst ein Kontrastmittelbolus intravenös injiziert, um den Kontrast des Gefäßsystems zu erhöhen. Während das Kontrastmittel das erste Mal das arterielle System passiert („arterieller first-pass“), wird eine hochauflösende (Multi-Detektor-) Spiral-CT-Aufnahme eines festgelegten Körpervolumens in der Phase der Gefäßkontrastierung gemacht. Durch die lückenlose Datenerfassung und die hohe Scangeschwindigkeit bei gleichzeitiger hoher räumlicher Auflösung ist es auf diese Art möglich, gezielt einen Volumendatensatz des definierten Körperabschnittes zu erfassen, ohne dass das Kontrastmittel schon wieder die interstitielle Phase erreicht hat und dadurch die Phase der maximalen Kontrastierung schon wieder überschritten ist [3].

Im Hinblick auf die Visualisierung von Abdominalgefäßen muss die Datenerfassung, gerade für die Darstellung sehr kleiner Gefäße, mit sehr dünnen Schichten und in einer Atemanhalteperiode erfolgen. Will man hierbei nicht mit starken Einschränkungen und schlechteren Ergebnissen zu kämpfen haben, so ist man auf die Verwendung eines Mehrzeilen-CT-Systems angewiesen [15]. Das sich früher immer ergebende Problem, dass bei Verwendung von hochauflösenden Protokollen ein nur geringes Volumen abgedeckt werden konnte bzw. ein Kompromiss zwischen der Auflösung und dem abgedeckten Bereich eingegangen werden musste, tritt mit den heutigen modernen MDCT-Systemen immer mehr in den Hintergrund. Der große Vorteil dieser hohen Auflösung ist, dass damit auch kleine Gefäße und Strukturen abgebildet werden können, solange der Kontrast genügend hoch ist [14].

Aus den zunächst rekonstruierten axialen Schichten können anschließend mit Hilfe von weiterführenden Bildarstellungsverfahren wie MIP (Maximum Intensity Projections) oder MPR (Multiplanar Reformats) die zu interessierenden Gefäße in einem angiographieähnlichen Stil dargestellt werden. Dadurch lässt sich zwar niemals komplett neue Information bereitstellen, da auch schon die axialen Schichten prinzipiell alle gemessenen Daten enthalten, jedoch lässt sich bereits vorhandene Information besser diagnostisch zugänglich machen, weil

die betreffenden Gefäße optimal in ihrem Verlauf und in ihrer Längenausdehnung dargestellt werden können [8,14,18].

#### **1.4 Einfluss der Schichtdicke auf die Bildgebung**

Aus dem während einer Untersuchung zunächst gewonnenen Volumendatensatz können später (innerhalb gewisser Grenzen) Schichten mit beliebigen Schichtdicken berechnet werden. Die Wahl der richtigen Schichtdicke für eine CTA-Untersuchung stellt einen sehr wichtigen Gesichtspunkt hinsichtlich der späteren Bildqualität dar. Im Idealfall sollten bei der Bildrekonstruktion auch kleine Details noch gut aufgelöst erkennbar erscheinen, die räumliche Auflösung also möglichst hoch sein. Außerdem sollte jedoch auch der Kontrast zwischen verschiedenen abgrenzbaren Strukturen hoch genug sein, um diese genügend gut voneinander differenzieren zu können.

Verringert man in der Praxis die Schichtdicke, so erhöht sich auf der einen Seite die räumliche Auflösung entlang der Patientenlängsachse (z-Achse). Auf der anderen Seite ist jedoch auch die Röhrenleistung und die Untersuchungszeit begrenzt, so dass bei kleiner Kollimierung entsprechend weniger Photonen pro Einzelschicht zur Verfügung stehen. Hierdurch nimmt das Verhältnis Signal/Bildrauschen ab. Dieses vermehrte Bildrauschen kann sich negativ auf die Bildgebungsqualität bei Verwendung dünner Schichten auswirken [13,17,18]. Inwiefern sich diese Sachverhalte auf die Darstellungsqualität der Abdominalgefäße, speziell auch der kleineren Gefäßäste auswirken, ist zu untersuchen.

### **1.5 Einfluss von Partialvolumeneffekten auf die Bildgebung**

Nach der Wahl der Schichtdicke mittelt das Rechnersystem die gemessenen Dichtewerte über die gesamte Schicht und gibt diesen Mittelwert für jedes Volumenelement (Voxel) jener Schicht als einheitlichen Grauwert auf dem Monitor wieder. Wenn nun eine Struktur die jeweilige Schicht mit größtenteils gleichbleibender Breite durchzieht und keine Bewegungsartefakte oder Atmungsartefakte auftreten, wird sie auch einheitlich und scharfrandig, d.h. mit weitgehend einheitlicher Graustufe, auf dem Monitorbild abgebildet. Anders ist es, wenn die betreffende Struktur in der Schicht ihre Ausdehnung ändert oder nur ein Teilanschnitt der Struktur vorliegt. Bei der Mittelung der Dichtewerte fließen dann auch andere Strukturen oder Gebiete mit ein, was zu einer unscharfen Abbildung mit nicht einheitlichen Graustufen führt. Diese Phänomene werden Partialvolumeneffekte oder Teilanschnitteffekte genannt.

### **1.6 Einfluss des Kontrastmittels auf den Gefäßkontrast**

Eine gleichmäßig gute Gefäßdarstellung im gesamten zu untersuchenden Bereich benötigt auch einen gleichbleibenden Kontrast während der gesamten Zeit der Rohdatenerfassung. Auch die Höhe der erzielten Kontrastierung spielt eine sehr wichtige Rolle: Sie darf weder zu niedrig sein, da sonst die Erkennbarkeit und Abgrenzbarkeit zu stark beeinträchtigt wird; aber auch eine zu hohe Kontrastierung bringt negative Eigenschaften mit sich [32,33]. Eine ideale Gefäßkontrastierung würde also so aussehen, dass der Kontrast über die gesamte Zeitspanne der Datenerfassung gleichmäßig bliebe (also eine langanhaltende Plateauphase parallel zur x-Achse, wenn die x-Achse die Zeit und die y-Achse den Gefäßkontrast widerspiegelt) [41,44] und auch hoch genug wäre, um noch eine genügend gute Bildqualität zu erzielen. Die CT-Datenerfassung sollte hierbei nur in der Plateauphase der arteriellen Kontrastierung stattfinden [8]. Ein wesentlicher Vorteil der modernen Mehrschicht-CT-Geräte mit den immer kürzer werdenden Akquisitionszeiten besteht gerade in der Möglichkeit einer optimalen Ausnutzung der

Gefäßkontrastierung: Durch die höhere Geschwindigkeit kann der Zeitpunkt der maximalen Kontrastierung viel besser erfasst werden, wodurch eine effizientere Ausnutzung des Kontrastmittelbolus möglich ist [35].

Die Höhe und der zeitliche Verlauf des erzielten Gefäßkontrastes hängen von vielen Variablen ab: zum einen von patientenabhängigen Faktoren, wie z. B. Größe, Gewicht, Alter und Geschlecht, kardiovaskulärer Funktion und Nierenfunktion und auch krankheitsbedingten Veränderungen. Zum anderen sind es patientenunabhängige Faktoren, wie chemisch-physikalische Eigenschaften des Kontrastmittels [39,40], Kontrastmittelkonzentration und -volumen, -applikationsmodus und Kontrastmittelflussraten [36]. Von den letztgenannten Faktoren können einige systematisch verändert und somit die Gestalt der Kontrastierung beeinflusst werden.

#### *1.6.1 Kontrastmittelkonzentration*

Es ist bekannt, dass es eine hohe lineare Korrelation zwischen der Jodkonzentration des Kontrastmittels und der Höhe der Kontrastierung gibt: Je höher die Konzentration, desto höher ist auch die Kontrastierung [36,38,74].

#### *1.6.2 Kontrastmittelvolumen*

Ebenso liegt es auf der Hand, dass eine ausreichende Kontrastmittelmenge vonnöten ist, um auch einen entsprechend guten und hohen Kontrast erzielen zu können. Hohe Kontrastmittelvolumina führen zu einer längeren Plateauphase in der Gefäßkontrastierung [8]. Dennoch ist es in der klinischen Praxis notwendig, eine ausreichende Gefäßkontrastierung mit einer möglichst geringen Kontrastmittelmenge zu verbinden. Obwohl die nichtionischen Kontrastmittel von den Patienten besser toleriert werden, ist eine Reduzierung der Menge sowohl aus Gründen der Kostenersparnis als auch bei Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion und solchen, die aufgrund anderer Untersuchungen in kurzen zeitlichen Abständen Kontrastmittel benötigen, erstrebenswert [1].

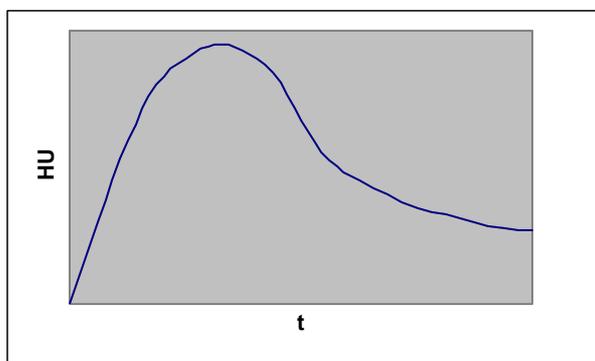
### 1.6.3 Kontrastmittelflussraten

Eine höhere Flussrate (Kontrastmittelvolumen/Zeiteinheit) bewirkt an den arteriellen Abdominalgefäßen auch eine Erhöhung des Maximalkontrastes, weshalb in der Literatur auch hohe Flussraten von 3-5 ml/s empfohlen werden [8,14,42,43]. Gleichzeitig wird dadurch aber auch die Injektionsdauer verkürzt, was wiederum eine Verkürzung der Plateauphase mit sich bringt. Da die Datenerfassung während der Plateauphase stattfinden sollte und durch eine längere Plateauphase auch ein längeres optimales Zeitfenster für die CTA zur Verfügung steht, muss dieser Effekt durch relativ höhere Kontrastmittelvolumina wieder ausgeglichen werden.

### 1.6.4 Applikationsmodus

Man kann grundsätzlich zwischen uniphasischen/monophasischen Injektionsprotokollen und bi- oder mehrphasischen Injektionsprotokollen unterscheiden. Bei einer uniphasischen Applikationsform wird das gesamte Volumen des Kontrastmittels mit einer zeitlich konstanten Flussrate über die gesamte Injektionsdauer injiziert. Betrachtet man den Verlauf des Kontrastes über die Zeit, ergibt sich zunächst ein steiler Anstieg der Dichtewerte, mit einem Maximum kurz nach Beendigung der Injektion. Danach folgt ein vergleichbar schnelles Abfallen der Dichtewerte. Eine lang anhaltende Plateauphase in der Kontrastierung wird hierbei nicht erreicht.

Abbildung 1: Dichtekurve bei uniphasischer Applikation (schematisch)

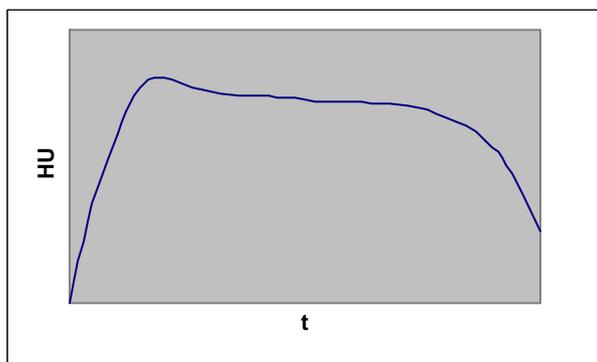


HU: Höhe des Gefäßkontrastes (Hounsfield-Units)

t: Zeit

Ein biphasisches Applikationsprotokoll hingegen besteht aus zwei Phasen: eine erste, kurze Phase, in der ein bestimmter Anteil des Kontrastmittelvolumens mit einer relativ hohen Flussrate injiziert wird, gefolgt von einer zweiten, länger anhaltenden Periode, in der das restliche Volumen mit einer niedrigeren Flussrate injiziert wird. Beim Kontrastverlauf über die Zeit zeigt sich eine gegenüber dem uniphasischen Protokoll verlängerte Zeitspanne der Kontrastierung mit einer deutlich homogeneren Gestalt (erfasst als eine deutlich geringere Standardabweichung der gemessenen Dichtewerte während der Untersuchung und als eine deutlich geringere Streubreite zwischen maximalen und minimalen Dichtewerten).

Abbildung 2: Dichtekurve bei biphasischer Applikation (schematisch)



HU: Höhe des Gefäßkontrastes (Hounsfield-Units)

t: Zeit

Die Kontrastierung kommt also mit dieser Applikationsform insgesamt der Gestalt der erwünschten, perfekt einheitlichen Plateauphase näher als mit einer uniphasischen Applikation [1,36,41,44,49].

### **1.7 Fragestellungen in der vorliegenden Studie**

Anhand der bisherigen Ausführungen wird ersichtlich, dass sich auf dem Gebiet der CT-Angiographie einerseits durch die rasante technische Weiterentwicklung der Geräte, andererseits aber auch durch Modifikationen und Verbesserungen im Bereich der Kontrastmittelapplikation viel bessere Möglichkeiten in der

Darstellung von Gefäßen aufgetan haben, als es noch vor einigen Jahren der Fall war. Da die CTA sich hervorragend für die Visualisierung von arteriellen Abdominalgefäßen eignet, wird sie auf diesem Gebiet auch schon sehr häufig eingesetzt. Dennoch ist in der Literatur gerade im Hinblick auf die Möglichkeiten der Darstellung sehr kleiner Arterien und Gefäßäste im Abdomen noch relativ wenig zu finden. Vor allem die Frage nach der optimalen Schichtdicke für die Darstellung dieser Gefäße ist zu klären. Auch wäre es notwendig zu wissen, ob hier mittels Bildweiterverarbeitungsmethoden eine signifikant bessere Darstellung gelingt. Weiterhin ist zu klären, ob sowohl eine biphasische Kontrastmittelgabe mit verlängerter Plateauphase als auch eine höhere Kontrastmittelkonzentration zwangsläufig zu einer besseren Gefäßerkennbarkeit führen. Deshalb soll in der vorliegenden Studie untersucht werden,

- *wie gut sich arterielle Abdominalgefäße und deren Äste mittels verschieden dicker Schichtrekonstruktionen (1 mm, 2 mm und 4 mm Schichtdicke) sowohl auf axialen Schichten als auch auf koronaren MIP bis in die Peripherie hinein darstellen lassen.*

- *wie sich eine biphasische Kontrastmittelapplikation im Vergleich zu einer uniphasischen Applikationsform auf diese Darstellung auswirkt.*

- *wie sich verschieden hohe Jodkonzentrationen in Kontrastmitteln auf die Gefäßdarstellung auswirken.*

## **2. Material und Methodik**

Die nachfolgenden klinischen Untersuchungen wurden in der Abteilung für Radiologische Diagnostik der Eberhard-Karls-Universität Tübingen durchgeführt. Von den zwischen Februar 2003 bis März 2004 mittels CT-Angiographie des Abdomens an einem 16-Zeilen-CT-System (SOMATOM Sensation 16, Siemens Medical Solutions, Forchheim) untersuchten Patienten wurden 62 in der vorliegenden Arbeit ausgewertet.

### **2.1 *Grundprinzipien der Multi-Detektor-CT***

#### *2.1.1 Wichtige Parameter der MDCT*

Bei der MDCT kann man grundsätzlich einige wichtige Parameter unterscheiden bzw. variieren:

- Kollimierung (= Nominelle Schichtdicke)
- Schichtinterpolationsalgorithmus
- Pitch-Faktor
- Effektive Schichtdicke (= rekonstruierte Schichtdicke)
- Rekonstruktionsinkrement
- Röhrenspannung (kV) und Röhrenstrom (mA)

#### Kollimierung

Die Kollimierung oder auch nominelle Schichtdicke wird durch eine röhren- und detektorseitige Blende eingestellt. Je kleiner die Kollimierung gehalten wird, desto höher ist auch die mögliche räumliche Auflösung entlang der Patientenlängsachse (z-Achse).

### Interpolationsalgorithmus

Die direkte Bildrekonstruktion aus den Rohdaten eines Spiralsegmentes würde aufgrund des Tischvorschubes zu Bewegungsartefakten führen, da, wenn der Tisch während der Datenakquisition kontinuierlich bewegt wird, die meisten der gemessenen Daten außerhalb der eigentlich rekonstruierten Schichtebene liegen. Deshalb muss zunächst eine Interpolation der Rohdaten stattfinden. Es werden die Daten von den außerhalb der Bildebene gelegenen Punkten zur Bildebene hin interpoliert, was mit Hilfe von geeigneten Algorithmen durchgeführt wird.

### Pitch-Faktor

Der dimensionslose Pitch-Faktor beschreibt bei der MDCT das Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation bezogen auf die Kollimierung und die Anzahl der aktiven Detektorkanäle:

$$P = \frac{\text{Tischvorschub pro Rotation}}{(\text{Kollimierung} \times \text{Anzahl Detektoren})}$$

Für diese Definition kann der Pitch-Wert bis 2 reichen, unabhängig von der Anzahl der verwendeten Detektorzeilen. Die Wahl des geeigneten Pitch-Faktors wird dabei von bestimmten Faktoren beeinflusst: Wenn ein bestimmtes Volumen mit einer bestimmten Kollimierung gescannt werden soll, ist für niedrige Pitch-Werte einerseits die Spirale „enger“ (durch geringeren Tischvorschub), die Dateninterpolation folglich geringer und die Bilder sehr hochauflösend, andererseits wird auch die Untersuchungszeit länger und die Strahlenbelastung höher. Für höhere Pitch-Werte wird die Spirale entsprechend „auseinandergezogen“, die Interpolation ist gesteigert und die Bilder sind weniger hochauflösend, aber die Strahlenbelastung ist geringer. Bei einem Wert von über 2 kann es für entsprechend kleine Strukturen zu einem Datenverlust und zu einem vermehrten Auftreten von Bildartefakten kommen [46,89]. In der

klinischen Praxis variiert der Pitch-Wert je nach Hersteller und Detektoranzahl meist zwischen 1 und 2 [13,14,89].

Alternativ kann man auch den sog. Volumen-Pitch angeben, welcher sich dann ergibt aus:

$$P^* = \frac{\text{Tischvorschub pro Rotation}}{\text{Kollimierung}}$$

Für diese Definition nimmt der Pitch je nach Anzahl der Detektorzeilen entsprechend höhere Maximalwerte an.

Am SOMATOM Sensation 16 muss der Pitch nicht manuell eingestellt werden. Wenn Untersuchungsvolumen und –zeit sowie Kollimierung und Rotationszeit definiert sind, wird der Tischvorschub automatisch durch die Computersoftware angepasst.

#### Effektive Schichtdicke

Die effektive Schichtdicke entspricht der tatsächlich rekonstruierten Schichtdicke und ergibt sich (nicht linear) aus nomineller Schichtdicke, Tischvorschub und Schichtinterpolationsalgorithmus. Wie bei der nominellen Schichtdicke gilt auch hier: je niedriger sie ist, desto höher ist die Ortsauflösung in z-Richtung, desto höher ist aber auch das Bildrauschen. Die effektive Schichtdicke kann unabhängig von der Kollimierung gewählt werden, vorausgesetzt allerdings, sie ist nicht kleiner als die gewählte Kollimierung. Sie kann (meist in 1-mm-Schritten) vom Anwender je nach Bedarf variiert werden. Die vorhandenen Schichtdicken, aus denen ausgewählt werden kann, können je nach Gerätehersteller, Art der Rohdateninterpolation und -rekonstruktion verschieden sein. Für eine bessere Bildqualität bei dünnen Schichten sollte die effektive Schichtdicke etwa 25-30% größer als die Kollimierung gewählt werden, da dann das Verhältnis von Signal zu Bildrauschen günstig beeinflusst

wird. Das Bildrauschen nimmt unverhältnismäßig stark zu, wenn die effektive Schichtdicke gleich der Kollimierung gehalten werden soll [13].

#### Rekonstruktionsinkrement

Der Abstand zwischen den einzelnen rekonstruierten Schichten wird als Rekonstruktionsinkrement oder Rekonstruktionsintervall bezeichnet. Dabei sollte man eine (um etwa 30%) überlappende Schichtrekonstruktion wählen, oder anders ausgedrückt, das Rekonstruktionsinkrement sollte kleiner als die effektive Schichtdicke gehalten werden. Dadurch wird die Schichtdicke an sich zwar nicht beeinflusst, aber man kann so eine Reduzierung von Stufenartefakten bzw. Partialvolumeneffekten erreichen [30,82]. Besonders wichtig ist diese überlappende Bildrekonstruktion bei Gefäßen, die parallel zur Scanebene verlaufen, also zum Beispiel bei den Nierenarterien [14,71]. Nur durch stark überlappende Rekonstruktionen ist hier eine gute Bildqualität zu erzielen.

#### Röhrenspannung und Röhrenstrom

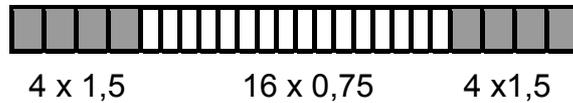
Wird der Röhrenstrom gesteigert, so können mehr Elektronen die Kathode verlassen. Dadurch stehen mehr Röntgenphotonen zur Verfügung und die Intensität der Strahlung wird gesteigert. Das Verhältnis von Signal zu Bildrauschen wird erhöht, was zu einem besseren Kontrast und damit letztlich zu einer verbesserten Bildqualität führt. Erhöht man hingegen die Spannung, führt dies zu einer energiereicheren, kurzwelligeren Strahlung und die Photonen können besser Gewebearten mit höheren Absorptionswerten durchdringen. Dadurch wird der Bildkontrast erhöht. Außerdem wird der Röntgenstrahl weniger stark gestreut. Dies ist erstrebenswert, weil die Streustrahlung eine Belastung für den Patienten darstellt und nicht zur Bildqualität beiträgt.

### 2.1.2 Datenakquisition

Nachdem die Röntgenstrahlung, welche von der um den Patienten rotierenden Röntgenröhre ausgeht, den Patienten durchdrungen hat, erreicht sie die gegenüberliegende Detektoreinheit. Der Ausdehnungswinkel der emittierten Strahlung erstreckt sich dabei fächerförmig vom Fokus bis zu den beiden Enden der Detektoranordnung. Die Detektoren messen nun die nach Durchtritt durch den Körper noch ankommende Röntgenstrahlung hinter dem Patienten. Auf diese Art werden Schwächungsprofile (Projektionen) gewonnen, die aus den Signalen der verschiedenen Detektorkanäle (aus bestimmten Winkelpositionen zu bestimmten Zeitpunkten) bestehen. Für jede Richtung entsteht ein Absorptionsprofil. Die Absorption der Strahlung im Körper ist neben der verwendeten Energie abhängig von der Ordnungszahl der Elemente, der physikalischen Dichte und der Dicke der durchstrahlten Substanz. Die Schwächung der Strahlung und damit die Dichte des Messobjektes spiegelt sich in der Helligkeit der Bildpunkte wieder. Die Dichtewerte sind zahlenmäßig auf der Hounsfield-Skala eingeteilt, wobei für Luft ein Wert von  $-1024$  HU (Hounsfield-Units bzw. Hounsfield-Einheiten), für Wasser der Wert  $0$  HU und für feste Gegenstände (z.B. Knochen) ein Wert von maximal  $+3073$  HU festgelegt wurde. Damit nur Röntgenstrahlung auf direktem Wege vom Fokus der Anode zum Detektor gelangt, sind zwischen den einzelnen Detektorkanälen beim MDCT dünne Lamellen angebracht. Diese verhindern, dass unnötige Streustrahlung am Detektor angelangt, welche die Bildqualität in starker Weise verschlechtern würde, und wirken so als detektorseitiger Kollimator [46].

Der SOMATOM Sensation 16 besitzt als Detektoreinheit einen „Adaptive Array Detector“ (AAD). Dieser besteht aus 24 Detektorreihen, die entlang der z-Achse angebracht sind. Die inneren 16 Reihen definieren die 0,75-mm-Kollimierung, die äußeren 8 Reihen die 1,5-mm-Kollimierung. Durch geeignete Kombination der Signale der einzelnen Detektorreihen sind die Kollimierungen  $16 \times 0,75$  mm und  $16 \times 1,5$  mm möglich.

Abbildung 3: Detektorkonfiguration SOMATOM Sensation 16



Während einer Röhrenrotation können so 16 Schichten simultan akquiriert werden bzw. die 16-fache Breite des Röntgenstrahles kann zur Bilderzeugung ausgenutzt werden. Da die Röhrenrotationszeit bei Untersuchungen des abdominalen Gefäßsystems 0,5 s beträgt, können folglich pro Sekunde 32 Schichten erfasst werden. Bei der späteren Schichtrekonstruktion kann aus den Schichtdicken 0,75 / 1,0 / 1,5 / 2,0 / 3,0 / 4,0 / 5,0 / 6,0 / 7,0 / 8,0 und 10,0 mm ausgewählt werden [54].

## 2.2 Patientengruppen

In der vorliegenden Arbeit wurden die Daten von 62 Patienten ausgewertet.

- 41 Patienten kamen zur Kontrolle nach Implantation einer Gefäßprothese bei abdominellem Aortenaneurysma.
- 10 Patienten kamen zur Kontrolle nach Implantation einer Gefäßprothese bei Aortendissektion.
- 3 Patienten kamen zur Untersuchung einer Nierenarterienstenose.
- 3 Patienten kamen zur Untersuchung einer Stenose der A. iliaca communis.
- 2 Patienten kamen zur Kontrolle nach Stentimplantation bei Stenose der A. iliaca communis.
- 2 Patienten kamen zur Beurteilung der Gefäßversorgung und Gefäßinfiltration eines Colon-Karzinoms.
- 1 Patient kam zur Evaluation eines Aneurysmas der A. iliaca communis.

### 2.3 Kontrastmittelprotokolle

Die Patienten wurden randomisiert nach dem Datum der Untersuchung in drei Gruppen eingeteilt. Bei Patienten der Gruppen 1 und 2 erfolgte die Kontrastmittelgabe mittels eines uniphasischen Injektionsprotokolles, allerdings wurden zwei verschiedene nichtionische, jodierte Kontrastmittel mit unterschiedlichen Konzentrationen zur Gefäßdarstellung verwendet (Gruppe 1: Iomeprol 400 mg Jod/ml (Imeron®400 MCT; ALTANA Pharma AG, Konstanz), Gruppe 2: Iodixanol 320 mg Jod/ml (Visipaque™320 mg/ml; AMERSHAM BUCHLER GmbH, Ismaning). Patienten der Gruppe 3 bekamen das gleiche Kontrastmittel wie diejenigen aus Gruppe 1, allerdings mit einem biphasischen Injektionsprotokoll.

Tabelle 1: Kontrastmittelprotokoll Patientengruppe 1

	Gruppe1	
<b>Anzahl Patienten</b>		23
<b>Kontrastmitteltyp</b>		Iomeprol (400 mg Jod/ml)
<b>Kontrastmittelapplikationsform</b>		uniphasisch
<b>Kontrastmittelmenge</b>		80 ml
<b>Kontrastmittelflussrate</b>		3 ml/s

Tabelle 2: Kontrastmittelprotokoll Patientengruppe 2

	Gruppe2	
<b>Anzahl Patienten</b>		10
<b>Kontrastmitteltyp</b>		Iodixanol (320 mg Jod/ml)
<b>Kontrastmittelapplikationsform</b>		uniphasisch
<b>Kontrastmittelmenge</b>		80 ml
<b>Kontrastmittelflussrate</b>		3 ml/s

Tabelle 3: Kontrastmittelprotokoll Patientengruppe 3

	Gruppe3	
<b>Anzahl Patienten</b>		29
<b>Kontrastmitteltyp</b>		Iomeprol (400 mg Jod/ml)
<b>Kontrastmittelapplikationsform</b>		biphasisch
<b>Kontrastmittelmenge</b>		80 ml
<b>Kontrastmittelflussrate</b>		50 ml mit 4 ml/s; 30 ml mit 2,5 ml/s

## **2.4 Untersuchungsparameter**

Bei allen 62 Patienten wurden zur CT-Untersuchung folgende Parameter angewandt:

Tabelle 4: Untersuchungsparameter CTA-Abdomen

<b>CTA-Abdomen: Untersuchungsparameter</b>	
<b>Kollimierung</b>	16 x 0,75 mm
<b>Tischvorschub pro Röhrenrotation</b>	12 mm
<b>Röhrenstrom-Zeit-Produkt</b>	120-140 mAs
<b>Röhrenspannung</b>	120kV
<b>Röhrenrotationszeit</b>	0,5 s

Der Pitch-Faktor betrug aufgrund des Tischvorschubes und der Kollimierung demnach bei allen Untersuchungen genau 1. Pro Röhrenrotation wurden auf diese Weise 12 mm bzw. pro Sekunde 24 mm an Scanvolumen erfasst.

## **2.5 Untersuchungsablauf**

Bei allen Patienten erfolgte der intravenöse Zugang mittels einer 18 G-Kanüle über eine Kubitalvene. Komplikationen während der Untersuchung traten bei keinem Patienten auf. Zunächst wurde ein Übersichts-Topogramm erstellt und der Scanbereich festgelegt. Das Aufnahmevervolumen reichte dabei von der Zwerchfellkuppel bis zum Sitzbein. Die Kontrastmittelgabe erfolgte automatisiert über eine Kontrastmittelpumpe (Power Injector CT2 ; Medtron Saarbrücken). Nach der Kontrastmittelgabe wurde anschließend bei allen Patienten routinemäßig 30 ml physiologische Kochsalzlösung injiziert. Dies erfolgte um zu gewährleisten, dass bei den relativ geringen verwendeten Kontrastmittelmengen das vorher applizierte Kontrastmittel auch kontinuierlich durch die Gefäße weiter vorwärts fließt und nicht ein Teil am Injektionsort zurückbleibt.

Bei der Patientengruppe 3 mit biphasischem Kontrastmittelprotokoll folgte auf die erste Phase (50 ml mit 4 ml/s) unmittelbar, d.h. ohne Zeitverzögerung zwischen den Phasen, die zweite Phase (30 ml mit 2,5 ml/s).

Um den optimalen Scandelay zu bestimmen, wurde die Methode des Bolustrackings angewandt: Mit den technischen Verbesserungen der Geräte ist es noch dringlicher geworden, eine optimale Synchronisation zwischen der arteriellen Kontrastierung im zu interessierenden Bereich und der Datenerfassung zu erzielen. Grund hierfür ist ein viel kürzer gewordenes Zeitfenster [25,45]. Daher ist es notwendig, eine optimale Zeitverzögerung zwischen der Kontrastmittelgabe und dem Start des Scanvorganges (Scandelay) zu erzielen, will man eine gute Ausnutzung der Gefäßkontrastierung erreichen. Auch muss man beim Timing die Zeitspanne zwischen Injektion des Kontrastmittels und Anfluten im jeweiligen Zielgefäß berücksichtigen. Diese Vorlaufzeit kann interindividuell, aber auch intraindividuell sehr verschieden sein und hängt von mehreren Faktoren ab (vor allem von physiologischen und pathologischen Veränderungen im Herz-Kreislauf-System) [32,34]. Um nun den Scandelay den unterschiedlichen Vorlaufzeiten anzupassen, stehen im Prinzip zwei Möglichkeiten zur Verfügung:

- Injektion eines Testbolus
- automatisches Bolustracking

Mit der Testbolusinjektion, bei der vor der eigentlichen CTA eine geringere Menge an Kontrastmittel appliziert wird und dann die Zeit bis zur maximalen arteriellen Kontrastierung bestimmt wird, kann die Vorlaufzeit des nachfolgenden eigentlichen Kontrastmittelbolus direkt vorausgesagt werden. Nachteile dieser Methode sind eine zusätzliche Strahlenbelastung, eine längere Zeitdauer und eine erhöhte Menge an Kontrastmittel. Die beiden ersteren Faktoren lassen sich jedoch umgehen, wenn die Testboluserfassung während einer ohnehin durchgeführten Nativserie erfolgen kann.

Bei der neueren Methode des Bolustrackings, welche hier angewandt wurde, wird zunächst an einer bestimmten Stelle im arteriellen Zielgefäß eine sogenannte ROI („Region Of Interest“) festgelegt. Hiernach werden fortlaufend mehrere Messungen mit niedriger Dosis gemacht, um die Kontrastmittelanflutung in dieser Gefäßregion zu verfolgen. Wenn ein bestimmter Schwellenwert erreicht ist, wird die eigentliche CTA-Aufnahme gestartet. Die absolute Höhe der arteriellen Kontrastierung, die während der Untersuchung tatsächlich erreicht wird, ist aber vorher mit keiner der Methoden voraussagbar. Somit kann es auch mittels Bolustracking, wenn der Schwellenwert falsch gewählt wird, zu einer zu frühen oder zu späten Auslösung des Scanvorganges kommen [32].

Die ROI wurde bei allen Patienten an derselben Stelle in der Aorta abdominalis auf Höhe des Zwerchfelldurchtrittes platziert (Premonitoring-Phase). Danach wurde die Kontrastmittelinjektion und gleichzeitig die Monitoring-Phase gestartet. Hierbei entstand zunächst eine Pause von 10 Sekunden, in der überhaupt keine Aufnahme erfolgte und in welcher der Tisch in die richtige Position gebracht wurde. Dann wurde im Bereich der ROI alle 1,5 s eine Niedrigdosis-Aufnahme gemacht. Der Schwellenwert für den Beginn der CTA war auf 130 HU festgelegt. Bei Erreichen dieses Schwellenwertes in der ROI wurde dann die eigentliche Datenerfassung gestartet.

## **2.6 Bildrekonstruktionen**

Anschließend fand an einer Workstation (Siemens NAVIGATOR) die Bildrekonstruktion aus den gemessenen Werten statt. Dabei wurde der Filterkernel (Faltungskern) B 30f verwendet. Dieser Algorithmus beeinflusst Bildschärfe und Bildrauschen. Je höher die Zahl, desto schärfer das Bild; niedrigere Werte führen zu mehr geglätteten Bildern ( „B“ steht für „Body“, das „f“ bezieht sich auf die Rotationszeit; es kann am SOMATOM Sensation 16

aus insgesamt 14 „Body“-Kernels gewählt werden, mit Werten von B 10 bis zu B 80).

Aus den gemessenen Daten wird bei der Bildrekonstruktion in mehreren Teilschritten eine zweidimensionale Bildmatrix von 512 x 512 Bildpunkten (Pixeln) kreiert. Jedes einzelne Pixel hat dabei einen genau zugeordneten Grauwert: Je dichter das durchstrahlte Objekt ist, desto heller erscheint die Graustufe der Pixel.

Zunächst wurden die axialen Schichten mit den Schichtdicken 1 mm, 2 mm und 4 mm für alle 62 Patienten rekonstruiert. Hier wurden folgende Rekonstruktionsinkremente verwendet:

Tabelle 5: Rekonstruktionsparameter axiale Schichten

<b>Rekonstruktionsparameter axiale Schichten</b>	
<b>Schichtdicke</b>	<b>Rekonstruktionsinkrement</b>
1 mm	0,7 mm
2 mm	1,5 mm
4 mm	3 mm

Die 1-mm-Schichten überlappten sich demnach um je 0,3 mm (→ Grad der Überlappung: 30%), die 2-mm-Schichten um je 0,5 mm (→ Grad der Überlappung: 25%) und die 4-mm-Schichten um jeweils 1 mm (→ Grad der Überlappung: 25%).

Aus den axialen Bildrekonstruktionen wurden anschließend für jeden Patienten im 3D-Modus des Gerätes Maximum Intensity Projections angefertigt. Bei diesem Verfahren werden die Bilddaten im Rechner zu einem dreidimensionalen Volumen übereinandergestapelt und in einer beliebigen Projektionsrichtung betrachtet. Es werden die signalreichsten Voxel extrahiert und auf eine Ebene hinter dem Datensatz projiziert. Dies wird für jeden Punkt

der Betrachtungsebene angewandt. So kann der Kontrast zwischen hochabsorbierenden Strukturen und der Umgebung verbessert werden. Eine dreidimensionale Darstellung der Strukturen kann man erreichen, indem man einen Bereich definiert, in dem der Blickwinkel jedes Mal um einen festen Abstand verändert wird und die dazugehörigen Bilder für die betreffende Projektionsrichtung berechnet werden. Anschließend kann man die Bilder in schneller Folge hintereinander betrachten (Cine-mode).

Es wurden MIP für die frontale Projektion (Koronarebene) berechnet. Der Bereich, für den die Bilder berechnet wurden, umfasste hierbei die gesamte Bauchhöhle von ventral bis dorsal hinter die Wirbelsäule, so dass alle zu untersuchenden Abdominalgefäße erfasst wurden. Aus allen axialen Schichten (1 mm, 2 mm und 4 mm Schichtdicke) wurden jeweils stark überlappende MIP mit der Dicke 4 mm und einem Abstand zwischen den Schichten von 1 mm (→ Grad der Überlappung: 75%) angefertigt (im Folgenden bezeichnet als MIP 1 mm bzw. 1-mm-MIP, MIP 2 mm bzw. 2-mm-MIP und MIP 4 mm bzw. 4-mm-MIP).

## **2.7 Auswertung**

### *2.7.1 Verteilung der Kontrastmitteldichtewerte in den arteriellen Abdominalgefäßen*

Nachdem alle Daten auf CD-ROM archiviert waren, erfolgte die Auswertung an einer getrennten Workstation (Siemens LEONARDO). Zunächst wurden die Kontrastmitteldichtewerte bestimmt um untersuchen zu können, ob sich für die drei Patientengruppen signifikante Unterschiede in der Höhe der Kontrastierung und der Uniformität der Kontrastierung in den arteriellen Abdominalgefäßen ergaben. Dazu wurden die Hounsfield-Einheiten in folgenden Arterien bestimmt:

Tabelle 6: Untersuchte Gefäßabschnitte für die Dichtwertbestimmung

<b>Dichtewerte in Abdominalgefäßen</b>
Aorta abdominalis proximal
Aorta abdominalis mittlerer Teil
Aorta abdominalis distal
Truncus coeliacus
A. hepatica propria
A. mesenterica superior proximal
A. renalis sinistra
A. renalis dextra

Die quantitative Messung der Werte wurde mit Hilfe einer ROI vorgenommen, innerhalb welcher die jeweiligen durchschnittlichen Kontrastierungswerte für das gesamte Areal vom Rechner angegeben wurden. Um den Fehler durch Partialvolumeneffekte so gering wie möglich zu halten, wurden die Messungen ausschließlich auf den axialen 1-mm-Schichten durchgeführt. Die Fläche der einzelnen ROI wurde dabei so groß wie möglich dem jeweiligen Gefäßdurchmesser angepasst; es wurde jedoch darauf geachtet, dass keine die Ergebnisse verfälschenden Strukturen, insbesondere Verkalkungen der Gefäßwände oder Gefäßprothesen, in die ROI miteinbezogen wurden. Die ROI wurden dabei wie folgt platziert:

Tabelle 7: Platzierung der ROI für die Dichtwertbestimmung

Aorta abdominalis proximal	2 cm unterhalb des Zwerchfelldurchtrittes
Aorta abdominalis mittlerer Teil	2 cm unterhalb des Abganges der kaudaleren Nierenarterie
Aorta abdominalis distal	2 cm oberhalb der Aortenbifurkation
Truncus coeliacus	kurz nach Abgang aus der Aorta
A. hepatica propria	kurz nach Abgang aus der A. hepatica communis
A. mesenterica superior	kurz nach Abgang aus der Aorta
A. renalis sinistra	kurz nach Abgang aus der Aorta
A. renalis dextra	kurz nach Abgang aus der Aorta

### 2.7.2 Darstellungsqualität der Abdominalgefäße mittels verschiedener Dünnschichtrekonstruktionen

Im 2. Teil wurde die Darstellungsqualität der Gefäßhauptstämme und Gefäß-  
äste bis in die Peripherie hinein untersucht. Dieser Teil der Auswertung wurde  
von zwei Untersuchern im Konsensus durchgeführt. Folgende Arterien wurden  
hierbei in ihrer Darstellungsqualität bewertet:

- **A. hepatica propria**
- **A. mesenterica superior**
- **A. renalis dextra und A. renalis sinistra**

Von den zwei Auswertern wurde die Darstellungsqualität der Gefäße bis zur  
4. Gefäßordnung (=Gefäßaufzweigung) bewertet. Der jeweilige Hauptstamm  
des Gefäßes (also A. hepatica propria, A. mesenterica superior, A. renalis  
dextra/sinistra) galt hierbei als 0. Gefäßordnung. Jede einzelne Aufzweigung  
wurde hinsichtlich der Qualität anhand einer 5-Punkte-Skala beurteilt:

Tabelle 8: Bewertungsskala für die Gefäßdarstellung

Wert	Darstellungsqualität
5	exzellent
4	gut
3	ausreichend
2	eingeschränkt diagnostisch
1	nichtdiagnostisch oder überhaupt nicht darstellbar

*exzellent:*

Die Darstellung lässt die Gefäßstruktur scharf und klar erkennen und ermöglicht  
eine exzellente Differenzierung des Gefäßes vom umliegenden Gewebe.

*gut:*

Die Darstellung lässt die Gefäßstruktur klar erkennen und ermöglicht  
eine gute Differenzierung des Gefäßes vom umliegenden Gewebe.

*ausreichend:*

Die Gefäßstruktur ist als solche erkennbar und immer noch sicher von der Umgebung abzugrenzen.

*eingeschränkt diagnostisch:*

Die exakte Gefäßstruktur ist nicht mehr klar zu erkennen und nicht mehr sicher von der Umgebung abzugrenzen.

*nichtdiagnostisch oder überhaupt nicht darstellbar:*

Die exakte Gefäßstruktur lässt sich nur noch erahnen oder das Gefäß ist überhaupt nicht zu sehen.

Die unterschiedlichen Ordnungen der Gefäße wurden folgendermaßen definiert: (nach F.H. Netter – Atlas der Anatomie des Menschen. Georg Thieme Verlag (1997)).

#### **A. hepatica propria**

0. Ordnung: Hauptstamm

1. Ordnung: Rami lobares dextri et sinistri \*

2. Ordnung: Rami segmentales \*

3. Ordnung: erste Aufzweigung der Rami segmentales \*

4. Ordnung: Aa. interlobulares

(\* Keine Eigennamen in *Nomina Anatomica*)

#### **A. mesenterica superior**

0. Ordnung: Hauptstamm

1. Ordnung: Aa. jejunales et ileales

2. Ordnung: erste Aufzweigung der Aa. jejunales et ileales \*

3. Ordnung: zweite Aufzweigung der Aa. jejunales et ileales \*

4. Ordnung: Aa. rectae

(\* keine Eigennamen in *Nomina Anatomica*)

*Anmerkung: Da sich der Hauptstamm der A. mesenterica superior in viele Äste aufteilt (A. pancreaticoduodenalis inferior/Aa. jejunales et ileales/A. ileocolica/A. colica dextra/A. colica media), wurden hier stellvertretend für diese Äste die Aa. jejunales et ileales ausgewählt.*

### **Aa. renales**

0. Ordnung: Hauptstamm
1. Ordnung: Ramus anterior et Ramus posterior
2. Ordnung: Aa. segmentorum
3. Ordnung: Aa. interlobares
4. Ordnung: Aa. arcuatae

*Anmerkung: Wenn sich bei der Beurteilung der Aa. renales Seitendifferenzen ergaben, wurde jeweils die Seite mit der besseren Darstellung für die Bewertung ausgewählt.*

Diese Beurteilung wurde bei allen drei Patientengruppen für sämtliche rekonstruierte Bilder vorgenommen:

- **axiale 1-mm-Schichten**
- **axiale 2-mm-Schichten**
- **axiale 4-mm-Schichten**
- **MIP 1 mm**
- **MIP 2 mm**
- **MIP 4 mm**

Es ergab sich also für alle Patienten und für jeweils alle rekonstruierten Bilder das folgende Auswertungs-Schema:

Tabelle 9: Auswertungs-Schema

Darstellungsqualität der Gefäßäste		Skalenwert
A. hepatica propria	0. Ordnung	
	1. Ordnung	
	2. Ordnung	
	3. Ordnung	
	4. Ordnung	
A. mesenterica superior	0. Ordnung	
	1. Ordnung	
	2. Ordnung	
	3. Ordnung	
	4. Ordnung	
A. renalis dextra/sinistra	0. Ordnung	
	1. Ordnung	
	2. Ordnung	
	3. Ordnung	
	4. Ordnung	
Skala: 5=exzellent 4=gut 3=ausreichend 2=eingeschränkt diagnostisch 1=nichtdiagnostisch oder überhaupt nicht darstellbar		

Als Fensterbreite für die Auswertung wurde eine Untergrenze von 100 HU und eine Obergrenze von 600 HU festgelegt. Man wendet die Fenstertechnik an, da das menschliche Auge nicht in der Lage ist, alle möglichen 4096 Graustufen zu unterscheiden, sondern nur eine relativ begrenzte Anzahl von etwa 30 bis 40. Der betreffenden Fensterbreite wird die ganze Grauwertskala von schwarz bis weiß zugeordnet. Werte über der Obergrenze werden einheitlich weiß, Werte niedriger als die Untergrenze einheitlich schwarz abgebildet. Mit der Fensterlage wird bestimmt, welcher Dichtewert mit mittlerer Graustufe dargestellt werden soll.

## 2.8 Testverfahren

### 2.8.1 Testverfahren zur Ermittlung der Streubreite der Gefäßkontrastierung

Um die Streubreite der Dichtewerte in den jeweiligen Gefäßen bzw. Gefäßästen und damit die Gleichmäßigkeit der Kontrastierung zu ermitteln, wurde die Varianzanalyse angewandt. Die Varianzanalyse ist ein statistisches Verfahren, mit dem Mittelwertdifferenzen und Streuungsverhältnisse zwischen und innerhalb der Stichproben (hier Patientengruppen 1-3) untersucht werden können. Dies geschieht, indem mittels der Prüfgröße F die Varianzen *innerhalb* der Stichproben (Abweichungen zwischen den Einzelwerten  $x$  und dem Stichprobenmittel  $m$ ) mit den Varianzen *zwischen* den Stichproben (Abweichungen zwischen den Stichprobenmittelwerten und dem Gesamtmittel) verglichen werden. Die Prüfung auf signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bezieht also Lage- *und* Streuungsinformationen mit ein. Als Voraussetzungen für die Anwendung der Varianzanalyse mussten dabei vorliegen:

- Normalverteilung in allen Patientengruppen (getestet mittels Shapiro-Wilks-Test; wenn  $p > 0,10$  (\*), so konnte von Normalverteilung ausgegangen werden).
- Streuung in allen Patientengruppen homogen (Varianzhomogenität; getestet mittels Bartlett-Test; wenn  $p > 0,10$  (\*), so konnte von Varianzhomogenität in den Gruppen ausgegangen werden).
- Unabhängigkeit der Stichproben.

Diese Voraussetzungen waren in allen Fällen gegeben.

(\*) Der p-Wert gibt die Wahrscheinlichkeit an, mit der sich unter Annahme der Nullhypothese (in der Stichprobe auftretende Effekte sind zufallsbedingt) die aufgetretenen bzw. noch extremere Ergebnisse finden.

Für die einzelnen Gruppen wurden ergänzend die Variationskoeffizienten bestimmt. Der Variationskoeffizient gibt deskriptiv an, welchen Anteil vom arithmetischen Mittelwert die Standardabweichung ausmacht.

*Variationskoeffizient = Standardabweichung/Mittelwert*

### *2.8.2 Testverfahren zur Ermittlung der Höhe der Gefäßkontrastierung*

Durch die Varianzanalyse konnte gleichzeitig auch untersucht werden, inwieweit sich Unterschiede in der durchschnittlichen Höhe der Kontrastierung zwischen den Patientengruppen ergaben.

### *2.8.3 Testverfahren zum Vergleich der Darstellungsqualität der Gefäße mit den unterschiedlichen Schichtrekonstruktionen*

Zunächst musste für jede Gefäßordnung per Kontingenzanalyse ermittelt werden, inwieweit die Bewertungen dieser einzelnen Rekonstruktionen für die definierten Gefäße zwischen den drei Patientengruppen variierten. Aufgrund ordinaler Merkmale war hierfür kein weiterer statistischer Test möglich. Da diese Bewertungen zwischen den Gruppen nur in geringem Maße variierten, konnten alle Gruppen für den Vergleich der Schichtrekonstruktionen zusammengefasst werden. Dieser Vergleich wurde im Weiteren mittels Vierfeldertafeln vorgenommen.

Für die drei zu betrachtenden Gefäße wurde für jede Gefäßordnung jeweils ermittelt, welche Bildrekonstruktion im Durchschnitt die höchste Bewertung erzielen konnte. Dies waren in allen Fällen die 1-mm-MIP. Folglich konnten diese in der weiteren Auswertung als Referenzrekonstruktionen im Vergleich zu den anderen Rekonstruktionen dienen. Nun konnten mit Hilfe der Vierfeldertafeln die Bewertungen für alle Schichtrekonstruktionen jeweils in Bezug zu den 1-mm-MIP untersucht werden. Dies wurde für alle Gefäßordnungen gemacht. Dadurch konnten

- der jeweilige *Anteil* der Bewertungsstufen (5, 4, 3, 2 oder 1) für alle Schichtrekonstruktionen je nach Gefäßordnung
- der *Unterschied* in der Darstellung (schlechter/besser) in Bezug zur 1-mm-MIP-Referenzrekonstruktion, nach Bewertungsstufen abgestuft, für alle Schichtrekonstruktionen, je nach Gefäßordnung

jeweils als Absolutwert und in Prozent ausgedrückt bestimmt und in **Bewertungstabellen** angegeben werden.

In einem weiteren Schritt wurden nun aus den Bewertungen im Vergleich zur 1-mm-MIP-Referenzrekonstruktion **Rangtabellen** erstellt, in denen sich die relative Darstellungsqualität der unterschiedlichen Schichtrekonstruktionen in Bezug zur 1-mm-MIP-Referenz widerspiegelt. Dies bedeutet, dass der Schichtrekonstruktion mit der (im Vergleich zur 1-mm-MIP-Rekonstruktion) höchsten Darstellungsqualität auch der höchste Rang zugewiesen wurde. Umgekehrt bekam die Rekonstruktion mit der relativ schlechtesten Qualität auch den niedrigsten Rang. Dies wurde für die drei Gefäße wiederum für jede einzelne Gefäßordnung durchgeführt.

Aus den Rangtabellen konnten schließlich *gefäßordnungsübergreifend* **Rangsummen** bestimmt werden: Für jede Gefäßordnung wurde untersucht, welcher Schichtrekonstruktion jeweils welcher Rang wie oft zugewiesen wurde. *Gefäßordnungsübergreifend* wurde für jede Arterie also jeder Rang je fünf mal vergeben (für die 0./1./2./3./4. Ordnung). Der Maximalwert, wie oft eine bestimmte Schichtrekonstruktion beispielsweise den Rang 1 bekommen könnte, wäre demnach also 5.

### 3. Ergebnisse

Alle CT-Untersuchungen erfolgten ohne Zwischenfälle.

#### 3.1 *Streuung der Gefäßkontrastierung*

Da bei der Varianzanalyse der p-Wert ( $\text{Prob} > F$ ) auf dem 5%-Niveau in allen Fällen  $> 0,05$  war, ergab sich hier kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Patientengruppen. Die Werte sind im **Anhang 1** aufgeführt. Dies bedeutet, dass sowohl die Art des Kontrastmittels (bzw. die unterschiedliche Höhe der Jodkonzentrationen) als auch die Applikationsform (uniphasisch oder biphasisch) keinen bedeutenden Einfluss auf die Kontrasthomogenität an den jeweiligen Gefäßpunkten hatten (da sich die Varianzen innerhalb der Patientengruppen nicht signifikant von den Varianzen zwischen den Patientengruppen unterschieden).

Deskriptiv und anschaulich zum Vergleich werden diese Sachverhalte auch mittels des Variationskoeffizienten dargestellt. Je kleiner der Variationskoeffizient ist, desto geringer ist auch die Streubreite der Dichtewerte für die betreffende Gefäßstelle. Auch bei dieser Darstellung wird deutlich, dass die Streubreite der Dichtewerte an allen Gefäßabschnitten nur in geringem Maße zwischen den Gruppen variierte.

Tabelle 10: Variationskoeffizienten

	Aorta abd. proximal	Aorta abd. interm.	Aorta abd. distal	Truncus coeliacus	A. hepatica propria	A. mesent. superior	A. renalis sinistra	A. renalis dextra
Gruppe1	0,1462	0,1456	0,1473	0,1411	0,1494	0,1460	0,1471	0,1534
Gruppe2	0,1910	0,1707	0,1927	0,1720	0,1525	0,1577	0,1494	0,1623
Gruppe3	0,1703	0,1629	0,1582	0,1611	0,1735	0,1690	0,1627	0,1694

### **3.2 Höhe der Gefäßkontrastierung**

Einen Überblick über die Verteilung der Mittelwerte in den betreffenden Gefäßabschnitten gibt **Anhang 1**. Es wird deutlich, dass tendenziell die Werte für die Gruppe 1 etwas höher lagen als für die Gruppen 2 und 3. Da aber bei der Varianzanalyse der p-Wert ( $\text{Prob} > F$ ) auf dem 5%-Niveau in allen Fällen  $> 0,05$  war, ergab sich auch hinsichtlich dieser Fragestellung kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Patientengruppen. Demzufolge konnten also Jodkonzentration und Applikationsform auch keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die mittlere Höhe der Kontrastierung hervorrufen.

### **3.3 Darstellungsqualität der Abdominalgefäße mittels der verschiedenen axialen Schichtrekonstruktionen und MIP**

#### **3.3.1 Bewertungen der Schichtrekonstruktionen in den einzelnen Gefäßordnungen für die untersuchten Gefäße**

Einen genauen Überblick über die Bewertungen der unterschiedlichen Rekonstruktionen in den verschiedenen Gefäßordnungen und den Vergleich in der Darstellungsqualität in Bezug zur 1-mm-MIP-Referenzrekonstruktion geben die folgenden Tabellen (*absolut* und *in Prozent* ausgedrückt).

Tabelle 11: Bewertungen A. hepatica propria (*absolut*)

A. hepatica propria (Anzahl der Werte absolut)	Bewertung					schlechtere/bessere Darstellung in Bezug zur Referenzschicht (MIP 1 mm)								
	5	4	3	2	1	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
axial 1 mm 0. Ordnung	49	13							3	58	1			
axial 1 mm 1. Ordnung	43	19							4	53	5			
axial 1 mm 2. Ordnung	18	29	14	1				1	13	45	3			
axial 1 mm 3. Ordnung	3	24	23	10	2				11	49	2			
axial 1 mm 4. Ordnung		10	13	17	22				5	56	1			
axial 2 mm 0. Ordnung	46	16							6	55	1			
axial 2 mm 1. Ordnung	30	30	2					1	15	43	3			
axial 2 mm 2. Ordnung	11	35	15	1				1	20	39	2			
axial 2 mm 3. Ordnung	1	21	29	9	2			1	16	42	3			
axial 2 mm 4. Ordnung		7	16	17	22				7	55				
axial 4 mm 0. Ordnung	4	44	14					9	43	10				
axial 4 mm 1. Ordnung		29	31	2				1	16	42	3			
axial 4 mm 2. Ordnung		4	40	18				2	25	34	1			
axial 4 mm 3. Ordnung		1	12	42	7				23	34	5			
axial 4 mm 4. Ordnung			3	14	45				15	27	20			
MIP 1 mm 0. Ordnung	52	9	1											
MIP 1 mm 1. Ordnung	44	16	2											
MIP 1 mm 2. Ordnung	23	30	9											
MIP 1 mm 3. Ordnung	6	24	22	9	1									
MIP 1 mm 4. Ordnung		9	16	18	19									
MIP 2 mm 0. Ordnung	32	29	1						20	42				
MIP 2 mm 1. Ordnung	19	39	4						27	35				
MIP 2 mm 2. Ordnung		36	23	3				1	41	20				
MIP 2 mm 3. Ordnung		6	37	18	1			2	35	25				
MIP 2 mm 4. Ordnung			14	24	24			1	23	38				
MIP 4 mm 0. Ordnung		9	48	5				3	42	16	1			
MIP 4 mm 1. Ordnung		2	40	19	1			9	43	10				
MIP 4 mm 2. Ordnung			13	42	7			18	34	10				
MIP 4 mm 3. Ordnung			1	17	44			19	31	11	1			
MIP 4 mm 4. Ordnung				2	60			7	18	18	19			

Tabelle 12: Bewertungen A. hepatica propria (in Prozent)

A. hepatica propria (Anzahl der Werte in Prozent)	Bewertung					schlechtere/bessere Darstellung in Bezug zur Referenzschicht (MIP 1 mm)								
	5	4	3	2	1	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
axial 1 mm 0. Ordnung	79,0	21,0							4,8	93,6	1,6			
axial 1 mm 1. Ordnung	69,4	30,7							6,5	85,5	8,1			
axial 1 mm 2. Ordnung	29,0	46,8	22,6	1,6				1,6	21,0	72,6	4,8			
axial 1 mm 3. Ordnung	4,8	38,7	37,1	16,1	3,2				17,7	79,0	3,2			
axial 1 mm 4. Ordnung		16,1	21,0	27,4	35,5				8,1	90,3	1,6			
axial 2 mm 0. Ordnung	74,2	25,8							9,7	88,7	1,6			
axial 2 mm 1. Ordnung	48,4	48,4	3,2					1,6	24,2	69,4	4,8			
axial 2 mm 2. Ordnung	17,7	56,5	24,2	1,6				1,6	32,3	62,9	3,2			
axial 2 mm 3. Ordnung	1,6	33,9	46,8	14,5	3,2			1,6	25,8	67,7	4,8			
axial 2 mm 4. Ordnung		11,3	25,8	27,4	35,5				11,3	88,7				
axial 4 mm 0. Ordnung	6,5	71,0	22,6					14,5	69,4	16,1				
axial 4 mm 1. Ordnung		46,8	50,0	3,2				1,6	25,8	67,7	4,8			
axial 4 mm 2. Ordnung		6,5	64,5	29,0				3,2	40,3	54,8	1,6			
axial 4 mm 3. Ordnung		1,6	19,4	67,7	11,3				37,1	54,8	8,1			
axial 4 mm 4. Ordnung			4,8	22,6	72,6				24,2	43,5	32,3			
MIP 1 mm 0. Ordnung	83,9	14,5	1,6											
MIP 1 mm 1. Ordnung	71,0	25,8	3,2											
MIP 1 mm 2. Ordnung	37,1	48,4	14,5											
MIP 1 mm 3. Ordnung	9,7	38,7	35,5	14,5	1,6									
MIP 1 mm 4. Ordnung		14,5	25,8	29,0	30,7									
MIP 2 mm 0. Ordnung	51,6	46,8	1,6						32,3	67,7				
MIP 2 mm 1. Ordnung	30,7	62,9	6,5						43,5	56,5				
MIP 2 mm 2. Ordnung		58,1	37,1	4,8					1,6	66,1	32,3			
MIP 2 mm 3. Ordnung		9,7	59,7	29,0	1,6				3,2	56,5	40,3			
MIP 2 mm 4. Ordnung			22,6	38,7	38,7				1,6	37,1	61,3			
MIP 4 mm 0. Ordnung		14,5	77,4	8,1				4,8	67,7	25,8	1,6			
MIP 4 mm 1. Ordnung		3,2	64,5	30,7	1,6			14,5	69,4	16,1				
MIP 4 mm 2. Ordnung			21,0	67,7	11,3			29,0	54,8	16,1				
MIP 4 mm 3. Ordnung			1,6	27,4	71,0			30,6	50,0	17,7	1,6			
MIP 4 mm 4. Ordnung				3,2	96,8			11,3	29,0	29,0	30,7			

Tabelle 13: Bewertungen A. mesenterica sup. (*absolut*)

A. mesenterica sup. (Anzahl der Werte absolut)	Bewertung					schlechtere/bessere Darstellung in Bezug zur Referenzschicht (MIP 1 mm)								
	5	4	3	2	1	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
axial 1 mm 0. Ordnung	54	8							1	60	1			
axial 1 mm 1. Ordnung	47	15							2	59	1			
axial 1 mm 2. Ordnung	17	36	9						24	37	1			
axial 1 mm 3. Ordnung		33	25	4					21	41				
axial 1 mm 4. Ordnung		12	31	16	3				22	40				
axial 2 mm 0. Ordnung	52	10							3	58	1			
axial 2 mm 1. Ordnung	33	28	1						16	46				
axial 2 mm 2. Ordnung	8	43	11						34	28				
axial 2 mm 3. Ordnung		24	34	4					30	32				
axial 2 mm 4. Ordnung		7	34	18	3				29	33				
axial 4 mm 0. Ordnung	8	51	3					2	45	15				
axial 4 mm 1. Ordnung		24	36	2				26	36					
axial 4 mm 2. Ordnung		5	48	9			1	34	26	1				
axial 4 mm 3. Ordnung			16	41	5		5	30	26	1				
axial 4 mm 4. Ordnung			3	28	31		6	31	22	3				
MIP 1 mm 0. Ordnung	54	8												
MIP 1 mm 1. Ordnung	48	14												
MIP 1 mm 2. Ordnung	34	25	3											
MIP 1 mm 3. Ordnung	6	40	14	2										
MIP 1 mm 4. Ordnung		26	24	10	2									
MIP 2 mm 0. Ordnung	46	16							8	54				
MIP 2 mm 1. Ordnung	11	49	2						39	23				
MIP 2 mm 2. Ordnung	2	43	16	1				1	46	14	1			
MIP 2 mm 3. Ordnung		13	42	7				2	40	20				
MIP 2 mm 4. Ordnung		1	27	28	6			1	49	12				
MIP 4 mm 0. Ordnung		49	13					9	49	4				
MIP 4 mm 1. Ordnung		1	36	25				15	42	5				
MIP 4 mm 2. Ordnung			10	46	6	2	27	29	4					
MIP 4 mm 3. Ordnung				18	44	3	30	25	4					
MIP 4 mm 4. Ordnung				5	57		22	27	11	2				

Tabelle 14: Bewertungen A. mesenterica sup. (in Prozent)

A. mesenterica sup. (Anzahl der Werte in Prozent)	Bewertung					schlechtere/bessere Darstellung in Bezug zur Referenzschicht (MIP 1 mm)								
	5	4	3	2	1	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
axial 1 mm 0. Ordnung	87,1	12,9							1,6	96,8	1,6			
axial 1 mm 1. Ordnung	75,8	24,2							3,2	95,2	1,6			
axial 1 mm 2. Ordnung	27,4	58,1	14,5						38,7	59,7	1,6			
axial 1 mm 3. Ordnung		53,2	40,3	6,5					33,9	66,1				
axial 1 mm 4. Ordnung		19,4	50,0	25,8	4,8				35,5	64,5				
axial 2 mm 0. Ordnung	83,9	16,1							4,8	93,5	1,6			
axial 2 mm 1. Ordnung	53,2	45,2	1,6						25,8	74,2				
axial 2 mm 2. Ordnung	12,9	69,4	17,7						54,8	45,2				
axial 2 mm 3. Ordnung		38,7	54,8	6,5					48,4	51,6				
axial 2 mm 4. Ordnung		11,3	54,8	29,0	4,8				46,8	53,2				
axial 4 mm 0. Ordnung	12,9	82,3	4,8					3,2	72,6	24,2				
axial 4 mm 1. Ordnung		38,7	58,1	3,2				41,9	58,1					
axial 4 mm 2. Ordnung		8,1	77,4	14,5			1,6	54,8	41,9	1,6				
axial 4 mm 3. Ordnung			25,8	66,1	8,1		8,1	48,4	41,9	1,6				
axial 4 mm 4. Ordnung			4,8	45,2	50,0		9,7	50,0	35,5	4,8				
MIP 1 mm 0. Ordnung	87,1	12,9												
MIP 1 mm 1. Ordnung	77,4	22,6												
MIP 1 mm 2. Ordnung	54,8	40,3	4,8											
MIP 1 mm 3. Ordnung	9,7	64,5	22,6	3,2										
MIP 1 mm 4. Ordnung		41,9	38,7	16,1	3,2									
MIP 2 mm 0. Ordnung	74,2	25,8							12,9	87,1				
MIP 2 mm 1. Ordnung	17,7	79,0	3,2						62,9	37,1				
MIP 2 mm 2. Ordnung	3,2	69,4	25,8	1,6				1,6	74,2	22,6	1,6			
MIP 2 mm 3. Ordnung		21,0	67,7	11,3				3,2	64,5	32,3				
MIP 2 mm 4. Ordnung		1,6	43,6	45,2	9,7			1,6	79,0	19,4				
MIP 4 mm 0. Ordnung		79,0	21,0					14,5	79,0	6,5				
MIP 4 mm 1. Ordnung		1,6	58,1	40,3				24,2	67,7	8,1				
MIP 4 mm 2. Ordnung			16,1	74,2	9,7	3,2	43,5	46,8	6,5					
MIP 4 mm 3. Ordnung				29,0	71,0	4,8	48,4	40,3	6,5					
MIP 4 mm 4. Ordnung				8,1	91,9		35,5	43,5	17,7	3,2				

Tabelle 15: Bewertungen Aa. renales (*absolut*)

A. renalis dex./sin. (Anzahl der Werte absolut)	Bewertung					schlechtere/bessere Darstellung in Bezug zur Referenzschicht (MIP 1 mm)								
	5	4	3	2	1	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
axial 1 mm 0. Ordnung	51	11							3	58	1			
axial 1 mm 1. Ordnung	46	16							6	54	2			
axial 1 mm 2. Ordnung	15	41	6						17	42	3			
axial 1 mm 3. Ordnung		18	36	8				1	27	34				
axial 1 mm 4. Ordnung		4	26	16	16			4	18	40				
axial 2 mm 0. Ordnung	48	14							6	55	1			
axial 2 mm 1. Ordnung	40	22							12	48	2			
axial 2 mm 2. Ordnung	6	45	11						29	32	1			
axial 2 mm 3. Ordnung		9	42	11				2	37	23				
axial 2 mm 4. Ordnung		3	21	22	16			4	25	33				
axial 4 mm 0. Ordnung	1	41	20					14	44	4				
axial 4 mm 1. Ordnung		30	32					23	36	3				
axial 4 mm 2. Ordnung		1	47	13	1			3	31	28				
axial 4 mm 3. Ordnung			3	45	14			4	42	16				
axial 4 mm 4. Ordnung				13	49			3	34	16	9			
MIP 1 mm 0. Ordnung	53	9												
MIP 1 mm 1. Ordnung	51	10	1											
MIP 1 mm 2. Ordnung	27	31	4											
MIP 1 mm 3. Ordnung	1	39	20	2										
MIP 1 mm 4. Ordnung		11	31	11	9									
MIP 2 mm 0. Ordnung	28	34							25	37				
MIP 2 mm 1. Ordnung	14	47	1						37	25				
MIP 2 mm 2. Ordnung		44	18					2	37	23				
MIP 2 mm 3. Ordnung		2	51	9				1	44	17				
MIP 2 mm 4. Ordnung			16	30	16			2	40	20				
MIP 4 mm 0. Ordnung		2	59	1				1	50	11				
MIP 4 mm 1. Ordnung			54	8				5	48	9				
MIP 4 mm 2. Ordnung			10	49	3			22	34	6				
MIP 4 mm 3. Ordnung				9	53			33	26	3				
MIP 4 mm 4. Ordnung				1	61			10	32	11	9			

Tabelle 16: Bewertungen Aa. renales (in Prozent)

A. renalis dex./sin. (Anzahl der Werte in Prozent)	Bewertung					schlechtere/bessere Darstellung in Bezug zur Referenzschicht (MIP 1 mm)								
	5	4	3	2	1	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
axial 1 mm 0. Ordnung	82,3	17,7							4,8	93,5	1,6			
axial 1 mm 1. Ordnung	74,2	25,8							9,7	87,1	3,2			
axial 1 mm 2. Ordnung	24,2	66,1	9,7						27,4	67,7	4,8			
axial 1 mm 3. Ordnung		29,0	58,1	12,9				1,6	43,5	54,8				
axial 1 mm 4. Ordnung		6,5	41,9	25,8	25,8			6,5	29,0	64,5				
axial 2 mm 0. Ordnung	77,4	22,6							9,7	88,7	1,6			
axial 2 mm 1. Ordnung	64,3	35,5							19,4	77,4	3,2			
axial 2 mm 2. Ordnung	9,7	72,6	17,7						46,8	51,6	1,6			
axial 2 mm 3. Ordnung		14,5	67,7	17,7				3,2	59,7	37,1				
axial 2 mm 4. Ordnung		4,8	33,9	35,5	25,8			6,5	40,3	53,2				
axial 4 mm 0. Ordnung	1,6	66,1	32,3					22,6	71,0	6,5				
axial 4 mm 1. Ordnung		48,4	51,6					37,1	58,1	4,8				
axial 4 mm 2. Ordnung		1,6	75,8	21,0	1,6			4,8	50,0	45,2				
axial 4 mm 3. Ordnung			4,8	72,6	22,6			6,5	67,7	25,8				
axial 4 mm 4. Ordnung				21,0	79,0			4,8	54,8	25,8	14,5			
MIP 1 mm 0. Ordnung	85,5	14,5												
MIP 1 mm 1. Ordnung	82,3	16,1	1,6											
MIP 1 mm 2. Ordnung	43,6	50,0	6,5											
MIP 1 mm 3. Ordnung	1,6	62,9	32,3	3,2										
MIP 1 mm 4. Ordnung		17,7	50,0	17,7	14,5									
MIP 2 mm 0. Ordnung	45,2	54,8							40,3	59,7				
MIP 2 mm 1. Ordnung	22,6	75,8	1,6						59,7	40,3				
MIP 2 mm 2. Ordnung		71,0	29,0						3,2	59,7	37,1			
MIP 2 mm 3. Ordnung		3,2	82,3	14,5					1,6	71,0	27,4			
MIP 2 mm 4. Ordnung			25,8	48,4	25,8				3,2	64,5	32,3			
MIP 4 mm 0. Ordnung		3,2	95,2	1,6				1,6	80,7	17,7				
MIP 4 mm 1. Ordnung			87,1	12,9				8,1	77,4	14,5				
MIP 4 mm 2. Ordnung			16,1	79,0	4,8			35,5	54,8	9,7				
MIP 4 mm 3. Ordnung				14,5	85,5			53,2	41,9	4,8				
MIP 4 mm 4. Ordnung				1,6	98,4			16,1	51,6	17,7	14,5			

### 3.3.2 Zusammenfassung der unter 3.3.1 aufgeführten Tabellen

#### **1-mm-MIP:**

Anhand dieser tabellarischen Auflistung kann man erkennen, dass die **1-mm-MIP**, welche als Referenzschicht die im Vergleich beste Qualität hatten, für die 0. bis 2. Gefäßordnung und oft auch sogar noch für die 3. Gefäßordnung weitaus überwiegend sehr hohe bis hohe Bewertungen erhielten (5 oder 4 auf der Bewertungsskala). Mit diesen Referenzrekonstruktionen ließen sich bei der A. mesenterica sup. und den Aa. renales die 3. Gefäßordnungen in > 96% mindestens mit einer ausreichenden Bildqualität darstellen, bei der A. hepatica propria in > 83%. Selbst die 4. Gefäßordnungen ließen sich bei der A. mesenterica sup. in > 80% mindestens ausreichend gut darstellen, bei den Aa. renales in > 67%, bei der A. hepatica propria auch noch in > 40%.

#### **Axiale 1-mm-Schichten:**

Auch die **axialen 1-mm-Schichten**, die im Vergleich zu den Referenz-MIP die zweitbeste Bildqualität hatten, wiesen für die 0. bis 2. Ordnung weitaus überwiegend eine exzellente bis gute Bildqualität auf, auch noch relativ häufig für die 3. Ordnung. Dennoch fällt im Vergleich zu den 1-mm-MIP in der 2. und den höheren Gefäßordnungen ein relativ starker Abfall in den Bewertungen auf. Hier ließ sich die 3. Ordnung bei der A. mesenterica sup. in > 93%, bei den Aa. renales in > 87% und bei der A. hepatica propria in > 80% mindestens ausreichend gut darstellen. Die 4. Ordnung ließ sich bei der A. mesenterica sup. in > 69%, bei den Aa. renales in > 48% und bei der A. hepatica propria in > 37% mindestens mit ausreichend bewerten.

#### **Axiale 2-mm-Schichten:**

Die **axialen 2-mm-Schichten** wiesen für die kleineren Gefäßordnungen auch noch weitaus überwiegend eine exzellente bis gute Darstellungsqualität auf. Die höheren Gefäßordnungen konnten meist ebenfalls noch gut bis ausreichend dargestellt werden.

### **2-mm-MIP:**

Mit leichten Einschränkungen gelten diese Aussagen auch für die **2-mm-MIP**, wobei bei diesen die 4. Gefäßordnung schon häufig eingeschränkt darstellbar war (im Falle der A. hepatica propria auch schon relativ häufig die 3. Ordnung). Insgesamt kann man aber erkennen, dass die axialen 2-mm-Schichten und die 2-mm-MIP den 1-mm-Rekonstruktionen in der Darstellungsqualität unterlegen waren.

### **Axiale 4-mm-Schichten/4-mm-MIP:**

Speziell bei den 4-mm-Schichten, bei den **4-mm-MIP** noch ausgeprägter als bei den **axialen 4-mm-Schichten**, fällt jedoch eine starke Einschränkung der Qualität auf, insbesondere bei den Ästen höherer Ordnung. So waren hier bei den MIP die Darstellungen ab der 2. Ordnung größtenteils nicht mehr ausreichend verwertbar, auch war die 1. Ordnung schon häufig eingeschränkt darstellbar. Auf den axialen 4-mm-Schichten ergaben sich starke Einschränkungen dagegen meist erst ab der 3. Ordnung.

### *3.3.3 Rangtabellen*

Die folgenden Tabellen zeigen die verschiedenen Ränge für die Schichtrekonstruktionen für jedes Gefäß und jede Gefäßordnung. Für die unterschiedlichen Gefäßordnungen spiegelt sich hier ebenfalls wieder, dass die dünnen Schichten gegenüber den dickeren konsequent im Vorteil waren. Die 1-mm-Schichten zeigten eine bessere Qualität als die 2-mm-Schichten. Diese wiederum lieferten bessere Ergebnisse als die 4-mm-Schichten. Vergleicht man weiterhin die axialen Schichten mit den MIP, fällt auf, dass bei den sehr dünnen 1-mm-Schichten die MIP die bessere Visualisierung erlaubten als die axialen Schichten. Bei den 2-mm-Schichten und den 4-mm-Schichten war dies genau umgekehrt. Hier lagen die axialen Schichten im Vorteil gegenüber den MIP.

Tabelle 17: Ränge A. hepatica propria 0.Ordnung

Rang	A. hepatica propria	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 0. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 0. Ordnung				4,8	93,6	1,6			
3	axial 2 mm 0. Ordnung				9,7	88,7	1,6			
4	MIP 2 mm 0. Ordnung				32,3	67,7				
5	axial 4 mm 0. Ordnung			14,5	69,4	16,1				
6	MIP 4 mm 0. Ordnung		4,8	67,7	25,8	1,6				

Tabelle 18: Ränge A. hepatica propria 1.Ordnung

Rang	A. hepatica propria	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 1. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 1. Ordnung				6,5	85,5	8,1			
3	axial 2 mm 1. Ordnung			1,6	24,2	69,4	4,8			
4	MIP 2 mm 1. Ordnung				43,5	56,5				
5	axial 4 mm 1. Ordnung		1,6	25,8	67,7	4,8				
6	MIP 4 mm 1. Ordnung		14,5	69,4	16,1					

Tabelle 19: Ränge A. hepatica propria 2.Ordnung

Rang	A. hepatica propria	-4	3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 2. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 2. Ordnung			1,6	21,0	72,6	4,8			
3	axial 2 mm 2. Ordnung			1,6	32,3	62,9	3,2			
4	MIP 2 mm 2. Ordnung			1,6	66,1	32,3				
5	axial 4 mm 2. Ordnung		3,2	40,3	54,8	1,6				
6	MIP 4 mm 2. Ordnung		29,0	54,8	16,1					

Tabelle 20: Ränge A. hepatica propria 3.Ordnung

Rang	A. hepatica propria	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 3. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 3. Ordnung				17,7	79,0	3,2			
3	axial 2 mm 3. Ordnung			1,6	25,8	67,7	4,8			
4	MIP 2 mm 3. Ordnung			3,2	56,5	40,3				
5	axial 4 mm 3. Ordnung			37,1	54,8	8,1				
6	MIP 4 mm 3. Ordnung		30,6	50,0	17,7	1,6				

Tabelle 21: Ränge A. hepatica propria 4.Ordnung

Rang	A. hepatica propria	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 4. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 4. Ordnung				8,1	90,3	1,6			
3	axial 2 mm 4. Ordnung				11,3	88,7				
4	MIP 2 mm 4. Ordnung			1,6	37,1	61,3				
5	axial 4 mm 4. Ordnung			24,2	43,5	32,3				
6	MIP 4 mm 4. Ordnung		11,3	29,0	29,0	30,7				

Tabelle 22: Ränge A. mesenterica sup. 0.Ordnung

Rang	A. mesenterica sup.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	MIP 1 mm 0. Ordnung									
2	axial 1 mm 0. Ordnung				1,6	96,8	1,6			
3	axial 2 mm 0. Ordnung				4,8	93,5	1,6			
4	MIP 2 mm 0. Ordnung				12,9	87,1				
5	axial 4 mm 0. Ordnung			3,2	72,6	24,2				
6	MIP 4 mm 0. Ordnung			14,5	79,0	6,5				

Tabelle 23: Ränge A. mesenterica sup. 1.Ordnung

Rang	A. mesenterica sup.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	MIP 1 mm 1. Ordnung									
2	axial 1 mm 1. Ordnung				3,2	95,2	1,6			
3	axial 2 mm 1. Ordnung				25,8	74,2				
4	MIP 2 mm 1. Ordnung				62,9	37,1				
5	axial 4 mm 1. Ordnung			41,9	58,1					
6	MIP 4 mm 1. Ordnung		24,2	67,7	8,1					

Tabelle 24: Ränge A. mesenterica sup. 2.Ordnung

Rang	A. mesenterica sup.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	MIP 1 mm 2. Ordnung									
2	axial 1 mm 2. Ordnung				38,7	59,7	1,6			
3	axial 2 mm 2. Ordnung				54,8	45,2				
4	MIP 2 mm 2. Ordnung			1,6	74,2	22,6	1,6			
5	axial 4 mm 2. Ordnung		1,6	54,8	41,9	1,6				
6	MIP 4 mm 2. Ordnung	3,2	43,5	46,8	6,5					

Tabelle 25: Ränge A. mesenterica sup. 3.Ordnung

Rang	A. mesenterica sup.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	MIP 1 mm 3. Ordnung									
2	axial 1 mm 3. Ordnung				33,9	66,1				
3	axial 2 mm 3. Ordnung				48,4	51,6				
4	MIP 2 mm 3. Ordnung			3,2	64,5	32,3				
5	axial 4 mm 3. Ordnung		8,1	48,4	41,9	1,6				
6	MIP 4 mm 3. Ordnung	4,8	48,4	40,3	6,5					

Tabelle 26: Ränge A. mesenterica sup. 4.Ordnung

Rang	A. mesenterica sup.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	MIP 1 mm 4. Ordnung									
2	axial 1 mm 4. Ordnung				35,5	64,5				
3	axial 2 mm 4. Ordnung				46,8	53,2				
4	MIP 2 mm 4. Ordnung			1,6	79,0	19,4				
5	axial 4 mm 4. Ordnung		9,7	50,0	35,5	4,8				
6	MIP 4 mm 4. Ordnung		35,5	43,5	17,7	3,2				

Tabelle 27: Ränge Aa. renales 0.Ordnung

Rang	A. renalis dex./sin.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 0. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 0. Ordnung				4,8	93,5	1,6			
3	axial 2 mm 0. Ordnung				9,7	88,7	1,6			
4	MIP 2 mm 0. Ordnung				40,3	59,7				
5	axial 4 mm 0. Ordnung			22,6	71,0	6,5				
6	MIP 4 mm 0. Ordnung		1,6	80,7	17,7					

Tabelle 28: Ränge Aa. renales 1.Ordnung

Rang	A. renalis dex./sin.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 1. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 1. Ordnung				9,7	87,1	3,2			
3	axial 2 mm 1. Ordnung				19,4	77,4	3,2			
4	MIP 2 mm 1. Ordnung				59,7	40,3				
5	axial 4 mm 1. Ordnung			37,1	58,1	4,8				
6	MIP 4 mm 1. Ordnung		8,1	77,4	14,5					

Tabelle 29: Ränge Aa. renales 2.Ordnung

Rang	A. renalis dex./sin.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 2. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 2. Ordnung				27,4	67,7	4,8			
3	axial 2 mm 2. Ordnung				46,8	51,6	1,6			
4	MIP 2 mm 2. Ordnung			3,2	59,7	37,1				
5	axial 4 mm 2. Ordnung		4,8	50,0	45,2					
6	MIP 4 mm 2. Ordnung		35,5	54,8	9,7					

Tabelle 30: Ränge Aa. renales 3.Ordnung

Rang	A. renalis dex./sin.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 3. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 3. Ordnung			1,6	43,5	54,8				
3	axial 2 mm 3. Ordnung			3,2	59,7	37,1				
4	MIP 2 mm 3. Ordnung			1,6	71,0	27,4				
5	axial 4 mm 3. Ordnung		6,5	67,7	25,8					
6	MIP 4 mm 3. Ordnung		53,2	41,9	4,8					

Tabelle 31: Ränge Aa. renales 4.Ordnung

Rang	A. renalis dex./sin.	-4	-3	-2	-1	gleich	1	2	3	4
1	<b>MIP 1 mm 4. Ordnung</b>									
2	axial 1 mm 4. Ordnung			6,5	29,0	64,5				
3	axial 2 mm 4. Ordnung			6,5	40,3	53,2				
4	MIP 2 mm 4. Ordnung			3,2	64,5	32,3				
5	axial 4 mm 4. Ordnung		4,8	54,8	25,8	14,5				
6	MIP 4 mm 4. Ordnung		16,1	51,6	17,7	14,5				

### 3.3.4 Rangsummen

In den Tabellen sind für die drei untersuchten Gefäße die Rangsummen für alle Schichtrekonstruktionen aufgeführt. Die Ergebnisse sind für alle drei untersuchten Gefäße maximal eindeutig, d.h. allen Schichtrekonstruktionen wurde für alle Gefäßordnungen immer derselbe Rang zugewiesen.

Tabelle 32: Rangsummen A. hepatica propria

<b>A. hepatica propria</b>	<b>Rang 1</b>	<b>Rang 2</b>	<b>Rang 3</b>	<b>Rang 4</b>	<b>Rang 5</b>	<b>Rang 6</b>
<b>MIP 1 mm</b>	<b>5</b>					
axial 1 mm		5				
axial 2 mm			5			
MIP 2 mm				5		
axial 4 mm					5	
MIP 4 mm						5

Tabelle 33: Rangsummen A. mesenterica sup.

<b>A. mesenterica sup.</b>	<b>Rang 1</b>	<b>Rang 2</b>	<b>Rang 3</b>	<b>Rang 4</b>	<b>Rang 5</b>	<b>Rang 6</b>
<b>MIP 1 mm</b>	<b>5</b>					
axial 1 mm		5				
axial 2 mm			5			
MIP 2 mm				5		
axial 4 mm					5	
MIP 4 mm						5

Tabelle 34: Rangsummen Aa. renales

<b>A. renalis dex./sin.</b>	<b>Rang 1</b>	<b>Rang 2</b>	<b>Rang 3</b>	<b>Rang 4</b>	<b>Rang 5</b>	<b>Rang 6</b>
<b>MIP 1 mm</b>	<b>5</b>					
axial 1 mm		5				
axial 2 mm			5			
MIP 2 mm				5		
axial 4 mm					5	
MIP 4 mm						5

### **3.4 Altersverteilung und Geschlechterverteilung**

Weiterhin wurde die Verteilung von Alter und Geschlecht innerhalb der Patientengruppen untersucht. Die Altersverteilung entsprach am Gesamtpatientenkollektiv und in jeder der drei Gruppen einer Normalverteilung. Es ergab sich hinsichtlich der Altersverteilung kein signifikanter Unterschied zwischen den Patientengruppen (getestet mittels Varianzanalyse, p-Wert 0,9373). Die Altersverteilung findet sich im **Anhang 2**.

Bei der Geschlechterverteilung fiel ein Überwiegen der Männer auf (Verhältnis Männer:Frauen 53:9), zwischen den Gruppen ergab sich allerdings ebenfalls kein relevanter Unterschied (getestet mittels Kontingenzanalyse). Die Geschlechterverteilung zeigt **Anhang 3**.

#### **4. Diskussion**

In den letzten Jahren haben im Bereich der Computertomographie rasante Weiterentwicklungen stattgefunden. Einerseits wurden die Geräte an sich technisch verbessert. Andererseits ergaben sich durch verbesserte und zum Teil völlig neuartige Möglichkeiten der rechnergestützten Bildnachverarbeitung sowie durch Optimierungen bei der Gabe und Wahl des Kontrastmittels neue Anwendungsgebiete. Die CT-Angiographie ist hierfür ein hervorragendes Beispiel.

Schon seit längerem wird die CTA im Abdominalbereich für die Darstellung des aortoiliakalen Systems und der arteriellen Gefäßversorgung von Leber, Nieren und auch der Mesenterialgefäße genutzt. Das Ziel und der Nutzen all jener Verbesserungen im Hinblick auf die Visualisierung der Abdominalgefäße sollte aber sein, eine immer exaktere Darstellung auch kleinerer bzw. kleinster Gefäßstrukturen und Gefäßäste zu erreichen, um so einer Abbildung der real vorliegenden Anatomie möglichst nahe zu kommen. Obwohl die CTA schon seit längerem für die Diagnostik der verschiedensten Krankheitsbilder, beispielsweise bei der Frage nach Ausdehnung und Lokalisation von Aortenaneurysmen oder dem Verschluss von Gefäßen mit großem Erfolg eingesetzt wird, ermöglichten erst der Einsatz der MDCT mit dünnerer Schichtführung und schnelleren Röhrenrotationszeiten die Diagnostik auch bei kleineren Gefäßen in einer Atemanhaltephase (also ohne Bewegungsartefakte) für relativ große Volumina.

Für eine optimale Darstellung von kleineren Strukturen waren also genau jene Weiterentwicklungen sinnvoll und notwendig. So sind gerade die zwei in der vorliegenden Studie untersuchten Fragestellungen die hauptausschlaggebenden Parameter für eine gute Gefäßdarstellung:

- ein ausreichend hoher bzw. während der Zeit der Datenerfassung möglichst gleichmäßiger und langanhaltender Gefäßkontrast.
- die Wahl der am besten geeigneten Schichtdicke und der am besten geeigneten Visualisierungsmethode (axiale Schichtrekonstruktionen gegenüber koronaren MIP) für die Untersuchung, welche die Abgrenzung von kleinen Gefäßstrukturen ermöglicht.

#### **4.1 Einfluss der Kontrastmittelapplikationsform und der -jodkonzentration auf die Homogenität des Gefäßkontrastes**

Sowohl die Jodkonzentration des jeweiligen Kontrastmittels (400 mg Jod/ml bei Patienten der Gruppen 1 und 3, gegenüber 320 mg Jod/ml bei Patienten der Gruppe 2) als auch der Kontrastmittelapplikationsmodus (uniphasische Injektion bei Patienten der Gruppen 1 und 2, gegenüber biphasischer Injektion bei Patienten der Gruppe 3) hatten, durch die Varianzanalyse und die Bestimmung des Variationskoeffizienten gezeigt, keinen bedeutenden Einfluss auf die Homogenität der Gefäßkontrastierung. Homogenität bezieht sich in diesem Fall jedoch nur auf die *Streubreite* der Dichtewerte an den jeweiligen Gefäßabschnittspunkten zu einem bestimmten Zeitpunkt. Ein tatsächlicher Verlauf der Dichtewerte über die Zeit an einem bestimmten Gefäßabschnitt und damit beispielsweise auch die Dauer der Plateauphase ist hierdurch nicht ermittelbar, da man hierfür über den betreffenden Zeitraum repetitive Dichtewertmessungen an ein und demselben Gefäßabschnittspunkt durchführen müsste.

Hinsichtlich der Jodkonzentration ist eine homogenere Kontrastierung auch tatsächlich nicht anzunehmen, da diesbezüglich nur bekannt und zu erwarten ist, dass die Höhe des Maximalkontrastes innerhalb des Gefäßes durch eine höhere Jodkonzentration zunimmt [38,48].

Im Hinblick auf die Kontrastmittelapplikationsart (uniphasisch/biphasisch) ist, wie bereits erwähnt, jedoch bekannt, dass der biphasische Modus zu einer im Vergleich zum uniphasischen Modus deutlich gleichmäßigeren Form der Dichtekurve über die Zeit mit einer verlängerten Plateauphase führt. Die uniphasische Kontrastmittelgabe dagegen führt zu einer kontinuierlichen Zunahme der Dichtewerte mit einem Maximum am Ende der Injektion und einem nachfolgenden raschen Absinken der Dichtewerte.

Bei der Datenerfassung muss man sich nun vor Augen führen, dass diese an jedem zu untersuchenden Gefäßpunkt optimalerweise genau während der Plateauphase bzw. während des Maximalkontrastes stattfinden sollte [8,14,21]. Nimmt man eine durch die Tischbewegung bedingte Datenerfassung von kranial nach kaudal an, so werden die mehr kranial gelegenen Gefäßabschnitte zu einem früheren Zeitpunkt erfasst als die weiter kaudal gelegenen. Problematisch ist, dass, um einen ausreichend hohen Gefäßkontrast erzielen zu können und damit eine gute Darstellung der Gefäße zu ermöglichen, relativ hohe Kontrastmittelflussraten verwendet werden müssen. Empfohlen werden in der gängigen Literatur Flussraten von 3-5 ml/s [8,14]. Dadurch wird (bei einer begrenzten Kontrastmittelmenge) die Injektionsdauer und hierdurch wiederum das Zeitfenster, während dem die Messung stattfinden kann, entsprechend verkürzt. Bei einem nicht optimalen Timing kann es gerade mit den modernen Mehrzeilen-CT-Geräten mit schnellem Tischvorschub möglicherweise dazu kommen, dass das Gerät den Kontrastmittelbolus „überholt“ bzw. die Messung zu einem zu frühen oder zu späten Zeitpunkt gestartet wird. Dies würde dazu führen, dass Gefäßbereiche während sehr unterschiedlicher Phasen der Dichtekurve erfasst würden. Zu erwarten wäre folglich ein sehr inhomogenes Gefäßbild, bei dem einige Gefäßareale zwar sehr gut, andere jedoch möglicherweise nur gering oder beinahe überhaupt nicht kontrastiert wären. Interindividuell würde sich dies an starken Schwankungen zwischen maximalen und minimalen Dichtewerten an den untersuchten Gefäßstellen und somit an großen Standardabweichungen bzw. Varianzen zeigen.

Das alles könnte zu einer stark eingeschränkten Beurteilbarkeit einiger Gefäßareale und zu Fehldeutungen, wie beispielsweise zur Vortäuschung von Gefäßthromben und Gefäßverschlüssen bei nicht ausreichend kontrastierten Gefäßabschnitten, führen. Außerdem führen starke Sprünge bei den Dichtewerten zu Problemen bei quantitativen Messungen und bei dreidimensionalen Renderingtechniken [41]. Ideal wäre hingegen, wenn die Datenakquisition an allen zu erfassenden Gefäßabschnitten immer genau zum Zeitpunkt der maximalen Kontrastierung im jeweiligen Bereich stattfinden würde. Bei einer längeren Plateauphase ist die Gefahr, dass die Messung nicht zum optimalen Zeitpunkt der Gefäßkontrastierung stattfindet, verständlicherweise entsprechend geringer.

Dieses Problem ergab sich in der vorliegenden Studie jedoch nicht, was sich daran zeigt, dass die Streubreite der Dichtewerte an allen gemessenen Gefäßabschnitten bei uniphasischer Kontrastmittelapplikation nicht signifikant höher war als bei biphasischer Gabe. Obwohl man anhand der durchgeführten Untersuchungen keinen genauen Verlauf der Dichtekurve über die Zeit an einem bestimmten Gefäßabschnitt bestimmen konnte, würde man solche fehlerhaften Datenerfassungen doch daran erkennen, dass die Streubreite der Dichtewerte an den bestimmten Gefäßabschnitten zwischen den Patientengruppen mit uniphasischer und denen mit biphasischer Applikation signifikant differieren müsste.

Eine mögliche Erklärung für die gemachten Beobachtungen ist die, dass auch andere, weitgehend unbeeinflussbare patientenabhängige Faktoren eine wichtige Rolle im Kontrastmittelanflutungsverhalten spielen, so dass sich die Ergebnisse aus der Beschaffenheit des Patientenkollektives an sich erklären lassen. Zu diesen Faktoren gehören neben Alter, Geschlecht, Gewicht und Größe des Patienten vor allem auch physiologische sowie pathologische Veränderungen im Herz-Kreislauf-System. Zwar wurde teilweise die venoarterielle Kreislaufzeit als erstaunlich konstant beschrieben [39], dafür fanden andere diesbezüglich wiederum große inter- und intraindividuelle

Schwankungen [50,51,52,53]. Die Kontrastmittelzirkulationszeiten und somit auch der Zeitraum bis zum Spitzenwert der Kontrastierung nehmen bei verringertem Herzzeitvolumen signifikant zu [45]. Somit kommt es bei verschiedenen Patienten zu teils sehr unterschiedlichen Kreislaufzeiten, die auch hier mit einer Rolle gespielt haben mögen. Diesbezüglich erweist sich das Bolustracking als eine entscheidende Erleichterung im Hinblick auf eine korrekte Datenerfassung.

Zu bedenken ist ferner, dass auch bei der uniphasischen Injektionstechnik die Datenerfassung, bezogen auf die Dichtewertkurve, jeweils zu einem sehr günstigen Zeitpunkt stattgefunden haben konnte und sich so keine größeren Schwankungen der Werte ergaben. Eben aus diesem Grund wurde auch die Methode des Bolustrackings angewandt, da diese ja gewährleisten soll, dass der Scanvorgang genau zum richtigen Zeitpunkt gestartet wird. Auch mit einer monophasischen Injektionstechnik kann man schließlich bei einer entsprechend hohen Menge an Kontrastmittel eine gewisse Plateauphase erreichen, welche um so länger andauert, je mehr Volumen an Kontrastmittel zur Verfügung steht und konstant nachinjiziert wird. Allerdings ist in der Praxis diese Menge für den Patienten schon aufgrund der Möglichkeit einer Nierenschädigung stark begrenzt, weshalb sie in dieser Studie auch für alle Patientengruppen konstant gehalten wurde. Deshalb kann im vorliegenden Fall tatsächlich davon ausgegangen werden, dass das Timing für die Datenerfassung, nicht zuletzt durch die Bolustrackingmethode und auch durch die passende Wahl des Tischvorschubes, so gut war, dass eine gegenüber der biphasischen Injektionstechnik ebenbürtige Uniformität in der Kontrastierung erfolgte.

Die vom theoretischen Standpunkt her gesehen experimentell beste Lösung wäre wohl die gewesen, die verschiedenen Untersuchungen jeweils am gleichen Patienten durchzuführen, da sich hierdurch interindividuelle Variationen hätten umgehen lassen. Dies war jedoch allein schon aus ethischen Gesichtspunkten nicht möglich.

Allerdings gilt es dennoch zu bedenken, dass, rein vom theoretischen Aspekt her, die biphasische Applikationsform wohl weniger fehleranfällig für eine ungleichförmige Kontrastierung sein dürfte, obwohl es in der Praxis vielleicht aufgrund des optimalen Timings nicht oder nur sehr selten dazu kommt.

#### ***4.2 Einfluss der Kontrastmittelapplikationsform und der -jodkonzentration auf die Höhe des Gefäßkontrastes***

Bezüglich des Gefäßkontrastes ist zu sagen, dass er einerseits hoch genug sein muss, um das betreffende Gefäß von den umliegenden Strukturen genügend gut abgrenzen zu können. Dies fällt um so mehr ins Gewicht, je kleiner das Gefäß bzw. der Gefäßast wird, da sich diese ohne eine relativ hohe Kontrastierung ansonsten nur noch sehr schlecht bzw. überhaupt nicht mehr vom umliegenden Gewebe abgrenzen lassen. Insbesondere ist dies so, wenn das umliegende Gewebe ähnliche Dichtewerte aufweist wie die native Gefäßdichte. Suzuki et al. wiesen bei Messungen an Gefäßphantomen signifikant schlechtere Ergebnisse nach, wenn der Gefäßkontrast reduziert wurde [85]. Auch bei der Darstellung der Lungenarterien wurden bei geringerem Kontrast signifikant schlechtere Ergebnisse für kleine Gefäßäste beschrieben [86]. Bei Gefäßen, welche parallel zur Scanebene verlaufen (wie den Nierenarterien), fällt dieser Gesichtspunkt noch mehr ins Gewicht, weil bei dieser Verlaufsrichtung Partialvolumeneffekte viel stärker zum Tragen kommen als bei einem Verlauf senkrecht zur Scanebene. In solchen Fällen ist ein hoher Kontrast besonders wichtig. Aber auch bei größeren Gefäßen ist eine ausreichende Kontrastierung sehr wichtig, weniger zur Bestimmung der anatomischen Lage, als vielmehr zur Beurteilung der Gefäßinnenstrukturen und Gefäßwandstrukturen, beispielsweise bei der Frage nach wandständigen Gefäßthromben oder Dissektionen der Gefäßwand.

Andererseits sollte der Kontrast innerhalb eines Gefäßes jedoch auch nicht zu hoch sein, weil auch hier sonst die Diagnostik eingeschränkt wird. Eine Artefaktbildung durch zu hohe Kontrastmittelkonzentrationen, wie sie im Gebiet der Vena cava superior bekannt ist, tritt zwar durch den Verdünnungsprozess im Lungenkreislauf im Regelfall bei der Kontrastierung des arteriellen Gefäßsystems nicht mehr auf, dennoch konnten in Phantommessungen negative Eigenschaften eines zu hohen derartigen Gefäßkontrastes nachgewiesen werden [32,33]. Bei senkrecht zur CT-Schnittebene verlaufenden Gefäßphantomen mit kalibrierten Stenosen führte eine zu hohe Kontrastierung zu einem Unterschätzen, eine zu niedrige Kontrastierung zu einem Überschätzen des Stenosegrades. Als eine ausreichend hohe arterielle Gefäßkontrastierung wird im Allgemeinen eine Kontrastierung angesehen, bei der zum Zeitpunkt der Datenerfassung im Gefäßabschnitt mindestens 200 HU erreicht werden [32,56]. Eine solche Kontrastierung wurde in dieser Studie bei nahezu allen Patienten in allen drei Gruppen erreicht. Speziell zur Darstellung von kleineren Gefäßseitenästen ist aber durchaus ein noch höherer Kontrast erstrebenswert.

Schon seit längerer Zeit ist beschrieben, dass das Kontrastmittelvolumen, die Kontrastmittelkonzentration und die Kontrastmittelflussrate positiv mit der Höhe des im arteriellen Gefäßsystem erreichten Kontrastes korrelieren [60-67,77,81]. Außerdem wurde in der Literatur beschrieben, dass eine uniphasische, verglichen mit einer biphasischen Kontrastmittelgabe, zu einer signifikanten Erhöhung der Durchschnittskontrastwerte führte [41]. Um den Maximalkontrast zu verbessern, sollten durchaus hohe Flussraten von 3-5 ml/s verwendet werden, obwohl hierdurch natürlich andererseits die Dauer der Plateauphase abnimmt [14].

In den untersuchten Fällen fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den drei Patientengruppen, so dass sich die in der Literatur beschriebenen Aussagen bezüglich des Einflusses von Kontrastmittelkonzentration und Kontrastmittelapplikationsform auf die Höhe der

Durchschnittskontrastwerte hier nicht bestätigen ließen. Die Gründe hierfür können vielfältig sein. Tendenziell fanden sich in der Patientengruppe 1 mit uniphasischer Kontrastmittelgabe (400 mg Jod/ml) erhöhte Werte gegenüber den Gruppen 2 (uniphasisch 320 mg Jod/ml) und 3 (biphasisch 400 mg Jod/ml). Dies mag in Einklang zu den von Fleischmann et al. [41] beschriebenen Ergebnissen gebracht werden können, wo eine monophasische Injektion zu signifikant höheren durchschnittlichen Dichtewerten führte. Allerdings wurden dort bei der biphasischen Injektionstechnik auch andere, speziell angepasste Flussraten und Volumina verwendet, so dass diese Untersuchungen nur bedingt vergleichbar sind. Andererseits wurde bei der biphasischen Applikation initial mit 4 ml/s eine höhere Flussrate verwendet als bei der uniphasischen Applikation, was wiederum für einen höheren Kontrast spräche. Insgesamt gilt es zu bedenken, dass die Unterschiede in den Flussraten zwischen monophasischer und biphasischer Kontrastmittelgabe hier mit 3 ml/s gegenüber 4/2,5 ml/s nur relativ gering ausgeprägt waren. Hätte man bei einer Applikationsform eine wesentlich höhere Flussrate gegenüber der anderen Applikationsform gewählt, wäre der Unterschied möglicherweise deutlicher ausgefallen. Allerdings würde dadurch wiederum das Zeitfenster für den optimalen Zeitpunkt der Datenerfassung verkürzt werden.

Um die fehlende Signifikanz hinsichtlich der Jodkonzentration des Kontrastmittels erklären zu können, muss man sich wiederum vor Augen halten, dass die Unterschiede zwischen den Patientengruppen nicht nur in den Flussraten relativ gering ausgeprägt waren, sondern auch in den verwendeten Jodkonzentrationen. Es kann davon ausgegangen werden, dass, hätte man hier noch deutlichere Differenzierungen gemacht, die Unterschiede auch deutlicher ausgefallen wären und bei zu niedriger Jodkonzentration auch die Bildgebungsqualität deutlich schlechter geworden wäre. Weiterhin muss bedacht werden, dass die Höhe der Kontrastierung in einem Gefäßsystem nicht allein durch die beschriebenen variierbaren Faktoren bestimmt ist, sondern auch von vielen weiteren, oft unveränderbaren Patientenfaktoren wie Gewicht, Größe, Alter und Geschlecht abhängt [45,70]. Um bei jeder CT-Angiographie

diesem Problem gerecht zu werden, wäre demnach eine individuelle Anpassung von Kontrastmitteldosis und Kontrastmittelflussrate bezüglich dieser Patientenfaktoren erstrebenswert. So wurde dies auch schon zum Teil in der Literatur bei Untersuchungen der Leber empfohlen, da der maximale Lebergefäßkontrast negativ mit dem Körpergewicht korreliert [63]. Weil bei der Gefäßkontrastierung daneben jedoch auch andere, weitaus schwerer erfassbare Patientenfaktoren eine Rolle spielen, ist dies für die tägliche Routinediagnostik zu kompliziert und nicht praktikabel. So ist das Herzminutenvolumen ein wesentlicher Parameter im Hinblick auf die Höhe der Kontrastierung, welches aber selbst wiederum durch eine Vielzahl von Variationen und Krankheitsbildern im Herz-Kreislauf-System beeinflusst wird. Es wurde nachgewiesen, dass ein reduziertes Herzminutenvolumen zu einem verzögerten und erhöhten Gefäßkontrast führt [45].

Betrachtet man nun diese vielfältigen weiteren Einflussmöglichkeiten auf die Gefäßkontrastierung, so ist eine Beeinflussung der Ergebnisse dahingehend, dass durch die Beschaffenheit des Patientenkollektives an sich kein statistisch signifikanter Unterschied auftrat, durchaus möglich.

Vom theoretischen Standpunkt her gesehen wäre die experimentell beste Lösung wohl auch hier die Untersuchung jeweils am gleichen Patienten gewesen.

#### ***4.3 Einfluss der Kontrastmittelapplikationsform und -jodkonzentration auf die Gefäßdarstellungsqualität***

Insgesamt bleibt jedoch festzuhalten, dass mit beiden Kontrastmittelapplikationsarten, monophasisch wie biphasisch, und mit beiden Kontrastmitteltypen das Hauptziel, nämlich ein für die weitere Diagnostik ausreichender Gefäßkontrast, erreicht wurde. Keine der beiden Applikationsformen und Kontrastmittelarten führte zu einer deutlich anderen bzw. besseren

Gefäßkontrastierung im Hinblick auf die erreichte Höhe und die Streubreite der Dichtewerte. Dies gilt für alle untersuchten Gefäßabschnitte. Die Dichtewerte konnten zwar nur in den relativ weit proximal gelegenen bzw. großkalibrigen Gefäßabschnitten bestimmt werden, da bei weiter distal gelegenen bzw. zu kleinkalibrigen Arterien ansonsten das kontrastierte Gefäßlumen zu klein für die Platzierung der ROI gewesen wäre. In diesen Fällen wäre die Gefahr zu groß gewesen, dass die ROI nicht exakt ins Gefäßlumen platziert werden kann oder zu klein für eine repräsentative Mittelung der in ihr bestimmten Dichtewerte gewählt wird, was zu einer starken Verfälschung der gemessenen Dichtewerte geführt hätte. Dennoch ist davon auszugehen, dass in den kleineren bzw. weiter peripher gelegenen Gefäßen das Kontrastierungsverhalten in allen drei Patientengruppen dem der gemessenen Gefäßabschnitte entspricht.

Es lässt sich also sagen, dass sich in den untersuchten Gefäßabschnitten bezüglich der *Homogenität* der Kontrastierung als auch bezüglich der *Höhe* des erzielten Gefäßkontrastes in den drei untersuchten Patientengruppen keine relevanten Unterschiede in den Bewertungen und somit der Gefäßdarstellungsqualität finden konnten, wobei hier aber auch die anderen Einflussmöglichkeiten, die nicht systematisch untersucht wurden, in die Überlegungen miteinbezogen werden müssen. Die relativ geringen Unterschiede im Kontrastierungsverhalten bezüglich Jodkonzentration des Kontrastmittels und Kontrastapplikationsform lassen sich auch daran erkennen, dass die Bewertungen der jeweils gleichen Schichten für die definierten Gefäße zwischen den drei Patientengruppen nur in geringem Maße variierten (durch die Kontingenzanalyse ermittelt). Diese Tatsache wiederum war auch die Voraussetzung dafür, dass die drei Gruppen für den folgenden Vergleich der einzelnen Schichtrekonstruktionen zusammengefasst werden konnten.

#### **4.4 Einfluss der verschiedenen axialen Schichtrekonstruktionen und MIP auf die Darstellungsqualität der Gefäße**

Die Homogenität und die Höhe des Gefäßkontrastes sind zwei sehr wichtige Parameter im Hinblick auf die Darstellungsqualität einer CTA-Untersuchung. Den eigentlichen Kernpunkt dieser Arbeit stellt aber der Vergleich der unterschiedlichen Schichtrekonstruktionen und der daraus erstellten Maximum Intensity Projections dar.

Da mit einem modernen 16-Zeilen-Gerät wie dem SOMATOM Sensation 16 eine CT-Angiographie des gesamten 400-mm-Bereiches des Abdomens bei einer 16 x 0,75-mm-Kollimierung in einer Atemanhalteperiode erfolgen kann, sollte man zunächst glauben, dass sehr dünne Schichten grundsätzlich und selbstverständlich den weniger dünnen zu bevorzugen sind, da die dünnen Schichten ja eine entsprechend höhere Ortsauflösung ermöglichen. So wurden schon an vielen Stellen in der Literatur die Vorteile und Möglichkeiten der Visualisierung mittels immer dünnerer Schichten beschrieben [9,12,14,72]. Allerdings muss man hierbei in Betracht ziehen, dass bei kleineren Schichtdicken ein stark erhöhtes Bildrauschen auftritt [13,18]. Bedenkt man, dass jede CTA-Untersuchung des Abdomens einen gewissen, relativ hohen Tischvorschub voraussetzt, da aufgrund der nicht unerheblichen Strahlenbelastung die Untersuchungszeit begrenzt ist, so bedeutet das wiederum, dass pro gemessener Schicht nur eine bestimmte Anzahl an Photonen für die Bildgebung zur Verfügung steht. Diese Anzahl ist bei dünneren Schichten entsprechend geringer als bei dickeren Schichten. Bemerkbar macht sich eine solche geringere Photonenanzahl durch ein erniedrigtes Verhältnis von Kontrast zu Bildrauschen bei den Dünnschichten. Zwar wirkt sich ein glättender Filterkernel positiv auf das Bildrauschen aus [21,58], dennoch tritt es um so mehr auf, je dünner die Schichtdicke wird. Deshalb ist es, wie bei dieser Arbeit erfolgt, gerade beim Vergleich von sehr dünnen 1-mm-Schichten mit dickeren 2-mm-Schichten und 4-mm-Schichten interessant zu sehen, inwiefern sich die

Wahl der Schichtdicke bzw. des Rekonstruktionsverfahrens auf die tatsächliche Qualität der Gefäßdarstellung auswirkt.

In dieser Arbeit konnte eindeutig gezeigt werden, dass die aus den dünnsten Schichten, den 1-mm-Schichten, angefertigten MIP für alle Gefäßordnungen die höchste Darstellungsqualität hatten. Diese Aussage gilt für alle untersuchten Gefäße. Man kann in diesem Fall tatsächlich von einem wirklich eindeutigen Ergebnis sprechen, da sich die 1-mm-MIP in wirklich allen Fällen in sämtlichen Gefäßordnungen bei den drei untersuchten Hauptgefäßen den anderen Schichtrekonstruktionen als überlegen erwiesen.

Zwar fielen die Sprünge zwischen den MIP/axialen Schichten im 1-mm-/2-mm-Bereich jeweils relativ moderat aus, dennoch ist diese Abstufung eindeutig ersichtlich. Bei den 4-mm-Schichten und noch deutlicher bei den aus diesen Schichten rekonstruierten 4-mm-MIP jedoch ließ sich ein eindeutig schlechteres Ergebnis in den Bewertungen erkennen. Damit scheinen diese Rekonstruktionen, zumindest für die kleineren Gefäßaufzweigungen, nicht gut für die Gefäßdiagnostik geeignet zu sein. Besonders gilt diese Behauptung für Gefäße, welche parallel zur Scanebene verlaufen, in diesem Fall hauptsächlich für die Nierenarterien. Dann nämlich kommen Partialvolumeneffekte besonders stark zum Tragen. So ist es viel wahrscheinlicher, dass bei jenen Gefäßen eine rekonstruierte Schicht nicht mehr exakt im kontrastierten Gefäßlumen oder exakt außerhalb des Gefäßes liegt, sondern das Gefäß nur teilweise mit anschneidet, als bei Gefäßen, die senkrecht zur Scanebene verlaufen (wie beispielsweise die A. mesenterica superior). Die Folge sind dann verwaschen erscheinende und ungenau abgrenzbare Gefäßstrukturen. Für dickere Schichten wie die 4-mm-Schichten sind Partialvolumeneffekte entsprechend ausgeprägter als für sehr dünne Schichten wie die 1-mm-Schichten. Diese Überlegung spiegelt sich auch in den Bewertungen wieder, da hier die A. mesenterica sup. besser abschnitt als die Nierenarterien. Ein weiterer Grund, warum die A. mesenterica sup. tendenziell besser bewertet wurde als die anderen Arterien, kann auch der sein, dass diese Arterie im Vergleich zu den anderen Arterien von relativ viel Fettgewebe umgeben ist. Bei den anderen

beiden Gefäßen verlaufen ja gerade die höheren Aufzweigungen innerhalb der jeweiligen Organe, welche viel höhere Dichtewerte aufweisen als das Fettgewebe. Aus diesem Grund ist innerhalb von Leber und Nieren die Abgrenzung von Gefäß und Organparenchym schwieriger als von Gefäß zu Fettgewebe im Falle der Mesenterialarterie. Zu beachten ist hierbei noch die Tatsache, dass die Größe der einzelnen Gefäßäste einer Gefäßordnung bei den drei untersuchten Gefäßen nicht identisch ist, was eine gewisse Limitation beim Vergleich darstellt.

Insgesamt gesehen kann aber wohl behauptet werden, dass die Ortsauflösung bei den axialen 4-mm-Schichten nicht ausreicht, um eine vernünftige Gefäßdiagnostik so weit in die Peripherie hinein zu ermöglichen, wie bei dieser Arbeit geschehen, obwohl die weit proximal gelegenen Gefäßanteile (0. und 1. Ordnung) in den meisten Fällen noch gut bis ausreichend darstellbar waren. Bei den 4-mm-MIP fällt dies noch eindrücklicher auf, bei diesen war oft nur noch der Gefäßhauptstamm (0. Ordnung) gut bis ausreichend zu erkennen.

Ganz anders sieht dies bei den 1-mm-Dünnschichten aus. Diese Schichten gewährleisteten im Vergleich zu den anderen eine überlegene Ortsauflösung, was speziell bei den kleineren Gefäßästen (also hohen Gefäßordnungen), die weit in der Peripherie gelegen waren, zum Ausdruck kam. Obwohl das Verhältnis von Kontrast zu Bildrauschen bei den dünneren Schichten abnimmt, waren diese den dickeren Schichten bei der Visualisierung überlegen. Der Vorteil der höheren Ortsauflösung überwog also hier gegenüber dem Nachteil des gleichzeitig erhöhten Bildrauschens.

Eine Erklärung dafür, dass die 1-mm-MIP den axialen 1-mm-Schichten sogar noch überlegen waren, die 2-mm-MIP und 4-mm-MIP den jeweiligen axialen 2-mm-/4-mm-Schichten jedoch unterlegen waren, findet sich, wenn man bedenkt, dass bei einer MIP jeweils die signalreichsten Voxel extrahiert werden und dann auf eine Ebene projiziert werden. Da eben nur die jeweils signalreichsten Voxel zur Darstellung genutzt werden und keine Mittelung der

Werte wie bei den herkömmlichen axialen Schichten stattfindet, ergibt sich hieraus auch eine verbesserte Darstellung in Bezug auf den Kontrast zwischen hochabsorbierenden Strukturen wie den Gefäßen und der Umgebung. Dies kommt der Darstellung von sehr kleinen Gefäßästen besonders entgegen. Allerdings kann dies nur gewährleistet werden, wenn die Ortsauflösung (durch entsprechend dünne Schichten, aus denen die MIP anschließend rekonstruiert werden) hoch genug ist. Wenn man aus den Rohdaten Rekonstruktionen anfertigt, werden bei der Bildgebung nämlich letztlich oben genannte Voxel generiert, also mehr oder weniger quaderförmige Volumenelemente. Aus diesen Voxeln ist das gesamte erfasste Scanvolumen zusammengesetzt. Die Kantenlänge der Voxel in der x/y-Ebene beträgt je nach verwendetem Filter-Kernel 0,5-0,7 mm, ist also mehr oder weniger vorgegeben [80]. Die Kantenlänge in z-Richtung entspricht der rekonstruierten Schichtdicke und variiert demnach in beträchtlichem Maße. Verwendet man nun sehr dünne 1-mm-Schichten, so haben diese Voxel eine fast würfelförmige Gestalt mit annähernd gleichen Kantenlängen in x/y/z-Richtung, sind also nahezu isotrop. Bei den 2-mm-Schichten und noch weit stärker bei den 4-mm-Schichten werden die Voxel jedoch mehr und mehr quaderförmig, also anisotrop. Betrachtet man nun die Bilder am Rechner nach der herkömmlichen, von unten auf den Patienten gerichteten Methode in der axialen Ebene, so spielen für die unterschiedlichen Darstellungsqualitäten zwischen dünneren und dickeren Schichten, wie erwähnt, vor allem Partialvolumeneffekte eine wichtige Rolle. Wenn man die Bilder im 3D-Modus in einer beliebigen Projektionsrichtung erstellt, wie es bei den MIP-Rekonstruktionen getan wurde (in diesem Fall in der koronaren Ebene), so werden diese wiederum aus den verschiedenen Voxeln zusammengesetzt. Bei anisotropen Voxeln, die aus dickeren Schichten generiert wurden, kommt es so zu weitaus stärkeren Bildverzerrungseffekten als bei nahezu isotropen Voxeln, mit nicht mehr klar abgrenzbaren Konturen. Dieser Unterschied soll mittels der Abbildungen im **Anhang 4 (Bildanhang)** verdeutlicht werden (Abbildungen 4, 5 und 6: Vergleich von Gefäßästen der A. renalis dextra anhand von 1-mm-MIP, 2-mm-MIP und 4-mm-MIP).

Da der Kontrast zwischen hochabsorbierenden Strukturen und der Umgebung, wie erwähnt, verbessert wird, lassen sich somit auf den aus den dünnen Schichten rekonstruierten MIP vor allem die kleinen Gefäßäste innerhalb der (auch relativ stark absorbierenden) Organe besser erkennen als auf den herkömmlichen axialen Dünnschichten. So lassen sich die Gefäßäste leichter bis weit in die Peripherie verfolgen. Außerdem bilden die (koronaren) MIP auch häufig ein für den Betrachter übersichtlicheres und schneller zu erfassendes Gesamtbild des sich verzweigenden Gefäßbaumes als die axialen Schichten. Dieses Gesamtbild hat eher den Charakter eines DSA-Bildes und gewährleistet einen ausgezeichneten Überblick über die Gefäßanatomie. Dadurch wird die Diagnostik zusätzlich erleichtert. Die kraniokaudale Ausdehnung von Aortenaneurysmen sowie deren Lage in Bezug zu den Nierenarterien kann mittels dieser Verfahren (auch bei schräg verlaufenden Gefäßen) beispielsweise viel einfacher und besser bestimmt werden als mit Hilfe der axialen Schichten.

Es sei jedoch angemerkt, dass bei der Darstellung mittels MIP stärker als bei normalen axialen Schichten Probleme auftreten können, wenn kleine Strukturen innerhalb des Gefäßlumens erkannt werden müssen, wie beispielsweise eine zarte Dissektionsmembran oder ein kleiner Thrombus. Wenn diese Strukturen von Kontrastmittel überlagert sind, kann es vorkommen, dass sie nicht korrekt erkennbar sind, da bei der MIP nur die in Projektionsrichtung signalreichsten Voxel extrahiert werden [73,84]. Obwohl man Wandverkalkungen an sich mit MIP gut nachweisen kann [9], können bei der Beurteilung von stark kalzifizierten Stenosen Probleme auftreten [79,82].

Da sich die dünnen 1-mm-Rekonstruktionen, besonders die 1-mm-MIP, insgesamt gegenüber den 2-mm-Rekonstruktionen und noch viel ausgeprägter gegenüber den 4-mm-Rekonstruktionen bei allen untersuchten Gefäßen eindeutig als überlegen erwiesen, sollten diese bei der Bildgebung der Abdominalarterien den Vorzug gegenüber den anderen, dicker rekonstruierten Schichten erhalten. Sie ermöglichen eine hervorragende Darstellung der

untersuchten Arterien, oft bis weit in die peripheren Verzweigungen hinein. Damit finden sich auch andere Studien bestätigt, die ähnliche Ergebnisse für die Darstellung von Bauchartern [12], der Lungenarterien [75,76] sowie der Extremitätenarterien [78] mittels hochauflösender Dünnschichten aufweisen konnten. Bei der Erfassung von relativ großen Volumina wie des Abdomens mit dünneren Schichten fallen entsprechend mehr Bilder für die Auswertung an (bei einem Untersuchungsbereich von der Zwerchfellkuppel bis zum Sitzbein mit dünnen überlappenden 1-mm-Schichten muss mit etwa 600 Bildern gerechnet werden). In den meisten Fällen stellt dies jedoch heutzutage kein Problem mehr dar, da diese Bildermengen problemlos am Rechner per Cine-mode in schneller Folge hintereinander betrachtet werden können.

Obwohl sich die 1-mm-MIP den axialen 1-mm-Schichten gegenüber in der Visualisierungsqualität als überlegen erwiesen, ist es aufgrund der weiter oben aufgeführten möglichen Probleme bei der reinen Beurteilung mittels MIP wohl am sinnvollsten, die herkömmlichen axialen 1-mm-Schichten zusätzlich zu den MIP bei der Befundung von Bildern heranzuziehen. So kann eine größtmögliche Sicherheit und Qualität bei der Beurteilung gewährleistet werden.

#### ***4.5 Wichtige Indikationen der CTA von Abdominalgefäßen***

Es verbleibt die Frage nach den Vorteilen der Darstellung dieser Abdominalarterien bis so weit in die Peripherie hinein, wie es hier geschehen ist. Bei vielen Krankheitsbildern wird die CTA heutzutage mit Erfolg eingesetzt. Die Bildgebung kann dabei in hohem Maße von den verbesserten Möglichkeiten durch den Einsatz der MDCT mit der Rekonstruktion von sehr dünnen Schichten profitieren.

#### 4.5.1 Aneurysmen und Dissektionen

Als sehr schnelle und zudem nichtinvasive Methode ist die CTA in der Evaluation und Verlaufskontrolle sowie in der Therapieplanung von abdominellen Aortenaneurysmen schon seit Jahren Methode der Wahl [20]. Es ist leicht möglich, den Durchmesser des perfundierten sowie des gesamten Lumens und die Längenausdehnung des Aneurysmas zu bestimmen und festzustellen, ob wandständige Thromben oder Kalzifikationen vorhanden sind [71]. Besonders mit Darstellungsmethoden wie MIP und MPR, welche eine Darstellung der Gefäße in jeder beliebigen Projektion ermöglichen, kann so eine präzise metrische Bestimmung der aneurysmatischen Erweiterung erfolgen [11]. Auch kann man die räumliche Beziehung von Aortenästen, wie beispielsweise den Nierenarterien, zum Aneurysma gut bestimmen, selbst wenn es sich um kleinere Gefäßäste handelt. Darüber hinaus lässt sich zuverlässig diagnostizieren, ob sich wandständige Thromben in diese Gefäße ausdehnen [59]. Aufgrund der kurzen Untersuchungszeiten können auch akute oder drohende Rupturen eines Aneurysmas schnell diagnostiziert werden.

Darstellungen eines Bauchaortenaneurysmas mittels 1-mm-Dünnschichten in axialer Schichtführung und koronarer 1-mm-MIP sind im **Anhang 4 (Bildanhang)** aufgezeigt (Abbildungen 7 und 8: Bauchaortenaneurysma in axialer 1-mm-Schicht und koronarer 1-mm-MIP). Deutlich erkennbar sind das mit Kontrastmittel durchflossene Lumen und der thrombotische Randsaum mit Wandkalzifikationen.

Beim Nachweis von Dissektionen der Aorta abdominalis ist die CTA der herkömmlichen Angiographie in den meisten Fällen überlegen [21]. Neben dem Entry und dem Re-Entry in das falsche Lumen sind thrombotisierte Areale sowie Dissektionsmembranen direkt sichtbar und ein Übergreifen der Dissektion auf Gefäßäste oder die Verlegung von Gefäßabgängen mit entsprechender Minderperfusion der zugehörigen Organe sind zuverlässig diagnostizierbar. Auch noch sehr kleine abzweigende Gefäße können dem falschen oder richtigen Lumen zugeordnet werden. Wegen des hohen räumlichen

Auflösungsvermögens zeigt sich hinsichtlich der Darstellungsqualität von kleinen Gefäßen hier auch ein Vorteil gegenüber der MRA. Auch bei der Beurteilung von Aneurysmen und Dissektionen anderer Gefäße als der Aorta, so zum Beispiel an den Nierenarterien, wird die CTA erfolgreich eingesetzt [25].

#### *4.5.2 Prä- und posttherapeutische Planung bei Gefäßpathologien*

Durch die hohe metrische Genauigkeit, mit der eine Darstellung in beliebiger Angulierung möglich ist, ergibt sich ein weiteres Anwendungsgebiet bei der präoperativen Planung von Gefäßprothesen. Besonders vor der endovaskulären Therapie von Aortenaneurysmen (Stentimplantationen) erweist sich die CTA als sehr geeignet [22,23,37]. So können sowohl die normale Gefäßanatomie als auch Varianten in der Gefäßversorgung rasch überblickt und in die Planung miteinbezogen werden [47]. Auch nach interventionellen Eingriffen, insbesondere nach Stentimplantationen, ist die CTA zur Kontrolle der Lage des Stents und der Suche nach Leckagen oder Thrombosen etabliert. Nach Operationen kann außerdem festgestellt werden, ob ein Nahtaneurysma oder eine Stenose im Anastomosenbereich vorliegen [28].

#### *4.5.3 Stenosen und Verschlüsse*

Weitere klinische Anwendungen ergeben sich beim Nachweis von Gefäßeinengungen oder -verschlüssen infolge von Stenosen, intravasalen Thromben und Emboli. Kriterien beim Nachweis von Stenosen sind die Beurteilung der Ausdehnung entlang der Gefäßachse und des Verhältnisses von Stenosendurchmesser zu Lumendurchmesser. Auch Wandbeschaffenheit und Perfusion der betreffenden in das Versorgungsgebiet einbezogenen Organe spielen eine wichtige Rolle. Durch die sehr gute räumliche Auflösung, die mit der MDCT möglich ist, kann man nicht nur Stenosen oder Verschlüsse der größeren Abdominalgefäße nachweisen, sondern auch von deren Ästen bzw. von kleineren Gefäßen. Häufige Indikation ist beispielsweise der Nachweis von Nierenarterienstenosen (die üblicherweise durch Atherosklerose (~75%)

oder durch die Fibromuskuläre Dysplasie (~25%) verursacht werden) bei Patienten mit Verdacht auf eine renovaskuläre Hypertonie. Die Abklärung erfordert eine sehr hohe räumliche Auflösung, damit eine eventuell zugrunde liegende Nierenarterienstenose sicher nachgewiesen bzw. ausgeschlossen werden kann. Bei diesem Krankheitsbild hat sich die Verwendung von dünn rekonstruierten Schichten schon in der Vergangenheit sehr bewährt [12,25]. Gerade die Nierenarterien profitieren mit ihrem Verlauf parallel zur Schnittebene besonders von der Verwendung der Dünnschichtrekonstruktionen mit relativ geringen Teilvolumeneffekten. Durch die verbesserten räumlichen Auflösungen mittels dieser Dünnschichtrekonstruktionen sowie die Verwendung von MIP-Rekonstruktionen ergeben sich somit hervorragende Möglichkeiten in der Bildgebung, womit insgesamt die Diagnostik noch weiter verfeinert werden kann. Die CTA gibt nicht nur Auskunft über den Grad der Stenose, sondern zeigt auch das Vorliegen von harten oder weichen Gefäßplaques und akzessorischen Arterien. Außerdem dient sie neben dem Nachweis der Stenosen auch der Therapieplanung bei nachfolgenden interventionellen Eingriffen. Eine Ausnahme können Patienten mit Fibromuskulärer Dysplasie bilden. Bei diesem Krankheitsbild können netzartige Stenosen vorkommen, welche dann auch mit der Katheterangiographie nicht mehr sichtbar sind [25].

Weiterhin dient die CTA der Abklärung bei Verdacht auf akute oder chronische mesenteriale Ischämie. Die mesenteriale Ischämie stellt ein lebensbedrohliches Krankheitsbild dar, welches ein sofortiges Handeln und eine zügige Diagnostik erforderlich macht. Ursache für die akute mesenteriale Ischämie ist dabei meist ein embolischer Verschluss der A. mesenterica superior (30-50%), in der Regel kardiogener Genese, oder ein thrombotischer Verschluss selbiger Arterie aufgrund von Atherosklerose (15-30%), seltener eine vasospastische Ischämie (20-30%), ein Thrombus der V. mesenterica superior (5-10%) oder eine spontane Dissektion (sehr selten). Mit Ausnahme der vasospastischen Form können diese Ursachen durch die hohen räumlichen Auflösungen der Multi-Detektor-CTA (MDCTA) gut nachgewiesen werden. Da kleine Gefäßäste und Kollateralen dargestellt werden können, ermöglicht dies den Nachweis auch

von kleineren Emboli in weiter peripheren Gefäßaufzweigungen. Gleichzeitig erlaubt der Einsatz von Bildweiterverarbeitungsmethoden wie MIP eine gute Bildgebung von komplexeren anatomischen Gefäßverläufen. Außerdem wird der Nachweis von Gefäßanomalien und Gefäßvarianten verbessert, was insbesondere der Planung von interventionellen Eingriffen zugute kommt [12,82]. Zusammen mit weiteren für diese Krankheit typischen Zeichen (wie z.B. Darmwandödemen) lässt sich diese lebensbedrohende Erkrankung so diagnostizieren. Da eine frühzeitige und sofortige Diagnose entscheidend für den Therapieerfolg ist, eignet sich die MDCTA als diagnostische Methode insgesamt gesehen also sehr gut [25,27,82].

Die chronische mesenteriale Ischämie, die meist bei älteren Patienten auftritt, basiert dagegen zum überwiegenden Teil auf atherosklerotischen Veränderungen der Gefäßwand, die ebenfalls leicht diagnostiziert werden können.

#### *4.5.4 CTA bei Organtransplantationen und Resektionen*

Die präoperative Bildgebung vor Organtransplantationen spielt eine große Rolle. Es ist wichtig, die genauen, zum Teil komplizierten anatomischen Gefäßverhältnisse zu kennen und mögliche Abnormalitäten oder Pathologien zu erfassen bzw. auszuschließen. Deswegen wird die CTA neben der MRA sowohl vor Organspenden als auch bei den Empfängern von Leber- und Nierentransplantationen eingesetzt. Postoperativ dient die CTA der Abklärung von Komplikationen, wie z. B. Thrombosen oder Pseudoaneurysmen der A. hepatica oder Thrombosen und Stenosen der V. portae. Auch in der präoperativen Planung von Leber(teil)resektionen wird sie genutzt [15,25,26,83].

#### *4.5.5 Gefäßdarstellung bei Raumforderungen im Abdomen*

Bei der Beurteilung von Tumoren erlaubt eine hochdetaillierte Übersicht über die gesamte Gefäßanatomie eine genauere Beurteilung der Frage, wie die Lage des Tumors relativ zu den Gefäßen ist. Die Gefäßverläufe in ihrer Beziehung zum Organparenchym können gut mit den MIP-Rekonstruktionen im Cine-mode aufgezeigt werden. So ist es wesentlich leichter geworden, die Frage nach einer Gefäßinfiltration oder -ummauerung des Tumors zu klären. Dies erleichtert die Frage nach der Möglichkeit einer Tumorsektion und die Planung derselben erheblich. Die genaue Kenntnis der Gefäßversorgung erleichtert zusätzlich die Klassifikation des Tumors. Außerdem wird die CTA erfolgreich vor und nach arteriellen Embolisationen bei hypervaskularisierten malignen Raumforderungen der Leber eingesetzt. Bei Patienten, bei denen eine Chemoembolisation in Frage kommt, spielt eine genaue Übersicht über die Gefäßverläufe und Gefäßverzweigungen eine große Rolle für eine erfolgreiche Planung und Durchführung [15,87].

#### *4.5.6 Weitere Anwendungsgebiete*

Bei entzündlichen Erkrankungen wie der Aortitis erfolgt eine computertomographische Aufnahme nach Kontrastmittelapplikation, um die Kontrastmittelaufnahme in die entzündete und verdickte Gefäßwand darzustellen [14]. Ebenso kann die MDCTA der Mesenterialgefäße eine Rolle bei entzündlichen Darmerkrankungen spielen. Bei der Beurteilung der Krankheitsaktivität bei M.Crohn kommt der Darstellung von kleinen Gefäßästen ebenfalls Bedeutung zu. Neben einer erhöhten Kontrastaufnahme in Gebieten mit aktivem M.Crohn erscheinen gerade die peripheren arteriellen Äste bei aktivem Krankheitsbild dilatiert und geschlängelt [29,83]. Bei Patienten mit Zirrhose und akuten Blutungen im Gastrointestinaltrakt, z.B. aufgrund von Varizen, kann die CT-Angiographie ebenfalls herangezogen werden [15,31].

## **4.6 Die CT-Angiographie im Vergleich zu konkurrierenden Verfahren**

### *4.6.1 Grundsätzliche Vorteile gegenüber der herkömmlichen Angiographie*

Die CTA hat heute bei der Diagnostik von Gefäßerkrankungen des Abdomens zu einem Großteil der Fälle die herkömmliche Angiographie (meist als DSA, Digitale Subtraktionsangiographie, durchgeführt) ersetzt [14,19]. Grundsätzliche Vorteile der CTA im Vergleich zur DSA sind, dass nach einer einmal erfolgten Untersuchung aus den Rohdaten eine Bildrekonstruktion aus den verschiedensten Blickwinkeln heraus und in den verschiedensten Ebenen erfolgen kann. Dies ist mit der DSA nicht möglich, da hier für jeden neuen Blickwinkel auch wieder eine neue Aufnahme gemacht werden muss und aufgrund dessen nur eine begrenzte Anzahl an Projektionen zur Verfügung steht. Die Folge sind langwierige Untersuchungen und eine erhöhte Strahlenexposition für den Patienten. Außerdem ist bei der CTA nur ein venöser Zugang erforderlich. Das Risiko und die Belastung für den Patienten sind weit geringer als bei der DSA, welche in den meisten Fällen eine direkte arterielle Punktion voraussetzt.

### *4.6.2 Grundsätzliche Vorteile gegenüber der Magnetresonanztomographie*

Grundsätzliche Vorteile verglichen mit der Magnetresonanztomographie (MRA) sind der wesentlich geringere Zeitaufwand, was besonders für Patienten in schlechtem Allgemeinzustand und mit Klaustrophobie eine große Erleichterung darstellt, sowie die geringeren Kosten. Auch im Hinblick auf die Darstellung von kleinen Gefäßen ist die CTA der MRA überlegen, da sie eine höhere räumliche Auflösung ermöglicht. Außerdem eignen sich manche Patienten, beispielsweise aufgrund von Herzschrittmachern oder Metallclips, primär nicht für die MRA [21,26].

#### *4.6.3 Grundsätzliche Vorteile gegenüber der Duplexsonographie*

Zieht man die Farbkodierte Duplexsonographie (FKDS) zum Vergleich heran, so hat die CT-Angiographie den Vorteil, dass die Gefäßanatomie auf den Bildern direkt sichtbar ist, weswegen die Ergebnisse der Untersuchung weit weniger von den Fähigkeiten des Untersuchers selbst abhängen. Bei der FKDS sind hingegen häufig nur indirekte Anzeichen Hinweis auf eine Gefäßerkrankung, was für den weniger geübten Untersucher einen Nachteil darstellt. Darüber hinaus hat man einen wesentlich besseren Überblick über die gesamte Gefäßsituation. Auch können kleinere Gefäße im Abdominalbereich mittels Sonographie nicht mehr dargestellt werden [8,26].

#### *4.6.4 Grundsätzliche Nachteile gegenüber konkurrierenden Verfahren*

Von Nachteil bei der CTA sind zum einen, besonders bei jüngeren Patienten, die Strahlenexposition (im Vergleich zur MRA und zur FKDS), zum anderen das potentiell nephrotoxische Kontrastmittel, was speziell bei eingeschränkter Nierenfunktion zum Problem werden kann und nur in eingeschränktem Maße gegeben werden kann [8]. Auch ist, bedingt durch die Tatsache, dass die Gefäßkontrastierung nur zu einem bestimmten Zeitpunkt und nicht fortlaufend erfasst wird, im Gegensatz zu anderen Verfahren wie der MRA, FKDS oder der Katheterangiographie, keine funktionelle Blutflussanalyse zusätzlich zur reinen morphologischen Abbildung der Gefäße möglich [11,24].

### **4.7 Methodenkritik**

Bei der vorliegenden Studie gibt es gewisse Einschränkungen und Fehlermöglichkeiten, die hier Erwähnung finden sollen.

Zunächst einmal war die Anzahl der Patienten in der Stichprobe gering, vor allem in Patientengruppe 2 mit insgesamt nur 10 Patienten.

Zudem erhielten alle Patienten die gleiche Menge an Kontrastmittel, was bei der Untersuchung des Kontrastierungsverhaltens in den Gefäßen zu Fehlermöglichkeiten geführt haben könnte. Es fand keine exakte Adaptierung der Kontrastmittelmenge nach Gewicht, Größe und Geschlecht statt. Weil aber hier, wie bereits erwähnt, noch weitere, schwerer zu erfassende Parameter eine große Rolle spielen und dies im täglichen klinischen Alltag ohnehin nicht durchgeführt wird, wurde auch hier darauf verzichtet.

Auch wurden die jeweiligen Krankheitsbilder, wegen derer die Patienten untersucht wurden, nicht in die Bewertungen miteinbezogen. Beispielsweise könnte sich eine Aortendissektion oder eine Nierenarterienstenose negativ auf die Bildgebungsqualität der Nierenarterien ausgewirkt haben. Deshalb wurde bei Seitendifferenzen in der Darstellungsqualität die jeweils bessere Seite zur Bewertung herangezogen. Dennoch sind hier Fehlermöglichkeiten nicht auszuschließen.

Außerdem basieren alle Ergebnisse beim Vergleich der verschiedenen Bildrekonstruktionen auf mehr oder minder subjektiven Bewertungen der zwei Untersucher.

Dennoch kann als Schlussfolgerung behauptet werden, dass aufgrund der eindeutigen Ergebnisse für alle untersuchten Gefäße und Gefäßaufzweigungen die dünnsten MIP aus den 1-mm-Schichten *kombiniert* mit den herkömmlichen axialen 1-mm-Schichten (aufgrund der möglichen Einschränkungen bei der Beurteilung mittels MIP allein) die besten Resultate in der Darstellung der untersuchten Abdominalarterien ermöglichen.

#### **4.8 Ausblick in die Zukunft der CTA**

Obwohl es in der Vergangenheit bereits bedeutende technische Weiterentwicklungen und Verbesserungen auf dem Gebiet der

Computertomographie und hierdurch auch für die Gefäßdarstellung mittels CTA gab, stagnieren die hier gemachten Fortschritte auf dem jetzigen Niveau nicht. Auch für die Zukunft können weitere Verbesserungen und Innovationen erwartet werden bzw. existieren diese zum Teil auch schon (beispielsweise wurden mittlerweile bereits neue CT-Geräte mit einer noch höheren Anzahl an Detektorzeilen eingeführt). Dadurch könnten sich in Zukunft auch für die Gefäßdarstellung und Gefäßdiagnostik mittels der CTA weitere Verbesserungen ergeben und möglicherweise völlig neue Wege aufzutun. Es ist vorstellbar, dass in Zukunft die Bildgebung noch detaillierter als jetzt ohnehin schon sein wird bzw. noch feinere Gefäßäste und Gefäßstrukturen dargestellt werden können und somit auch die Diagnostik von Erkrankungen, bei denen die CTA eingesetzt werden kann, weiter verbessert und möglicherweise auch das Anwendungsgebiet erweitert werden kann. Ob und in welcher Form dies geschehen wird, bleibt abzuwarten.

## 5. Zusammenfassung

Durch die großen technischen Fortschritte, die in der vergangenen Zeit auf dem Gebiet der Computertomographie gemacht wurden, haben sich auch für die Darstellung von Gefäßen mittels CT-Angiographie (CTA) stark verbesserte Möglichkeiten hinsichtlich der bildgebenden Diagnostik ergeben. Mit modernen Multi-Detektor-CT-Systemen ist die Möglichkeit gegeben, das zu untersuchende Gefäßsystem in kurzer Zeit mit immer dünneren Schichten und damit hohen räumlichen Auflösungen darzustellen. Auch durch neuartige, rechnerbasierte Bildweiterverarbeitungsmethoden und verschiedene optimierte Kontrastmittelapplikationsformen und Kontrastmitteltypen soll die Bildgebungsqualität weiter verbessert werden. Obwohl nun schon seit einiger Zeit zur Gefäßdiagnostik im Abdomen eingesetzt, ist speziell über die Darstellungsqualität von sehr kleinen Gefäßästen der Abdominalarterien mit der CTA noch relativ wenig beschrieben.

In dieser Arbeit wurde an einem 16-Zeilen-CT-System anhand verschieden rekonstruierter Schichtdicken (1 mm, 2 mm, 4 mm Schichtdicke) und aus diesen axialen Schichten jeweils berechneten koronaren „Maximum Intensity Projections“ (MIP) untersucht, wie gut bzw. mit welchen Rekonstruktionen am besten sich Abdominalarterien und auch deren kleinere Gefäßäste bis in die Peripherie hinein darstellen lassen. Hierzu wurde der Verlauf der A. hepatica propria, der A. mesenterica superior und der Nierenarterien bei 62 Patienten, bei welchen eine CTA des Abdomens durchgeführt wurde, auf allen axialen Schichten und koronaren MIP bis in die vierte Gefäßaufzweigung (-ordnung) hinein verfolgt und die Bildgebungsqualität für die unterschiedlichen Gefäßordnungen anhand einer 5-Punkte-Skala bewertet.

Auch der Einfluss von verschiedenen Kontrastmittelapplikationsformen (uniphasisch, Flussrate 3 ml/s gegenüber biphasisch, Flussrate 4/2,5 ml/s) und unterschiedlichen Jodkonzentrationen (320 mg Jod/ml bzw. 400 mg Jod/ml) in zwei Kontrastmitteln auf die Gefäßdarstellung wurde untersucht. Hierzu wurden die Patienten in drei Gruppen aufgeteilt, die jeweils verschiedene

Applikationsformen und Jodkonzentrationen bekamen. Es wurden anschließend an definierten Gefäßabschnittspunkten in den drei Gefäßen sowohl die Homogenität als auch die mittlere Höhe der Gefäßkontrastierung in den Patientengruppen erfasst und zwischen den Gruppen verglichen.

Als Ergebnis zeigte sich eindeutig, dass die aus den dünneren Schichten berechneten Bilder gegenüber den aus den dickeren Schichten berechneten im Vorteil für die Darstellung der arteriellen Gefäßsysteme waren. Die 1-mm-MIP wiesen die im Vergleich höchste Qualität auf, gefolgt von den axialen 1-mm-Schichten, den axialen 2-mm-Schichten, den 2-mm-MIP und den axialen 4-mm-Schichten. Die 4-mm-MIP hatten die im Vergleich schlechteste Qualität. Dies war für alle untersuchten Gefäßordnungen und bei allen Gefäßen der Fall. Mit den 1-mm-MIP und den axialen 1-mm-Schichten ließen sich an allen Gefäßen die Gefäßhauptstämme und die ersten Gefäßaufzweigungen (0.-2. Ordnung) in den weitaus meisten Fällen in einer exzellenten bis guten Qualität darstellen. Die 3. Gefäßordnung ließ sich weitaus überwiegend und sogar die 4. Ordnung noch häufig zumindest mit ausreichender Qualität darstellen. Speziell für die höheren Aufzweigungen waren jedoch die 1-mm-MIP gegenüber den axialen 1-mm-Schichten doch leicht überlegen. Obwohl den 1-mm-Rekonstruktionen unterlegen, lieferten auch die axialen 2-mm-Schichten für kleinere Ordnungen noch weit überwiegend exzellente bis gute, für höhere Ordnungen meist auch noch gute bis ausreichende Ergebnisse. Bei den 2-mm-MIP war z.T. schon die 3. und häufiger noch die 4. Ordnung als nicht mehr ausreichend darstellbar einzustufen. Die axialen 4-mm-Schichten und besonders die 4-mm-MIP wiesen allerdings eine starke Einschränkung der Bildgebungsqualität auf, besonders bei höheren Gefäßordnungen.

Kontrastmittelapplikationsart und -jodkonzentration hatten dagegen, zumindest in den hier gemachten Abstufungen, keinen relevanten Einfluss auf die Homogenität und Höhe bzw. die Qualität des Gefäßkontrastes, wobei hier aber auch nicht systematisch untersuchte, patientenabhängige Faktoren eine Rolle mitgespielt haben mögen.

Für eine vernünftige Gefäßdiagnostik von Abdominalarterien und speziell auch von kleineren Gefäßästen sollte insgesamt den dünnen Rekonstruktionen eindeutig der Vorzug gegeben werden. Weil eine Beurteilung mittels MIP alleine bei bestimmten Krankheitsbildern unter Umständen aber auch zu Problemen führen kann, erscheint für die Diagnostik die Verwendung der 1-mm-MIP-Rekonstruktionen zusammen mit den axialen 1-mm-Schichten am besten geeignet zu sein. Da auch in Zukunft weitere technische Fortschritte auf dem Gebiet der Computertomographie zu erwarten sind bzw. auch schon existieren (z.B. durch die Einführung von neuen Geräten mit einer noch höheren Anzahl an Detektorzeilen), könnten sich hierdurch auch für die Gefäßdarstellung mittels CTA weitere Verbesserungen im Hinblick auf eine immer genauer und feiner werdende Diagnostik ergeben und möglicherweise neue Wege auf tun.

## 6. Literaturverzeichnis

1. Schoellnast, H.; Tillich, M.; Deutschmann, M.J.; Deutschmann, H.A.; Schaffler, G.J.; Portugaller, H.R. (2004). Aortoiliac enhancement during computed tomography angiography with reduced contrast material dose and saline solution flush: influence on magnitude and uniformity of the contrast column. *Invest. Radiol.* 39(1), 20-26
2. Hofer, M. (2000). *CT-Kursbuch. Ein Arbeitsbuch für den Einstieg in die Computertomographie.* Verlag Didamed, 3. Auflage 2000
3. Rubin, G.D.; Shiau, M.C.; Schmidt, A.J.; Fleischmann, D.; Logan, L.; Leung, A.N.; Jeffrey, R.B.; Napel, S. (1999). Computed tomographic angiography: historical perspective and new state-of-the-art using multi detector-row helical computed tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography* 23 (Suppl. 1), 83-90
4. Bautz, W.; Strotzer, M.; Lenz, M.; Dittler, H.J.; Kalender, W.A. (1991). Preoperative evaluation of vessels of the upper abdomen with spiral CT: comparison with conventional CT and arterial DSA. *Radiology* 181, 261
5. Prokop, M.; Schaefer, C.M.; Doehring, W.; Laas, J.; Nischelsky, J.E.; Galansky, M. (1991). Spiral CT for three-dimensional imaging of complex vascular anatomy. *Radiology* 181, 293
6. Schorn, C.; Obenauer, S.; Funke, M.; Hermann, K.-P.; Kopka, L.; Grabbe, E. (1999). Schichtempfindlichkeitsprofile und Bildpunktrauschen einer Mehrschicht Spiral-CT im Vergleich zu einer Einzelschicht Spiral-CT. *Fortschr. Röntgenstr.* 171, 219-225

7. Klingenbeck-Regn, K.; Schaller, S.; Flohr, T.; Ohnesorge, B.; Kopp, A.F.; Baum, U. (1999). Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *European Journal of Radiology* 31, 110-124
8. Prokop, M. (1998). CT angiography of the abdominal arteries. *Abdom. Imaging* 23, 462-468
9. Schoepf, U.J.; Becker, C.; Brüning, R.; Hong, C.; Rust, G.-F.; Helmberger, T.; Leimeister, P.; Stadie, A.; Niethammer, M.; Klingemann, B.; Reiser, M.F. (1999). Computertomographie des Abdomens mit der Mehrzeilen-Detektor Spiral-CT. *Radiologe* 39, 652-661
10. Flohr, T.; Stierstorfer, K.; Bruder, H.; Simon, J.; Schaller, S. (2002). New technical developments in multislice CT. Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. *Fortschr. Röntgenstr.* 174, 839-845
11. Kopka, L.; Rogalla, P.; Hamm, B. (2002). Mehrschicht-Spiral-CT des Abdomens. Aktuelle Indikationen und zukünftige Trends. *Fortschr. Röntgenstr.* 174, 273-282
12. Wintersperger, B.J.; Helmberger, T.K.; Herzog, P.; Jakobs, T.F.; Wagnershauser, T.; Becker, C.R.; Reiser, M.F. (2002). New abdominal CT angiography protocol on a 16 detector-row CT scanner - first results. *Radiologe* 42, 722-727
13. Prokop, M. (2003). General principles of MDCT. *European Journal of Radiology* 45, 4-10
14. Prokop, M. (2000). Multislice CT angiography. *European Journal of Radiology* 36, 86-96

15. Fishman, E.K. (2001). CT Angiography: Clinical Applications in the Abdomen. *Radiographics* 21, 3-16
16. Hu, H.; He, H.D.; Foley, W.D.; Fox, S.H. (2000). Four multidetector-row helical CT: Image quality and volume coverage speed. *Radiology* 215, 55-62
17. Luboldt, W.; Weber, R.; Seemann, M.; Desantis, M.; Reiser, M. (1999). Influence of helical CT parameters on spatial resolution in CT angiography performed with a subsecond scanner. *Invest. Radiol.* 34(6), 421-426
18. Prokop, M.; Schaefer, C.; Kalender, W.A.; Polacin, A.; Galansky, M. (1993). Gefäßdarstellungen mit Spiral-CT: Der Weg zur CT-Angiographie. *Radiologe* 33, 694-704
19. Bluemke, D.A.; Chambers, T.P. (1995). Spiral CT angiography: an alternative to conventional angiography. *Radiology* 195, 317-319
20. Golzarian, J.; Murgu, S.; Dussaussois, L.; Guyot, S.; Said, K.A.; Wautrecht, J.C.; Struyven, J. (2002). Evaluation of abdominal aortic aneurysm after endoluminal treatment: comparison of color doppler sonography with biphasic helical CT. *AJR* 178, 623-628
21. Prokop, M.; Schaefer-Prokop, C.; Galanski, M. (1997). Spiral CT angiography of the abdomen. *Abdom. Imaging* 22, 143-153
22. Ruppert-Kohlmayr, A.J.; Stacher, R.; Preidler, K.W.; Zigeuner, R.; Primus, G.; Ricabonna, M.; Szolar, D.H. (1999). Nativ-Spiral-Computertomographie bei Patienten mit akutem Flankenschmerz – Sinn oder Unsinn? *Fortschr. Röntgenstr.* 170, 168-173

23. Liu, W.; Esler, S.J.; Kenny, B.J.; Goh, R.H.; Rainbow, A.J.; Stevenson, G.W. (2000). Low-dose nonenhanced helical CT of renal colic: assessment of ureteric stone detection and measurement of effective dose equivalent. *Radiology* 215, 51-54
24. Kirkpatrick, I.D.C.; Kroeker, M.A.; Greenberg, H.M. (2003). Biphasic CT with mesenteric CT angiography in the evaluation of acute mesenteric ischemia: Initial experience. *Radiology* 229, 91-98
25. Fleischmann, D. (2003). Multiple detector-row CT angiography of the renal and mesenteric vessels. *European Journal of Radiology* 45, 79-87
26. Catalano, C.; Laghi, A.; Fraioli, F.; Pediconi, F.; Napoli, A.; Danti, M.; Passariello, R. (2002). High-resolution CT angiography of the abdomen. *Abdom. Imaging* 27, 479-487
27. Park, W.M.; Glowiczki, P.; Cherry, K.J., Jr.; Hallett, J.W., Jr.; Bower, T.C.; Panneton, J.M.; Schleck, C.; Ilstrup, D.; Harmsen, W.S.; Noel, A.A. (2002). Contemporary management of acute mesenteric ischemia: factors associated with survival. *J. Vasc. Surg.* 35, 445-452
28. Kalman, P.G.; Rraport, D.C.; Merchant, N.; Clarke, K.; Johnston, K.W. (1999). The value of late computed tomographic scanning in identification of vascular abnormalities after abdominal aortic aneurysm repair. *J. Vasc. Surg.* 29, 442-450
29. Iannaccone, R.; Laghi, A.; Passariello, R. (2004). Multislice CT angiography of mesenteric vessels. *Abdom. Imaging* 29(2), 146-152

30. Kasales, C.J.; Hopper, K.D.; Ariola, D.N.; TenHave, T.R.; Meilstrup, J.W.; Mahraj, R.P.; Van Hook, D.; Westacott, S.; Sefczek, R.J.; Barr, J.D. (1995). Reconstructed helical CT scans : improvement in z-axis resolution compared with overlapped and nonoverlapped conventional CT scans. *AJR* 164, 1281-1284
31. Laghi, A.; Iannaccone, R.; Catalano, C.; Passariello, R. (2001). Multislice spiral computed tomography angiography of mesenteric arteries. *Lancet* 358, 638-639
32. Hittmair, K.; Wunderbaldinger, P.; Fleischmann, D. (1999). Bolus-optimierte CT-Angiographie. *Radiologe* 39, 93-99
33. Claves, J.L.; Wise, S.W.; Hopper, K.D.; Tully, D.; TenHave, T.R.; Weaver, J. (1997). Evaluation of contrast densities in the diagnosis of carotid stenosis by CT angiography. *AJR* 169, 569-573
34. Galanski, M.; Prokop, M.; Chavan, A.; Schaefer, C.; Jandeleit, K.; Nischelski, J.E. (1993). Renal arterial stenoses : spiral CT angiography. *Radiology* 189, 185-192
35. Luboldt, W.; Straub, J.; Seemann, M.; Helmberger, T.; Reiser, M. (1999). Effective contrast use in CT angiography and dual-phase hepatic CT performed with a subsecond scanner. *Investigative Radiology* 34, 751-760
36. Bae, K.T.; Heiken, J.P.; Brink, J.A. (1998). Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part I. Prediction with a computer model. *Radiology* 207, 647-655

37. Dorffner, R.; Thurnher, S.; Youssefzadeh, S.; Winkelbauer, F.; Hölzenbein, T.; Polterauer, P.; Lammer, J. (1997). Spiral CT angiography in the assessment of abdominal aortic aneurysms after stent grafting: value of maximum intensity projections. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 21, 472-477
38. Engeroff, B.; Kopka, L.; Harz, C.; Grabbe, E. (2001). Der Einfluss verschiedener Jodkonzentrationen auf die Kontrastierung der Oberbauchorgane im biphasischen Mehrschicht-Spiral-CT. *Fortschr. Röntgenstr.* 173, 938-941
39. Blomley, M.J.K.; Dawson, P. (1997). Bolus dynamics: theoretical and experimental aspects. *Br. J. Radiol.* 70, 351-359
40. Blomley, M.J.K.; Coulden, R.; Bufkin, C.; Lipton, M.J.; Dawson, P. (1993). Contrast bolus dynamic computed tomography for the measurement of solid organ perfusion. *Invest. Radiol.* 28 (Suppl. 5), 72-78
41. Fleischmann, D.; Rubin, G.D.; Bankier, A.A.; Hittmair, K. (2000). Improved uniformity of aortic enhancement with customized contrast medium injection protocols at CT angiography. *Radiology* 214, 363-371
42. Loubeyre, P.; Debard, I.; Nemoz, C.; Tran Minh, V.A. (2002). High opacification of hilar pulmonary vessels with a small amount of nonionic contrast medium for general thoracic CT: A prospective study. *AJR* 178, 1377-1381
43. Bae, K.T.; Heiken, J.P.; Brink, J.A. (1998). Aortic and hepatic peak enhancement at CT: effect of contrast medium injection rate – pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. *Radiology* 206, 455-464

44. Bae, K.T.; Tran, H.Q.; Heiken, J.P. (2000). Multiphasic injection method for uniform prolonged vascular enhancement at CT angiography: Pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. *Radiology* 216, 872-880
45. Bae, K.T.; Heiken, J.P.; Brink, J.A. (1998). Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model. *Radiology* 207, 657-662
46. Buzug, T.M. (2004). Einführung in die Computertomographie. Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion. Springer Verlag Berlin Heidelberg
47. Lawler, L.P.; Fishman, E.K. (2001). Celiomesenteric anomaly demonstration by multidetector CT and volume rendering. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 25(5), 802-804
48. Dinkel, H.P.; Mattich, J. (2003). Mehrzeilen-CT-Angiographie der Aorta abdominalis: Bolustracking versus festes Startdelay. *Fortschr. Röntgenstr.* 175, 1567-1571
49. Platt, J.F.; Reige, K.A.; Ellis, J.H. (1999). Aortic enhancement during abdominal CT angiography: correlation with test injections, flow rates, and patient demographics. *AJR* 172, 53-56
50. Puskas, Z.; Schuierer, G. (1996). Determination of blood circulation time for optimizing contrast medium administration in CT angiography. *Radiologe* 36, 750-757

51. Sadick, M.; Lehmann, K.J.; Diel, S.J.; Wild, J.; Georgi, M. (1997). Bolus tracking and NaCl bolus in biphasic CT of the abdomen. *Fortschr. Röntgenstr.* 167, 371-376
52. Sokiranski, R.; Elsner, K.; Welke, M.; Gorich, J.; Rilinger, N.; Fleiter, T. (1997). A new method in the determination of individual delay time in bolus application in spiral CT. *Fortschr. Röntgenstr.* 166, 550-553
53. Tello, R.; Seltzer, S.E.; Polger, M.; Spaulding, S.; Savci, G. (1997). A contrast agent delivery nomogram for hepatic spiral CT. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 21, 236-245
54. Flohr, T.; Stierstorfer, K.; Bruder, H.; Simon, J.; Polacin, A.; Schaller, S. (2003). Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. *Med. Phys.* 30(5), 832-845
55. Gupta, A.K.; Nelson, R.C.; Johnson, G.A.; Paulson, E.K.; DeLong, D.M.; Yoshizumi, T.T. (2003). Optimization of eight-element multi-detector row helical CT technology for evaluation of the abdomen. *Radiology* 227, 739-745
56. Macari, M.; Israel, G.M.; Berman, P.; Lisi, M.; Tolia, A.J.; Adelman, M.; Megibow, A.J. (2001). Infrarenal abdominal aortic aneurysms at multi-detector row CT angiography: Intravascular enhancement without a timing acquisition. *Radiology* 220, 519-523
57. Katz, D.S.; Hon, M. (2001). CT angiography of the lower extremities and aortoiliac system with a multi-detector row helical CT scanner: Promise of new opportunities fulfilled. *Radiology* 221, 7-10

58. Rubin, G.D.; Dake, M.D.; Napel, S.A.; McDonnell, C.H.; Jeffrey, R.B.J. (1993). Abdominal spiral CT angiography: initial clinical experience. *Radiology* 186, 147-152
59. Rubin, G.D.; Walker, P.J.; Dake, M.D.; Napel, S.; Jeffrey, R.B. Jr.; McDonnell, C.H.; Mitchell, R.S.; Miller, D.C. (1993). 3D spiral CT angiography: an alternate imaging modality for the abdominal aorta and its branches. *J. Vasc. Surg.* 18, 656-666
60. Dean, P.B.; Violante, M.R.; Mahoney, J.A. (1980). Hepatic CT contrast enhancement: effect of dose, duration of infusion, and time elapsed following infusion. *Invest. Radiol.* 15, 158-161
61. Berland, L.L.; Lee, J.Y. (1988). Comparison of contrast media injection rates and volumes for hepatic dynamic incremented computed tomography. *Invest. Radiol.* 23, 918-922
62. Chambers, T.P.; Baron, R.L.; Lush, R.M. (1994). Hepatic CT enhancement [Part I]: Alterations in the volume of contrast material within the same patients. *Radiology* 193, 513-517
63. Heiken, J.P.; Brink, J.A.; McClennan, B.L.; Sagel, S.S.; Crowe, T.M.; Gaines, M.V. (1995). Dynamic incremental CT: effect of volume and concentration of contrast material and patient weight on hepatic enhancement. *Radiology* 195, 353-357
64. Claussen, C.D.; Banzer, D.; Pfretzschner, C.; Kalender, W.A.; Schorner, W. (1984). Bolus geometry and dynamics after intravenous contrast medium injection. *Radiology* 153, 365-368

65. Harmon, B.H.; Berland, L.L.; Lee, J.Y. (1992). Effect of varying rates of low-osmolarity contrast media injection for hepatic CT: Correlation with indocyanine green transit time. *Radiology* 184, 379-382
66. Chambers, T.P.; Baron, R.L.; Lush, R.M. (1994). Hepatic CT enhancement [Part II]: Alterations in contrast material volume and rate of injection within the same patients. *Radiology* 193, 518-522
67. Heiken, J.P.; Brink, J.A.; McClennan, B.L.; Sagel, S.S.; Forman, H.P.; DiCroce, J. (1993). Dynamic contrast-enhanced CT of the liver: Comparison of contrast medium injection rates and uniphasic and biphasic injection protocols. *Radiology* 187, 327-331
68. Sivit, C.J.; Taylor, G.A.; Bulas, D.I.; Kushner, D.C.; Potter, B.M., Eichelberger, M.R. (1992). Posttraumatic shock in children: CT findings associated with hemodynamic instability. *Radiology* 182, 723-726
69. Taylor, G.A.; Fallat, M.E.; Eichelberger, M.R. (1987). Hypovolemic shock in children: Abdominal CT manifestations. *Radiology* 164, 479-481
70. Rubin, G.D.; Shiau, M.C.; Leung, A.N.; Kee, S.T.; Logan L.J.; Sofilos, M.C. (2000). Aorta and iliac arteries: Single versus multiple detector-row helical CT angiography. *Radiology* 215, 670-676
71. Rubin, G.D. (2003). MDCT imaging of the aorta and peripheral vessels. *European Journal of Radiology* 45, 42-49
72. Zeman, R.K.; Silverman, P.M.; Berman, P.M.; Weltman, D.; Davros, W.J.; Gomes, M.N. (1994). Abdominal aortic aneurysms: Evaluation with variable-collimation helical CT and overlapping reconstruction. *Radiology* 193, 555-560

73. Huber, A.; Matzko, M.; Wintersperger, B.J.; Reiser, M. (2001). Rekonstruktionsverfahren bei der Nachverarbeitung von CT- und MR-Angiographie der Aorta. *Radiologe* 41, 689-694
74. Awai, K.; Takada, K.; Onishi, H.; Hori, S. (2002). Aortic and hepatic enhancement and tumor-to-liver contrast: Analysis of the effect of different concentrations of contrast material at multi-detector row helical CT. *Radiology* 224, 757-763
75. Heuschmid, M.; Mann, C.; Luz, O.; Mahnken, A.H.; Reimann, A.; Claussen, C.D.; Kopp, A.F. (2006). Detection of pulmonary embolism using 16-slice multidetector-row computed tomography: Evaluation of different image reconstruction parameters. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 30(1), 77-82
76. Ghaye, B.; Szapiro, D.; Mastora, I.; Delannoy, V.; Duhamel, A.; Remy, J.; Remy-Jardin, M. (2001). Peripheral pulmonary arteries: how far in the lung does multi-detector row spiral CT allow analysis? *Radiology* 219, 629-636
77. Schoellnast, H.; Brader, P.; Oberdabernig, B.; Pisail, B.; Deutschmann, H.A.; Fritz, G.A.; Schaffler, G.; Tillich, M. (2005). High-concentration contrast media in multiphasic abdominal multidetector-row computed tomography: Effect of increased iodine flow rate on parenchymal and vascular enhancement. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 29(5), 582-587
78. Schertler, T.; Wildermuth, S.; Alkadhi, H.; Kruppa, M.; Marincek, B.; Boehm, T. (2005). Sixteen-detector row CT angiography for lower-leg arterial occlusive disease: Analysis of section width. *Radiology* 237, 649-656

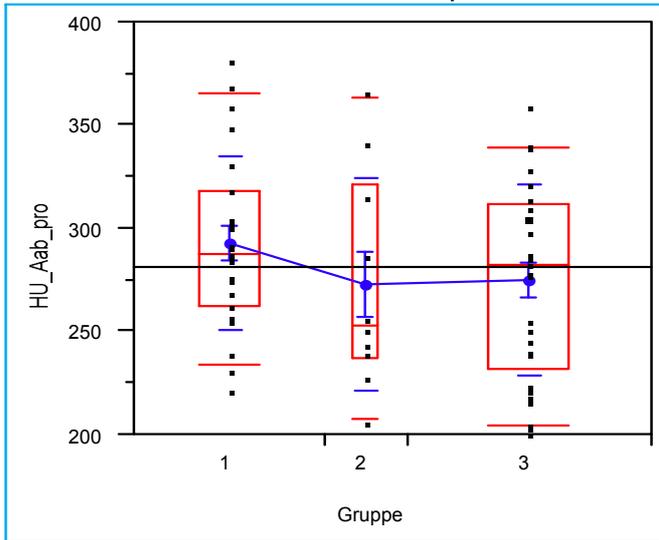
79. Ota, H.; Takase, K.; Rikimaru, H.; Tsuboi, M.; Yamada, T.; Sato, A.; Higano, S.; Ishibashi, T.; Takahashi, S. (2005). Quantitative vascular measurements in arterial occlusive disease. *Radiographics* 25, 1141-1158
80. Flohr, T.G.; Schaller, S.; Stierstorfer, K.; Bruder, H.; Ohnesorge, B.M.; Schoepf, U.J. (2005). Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 235, 756-773
81. Cademartiri, F.; Mollet, N.R.; van der Lugt, A.; McFadden, E.P.; Stijnen, T.; de Feyter, P.J.; Grestin, G.P. (2005). Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: Effect of iodine concentration on vascular attenuation. *Radiology* 236, 661-665
82. Cademartiri, F.; Raaijmakers, R.H.J.M.; Kuiper, J.W.; van Dijk, L.C.; Pattynama, P.M.T.; Krestin, G.P. (2004). Multi-detector row CT angiography in patients with abdominal angina. *Radiographics* 24, 969-984
83. Güven, K.; Acunas, B. (2004). Multidetector computed tomography angiography of the abdomen. *European Journal of Radiology* 52(1), 44-55
84. Frauenfelder, T.; Wildermuth, S.; Marincek, B.; Boehm, T. (2004). Nontraumatic emergent abdominal vascular conditions: Advantages of multi-detector row CT and three-dimensional imaging. *Radiographics* 24, 481-496

85. Suzuki, S.; Furui, S.; Kaminaga, T. (2005). Accuracy of automated CT angiography measurement of vascular diameter in phantoms: Effect of size of display field of view, density of contrast medium, and wall thickness. *AJR* 184, 1940-1944
86. Schoellnast, H.; Deutschmann, H.A.; Fritz, G.A.; Stessel, U.; Schaffler, G.J.; Tillich, M. (2005). MDCT angiography of the pulmonary arteries: Influence of iodine flow concentration on vessel attenuation and visualization. *AJR* 184, 1935-1939
87. Foley, W.D. (2002). Multidetector CT: Abdominal visceral imaging. *Radiographics* 22, 701-719
88. Flohr, T.; Ohnesorge, B.; Stierstorfer, K.; Bruder, H.; Simon, J.; Süß, C.; Wildberger, J.; Baum, U.; Lell, M.; Küttner, A.; Heuschmid, M.; Wintersperger, B.; Becker, C.; Schaller, S. (2005). Auf dem Weg zur isotropen räumlichen Auflösung: Technische Grundlagen und Anwendungen der 16-Schicht-CT. *Radiologe* 45, 608-617
89. Prokop, M.; Galanski, M.; Schaefer-Prokop, C.; van der Molen, A.J. (2007). *Ganzkörper-Computertomographie. Spiral- und Multislice-CT.* Verlag Georg Thieme, 2. Auflage 2007

## 7. Anhang

### Anhang 1: Verteilung der Dichtewerte

Dichtewerte Aorta abdominalis proximal



y-Achse (HU\_Aab\_pro): Dichtewerte Aorta abdominalis, proximaler Teil (in Hounsfieldeinheiten).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Messwerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75.

Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

#### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	222	234,2	263	288	318	365,4	382
2	206	208,2	237	253,5	321,75	363,6	366
3	201	205	232	283	312	339	360

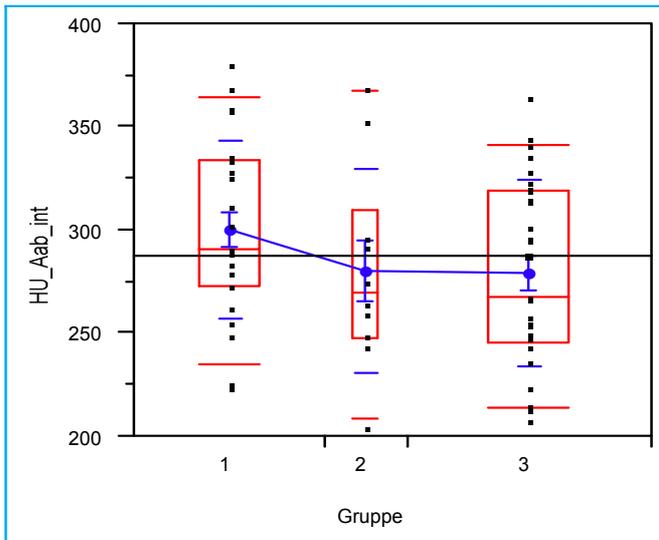
#### Varianzanalyse

F	Prob > F
1,1256	0,3313

#### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	293,348	42,8895	8,943
2	10	273,500	52,2648	16,528
3	29	275,690	46,9590	8,720

## Dichtewerte Aorta abdominalis intermediär



y-Achse (HU\_Aab\_int): Dichtewerte Aorta abdominalis, intermediärer Teil (in Hounsfieldeinheiten).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Messwerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75.

Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	224	235,2	273	291	334	365	381
2	205	208,9	247,75	270	310,25	367,4	369
3	208	214	246	268	320	342	365

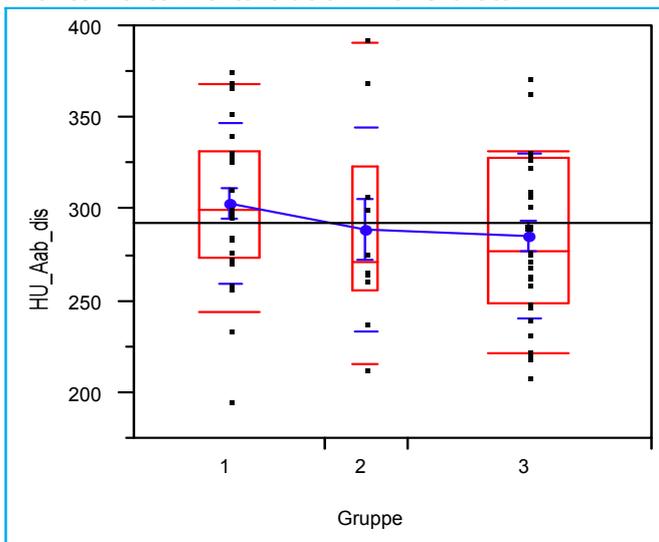
### Varianzanalyse

F	Prob > F
1,4092	0,2524

### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	300,087	43,7003	9,112
2	10	280,800	49,6382	15,697
3	29	279,724	45,5874	8,465

## Dichtewerte Aorta abdominalis distal



y-Achse (HU\_Aab\_dis): Dichtewerte Aorta abdominalis, distaler Teil (in Hounsfieldeinheiten).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Messwerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75.

Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	196	243,8	274	300	332	368,8	376
2	214	216,4	256	271,5	323,5	390,7	393
3	209	222	248,5	278	328,5	332	372

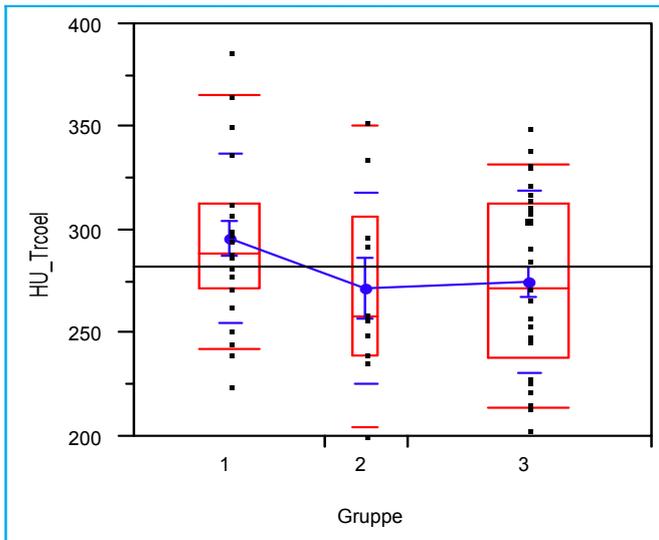
### Varianzanalyse

F	Prob > F
0,8943	0,4144

### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	303,130	44,6515	9,310
2	10	289,500	55,7938	17,644
3	29	285,966	45,2528	8,403

## Dichtewerte Truncus coeliacus



y-Achse (HU\_Trcoel): Dichtewerte Truncus coeliacus (in Hounsfieldeinheiten).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Messwerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75.

Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	225	243	272	289	313	366	387
2	201	204,5	239,75	258,5	306,5	351,2	353
3	204	214	238	272	313,5	332	350

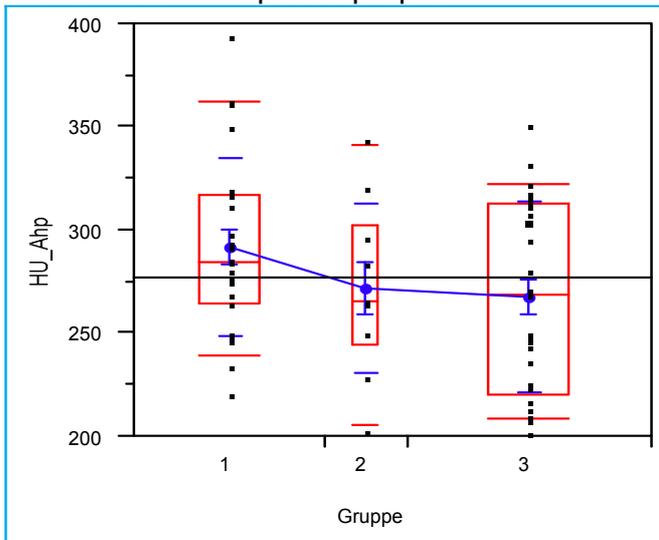
### Varianzanalyse

F	Prob > F
1,8958	0,1592

### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	296,609	41,8870	8,734
2	10	272,300	46,8403	14,812
3	29	274,931	44,2944	8,225

## Dichtewerte A. hepatica propria



y-Achse (HU\_Ahp): Dichtewerte Arteria hepatica propria (in Hounsfieldeinheiten).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Messwerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75.

Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	221	239,2	265	285	317	362,6	394
2	203	205,6	244,75	265,5	302,25	341,7	344
3	202	209	220,5	269	313	323	351

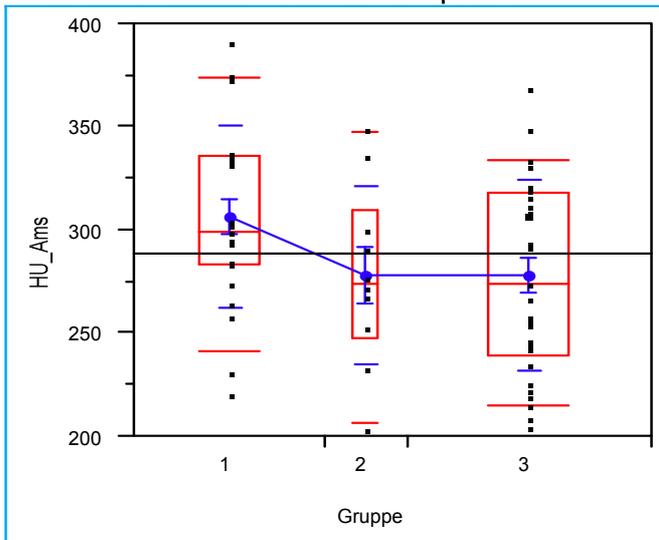
### Varianzanalyse

F	Prob > F
2,0018	0,1442

### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	292,000	43,6526	9,102
2	10	272,300	41,5426	13,137
3	29	267,517	46,4317	8,622

## Dichtewerte A. mesenterica superior



y-Achse (HU\_Ams): Dichtewerte Arteria mesenterica superior (in Hounsfieldeinheiten).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Messwerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75.

Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	221	241,8	284	299	336	374,6	391
2	204	206,9	248	274,5	309,75	347,7	349
3	205	215	239	274	318	334	369

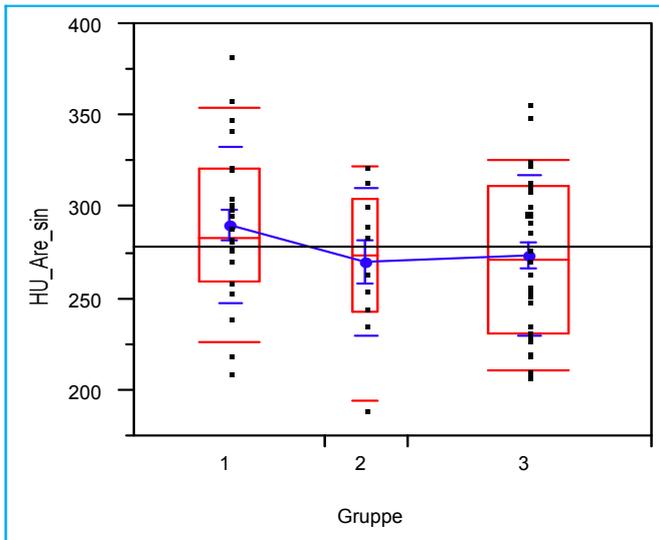
### Varianzanalyse

F	Prob > F
2,7025	0,0753

### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	306,478	44,7690	9,335
2	10	278,400	43,9247	13,890
3	29	278,552	47,0771	8,742

## Dichtewerte A. renalis sinistra



y-Achse (HU\_Are\_sin): Dichtewerte Arteria renalis sinistra (in Hounsfieldeinheiten).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Messwerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75.

Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	210	227	260	283	321	355	383
2	190	194,6	243,5	274	304,25	322,1	323
3	208	211	231	271	311,5	326	357

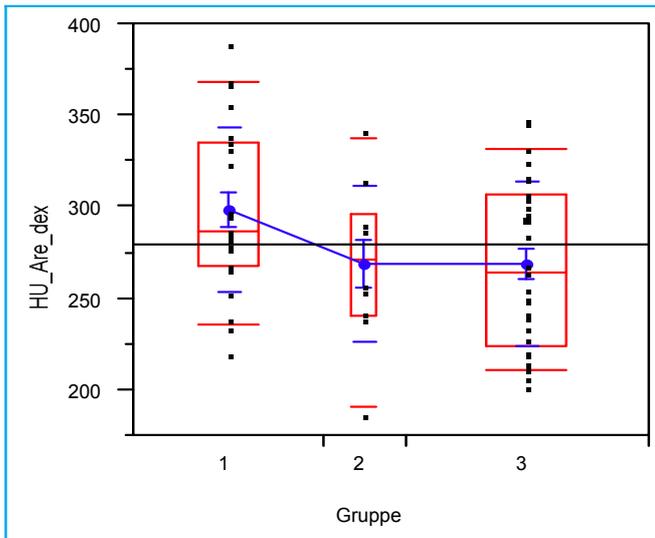
### Varianzanalyse

F	Prob > F
1,2777	0,2863

### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	290,609	42,7655	8,917
2	10	270,300	40,4064	12,778
3	29	273,345	44,4918	8,262

## Dichtewerte A. renalis dextra



y-Achse (HU\_Are\_dex): Dichtewerte Arteria renalis dextra (in Hounsfieldeinheiten).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Messwerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75.

Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	219	235,6	268	287	336	368,6	389
2	186	191,2	241	272	296	338,3	341
3	202	211	224,5	264	306,5	332	347

### Varianzanalyse

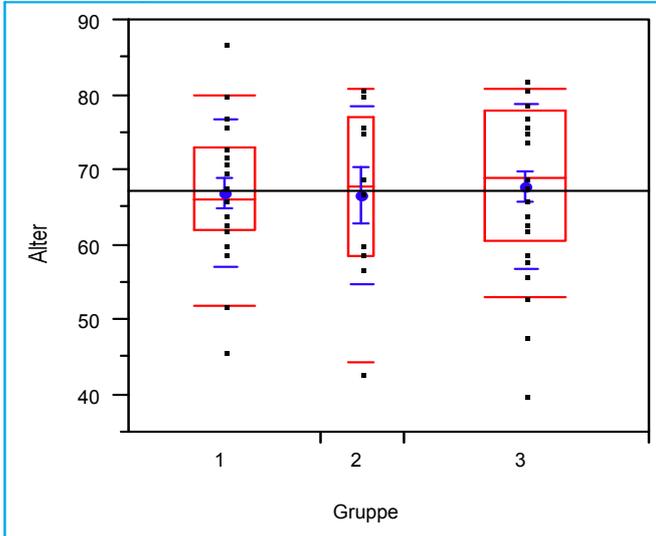
F	Prob > F
3,0918	0,0529

### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Hounsfieldeinheiten)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	298,609	45,8166	9,553
2	10	269,600	43,7701	13,841
3	29	268,724	45,5395	8,456

## Anhang 2: Altersverteilung

Verteilung von Patientenalter nach Gruppe



y-Achse: Patientenalter (in Jahren).

x-Achse: Patientengruppen.

Schwarze Punkte: Alterswerte.

Rot (Boxplotdiagramm): Horizontale Linie in der Box = Median, obere horizontale Boxgrenze = 75. Perzentil, untere horizontale Boxgrenze = 25. Perzentil, horizontale Linien oben/unten (außerhalb der Box) = 90. bzw. 10. Perzentil.

Blau vertikal: Mittlerer Punkt = Mittelwert, Verbindungslinien zwischen den Punkten = Verbindungslinien der Mittelwerte, Fehlerbalken nach oben/unten = ein Standardfehler oberhalb/unterhalb des Mittelwertes.

Blau horizontal oben/unten: Eine Standardabweichung oberhalb bzw. unterhalb des Mittelwertes.

### Minimum, Median, Maximum und Perzentile (in Jahren)

Patientengruppe	Minimum	10.Perzentil	25.Perzentil	Median	75.Perzentil	90.Perzentil	Maximum
1	46	52	62	66	73	80	87
2	43	44,4	58,5	68	77	80,9	81
3	40	53	60,5	69	78	81	82

### Varianzanalyse

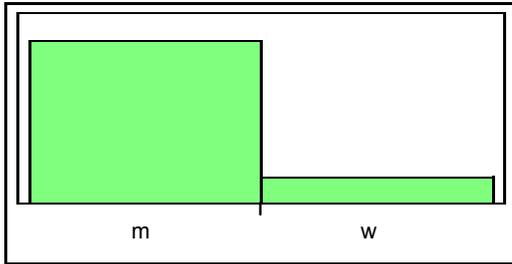
F	Prob > F
0,0648	0,9373

### Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler des Mittelwertes (in Jahren)

Patientengruppe	Anzahl (Patienten)	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	23	66,9130	9,8991	2,0641
2	10	66,7000	12,0282	3,8037
3	29	67,8276	11,0488	2,0517

### Anhang 3: Geschlechterverteilung

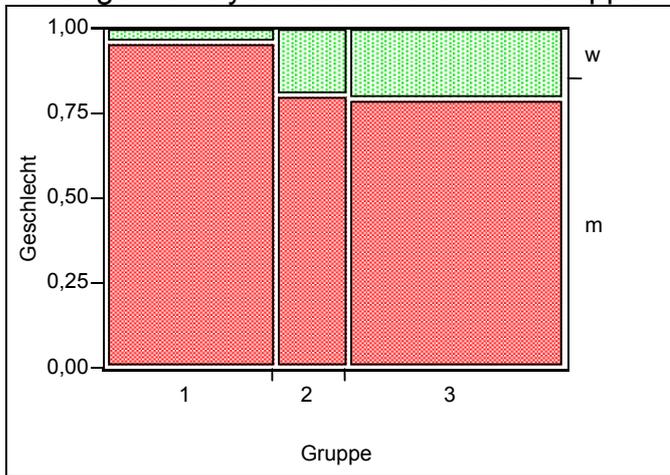
Geschlechterverteilung gesamt (alle Gruppen)



#### Häufigkeiten

Geschlecht	Anzahl (Patienten)	Prozent
m	53	85,484
w	9	14,516
Total	62	100,000

Kontingenzanalyse Geschlecht nach Gruppe



y-Achse: Geschlecht (relative Häufigkeit); rot = männlich, grün = weiblich.  
x-Achse: Patientengruppen.

#### Kontingenztafel

Gruppe nach Geschlecht

Gruppe		m	w	Summe
<b>1</b>	Anzahl (Patienten)	22	1	23
	% an Gesamtpatientenzahl	35,48	1,61	37,10
	% in Spalte	41,51	11,11	
	% in Zeile	95,65	4,35	
<b>2</b>	Anzahl (Patienten)	8	2	10
	% an Gesamtpatientenzahl	12,90	3,23	16,13
	% in Spalte	15,09	22,22	
	% in Zeile	80,00	20,00	
<b>3</b>	Anzahl (Patienten)	23	6	29
	% an Gesamtpatientenzahl	37,10	9,68	46,77
	% in Spalte	43,40	66,67	
	% in Zeile	79,31	20,69	
<i>Summe alle Gruppen</i>		53	9	62
<i>Summe alle Gruppen (in %)</i>		85,48	14,52	

#### Anhang 4: (Bildanhang)

Abbildungen 4, 5 und 6: Vergleich von Gefäßästen der A. renalis dextra anhand von 1-mm-MIP, 2-mm-MIP und 4-mm-MIP.

Abbildung 4: Äste der A. renalis dextra auf einer koronaren 1-mm-MIP (der Pfeil zeigt auf einen Gefäßast 3. Ordnung)

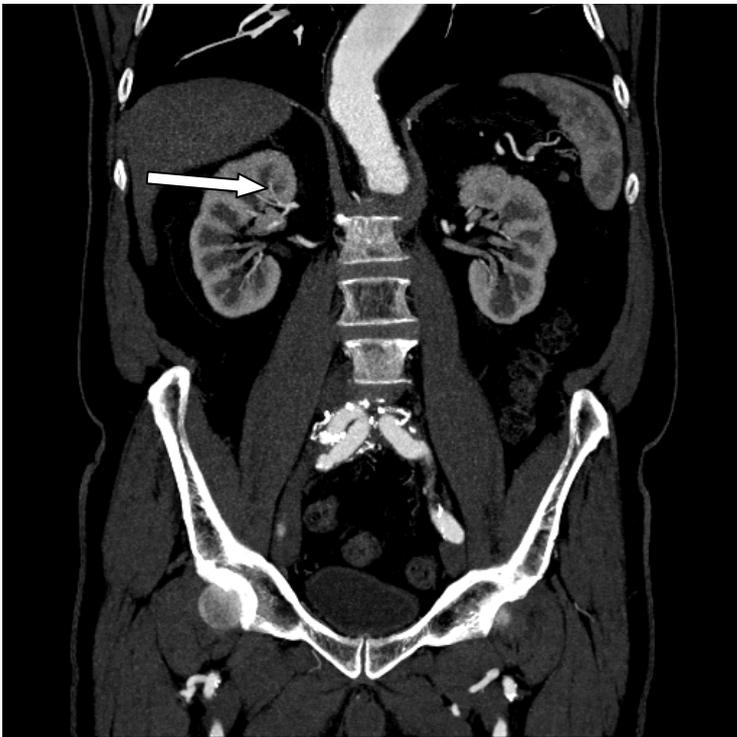
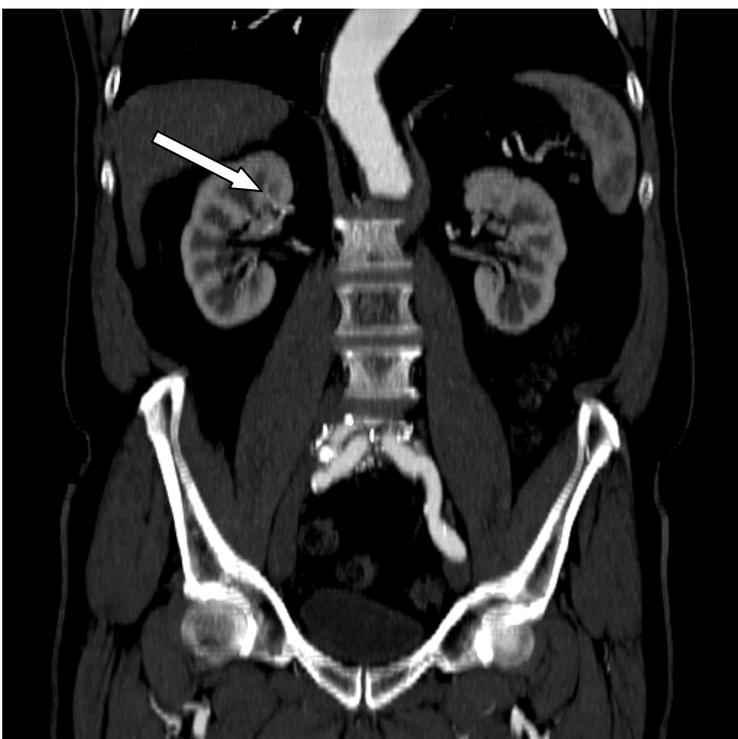


Abbildung 5: Äste der A. renalis dextra auf einer koronaren 2-mm-MIP (der Pfeil zeigt auf einen Gefäßast 3. Ordnung)



Abbildung 6: Äste der A. renalis dextra auf einer koronaren 4-mm-MIP (der Pfeil zeigt auf einen Gefäßast 3. Ordnung)



Abbildungen 7 und 8: Bauchaortenaneurysma in axialer 1-mm-Schicht und koronarer 1-mm-MIP.

Abbildung 7: Bauchaortenaneurysma in axialer 1-mm-Schicht

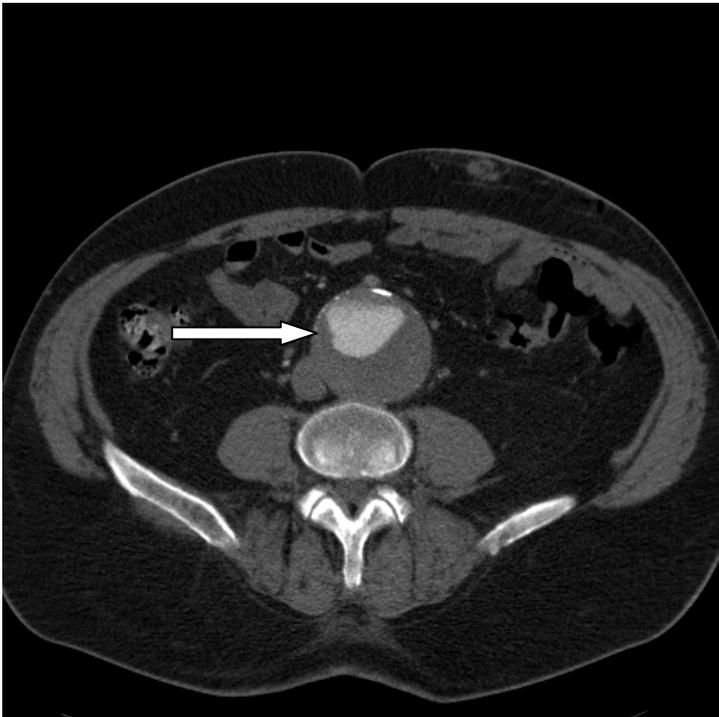


Abbildung 8: Dasselbe Bauchaortenaneurysma in koronarer 1-mm-MIP



## Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand in der Abteilung für Radiologische Diagnostik des Universitätsklinikums Tübingen. Dem Leiter dieser Abteilung, Herrn Professor Dr. Claus D. Claussen, danke ich für die Annahme als Doktorand.

Besonderer Dank gilt weiterhin den Mitarbeitern und Mitarbeiterinnen der Abteilung für Radiologische Diagnostik, deren tatkräftige Hilfe und Unterstützung sehr viel zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Im Besonderen will ich hier Herrn PD Dr. Martin Heuschmid sowie Herrn Professor Dr. Andreas Kopp danken, welche von den Anfängen der Arbeit über die Durchführung bis hin zur Beendigung für alle Arten von Fragen und Problemen zur Verfügung standen. Auch für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und des technischen Instrumentariums bin ich sehr dankbar.

Auch den MTRA der Abteilung für Radiologische Diagnostik will ich besonders danken, die bei der Durchführung der Untersuchungen für diese Arbeit wesentlichen Anteil hatten und ebenfalls bei technischen Problemen und Fragestellungen stets hilfreich zur Seite standen.

Großer Dank gilt auch Herrn Dr. Gunnar Blumenstock vom Institut für Medizinische Informationsverarbeitung der Universität Tübingen, der von der Versuchsplanung und Versuchsdurchführung bis hin zur statistischen Auswertung der Messergebnisse für Fragestellungen immer zur Verfügung stand und durch hilfreiche Anregungen zum Gelingen dieser Arbeit beitrug.

Mein Dank gilt schlussendlich allen Personen, die Teilhabe daran hatten, die Voraussetzungen für die Aufnahme und Absolvierung des Studiums der Medizin und die hiermit verbundene Erlangung des Doktorgrades zu schaffen. Insbesondere möchte ich an dieser Stelle meine Familie, hier vor allem meine Eltern und Großeltern, hervorheben, die mich stets bei diesen Vorhaben unterstützten.

## Lebenslauf

Vor- und Zuname: Stefan Trüg  
Geburtsdatum: 15.04.1977  
Geburtsort: Biberach an der Riß

Schulbildung: 1984-1988 Grundschule Warthausen  
1988-1997 Pestalozzi-Gymnasium Biberach  
Abitur 1997

Zivildienst: 1997-1998 im Kreiskrankenhaus Biberach

Medizinstudium: Wintersemester 1998/99 bis Sommersemester 2006 an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

Ärztliche Vorprüfung: Wintersemester 2000/01

1. Staatsexamen: Sommersemester 2002
2. Staatsexamen: Wintersemester 2004/05
3. Staatsexamen: 10.05.2006

Beruflicher Werdegang: seit 01.08.2006 Assistenzarzt am Institut für Radiologie des Klinikums Reutlingen