
Universitätsklinikum Ulm
Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie
Prof. Dr. med. Hans-Jürgen Brambs

**Evaluierung von hochkonzentriertem jodhaltigem
Kontrastmittel in der Multidetektor-Computertomographie
der Aorta mit automatischem Bolus-Tracking**

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Patricia Claude Friedrich
Ulm

2007

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Andrik Aschoff

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Karl-Heinz Orend

Tag der Promotion: 17. Juli 2008

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
1 Einleitung	1
1.1 Technik und Entwicklung der Computertomographie	1
1.1.1 Konventionelle CT	1
1.1.2 Spiral-CT	2
1.1.3 Mehrzeilen-CT (MDCT)	2
1.1.4 CT-Angiographie (CTA)	3
1.2 Übersicht über Kontrastmittel	3
1.2.1 Arten von Kontrastmittel	3
1.2.2 Prinzipien der KM-Dynamik	4
1.3 Interaktion von CT-Protokoll und KM-Parametern	5
1.4 Aortenpathologien	6
1.5 Ziele der Arbeit	8
2 Material und Methoden	9
2.1 Patientenkollektiv	9
2.2 Untersuchungsprotokoll	10
2.2.1 Vorbereitung der Patienten	10
2.2.2 KM-Protokoll	10
2.2.3 CT-Protokoll	10
2.2.4 Automatisches Bolus-Tracking	12
2.3 Datenerhebung	13
2.3.1 CT-Bilder	13
2.3.2 Dichteanstiegskurve	17
2.3.3 Pathologien	19
2.3.4 Kontrastmitteln Nebenwirkungen	19
2.4 Statistische Analyse	20
2.4.1 Kontrastquantifizierung	20
2.4.2 Synchronisation von Start der CT-Untersuchung und erzieltm KM- Enhancement (Timing)	21
2.4.3 Homogenität des Bolus	22

3	Ergebnisse	23
3.1	Demographie des Patientenguts.....	23
3.1.1	Alter und Geschlecht.....	23
3.1.2	Pathologien.....	24
3.2	Komplikationen	24
3.3	Gemessene Dichtewerte der CT-Untersuchungen	25
3.3.1	Absolute Mittelwerte.....	25
3.3.2	Kontrastquantifizierung	28
3.3.3	Synchronisation von Start der CT-Untersuchung und erzieltm KM- Enhancement (Timing).....	29
3.3.4	Kontrasthomogenität.....	32
3.3.5	Interaktion der Zielkriterien	33
3.3.6	Zusammenhang zwischen Zielkriterien und Pathologien.....	34
3.3.7	Abhängigkeiten des manuelle Starts von Zielkriterien, Pathologien und Ort der Start-ROI.....	36
4	Diskussion.....	38
4.1	Diskussion der Methoden.....	38
4.1.1	Untersuchungsprotokoll	38
4.1.2	Datenerhebung	44
4.1.3	Statistische Analyse.....	45
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	47
4.2.1	Demographie des Patientenguts.....	47
4.2.2	Gemessene Dichtewerte der CT-Untersuchungen	47
4.2.3	Qualitätskriterien	49
4.2.4	Zusammenhänge zwischen Einflussfaktoren.....	53
4.3	Schlussfolgerung	55
5	Zusammenfassung	56
6	Literaturverzeichnis.....	58

Abkürzungsverzeichnis

A asc	Aorta ascendens
A bifurk	Aortenbifurkation
A desc Coel	Aorta descendens auf Höhe des Truncus coeliacus
A desc Trach	Aorta descendens auf Höhe der Trachealbifurkation
A desc	Aorta descendens
A./Aa.	Arteria/Arteriae
AA	Aortenaneurysma
abd.	abdominell
aBT	automatisches Bolus-Tracking
Adis	Aortendissektion
AFC	Arteriae femorales communes
Avg/Av	Average (Durchschnitt)
BAA	Baucharotenaneurysma
CT	Computertomographie/Computertomograph
CTA	CT-Angiographie
Dev	Deviation (Abweichung)
DOM	Dose Modulation System (System zur Regulierung der Strahlendosis)
EBW	Extended Brilliance Workspace
et al.	et alii (lat.: „und andere“)
GE	General Electric
HCC	Hepatocellular Carcinoma (Leberzellkarzinom)
HU	Hounsfield Units
i.v.	intravenös
KM	Kontrastmittel
m	männlich/Männer
Max	Maximum
MDCT	Multi-Detektor Computertomographie (Mehrzeilen-CT)
MDCTA	Multi-Detector CT-Angiographie (Mehrzeilen-CT der Gefäße)
Min	Minimum
MTRA	Medizinisch-technische/r Röntgenassistent/in
NaCl	Natriumchlorid, Kochsalz

PACS	Picture Archiving and Communication System (elektronisches Bilderarchivierungssystem)
Perim	Perimeter (Umfang)
Pulm	Truncus pulmonalis
RIS	Radiologisches Informationssystem
ROI	“region of interest”
SD	Standardabweichung
TAA	thorakales Aortenaneurysma
thor.	Thorakal
Thresh.	Threshold-Schwelle
V.	Vena
w	weiblich/Frauen
Z.n.	Zustand nach

1 Einleitung

1.1 Technik und Entwicklung der Computertomographie

Seit der Entwicklung des ersten Computertomographen 1971 durch Godfrey N. Hounsfield und Allan M. Cormack hat sich die Technologie der Computertomographie (CT) rasant weiterentwickelt. Schon bis 1976 entstanden 4 Generationen von CT-Scannern. Ab 1990 ermöglichte es der technische Fortschritt, an Stelle von nacheinander akquirierten Einzelschichtbildern, über Spiraltechnik eine kontinuierliche Bildakquisition zu erreichen. Aus den Datensätzen konnten Schichtbilder und dreidimensionale Rekonstruktionen errechnet werden. Später wurden immer umfangreichere Mehrzeilen-CTs angeboten, bis hin zum aktuellen 256-Zeilen-CT. Gleichzeitig wurde die Bildqualität gesteigert und die Rotationsdauer, und damit die Untersuchungszeit, extrem verringert.

Die neu gewonnenen Möglichkeiten stellen die Anwender der hochentwickelten Technologie vor neue Herausforderungen. Die modernen CT-Geräte erfordern durchdachte Untersuchungsprotokolle, um ein optimales Untersuchungsergebnis zu erzielen.

1.1.1 Konventionelle CT

Der Fortschritt der Computertomographie gegenüber konventionellen Röntgenaufnahmen liegt in der Aufnahme von Schichtbildern. Hierdurch wird vermieden, dass sich Bildpunkte überlagern, die auf derselben Projektionsebene liegen. Durch eine rotierende Röntgenröhre werden die Röntgenstrahlen in vielen verschiedenen Winkeln zur Körperachse ausgestrahlt und durch gegenüber liegende Detektoren erfasst. Es wird also jeder einzelne Punkt der Körperachse mehrfach und unter verschiedenen Winkeln durchstrahlt und um ein bestimmtes Maß abgeschwächt. Der Beitrag jedes Bildpunktes zur Abschwächung der Röntgenstrahlen ist somit in mehreren transmittierenden Strahlen enthalten. Man bedient sich eines mathematischen Verfahrens [30], mit dessen Hilfe man den Schwächungsbeitrag eines jeden Bildpunktes berechnen kann. Es kann so ein objektgetreues zweidimensionales Querschnittsbild angefertigt werden [23].

In der konventionellen CT wurden einzelne Schichtaufnahmen des Patienten angefertigt mit einer Pause zwischen den einzelnen Aufnahmen, in der der Untersuchungstisch in die nächste Schichtposition gefahren werden musste.

Bei kontrastverstärkten Untersuchungen konnten aufgrund der langen Scandauer nur wenige Schichten in der Phase des max. Kontrastmittel-Enhancements untersucht werden [31].

1.1.2 Spiral-CT

Mit der Spiraltechnik wurde es Anfang der 90er Jahre erstmals möglich ein größeres Datenvolumen innerhalb kurzer Zeit mittels CT zu untersuchen. Durch die gleichmäßige Translationsbewegung des Untersuchungstischs und die damit verbundene spiralförmige Bildakquisition, erfolgte erstmals die Erfassung eines echten dreidimensionalen Datensatzes. Hieraus konnten sekundär planare Schichtbilder beliebig berechnet werden, dreidimensionale Darstellungen konnten verbessert werden. Die Untersuchungszeit wurde deutlich verkürzt. Die Neuerungen erforderten zum einen ein neues mathematisches Auswerteprinzip [23], zum anderen bekam das Verhältnis der CT-Parameter des Tischvorschubs zur Schichtdicke (Pitch) eine wesentliche Rolle für die Bildqualität [37].

1.1.3 Mehrzeilen-CT (MDCT)

Mit Hilfe eines mehrzeiligen Detektor-Systems ergab sich Ende der 90er Jahre eine weitere Reduktion der Untersuchungszeit durch gleichzeitige Akquisition mehrerer Schichten [36]. Atemartefakte konnten hierdurch vermindert und die Kontrastmittelmenge stark reduziert werden [41]. Seit 1993 erlebte die Mehrzeilen-CT-Technologie von der 2-Zeilen- bis zur 256-Zeilen-CT einen rasanten Fortschritt. Durch die sekundenschnelle Datenerfassung können heute hochkontrastierte, atemartefaktfreie Datensätze erfasst und qualitativ hochwertige, zwei- und dreidimensionale Bilder erstellt werden.

1.1.4 CT-Angiographie (CTA)

Die CT-Angiographie (CTA) ermöglicht mit Hilfe von intravenös appliziertem Kontrastmittel die Darstellung der arteriellen und venösen Gefäße. Dank extrem kurzer Scanzeiten ist es in der MDCT inzwischen möglich, das gesamte Gefäßsystem mit einer hohen Kontrastmittelanreicherung darzustellen. Selbst kleine Gefäße können heute aufgrund des hohen technischen Standards mitsamt ihrer Pathologie (z.B. ein Gefäßverschluss oder eine Dissektionsmembran) dargestellt werden. Bei der Befundung und Bildnachbearbeitung kann der Arzt jede gewünschte Projektionsrichtung wählen und dreidimensionale Bilder erstellen.

1.2 Übersicht über Kontrastmittel

Um eine Differenzierung zwischen Geweben ähnlicher Röntgendichte zu erreichen und diese morphologisch voneinander abgrenzen zu können, ist bei sehr vielen CT-Untersuchungen ein intravasculäres Kontrastmittel (KM) nötig. Das KM dient z.B. der Beurteilung von Organen, der Differenzierung von Lymphknoten, der Detektion und Charakterisierung von Tumoren, sowie der Darstellung und Beurteilung von Gefäßen.

1.2.1 Arten von Kontrastmittel

Üblicherweise werden in der CT-Diagnostik iodhaltige, wasserlösliche Kontrastmittel verwendet. Diese können ionisch oder nicht-ionisch sein.

1.2.1.1 Ionische hoch-osmolare und nicht-ionische nieder-osmolare Kontrastmittel

Nichtionische KM werden wegen ihrer geringen Osmolarität und der signifikant geringeren Abstoßungsrate ionischen KM vorgezogen. Sie weisen eine geringere Gefahr der chemischen oder osmotischen Reaktion während der KM-Injektion auf, wodurch sie sich vor allem bei höheren Injektionsraten besser eignen.

Die Osmolarität beeinflusst die Verträglichkeit des Kontrastmittels, die Viskosität bestimmt vor allem die Fließeigenschaften. Die Röntgendichte und damit die erreichbare Kontraststeigerung eines Kontrastmittels hängt von der Iodkonzentration ab.

1.2.1.2 Iodkonzentration

Je höher die Iodkonzentration des Kontrastmittels ist, d.h. je mehr Iod-Anteile an einem Trägermolekül gebunden sind, desto stärker ist die Strahlenabsorption des Kontrastmittels. Die Standard-Iodkonzentration bei Kontrastmitteln beträgt derzeit 300 mg Iod/ml. Als hochkonzentriert gelten KM ab 370 mg/ml Iodgehalt. Der Vorteil hochkonzentrierter KM ist, dass bei gleich bleibender Injektionsrate eine höhere Iodmenge an den Untersuchungsort gebracht werden kann, und damit in kurzer Zeit ein hoher Kontrast erzielt werden kann. Eine kürzere Injektionsdauer resultiert in einem höheren Kontrast-Gipfel [25]. Dies ist besonders wichtig für Untersuchungen während der arteriellen Phase (z.B. Aorten-CT).

1.2.1.3 Komplikationen

Mögliche Komplikationen während der KM-Injektion bestehen u.a. im Paravasat (Austritt von KM ins benachbarte Gewebe der Injektionsvene) und allergischen Reaktionen. Bei entsprechenden Vorerkrankungen kann unter Umständen die Schilddrüse negativ beeinflusst werden, bzw. eine Niereninsuffizienz oder eine Lactatacidose (bei Diabetikern) auftreten.

Schwerwiegende Folgen treten allerdings in weniger als 0,1 % der Fälle auf [39].

1.2.2 Prinzipien der KM-Dynamik

Das Kontrastmittel fließt durch die periphere Injektionsvene in die Vena cava, von dort in den rechten Herzvorhof, es passiert anschließend den Lungenkreislauf und erreicht schließlich die Aorta. Schon in der V. cava findet eine Vermischung mit nicht-kontrastiertem Blut statt, welche bis zum rechten Herzventrikel

abgeschlossen sein sollte. Auch über andere ableitende Venen und Rückflüsse aus dem Pfortadersystem können Rezirkulationseffekte im KM-Bolus auftreten. Typischerweise erreicht der KM-Bolus nach 15-22 s die Aorta [39].

Im Idealfall erreicht die KM-Anreicherung kurz nach der Ankunft des Kontrastmittels in der Aorta eine Plateauphase. Es ist kein horizontales Plateau, sondern es wächst durch kumulative Effekte mit dem Fortschreiten der Injektion. Der Konzentrationsgipfel befindet sich am Ende dieser Phase.

Die Steigung dieses initialen Enhancements ist ein Indikator für die Herzleistung des Patienten [8].

Da der Spontanfluss in der Injektionsvene oft niedriger ist als die Injektionsrate, verlangsamt sich die Flussgeschwindigkeit des KM, sobald die Injektion abgeschlossen ist. Dies führt zu einem verfrühten Ende des aortalen Plateaus und nutzt nicht das ganze KM aus. Ein Kochsalzbolus, injiziert mit identischer Flussrate direkt nach der Kontrastadministration, schiebt das KM vorwärts und verlängert somit die aortale Plateauphase [18].

1.3 Interaktion von CT-Protokoll und KM-Parametern

Die Interaktion von CT-Protokoll und KM-Parametern ist für eine gelungene CT-Angiographie von größter Bedeutung. Insbesondere in der kurzen arteriellen Phase der Aorten-CT müssen CT-Protokoll und KM-Applikation gut aufeinander abgestimmt sein. Dies gilt im Besonderen für die Verwendung von hochkonzentriertem KM.

Der Verlauf der Dichtekurve in der Aorta wird durch viele Faktoren beeinflusst. Ausschlaggebend ist, wie viel Iod sich beim Scanstart effektiv in der Aorta befindet.

Wird KM mit einem hohen Iod-Anteil (hochkonzentriertes KM) injiziert, so ist der Kontrastgipfel in der Aorta schneller erreicht als mit standardkonzentriertem KM [5]. Wird das KM mit einer hohen Injektionsrate appliziert, so kommt es schneller zur Aorta, staut sich dort an und bewirkt einen früheren und höheren Kontrastgipfel [5]. Wird mehr KM-Volumen gegeben, so dauert die vollständige

Injektion länger und der Kontrastgipfel tritt später ein [7]. Abhängig von der Herzleistung des Patienten wird das KM zudem schneller oder langsamer transportiert [8]. Je nach Blutvolumen des Patienten wird das KM mehr oder weniger verdünnt. Auch Patientenalter und Vorerkrankungen nehmen unterschiedlich Einfluss.

Alle Faktoren variieren mit den individuellen Patienteneigenschaften und beeinflussen sich gegenseitig. Es gilt, alle vorhandenen Komponenten so aufeinander abzustimmen, dass der Start-Zeitpunkt im Bereich des Kontrastgipfels in der Aorta liegt. Computergestützte Hilfe bietet hier z.B. das automatische Bolus-Tracking (aBT). Hierbei wird die Dichte im Untersuchungsbereich vom Start der KM-Injektion an gemessen und nach Erreichen einer Mindestdichte der Scanstart eingeleitet. Die Notwendigkeit dieser Individualisierung des Scanstarts steigt mit der Geschwindigkeit der Datenakquisition [38].

1.4 Aortenpathologien

Krankhafte Veränderungen der Aorta gehören vielmals zu den dringlichsten Notfällen in der Kardiologie und Gefäß- wie Herzchirurgie. Die Diagnostik muss schnell und effektiv erfolgen, da in der Akutphase eine sehr hohe Sterberate zu verzeichnen ist.

Die häufigste Pathologie stellt das Aortenaneurysma (AA) dar. Es tritt vermehrt ab der 6. Lebensdekade auf und betrifft Männer 4 – 6 mal häufiger als Frauen. Das größte Risiko bei einem Aortenaneurysma stellt eine Ruptur dar. Durch einen operativen Eingriff kann die Letalität stark gesenkt werden.

Es können unterschiedliche Formen eines Aortenaneurysmas auftreten.

1.4.1.1 Aneurysma verum

Das Aneurysma verum („echtes“) bezeichnet eine meist runde Erweiterung der Gefäßwand in allen drei Wandschichten.

Sie wird häufig zwischen dem 50. – 70. Lebensjahr klinisch manifest.

Das Risiko einer Ruptur bei einem Aneurysma mit einem Durchmesser von über 5 cm liegt bei 10 % pro Jahr [12]. Meist verlaufen solche Komplikationen tödlich. Die Prognose kann durch frühzeitige Erkennung und operative Maßnahmen deutlich verbessert werden.

1.4.1.2 *Aneurysma dissecans*

Beim Aneurysma dissecans (Dissektion) besteht ein Einriss (Entry) in der innersten Schicht der Gefäßwand (Intima), wodurch sich Blut zwischen die Intima und die Media (mittlere Gefäßwand) presst. Dadurch wird die Intima großflächig von der Media gelöst und schwingt frei zwischen dem wahren und dem falschen (entstandenen) Lumen. Es kann zu einem zweiten Intimaeinriss im Verlauf der Aorta kommen, durch welchen das Blut zurück in die richtige Blutbahn gelangen kann (Re-Entry), oder das falsche Lumen bildet eine Sackgasse mit Teilthrombosierungen. Hier besteht die Gefahr, dass die ausgedünnte Media rupturiert und eine lebensbedrohliche Einblutung in die umgebenden Weichteile (z.B. Bauchraum, Herzbeutel) erfolgt.

Es kann zudem zu einer Beeinträchtigung von Organen durch Obstruktion großer Gefäßabgänge kommen (z.B. A. carotis/Gehirn, Truncus coeliacus/Leber u. Niere, A. mesenterica/Darm) [43].

Die Hauptursache liegt auch hier in atherosklerotischen Veränderungen und Hypertonie. Die Prognose und Therapie sind hier abhängig von der Lokalisation der Entry und der Ausdehnung der Dissektion, sowie von der Beteiligung der Gefäßabgänge. Eine Typ-A-Dissektion (Einteilung nach Stanford), bei welcher die Entry kranial der Herzklappen liegt, weist eine schlechtere Prognose auf, als eine Typ-B-Dissektion, bei welcher die Entry im Verlauf der Aorta descendens lokalisiert ist. Die Letalität kann auch hier durch frühzeitige Erkennung und operative Maßnahmen stark reduziert werden.

In diesem Zusammenhang ist die bildgebende Diagnostik von hoher Bedeutung. Sie soll zum einen die Ausdehnung und Größe der Aortenpathologie darstellen und klären, welche Gefäßabgänge betroffen sind. Zum anderen dient eine qualitative Bilddarstellung der Operationsplanung des Chirurgen.

1.5 Ziele der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit sollte ein etabliertes KM-Protokoll unter der Verwendung von hochkonzentriertem iodhaltigem KM bei Angio-CTs der Aorta nach neu definierten, objektivierten Bewertungsmaßstäben evaluiert werden. Dies war bislang in keiner Studie erfolgt.

Die vorgenommenen Untersuchungen sollten nach drei objektiven Qualitätskriterien (Kontrast, Homogenität und Synchronisation von Scanstart und erzieltm KM-Enhancement) bewertet werden. Zu diesem Zweck wurden eigens quantifizierende Parameter entwickelt und damit eine objektivierete Plattform als Grundlage für ein standardisiertes Verfahren geschaffen.

In dieser Studie sollte untersucht werden, welche unterschiedlichen Einflussfaktoren auf den Gefäßkontrast wirken.

Hierbei sollte insbesondere auf folgende Fragen näher eingegangen werden:

- Wie effizient ist das Protokoll bei individuellen Differenzen der einzelnen Untersuchungen?
 - Wie groß sind Abweichungen in Bezug auf Alter und Geschlecht des Patienten?
 - Wie hoch ist die Komplikationsrate?
 - Welche Position nimmt das Protokoll im Vergleich zu bekannten Theorien aus der Literatur ein?
 - Welche Möglichkeiten der Optimierung gibt es?
-

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Die vorliegende Arbeit beruht auf einer retrospektiven Analyse. Es wurden die Daten von 100 Patienten ausgewertet, welche im Zeitraum vom Oktober 2004 bis März 2006 in der Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Ulm eine kontrastmittelgestützte Angio-CT (CTA) der Aorta erhalten haben. Hierbei wurde eine Datenbankabfrage im Radiologischen Informationssystem (Centricity RIS, GE, Dornstadt) vorgenommen und 100 konsekutive Patienten nach folgenden Kriterien ausgewählt:

- CTA der gesamten Aorta und Beckengefäße bis zur Femoralisbifurkation mit Kontrastmittel (KM) und automatischem „Bolus-Tracking“.
- Durchführung der Untersuchung an einem 40-Zeilen-Multidetector Spiral-CT (MDCT).
- Vorhandensein einer, vom CT-Gerät generierte Grafik über den Dichteanstieg während des automatischen „Bolus-Tracking“.

Bei der Patientenauswahl wurden die Indikationsstellung, sowie die Diagnose zur Untersuchung in Bezug auf den Einschluss in die Studie nicht berücksichtigt.

Auf einen Antrag zur Darstellung von Forschungsprojekten über wissenschaftliche Untersuchungen am Menschen bei der Ethikkommission wurde verzichtet, da es sich um eine retrospektive Analyse handelt und alle verwendeten Daten zu Beginn der Studie bereits erhoben waren. Eine allgemeine Einverständniserklärung der Patienten zur wissenschaftlichen Nutzung ihrer Daten lag in allen Fällen im Rahmen des Behandlungsvertrages vor.

2.2 Untersuchungsprotokoll

2.2.1 Vorbereitung der Patienten

Alle Patienten wurden vor ihrer Untersuchung über mögliche Komplikationen (allergische Reaktionen, etc.) durch einen Arzt aufgeklärt. Zur Injektion des Kontrastmittels wurde den Patienten ein intravenöser Zugang in eine Cubitalvene gelegt (18-G Braunüle). Ob sich diese am linken oder am rechten Arm befand, wurde in der Analyse nicht beachtet.

Nach Platzierung des Patienten auf der Untersuchungsliege wurde der venöse Zugang an eine maschinelle Kontrastmittel-Pumpe (Doppelkolben Power Injektor, Injektron CT 2, Medtron AG, Deutschland) angeschlossen.

2.2.2 KM-Protokoll

Alle Untersuchungen wurden mit einem nicht-ionischen iodhaltigen Kontrastmittel durchgeführt (Imeron 400, Iomeprol 400 mg/ml, Bracco, Italien). Die Kontrastmittelmenge wurde nach Körpergewicht berechnet, hierbei wurden 1,2 ml/kg Körpergewicht appliziert. Die Flussgeschwindigkeit betrug konstant 3,5 ml/s. Der Kontrastmittelgabe folgte unmittelbar eine Injektion von physiologischer Kochsalzlösung, eines sog. „Saline Chaser“ (NaCl-Bolus, 0,9%, 30 ml) mit derselben Flussgeschwindigkeit in allen Fällen.

2.2.3 CT-Protokoll

Je nach Fragestellung war die Untersuchung zwei oder dreiphasig durchgeführt worden. Die für die weitere Analyse entscheidenden arteriellen und venösen Phasen lagen bei allen Patienten vor, bei 67 Patienten wurde vor Start der KM-Injektion zusätzlich eine native CT-Untersuchung durchgeführt. Alle Untersuchungen umfassten die gesamte Aorta einschließlich beider Arteriae femorales communes.

Folgende Untersuchungsparameter wurden verwendet:

Tabelle 1: CT- und KM-Parameter. – CT = Computertomographie, KM = Kontrastmittel, KG = Körpergewicht

Parameter	KM-Phase	nativ	arteriell	venös
	Kollimation [mm]		32 x 1,25	40 x 0,625
Schichtdicke [mm]		3	0,9	1,5
Pitch [Tischvorschub/Schichtdicke]		0,906	0,825	0,844
Rotationsgeschwindigkeit [1/s]		0,4	0,4	0,4
Tischvorschub [mm/s]		90,6	51,6	84,4
Röhrenspannung [kV]		120	120	120
Röhrenstrom [max. mA]		DOM (200) ¹	DOM (200)	DOM (200)
Rekonstruierte Schichtdicke [mm]		5	4	4
Rekonstruktionsfilter		B	B	B
Kontrastmittelvolumen [ml/kg KG]		0	1,2	(1,2)
Flussgeschwindigkeit [ml/s]		0	3,5	(3,5)
Delay [s]		-	aBT ²	+60
Scandauer bei einer Untersuchungslänge von 60 cm [s]		6,6	11,6	7,1
Injektionsdauer bei einem Körpergewicht von 75 kg [s]		-	26	-

¹ Dose Modulation System (Dose Right, Philips Medical Systems), regelt die Strahlendosis während der Untersuchung auf die minimal benötigte Menge (max. 200 mAs) um eine unnötige Strahlenexposition zu vermeiden.

² Automatisches Bolus-Tracking (vgl. Kapitel 2.2.3)

2.2.4 Automatisches Bolus-Tracking

Das automatische Bolus-Tracking (aBT) passt die Verzögerung (Scan-Delay) zwischen Beginn der Kontrastmittelinjektion und Start der eigentlichen CT-Untersuchung den individuellen Kreislaufparametern der Patienten an.

Zu Beginn der Untersuchung wurde bei jedem Patienten eine Übersichtsdarstellung (Surview oder Scout) der zu untersuchenden Körperregion erstellt. Für das automatische Bolus-Tracking wurde dann eine transversale Referenzschicht angefertigt, in welcher der/die medizinisch technische Röntgenassistent/in (MTRA) vor dem Start der Kontrastmittelinjektion eine zirkuläre „region of interest“ in der Aorta (Start-ROI, Bolus-Tracking-ROI) festlegte. Innerhalb dieser wurde während der Kontrastmittelinjektion kontinuierlich die Dichte in Hounsfield-Einheiten (HU) gemessen. Bei Erreichen einer Mindestdichte von 150 HU (Schwellenwert, „Threshold“) wurde die eigentliche CT-Untersuchung mit einer vorher festgelegten weiteren Verzögerung von 6 Sekunden (Delaytime) gestartet. Die Dichteanstiegskurve, welche diesen Ablauf graphisch darstellt, wurde dokumentiert und ausgewertet (siehe 2.3.2).

Die Lokalisation der Bolus-Tracking-ROI wird bei der Angio-CT der Aorta so gewählt, dass trotz Herzbewegung eine ortskonstante Erfassung der Dichtewerte möglich ist. Es bieten sich hierzu z.B. die thorakale Aorta descendens oder der linke Herzventrikel (vgl. Abb. 1) an.

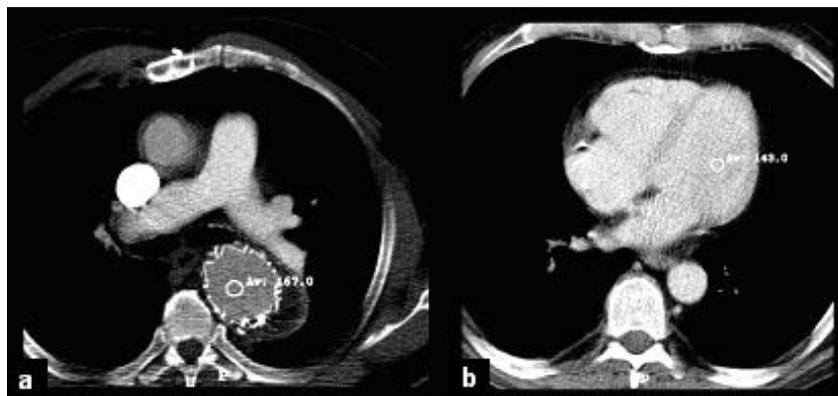


Abb. 1: Platzierung der Start-ROI – (a) in der Aorta descendens, oder (b) im linken Herzventrikel. Av = durchschnittliche Dichte in Hounsfield-Einheiten, ROI = „region of interest“.

2.3 Datenerhebung

2.3.1 CT-Bilder

Die Auswertung der CTAs erfolgte an dedizierten, zur radiologischen Befundung zugelassenen PACS-Workstations (Impax 4,5; Agfa Health Care, Köln) in der Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Ulm. An diesen kann auf alle Bilddaten der Radiologie zugegriffen werden und die einzelnen Studien über eine Suchmaske nach unterschiedlichen Kriterien aufgerufen und zur Betrachtung bzw. Auswertung geladen werden.

Auf diese Weise wurden alle CT-Bilder aufgerufen und ausgewertet. Zunächst wurden die Transversalschnitte der arteriellen Phase (in 4 mm Schichtdicke) analysiert. Ein Abdomenfenster (Fensterbreite 350, Fensterzentrum 40) wurde eingestellt und je nach Kontrast gegebenenfalls manuell nachjustiert (die folgende Dichtemessung in HU ist unabhängig von der gewählten Fenstereinstellung). Anschließend wurde bei jedem Patienten die Dichte in Hounsfield-Einheiten (HU) an den folgenden 11 Messpunkten (ROI) im Verlauf des Blutstromes gemessen:

V. cava superior – rechter Herzventrikel – Truncus pulmonalis (Pulm) – linker Herzventrikel – Aorta ascendens (A asc) – Aorta descendens auf Höhe der Trachealbifurkation (A desc Trach) – Aorta desc. auf Höhe des Truncus coeliacus (A desc Coel) – Aortenbifurkation (A bifurk) – A. femoralis communis re/li (AFC) – Leber – V. cava inf. auf Höhe der Leber.

Jeder Messpunkt wurde einmal gemessen und tabellarisch dokumentiert.

Zur Vereinfachung der Auswertung wurde aus den zwei Werten der AFC jeweils der Höhere in die Statistik einbezogen.

Beim Setzen der ROIs wurde systematisch wie folgt vorgegangen:

Zunächst wurde die Schicht ausgewählt, welche den Truncus pulmonalis in seinem größten Durchmesser zeigte. In dieser Schicht wurden dann ellipsoide ROIs in die Lumina des Truncus pulmonalis, der V. cava superior, der Aorta ascendens und der Aorta descendens gesetzt (vgl. Abb. 5). Hierbei wurde der

Durchmesser der ROI größtmöglich gewählt, um einen möglichst reproduzierbaren Mittelwert der einzelnen Dichtepunkte zu erhalten.

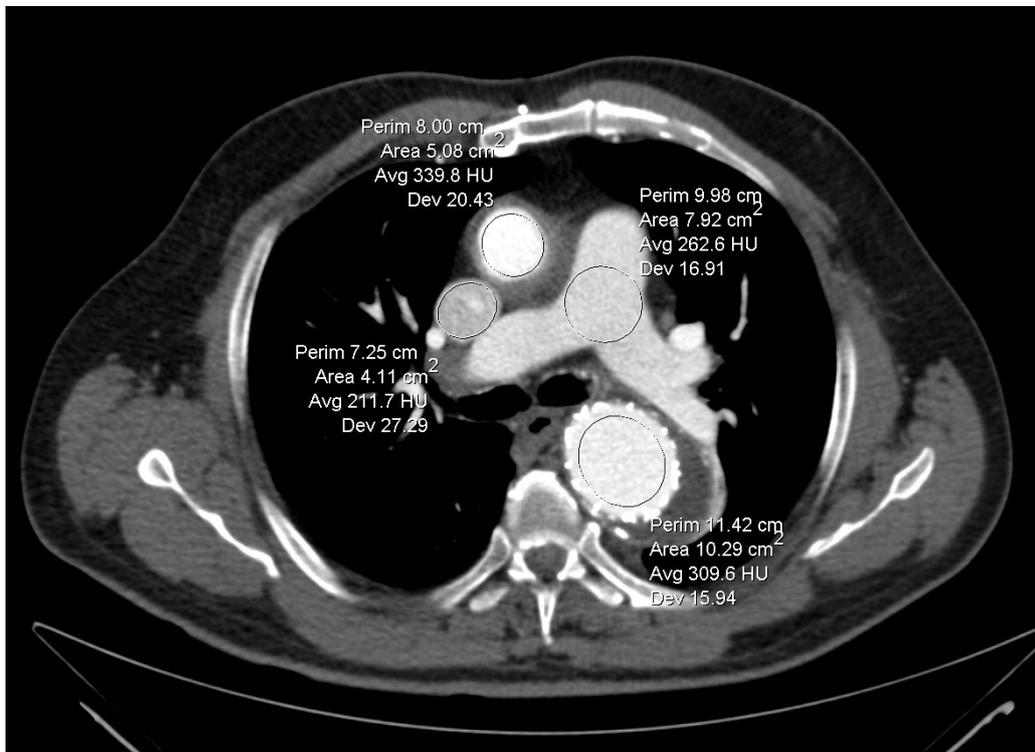


Abb. 2: ROIs auf Höhe Truncus pulmonalis. – Messwerte beschreiben Umfang (Perim) und Fläche (Area) der ROI, sowie den durchschnittlichen Dichtewert in HU (Avg) mit Standardabweichung (Dev) innerhalb der ROI. ROI = „region of interest“, HU = Hounsfield Units.

Die Auswertung der arteriellen und der venösen Phase erfolgte stets parallel (vgl. Abb. 3). So konnte das Auffinden der entsprechenden Lumina in der venösen Phase vereinfacht, und infolge dessen ein präziseres Setzen der ROI gewährleistet werden.

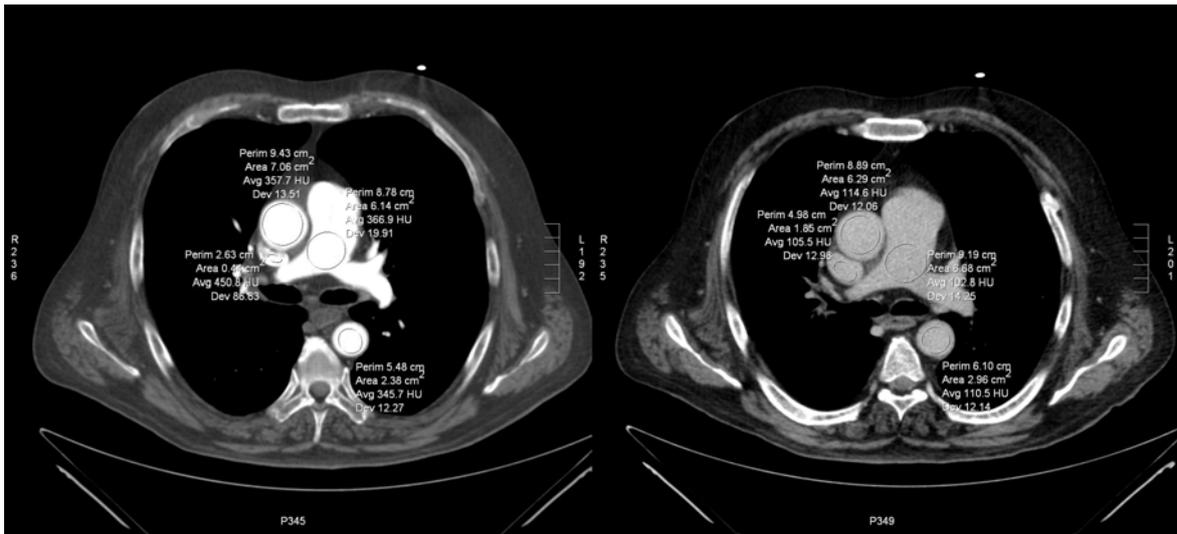


Abb. 3: Parallele Bearbeitung der arteriellen und der venösen Phase. – Perim = Umfang, Area = Fläche, Avg = Durchschnittsdichte, Dev = Standardabweichung.

Die nächste Mess-Schicht wurde ermittelt, indem die maximale Lumenweite des linken Ventrikels gesucht wurde. Auch hier wurden arterielle und venöse Phase nebeneinander gemessen, um falsche Werte durch das versehentliche Miteinbeziehen von Herzmuskelbestandteilen (verminderte Dichteunterschiede zwischen Herzwand und Lumen in der venösen Phase) möglichst zu vermeiden (vgl. Abb. 4).

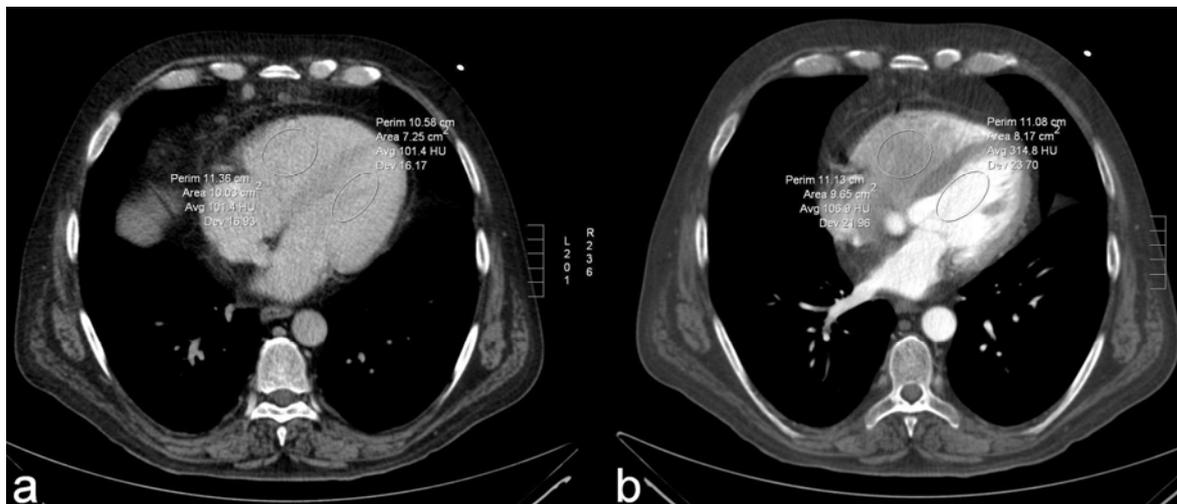


Abb. 4: Herzebene, parallele Bearbeitung arterielle (a) und venöse (b) Phase. – Perim = Umfang, Area = Fläche, Avg = Durchschnittsdichte, Dev = Standardabweichung.

Nun folgte die Messung der Aorta descendens auf Höhe des Truncus coeliacus (Abb. 5). Hier wurde konsequent jene Schicht gewählt, welche das Lumen des Gefäßabgangs zeigte, auch wenn dieser nur sehr klein zu sehen war.

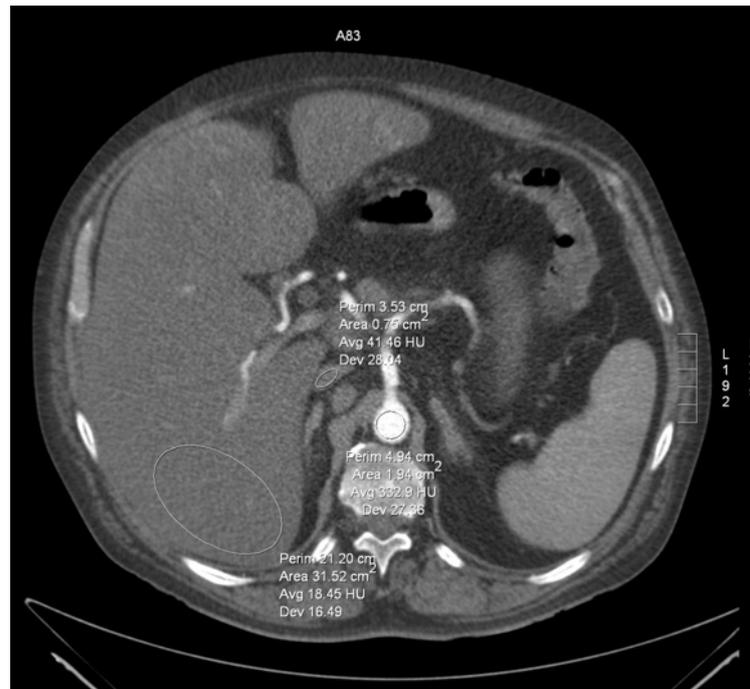


Abb. 5: Aorta descendens auf Höhe des Truncus coeliacus. – Perim = Umfang, Area = Fläche, Avg = Durchschnittsdichte, Dev = Standardabweichung.

Es wurden in dieser Ebene die Aorta, die V. cava inferior und das Leberparenchym gemessen.

Die ROI wurde immer in den rechten Leberlappen gesetzt, da hier zum einen die Messfläche am größten war, und zum anderen der Messwert nicht durch zentrale Lebergefäße verfälscht werden konnte.

Anschließend wurde die letzte Schicht auf Höhe der Aortenbifurkation eingestellt, in welcher noch keine komplette Trennung in die beiden Iliacalgefäße ersichtlich war. Insbesondere an dieser Stelle wurde stets darauf geachtet, evtl. vorhandene atherosklerotische Plaqueablagerungen oder vorhandenes Fremdmaterial (Stents, Prothesen) nicht in die ROI mit einzubeziehen (vgl. Abb. 6).

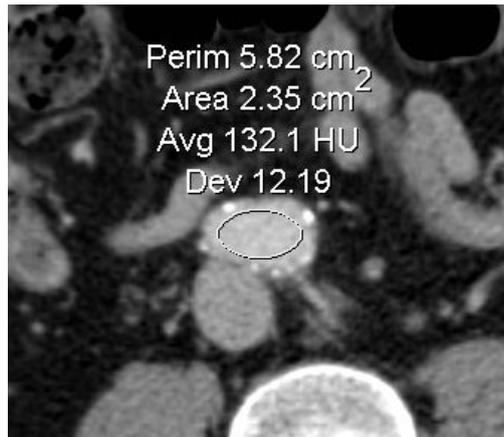


Abb. 6: Schichthöhe Aortenbifurkation, atherosklerotisch verändertes Gefäß. –
Perim = Umfang, Area = Fläche,
Avg = Durchschnittsdichte,
Dev = Standardabweichung.

Die letzte Mess-Schicht beinhaltete die A. femoralis communis rechts und links. Hier wurde jene Schicht gewählt, welche sich beiderseits möglichst nah, jedoch noch oberhalb der Femoralisbifurkation befand.

Im nativen Scan wurden lediglich die Dichtewerte der Leber und der V. cava inferior gemessen. Dies erfolgte wiederum parallel zur Messung der arteriellen Phase, um die ROIs in vergleichbarer Größe setzen zu können.

2.3.2 Dichteanstiegskurve

Wie anfangs erläutert, beschreibt die Dichteanstiegskurve den Anstieg der Dichte (in HU) innerhalb der Bolus-Tracking-ROI während der Kontrastmittelinjektion bis zum Erreichen der Dichteschwelle (Threshold), welche den Start der CT-Untersuchung einleitet (vgl. Abb. 7).

Die graphisch gespeicherten Dichteanstiegskurven wurden an einer EBW-Workstation (Extended Brilliance Workspace Release 2.1, Philips Medical Systems, Hamburg) aufgerufen und ausgewertet.

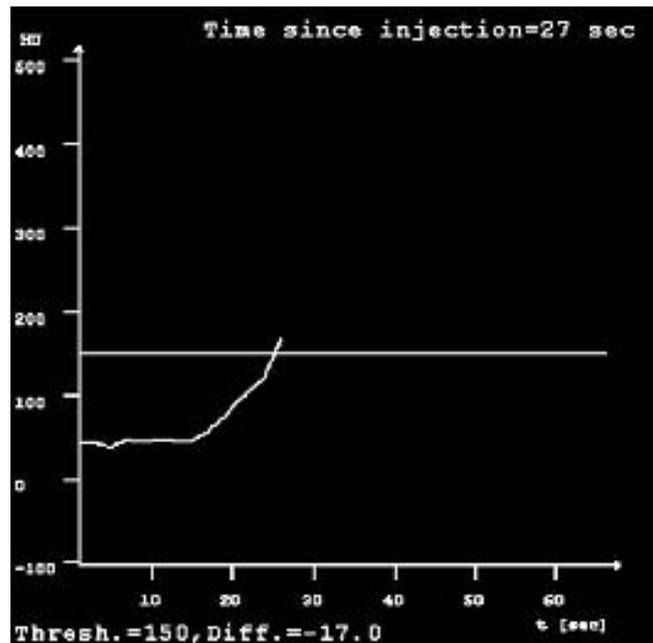


Abb. 7: Dichteanstiegskurve bei automatischem Bolus-Tracking. – Thresh = Threshold-Schwelle, HU = Hounsfield-Einheiten.

Die Dichteanstiegskurve beinhaltet folgende Daten:

- Threshold (= Mindestdichte zum Start der CT-Untersuchung)
- Time since injection (s) (Zeit bis zum Erreichen der Threshold-Schwelle nach Injektionsbeginn)

Zusätzlich zu der vom CT-Gerät angegebenen Zeit bis zum Erreichen der Schwelle wurde diese in der Grafik nochmals manuell bestimmt. Da die x-Achse der Grafik keine ausreichend genaue Skalierung zum einfachen Ablesen aufwies und mit dem Maßstab des Lineals nicht 1:1 übereinstimmte, wurde mit dem digitalen Lineal-Tool zunächst eine Senkrechte auf die x-Achse gezogen, welche durch den Schnittpunkt des Graphen mit der Threshold-Schwelle verlief. Anschließend wurde auf der x-Achse die Strecke a von 0 – 10 ($a = 10$), und die Strecke b von 0 – Schnittpunkt der Senkrechte ($b = x$) gemessen. Nun wurde mit Hilfe des Dreisatzes die Zeit bis Erreichen der Schwelle x , wie sie die Grafik anzeigte, berechnet.

(Bsp.: $a = 11,37$; $b = 17,45$; $x = 10b / a = 174,5 / 11,37 = 15,35$; Die Zeit bis Erreichen der Schwelle beträgt 15 Sekunden.)

Endete der Graph vor Erreichen der Schwelle, so wurde die Senkrechte auf das Ende des Graphen gelegt und zusätzlich ein manueller Start des Scans dokumentiert.

2.3.3 Pathologien

Aus den schriftlichen CT-Befunden wurden alle relevanten Gefäßpathologien in die Analyse mit aufgenommen. Es wurde daraufhin betrachtet, ob ein Zusammenhang zwischen der vorliegenden Pathologie, dem erzielten Kontrast, der Homogenität des Kontrastmittelbolus und dem Timing des Scans besteht. Dazu wurden folgende Gruppen gebildet:

- a) keine Aortenpathologie
- b) Zustand nach Intervention
- c) Aortendissektion
 - a. thorakal
 - b. abdominell
 - c. thorakal und abdominell
- d) Aortenaneurysma
 - a. thorakal
 - b. abdominell
 - c. thorakal und abdominell
- e) Sonstige arterielle Erkrankungen (z.B. Ektasien, intramurales Hämatom)

2.3.4 Kontrastmittelnebenwirkungen

Aus den schriftlichen CT-Befunden wurde entnommen, ob kontrastmittelinduzierte Nebenwirkungen (Übelkeit, Erbrechen, allergische Reaktion) aufgetreten waren und ob es durch die maschinelle Kontrastmittelinjektion zu einem Platzen der Vene (KM-Paravasat) gekommen war.

2.4 Statistische Analyse

Die erhobenen Daten wurden nach den bekannten Methoden der deskriptiven Statistik ausgewertet. Von allen Datenreihen wurden der Mittelwert, Minimum (Min), Maximum (Max), sowie die Standardabweichung (SD) berechnet. Weitere statistische Tests waren für die Fragestellung nicht relevant.

Zur Bewertung der Untersuchung wurden drei Qualitätskriterien bestimmt:

- Kontrasthöhe des Bolus
- Synchronisation von Scanstart und KM-Enhancement in der Aorta (Timing)
- Homogenität des Bolus

2.4.1 Kontrastquantifizierung

Zur näheren Betrachtung wurden die absoluten Dichtewerte von der Aorta ascendens bis zur AFC herausgegriffen (gesamter arterieller Bolus). Von jedem Patienten wurde der Mittelwert dieser Messdatenreihe bestimmt und als mittlerer arterieller Bolus-Kontrast gewertet.

Die folgende Skala für die Bewertung von „exzellent“ bis „schlecht“ wurde nach diagnostischen Erfahrungswerten festgelegt, da in der Literatur für diese Quantifizierung bisher keine Vergleichswerte existieren:

Tabelle 2: Bewertung des mittleren arteriellen Bolus-Kontrastes. – HU = Hounsfield-Einheiten.

Bewertung	Mittelwert [HU]
Exzellent	> 350
Sehr gut	276 – 350
Gut	201 – 350
Mäßig	125 – 200
Schlecht	< 125

2.4.2 Synchronisation von Start der CT-Untersuchung und erzieltm KM-Enhancement (Timing)

Hierbei sollte beurteilt werden, ob sich der KM-Bolus während des Scans im optimalen Bereich der zu untersuchenden Gefäßabschnitte befand, oder diesen noch nicht komplett erreicht hatte (CT-Scan in Relation zum KM-Bolus zu früh gestartet) bzw. bereits wieder passiert hatte (CT-Scan zu spät gestartet). Um dies differenzieren zu können, wurde aus geometrischen Überlegungen definiert, dass für ein perfektes Timing das Dichtemaximum des Bolus über alle Messwerte betrachtet in der Aorta descendens auf Höhe der Trachealbifurkation liegen sollte. Wurde der CT-Scan beispielsweise zu früh bzw. zu spät gestartet, so befand sich das Maximum der Kontrastmitteldichte noch in den Pulmonalgefäßen bzw. bereits an der Aortenbifurkation. Die Beurteilung der jeweils 11 Messwerte über die 100 Datenreihen in Bezug auf „richtig“, „früh“ und „spät“ erfolgte nach diesen Kriterien durch drei Auswerter im Konsens.

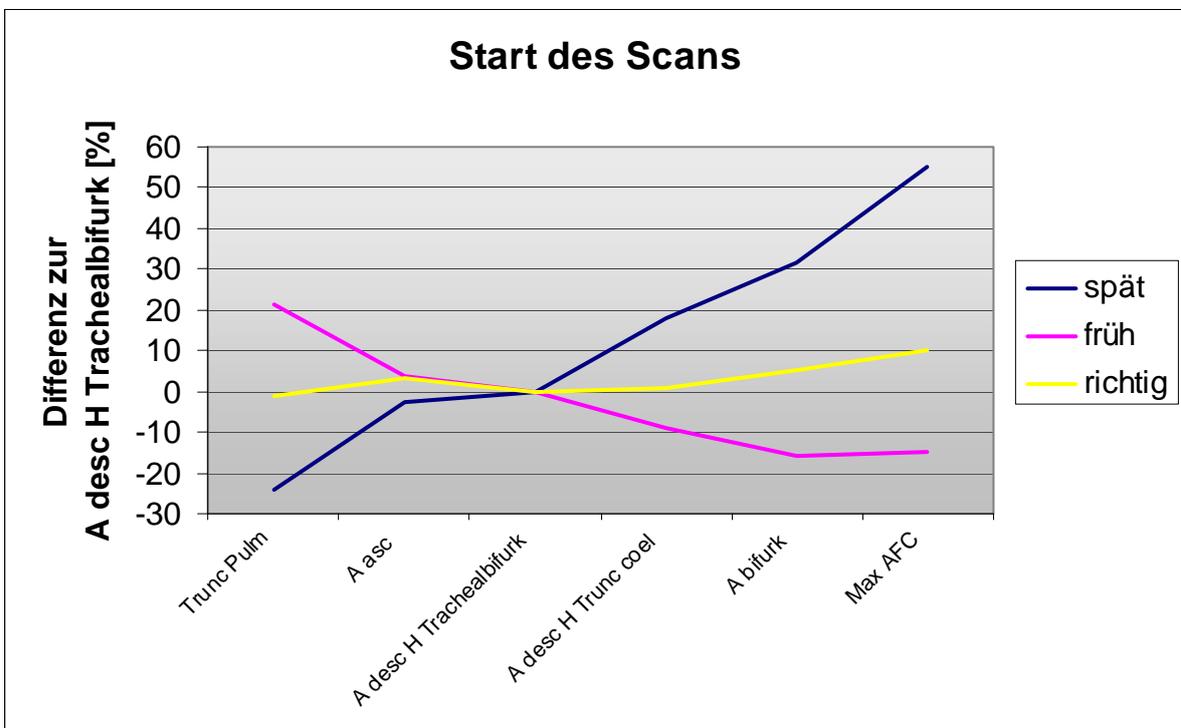


Abb. 8: Timing. – In der Grafik wird an 3 Patienten beispielhaft das Timing eines zu früh, eines zu spät und eines richtig gestarteten Scans dargestellt. Die absoluten Dichtewerte wurden ins Verhältnis zum optimalen Maximum (A desc H Trachealbifurk) gesetzt. Bei zu früh gestarteter Untersuchung liegt das Kontrastmaximum in den AFC, bei zu spät gestarteter im Trunc Pulm. Trunc Pulm = Truncus Pulmonalis, A asc = Aorta ascendens, A desc H Trachealbifurk = Aorta descendens auf Höhe der Trachealbifurkation, A desc H Trunc coel = Aorta descendens auf Höhe des Truncus coeliacus, A bifurk = Aortenbifurkation, Max AFC = Maximalwert der beiden Aa. femorales communes.

2.4.3 Homogenität des Bolus

Um die Aorta in ihrem gesamten Verlauf diagnostisch gut beurteilen zu können, sollte nicht nur das Timing richtig, sondern zusätzlich die Kontrastmittelverteilung möglichst gleichmäßig über den gesamten Verlauf sein. Zur Bewertung dieser Homogenität des Kontrastmittelbolus wurde wiederum der Dichtewert in der Aorta descendens auf Höhe der Trachealbifurkation als Basis genommen. Die anderen Messwerte (von der A asc. bis zur AFC) wurden zu diesem in ihr Verhältnis gesetzt und die relativen Dichteunterschiede als Konzentrationsdifferenz in Prozent berechnet.

Je nach prozentualer Konzentrationsdifferenz (vgl. Tabelle 3) wurde die Homogenität für richtig gestartete CT-Untersuchungen mit „sehr gut“, „gut“ oder „schlecht“ bewertet. Da nach diesem Bewertungsmuster eine Bestimmung der Homogenität für früh und spät gestartete Scans nicht sinnvoll erschien, wurde hier die Einteilung in „etwas“, „sehr“ und „zu“ früh bzw. spät vorgenommen. Die prozentualen Bewertungsbereiche wurden jeweils beibehalten.

Tabelle 3: Bewertung von Homogenität und Startzeitpunkt. – Prozentuale Konzentrationsdifferenz zur Aorta descendens auf Höhe der Trachealbifurkation (Diff zur A desc Trach).

Startzeitpunkt			richtig	früh	spät
Alle Werte	< 10,1%	Diff zur A desc Trach	sehr gut	etwas	etwas
Werte mit	10,1% – 20%	Diff zur A desc Trach	gut	sehr	sehr
Werte mit	> 20%	Diff zur A desc Trach	schlecht	zu	zu

3 Ergebnisse

3.1 Demographie des Patientenguts

3.1.1 Alter und Geschlecht

Das Patientenkollektiv setzte sich aus 16 Frauen und 84 Männern zusammen. Das durchschnittliche Alter betrug $66 \pm 12,2$ Jahre.

Das Durchschnittsalter der Männer lag bei $66 \pm 11,9$ Jahren, der jüngste Patient war 31 Jahre alt, der älteste 89. Das Durchschnittsalter der Frauen lag bei $67 \pm 13,4$ Jahren, die jüngste Patientin war 43 Jahre alt, die älteste 87. Die größte Gruppe stellte die der 61- bis 70-jährigen dar.

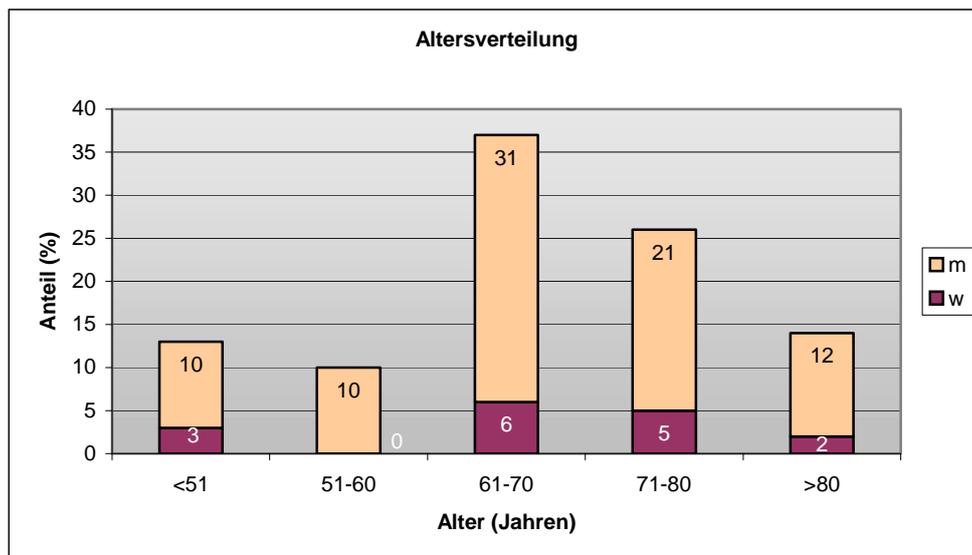


Abb. 9: Altersverteilung der 16 Frauen (w) und 84 Männer (m).

3.1.2 Pathologien

Die vorherrschenden Pathologien wurden nach Art und Häufigkeit gruppiert (vgl. Kap. 2.3.3). Mit 35 % traten Aortenaneurysmen am häufigsten auf. In 23 % der Fälle bestand eine Aortendissektion. 28 Patienten hatten bereits eine therapeutische Intervention erhalten und in 7 Fällen wurde keine Pathologie der großen Gefäße diagnostiziert. Bei 7 Patienten traten seltene Gefäßerkrankungen (z.B. Ektasie, intramurales Hämatom) auf, welche in der Gruppe 'Sonstige' zusammengefasst wurden. Nähere Aufteilungen sind der Tabelle 4 zu entnehmen.

Tabelle 4: Pathologien. – Art und Verteilung der bestehenden Pathologien. Z.n. = Zustand nach, AA = Aortenaneurysma, TAA = thorakales AA, BAA = Bauch-AA

Pathologie	Anteil [%]
Keine	7 %
Z.n. Intervention	28 %
Aortendissektion	23 %
<i>thorakal</i>	6 %
<i>abdominell</i>	2 %
<i>thorakal + abdominell</i>	15 %
Aortenaneurysma	35 %
<i>thorakales AA</i>	5 %
<i>Bauch-AA</i>	26 %
<i>TAA+BAA</i>	4 %
Sonstige	7 %

3.2 Komplikationen

Bei keinem der Patienten kam es zu einem Kontrastmittel-Zwischenfall oder sonstigen Komplikationen (z.B. Paravasat) während oder nach der Untersuchung.

3.3 Gemessene Dichtewerte der CT-Untersuchungen

3.3.1 Absolute Mittelwerte

3.3.1.1 Mittlere ortsbezogene Dichte

Bezogen auf den jeweiligen Messort wurden im Folgenden die Mittelwerte aus allen 100 Datensätzen berechnet (mittlere ortsbezogene Dichte). In der Aorta ascendens betrug dieser 317 HU, im Verlauf der Aorta descendens zwischen 297 und 308 HU (vgl. Tabelle 5). Die Angaben beschränken sich auf die Messpunkte, welche in der weiteren Betrachtung von Bedeutung sind.

Tabelle 5: Mittlere örtliche Dichte. – Mittelwerte aus allen 100 Messwerten eines Messorts. Min = Minimum, Max = Maximum, SD = Standardabweichung, HU = Hounsfield-Einheiten, asc. = ascendens, desc. = descendens, AFC = Arteriae femorales communes

	Arterielle Phase				Venöse Phase			
	Mittelwert [HU]	Min [HU]	Max [HU]	SD [HU]	Mittelwert [HU]	Min [HU]	Max [HU]	SD [HU]
Aorta asc.	317	90	523	74	136	84	184	19
Aorta desc. Höhe Trachealbifurkation	308	107	533	67	128	70	180	19
Aorta desc. Höhe Truncus coeliacus	297	121	477	68	117	84	155	15
Aortenbifurkation	305	126	455	71	128	78	201	18
Max AFC	303	63	437	73	132	61	216	21

Bei 67 Patienten wurde die Untersuchung 3-phasig durchgeführt. Bei diesen Patienten wurden für alle 3 Serien in derselben Ebene die Dichtewerte des rechten Leberlappens und der Aorta gemessen (Tabelle 6). Die nativen Leberdichtewerte betragen im Mittel 36,8 HU, die venösen 85,9 HU. Dies ergab ein Kontrastmittel-Enhancement der Leber von durchschnittlich 49,1 HU.

Tabelle 6: Mittlere ortsgebundene Dichte auf Höhe der Leber. – n umfasst jene Patienten, welche eine 3-phasige Untersuchung erhalten haben. Min = Minimum, Max = Maximum, SD = Standardabweichung, HU = Hounsfield-Einheiten.

		nativ (n=67)		venös (n=67)	
		Leber	Aorta	Leber	Aorta
n=67	Mittelwert [HU]	36,8	30,2	85,9	93,6
	Min [HU]	-18	13	20	60
	Max [HU]	54	47	119	149
	SD [HU]	13,4	5,4	19,8	15,3

Die Gruppe der Männer wies in der nativen Serie eine mittlere ortsgebundene Dichte von 35,8 HU und venös von 84,8 HU auf. Bei den Frauen betrug der native Mittelwert 43,2 HU, der venöse 92,3 HU (vgl. Tabelle 7). Das mittlere KM-Enhancement bei den Männern betrug 49,0 HU. Das der Frauen 49,1 HU.

Tabelle 7: Vergleich nativer und venöser ortsgebundener Dichtewerte auf Höhe der Leber. – Mittlere ortsgebundene Dichte aus den 67 Datenreihen, die native Aufnahmen enthalten; aufgeteilt nach Männern (m, n = 58) und Frauen (w, n = 9). Min = Minimum, Max = Maximum, SD = Standardabweichung, HU = Hounsfield-Einheiten

		nativ		venös	
		Leber	Aorta	Leber	Aorta
m n=58	Mittelwert [HU]	35,8	30,4	84,8	93,2
	Min [HU]	-18	13	20	60
	Max [HU]	54	47	119	149
	SD [HU]	13,9	5,6	20,4	15,2
w n=9	Mittelwert [HU]	43,2	28,7	92,3	96,1
	Min [HU]	29	22	78	76
	Max [HU]	52	33	115	126
	SD [HU]	6,7	3,1	13,1	15,8

3.3.1.2 Mittlerer patientenbezogener Bolus-Kontrast

Zur Erhebung des Bolus-Kontrastes wurden die absoluten Dichtewerte von der Aorta ascendens bis zur AFC herausgegriffen (gesamter arterieller Bolus), und so von jedem Patienten der Mittelwert dieser Messdatenreihe bestimmt (mittlerer arterieller bzw. venöser Bolus-Kontrast).

Die Verteilung des mittleren Bolus-Kontrastes zeigte mit 33 % der Untersuchungen ein Maximum in der arteriellen Phase im Bereich von 301 bis 350 HU, 58 % der Untersuchungen zeigten Dichtewerte über 301 HU. In der venösen Phase befanden sich 87 % der Mittelwerte zwischen 101 und 150 HU (vgl. Abb. 10).

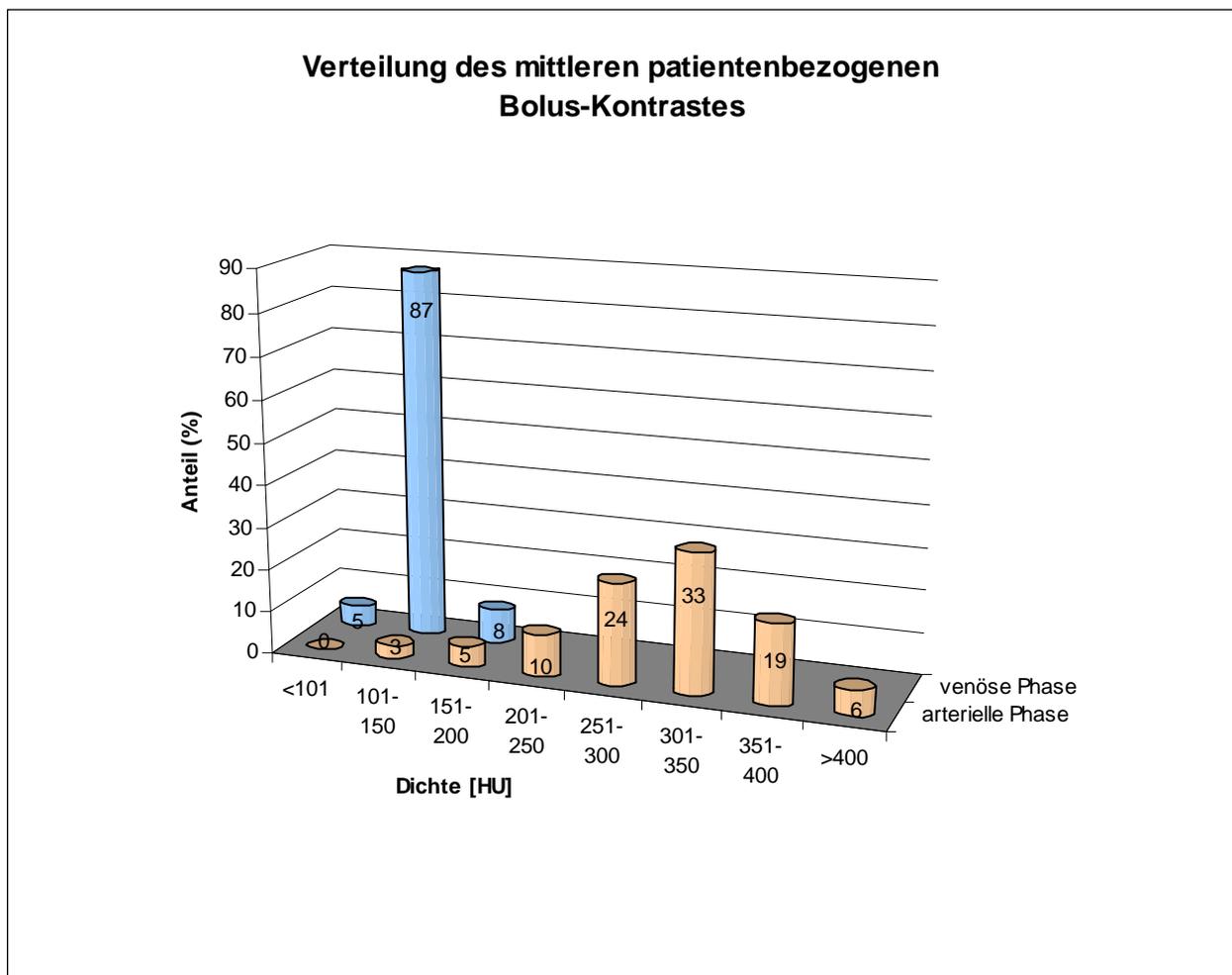


Abb. 10: Verteilung des mittleren patientenbezogenen Bolus-Kontrastes. – Die Ordinate bildet die in Gruppen eingeteilten mittleren patientenbezogenen Dichtewerte ab. HU = Hounsfield-Einheiten.

Der Mittelwert aus allen mittleren arteriellen Dichtewerten betrug 306 ± 66 HU (129 HU – 476 HU). Alle mittleren venösen Dichtewerte ergaben einen Mittelwert von 128 ± 17 HU (87 – 175 HU) (vgl. Tabelle 8)

Tabelle 8: Mittelwerte aus 100 arteriellen bzw. venösen patientenbezogenen Dichtewerten. – Aufteilung nach Männern (m, n=84) und Frauen (w, n=16). Min = Minimum, Max = Maximum, SD = Standardabweichung, HU = Hounsfield-Einheiten.

		arteriell	venös
m + w n=100	Mittelwert [HU]	306	128
	Min [HU]	129	87
	Max [HU]	476	175
	SD [HU]	66	17
m n=84	Mittelwert [HU]	300	128
	Min [HU]	129	87
	Max [HU]	424	175
	SD [HU]	66	17
w n=16	Mittelwert [HU]	336	132
	Min [HU]	208	110
	Max [HU]	476	171
	SD [HU]	62	17

3.3.2 Kontrastquantifizierung

Zur Bewertung der Kontrasthöhe wurde der mittlere arterielle Bolus-Kontrast aller Patienten herangezogen und nach folgender Skala evaluiert (vgl. Kapitel 2.4.1 und Tabelle 9).

Tabelle 9: Bewertungsskala für Kontrasthöhe. – HU = Hounsfield-Einheiten.

Bewertung	Mittelwert [HU]	Anzahl [%]
Exzellent	> 350	25
Sehr gut	276 – 350	48
Gut	201 – 275	19
Mäßig	126 – 200	8
Schlecht	< 126	0

In 92 % der Fälle war mindestens ein guter Kontrast zu beobachten, in 73 % der Fälle mindestens ein sehr guter. In keinem Fall wurde die Kontrasthöhe als schlecht eingestuft.

Das Durchschnittsalter der Patienten mit exzellentem Kontrast betrug 72 ± 9 Jahre (43 – 89 J.).

3.3.3 Synchronisation von Start der CT-Untersuchung und erzieltm KM-Enhancement (Timing)

3.3.3.1 Verzögerungszeiten und manueller Start

Der Dichteanstiegskurve konnten 2 Verzögerungszeiten entnommen werden:

- die „Time since injection“ aus der Legende und
- die Zeit bis Erreichen der Schwelle aus der Grafik.

Die Legende zeigt eine Zeit an, welche nach unbekanntem Algorithmus des Untersuchungsgerätes bestimmt wird. Nach Angabe des Kundenservices der Firma Philips ist die Grafik aussagekräftiger, da sie unabhängig von den Berechnungen des Gerätes direkt das Erreichen der Schwelle grafisch aufzeigt.

Die Zeit bis Erreichen der Schwelle betrug in der Grafik durchschnittlich 18 ± 5 s (8 – 34 s), in der Legende 23 ± 7 s (12 – 62 s). Die Differenz zwischen den beiden erhaltenen Zeiten belief sich durchschnittlich auf 5 ± 1 s (2 – 7 s). Im Folgenden wird ausschließlich die Zeitangabe der Grafik aufgeführt.

Die gemittelten Zeiten wiesen Unterschiede bezüglich des Geschlechts auf. Bei Frauen wurde die Threshold-Schwelle im Durchschnitt nach 15 ± 4 s (8 – 24 s) erreicht, bei Männern nach 19 ± 6 s (10 – 34 s) (vgl. Tabelle 10).

Tabelle 10: Mittlere Zeit bis Erreichen der Schwelle. – Aufteilung nach Männern und Frauen. Min = Minimum, Max = Maximum, SD = Standardabweichung.

	Zeit bis Schwelle (Grafik)	Männer (n=84)	Frauen (n=16)
Mittelwert	18 s	19 s	15 s
Min	8 s	10 s	8 s
Max	34 s	34 s	24 s
SD	5 s	6 s	4 s

Ein manueller Start macht sich in der Grafik durch ein Nichterreichen der Schwelle bemerkbar. In diesem Fall wurde sowohl das Ende des Graphen als Startzeitpunkt dokumentiert, als auch ein manueller Start eingetragen. Dies trat bei 9 % der Untersuchungen ein. Im Durchschnitt wurden die Untersuchungen hier nach $24,8 \pm 6,2$ s (15 – 33 s) gestartet.

Am Häufigsten waren Zeitverzögerungen von 11-20 s vor dem Start (> 60 %). Bei den manuell gestarteten Untersuchungen lag eine leichte Mehrheit von 56 % über 26 s (vgl. Abb. 11)

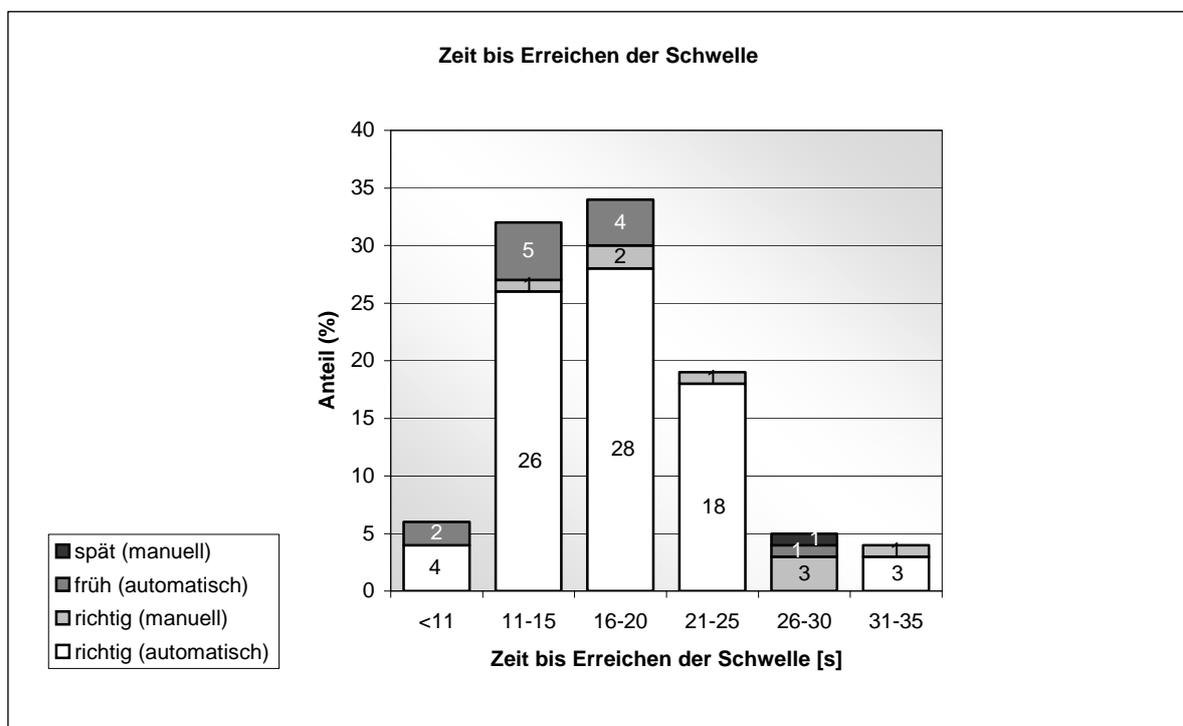


Abb. 11: Zeit bis Erreichen der Schwelle. – Die Zeitangaben wurden dem Graphen der Dichteanstiegskurve entnommen und sind aufgeteilt nach Timing und Art des Starts. Bei manuellen Starts wurde das Ende des Graphen als Startzeitpunkt aufgenommen. Es kamen keine Untersuchungen vor, die „automatisch und spät“ oder „manuell und früh“ gestartet wurden.

3.3.3.2 Bewertung des Timings

Die Bewertung des Timings erfolgte in den Gruppen „richtig“, „früh“ und „spät“ (vgl. Kapitel 2.4.2). 87 Untersuchungen wurden richtig, 12 früh und eine spät gestartet. Die richtig gestarteten Untersuchungen wurden weiterhin nach ihrer Homogenität evaluiert, während früh und spät gestartete Untersuchungen analog in „etwas“, „sehr“ und „zu“ unterteilt wurden (vgl. Kapitel 2.4.3). Hierbei ergaben sich eine „zu spät“ gestartete, sowie 4 „etwas früh“, 5 „sehr früh“ und 3 „zu früh“, gestartete Untersuchungen (vgl. Tabellen 11 und 12).

Tabelle 11: Bewertungsergebnisse bei richtigem Timing.

Homogenität	Anzahl
sehr gut	49
gut	23
schlecht	15
Gesamt	87

Tabelle 12: Anzahl der früh bzw. spät gestarteten Untersuchungen.

FRÜH	Anzahl	SPÄT	Anzahl
etwas	4	etwas	0
sehr	5	sehr	0
zu	3	zu	1
Gesamt	12	Gesamt	1

Die mittlere Verzögerungszeit betrug bei früh gestarteten Scans (keine manuell gestarteten enthalten) 16 ± 5 s (8 – 29 s) und bei den richtig gestarteten Untersuchungen 18 ± 5 s (10 – 34 s). Bei dem spät gestarteten Scan (manueller Start) betrug die Verzögerung 30 s.

3.3.3.3 Start-ROI

Die unterschiedlichen Lokalisationen der Start-ROIs wurden ermittelt und mit dem Timing der Untersuchung in Zusammenhang gestellt. Da ebenfalls die Abhängigkeit zu anderen Parametern geprüft werden sollte, wurde jeder Messort als eigenes Merkmal aufgenommen, auch wenn er nur einmal vorkam. Die für die CTA am Häufigsten verwendeten Start-ROIs waren mit 41 % der linke Herzventrikel und mit 40 % die Aorta descendens. Der Zusammenhang zwischen richtig, früh und spät gestarteter Untersuchungen und der Position der Start-ROI wird in Tabelle 13 dargestellt.

Tabelle 13: Lokalisation der Start-ROI, sowie Zusammenhang zwischen richtig, früh, spät gefahrenen Scans und der Position der Start-ROI. – In der Tabelle sind 9 manuell gestartete Untersuchungen enthalten. ROI = „region of interest“.

Lokalisation \ Timing	früh	richtig	spät	Gesamt
Rechter Ventrikel	1	0	0	1
<i>Linker Ventrikel</i>	3	38	0	41
Aorta ascendens	2	0	0	2
Aortenbogen prox	0	1	0	1
Aortenbogen	1	3	0	4
Aortenbogen dist	1	7	0	8
<i>Aorta descendens</i>	3	37	0	40
Aneurysmasack (Aorta descendens)	0	0	1	1
falsches Lumen (Aorta descendens)	1	0	0	1
Ventrikelseptum	0	1	0	1
Gesamt	12	87	1	100
davon manuell gestartet:	0	8	1	9

3.3.4 Kontrasthomogenität

Alle Untersuchungen mit richtigem Timing wurden weiter untergliedert in die Homogenitätsgruppen „sehr gut“, „gut“ und „schlecht“. 56,3 % (49 von 87) der Untersuchungen wiesen eine sehr gute Homogenität auf, 25,3 % eine gute und 18,4 % eine schlechte (vgl. Tabelle 14).

3.3.5 Interaktion der Zielkriterien

Zur Darstellung des Zusammenhangs zwischen den einzelnen evaluierten Qualitätskriterien wurden diese in Tabelle 14 zusammengeführt. Hierbei ergaben sich folgende Ergebnisse: 80 % der richtig gestarteten Untersuchungen haben eine sehr gute und gute Homogenität bei gutem, sehr gutem oder exzellentem Kontrast (grün hinterlegter Bereich).

75 % der früh gestarteten Untersuchungen fanden sich analog in demselben (grünen) Bereich.

Tabelle 14: Interaktion der Zielkriterien. – Der grüne Bereich markiert den Anteil der guten bis exzellenten Ergebnisse. Alle Angaben sind Absolutwerte bezogen auf die Gesamt-Anzahl von 100 Patienten.

RICHTIG

Homo- genität \ Kontrast	exzellent	sehr gut	gut	mäßig	schlecht	Gesamt
sehr gut	14	28	7	0	0	49
gut	8	10	3	2	0	23
schlecht	2	3	5	5	0	15
Summe	24	41	15	7	0	87

FRÜH

Früh \ Kontrast	exzellent	sehr gut	gut	mäßig	schlecht	Gesamt
etwas	1	1	2	0	0	4
sehr	0	4	1	0	0	5
zu	0	2	1	0	0	3
Summe	1	7	4	0	0	12

SPÄT

Spät \ Kontrast	exzellent	sehr gut	gut	mäßig	schlecht	Gesamt
etwas	0	0	0	0	0	0
sehr	0	0	0	0	0	0
zu	0	0	0	1	0	1
Summe	0	0	0	1	0	1

Gesamt	25	48	19	8	0	100
---------------	-----------	-----------	-----------	----------	----------	------------

3.3.6 Zusammenhang zwischen Zielkriterien und Pathologien

Um beurteilen zu können, ob ein Zusammenhang zwischen der vorliegenden Gefäßpathologie, dem erzielten Kontrast, der Homogenität des Kontrastmittelbolus und dem Timing des Scans bestand, wurden in Tabelle 15 alle Parameter zusammengefasst. Früh oder spät gestartete Untersuchungen wurden in die Kategorie „nicht richtig“ eingestuft.

Bei allen evaluierten Pathologien wurden bei der Mehrheit der Untersuchungen eine sehr gute oder gute Homogenität, sowie ein guter, sehr guter oder exzellenter Kontrast festgestellt.

Bei der Betrachtung der nicht richtig gestarteten Untersuchungen lag die Mehrheit mit 18% bei der Gruppe nach Intervention (5 von 28 Patienten falsch gestartet), gefolgt von der Gruppe der Aortenaneurysmen mit 11% Fehlstarts (4 von 35 Patienten).

Die übrigen 4 Untersuchungen, welche nicht zum richtigen Zeitpunkt durchgeführt worden waren, verteilten sich auf die übrigen Pathologien.

Zur Verdeutlichung der Verhältnisse erfolgen die Angaben der Homogenität und des Kontrastes in Tabelle 15 in Prozent. Der grüne Bereich markiert gute bis exzellente Ergebnisse. Bei der Homogenität fanden sich immer über 65 %, beim Kontrast immer mindestens 80 % der Untersuchungen einer Pathologie-Gruppe im grünen Bereich.

Tabelle 15: Zielkriterien und Pathologien auf einen Blick. – Homogenität und Kontrast sind als prozentualer Anteil der Anzahl der richtig gestarteten Untersuchungen angegeben. Es handelt sich hierbei um gerundete Werte, welche folglich in der Summe zwischen 99 und 101 % variieren können. Die grünen Felder markieren den Bereich der mind. guten Ergebnisse. Alle anderen Angaben sind absolute Werte. Adis = Aortendissektion, thor. = thorakal, abd. = abdominell, AA = Aortenaneurysma, TAA = thorakales Aortenaneurysma, BAA = Bauchaortenaneurysma, Z.n. = Zustand nach.

Zielkriterien Pathologie	Anzahl richtig gestartete	Homogenität			Kontrast					früh/spät	Gesamt- anzahl
		sehr gut	gut	schlecht	exzellent	sehr gut	gut	mäßig	schlecht		
Keine Pathologie	5	40%	40%	20%	40%	20%	20%	20%	0%	2/0	7
Z.n. Intervention	23	65%	9%	26%	35%	39%	13%	13%	0%	4/1	28
Adis	22	55%	27%	18%	9%	50%	32%	9%	0%	1/0	23
thorakal	6	67%	33%	0%	0%	50%	50%	0%	0%	0/0	6
abdominell	2	100%	0%	0%	50%	50%	0%	0%	0%	0/0	2
thor. + abd.	14	43%	29%	29%	7%	50%	29%	14%	0%	1/0	15
AA	31	55%	39%	6%	35%	52%	10%	3%	0%	4/0	35
TAA	3	67%	33%	0%	0%	67%	33%	0%	0%	2/0	5
BAA	24	58%	38%	4%	42%	46%	8%	4%	0%	2/0	26
TAA + BAA	4	25%	50%	25%	25%	75%	0%	0%	0%	0/0	4
Sonstige	6	50%	17%	33%	17%	67%	17%	0%	0%	1/0	7
prozentuale Summe	87	56%	26%	17%	28%	47%	17%	8%	0%		
absolute Summe	87	49	23	15	24	41	15	7	0	12/1	100

3.3.7 Abhängigkeiten des manuellen Starts von Zielkriterien, Pathologien und Ort der Start-ROI

Die manuell gestarteten Untersuchungen wurden ebenfalls nach Timing, Kontrast und Homogenität beurteilt (vgl. Tabelle 16). Hierbei zeigte sich, dass in 3 der 9 manuell gestarteten Untersuchungen ein guter oder sehr guter Kontrast erzielt worden war. Die Homogenität war in 4 von 8 Fällen gut. Bezüglich Gefäßpathologien konnte kein Trend erhoben werden, welcher zu vermehrten manuellen Starts führte. Manuelle Starts kamen in allen evaluierten Gefäßpathologien vor. Hinsichtlich der Start-ROI kam es zu einer vermehrten Häufung eines manuellen Starts, wenn die Start-ROI in den linken Herzventrikel gesetzt worden war. Hier mussten 6 von 41 Untersuchungen mit Start-ROI im linken Ventrikel manuell gestartet werden (15 %). Auch Fehlplatzierungen der Start-ROI, wie z.B. eine Platzierung auf dem Ventrikelseptum oder im Aneurysmasack führten zu manuell durchzuführenden Starts. Diese anderen Lokalisationen der Start-ROI, welche zu einem manuellen Start führten, kamen insgesamt nur einmal vor.

Die Startzeit bei manuellem Start betrug minimal 15 s, maximal 33 s (jeweils muss die vorgegebene zusätzliche Delayzeit von 6 s hinzugerechnet werden).

In Tabelle 17 wurden jene Untersuchungen aufgeführt, welche mit einem mäßigen Kontrast bewertet wurden. Bei 6 Patienten wurde die Untersuchung manuell gestartet und erzielte einen mäßigen Kontrast. Bei 4 dieser Untersuchungen und einem automatisch gestarteten wurde die Start-ROI im linken Herzventrikel gesetzt.

Tabelle 16: Manuell gestartete Untersuchungen separat aufgeführt. – abd. = abdominal, Adis = Aortendissektion, BAA = Bauchaortenaneurysma, TAA = thorakales Aortenaneurysma, thor. = thorakal, ROI = „region of interest“, Z.n. = Zustand nach.

Start nach [s]	Start	Homo- genität	Kon- trast	Pathologie	Ort der Start-ROI
manuell 30	spät	zu	mäßig	Z.n. TAA Stent	Aorta descendens (Aneurysmasack)
manuell 18	richtig	gut	sehr gut	Adis TypB thor. + abd., Z.n. Stent	Aorta descendens (Höhe Zwerchfell)
manuell 24	richtig	gut	gut	Adis TypB thor., BAA	Linker Ventrikel
manuell 33	richtig	schlecht	mäßig	Adis TypB thor. + abd.	Linker Ventrikel
manuell 28	richtig	schlecht	sehr gut	Adis TypA thor. + abd.	Linker Ventrikel
manuell 28	richtig	gut	mäßig	BAA	Linker Ventrikel
manuell 30	richtig	gut	mäßig	Keine	Linker Ventrikel
manuell 17	richtig	schlecht	mäßig	Z.n. thor. Aorten-Ruptur, Stent	Linker Ventrikel
manuell 15	richtig	schlecht	mäßig	Z.n. TAA + BAA Stent	Ventrikelseptum

Tabelle 17: Alle Untersuchungen mit mäßigem Kontrast. – abd. = abdominal, Adis = Aortendissektion, BAA = Bauchaortenaneurysma, TAA = thorakales Aortenaneurysma, ROI = „region of interest“, thor. = thorakal, Z.n. = Zustand nach.

Start nach [s]	Start	Homo- genität	Kon- trast	Pathologie	Ort der Start-ROI
manuell 33	richtig	schlecht	mäßig	Adis TypB thor. + abd.	Linker Ventrikel
automatisch 24	richtig	schlecht	mäßig	Adis TypB thor. + abd.	Linker Ventrikel
manuell 28	richtig	gut	mäßig	BAA	Linker Ventrikel
manuell 30	richtig	gut	mäßig	Keine	Linker Ventrikel
manuell 17	richtig	schlecht	mäßig	Z.n. thor. Aortenruptur, Stent	Linker Ventrikel
manuell 15	richtig	schlecht	mäßig	Z.n. TAA + BAA Stent	Ventrikelseptum
automatisch 24	richtig	schlecht	mäßig	Z.n. TAA+BAA Stents, Ektasie Aorta abd	Aorta descendens
manuell 30	spät	zu	mäßig	Z.n. TAA Stent	Aorta descendens (Aneurysmasack)

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methoden

4.1.1 Untersuchungsprotokoll

Die CT-Technologie hat sich in den letzten 15 Jahren stark weiterentwickelt. Von der Single-Slice-CT zur 40-Zeilen-Spiral-CT hat sich nicht nur die Qualität der Untersuchungen durch höhere räumliche wie zeitliche Auflösung verbessert, sondern es haben sich auch die Randbedingungen geändert. Die schnellere Aufnahmetechnik hat die Untersuchungszeit wesentlich verkürzt. So dauert eine kombinierte Thorax-Abdomen-Becken Untersuchung heute nur 10-20 s, wohingegen sie früher praktisch nicht durchführbar war (> 80 s).

Um die neuen Möglichkeiten der Bildoptimierung nutzen zu können, muss die Kontrastmittelanreicherung neu optimiert und entsprechende Protokolle modifiziert werden. Das primäre Ziel für ein optimiertes KM-Protokoll bei der CTA sind homogene und verlässlich hohe Gefäßkontraste der gesamten Aorta, unabhängig von Patientenkonstitution oder hämodynamischen Parametern. Um dies zu erreichen, müssen KM-Gabe und CT-Start synchronisiert werden.

Durch die wesentlich verkürzte Scan-Dauer muss bei der Angio-CT genau der maximale Konzentrationsgipfel (Peak) in der Aorta erfasst werden, um eine gute Bildqualität zu gewährleisten. Verschiedene Parameter beeinflussen die Höhe, den Zeitpunkt und die Breite dieses Gipfels.

Das KM-Volumen, die Injektionsrate und die Injektionsdauer haben sich gegenseitig beeinflussende Effekte auf die Zeitkurve der arteriellen Kontrastierung [20]. Bei einem erhöhten KM-Volumen wird mehr Zeit zur Injektion benötigt, was zu einem späteren, aber auch höheren KM-Gipfel führt [7]. Mit einer höheren Injektionsrate kann ein höherer und früherer KM-Gipfel erreicht werden [5], jedoch besteht eine Abhängigkeit zur Iodkonzentration des Kontrastmittels. Soll die Injektionsdauer verkürzt werden, muss das Volumen verringert oder die Injektionsrate erhöht werden.

Es kristallisieren sich folgende drei Faktoren als wesentlich für die Höhe der arteriellen Kontrastierung heraus:

- die Iodkonzentration im Kontrastmittel [19, 20] (Abb. 1),
- die Injektionsrate [9, 21] (Abb. 2),
- die Injektionsvolumen (Abb. 3).

Erhöht man einen dieser Parameter, erhöht sich entsprechend die arterielle Kontrastierung.

Iodkonzentration und Injektionsrate bestimmen die Iodadministrationsrate (Flux). Sie beschreibt die Iodmenge, welche pro Zeiteinheit ins Gefäßsystem gelangt, und ist der Haupteinflussfaktor der arteriellen Kontrastierung [8, 9, 14, 20, 25]. Ist der Flux hoch, tritt das Konzentrationsmaximum früher ein und ist insgesamt höher [9].

Das Produkt aus der Iodkonzentration und dem Injektionsvolumen ergibt die Gesamt-Iod-Dosis. Ein Kontrastmittel mit hoher Iodkonzentration kann die Kontrastierung auch dann verbessern, wenn die Gesamt-Iod-Dosis und die Injektionsrate unverändert bleiben, indem es die Iodadministrationsrate bei konsekutiv kürzerer Injektionszeit anhebt [25].

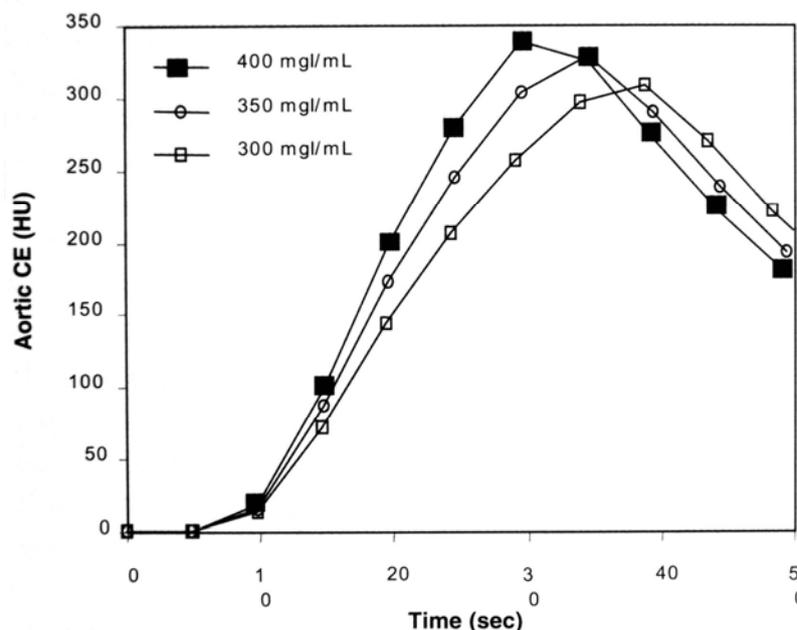


Abb. 12: Konzentrationsgipfel bei unterschiedlicher Iodkonzentration. – Basierend auf einem hypothetischen männlichen Erwachsenen (Körpergröße 173 cm, Körpergewicht 68 kg) mit einer Injektionsrate von 5 ml/s und variabler Kontrastmittelkonzentration und -volumen: 300 mg/ml, 140 ml; 350 mg/ml, 120 ml; 400 mg/ml, 105 ml. [5, S.15] HU = Hounsfield-Einheiten.

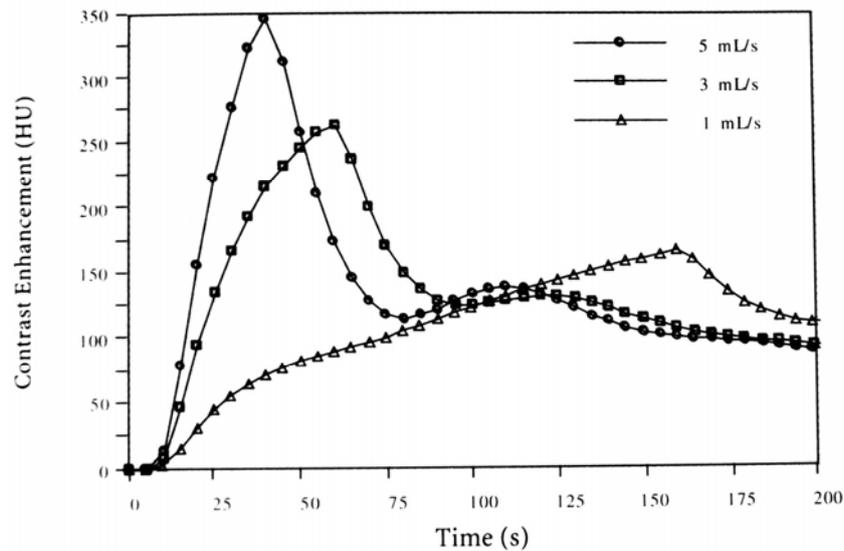


Abb. 13: Konzentrationsgipfel bei unterschiedlicher Injektionsrate. – Basierend auf einem hypothetischen männlichen Erwachsenen (Körpergröße 173 cm, Körpergewicht 68 kg) bei einer Injektion von 150 ml Kontrastmittel mit einer Iodkonzentration von 320 mg/ml und einer Injektionsrate von 1, 3 und 5 ml/s. [5, S.14] HU = Hounsfield-Einheiten.

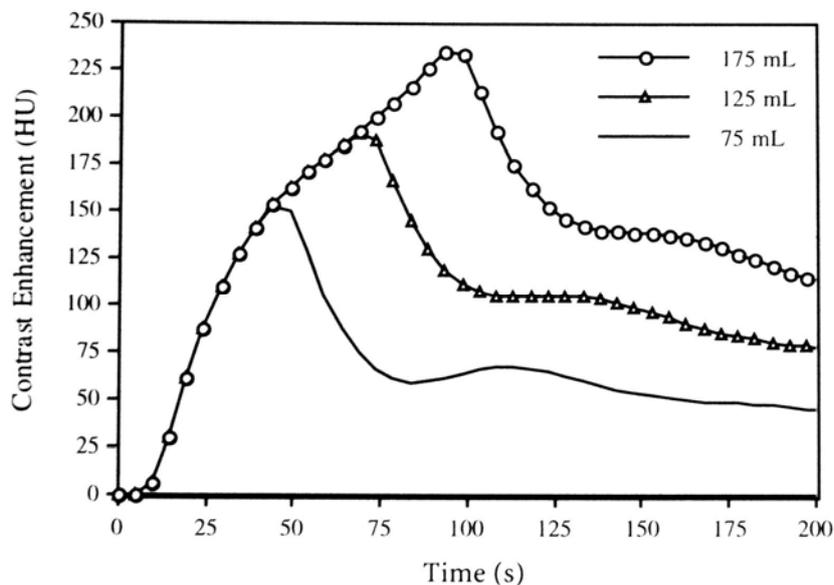


Abb. 14: Konzentrationsgipfel bei unterschiedlichem KM-Volumen. – Basierend auf einem hypothetischen männlichen Erwachsenen (Körpergröße 173 cm, Körpergewicht 68 kg) bei einer Injektion von 75, 125 und 175 ml KM mit einer Injektionsrate von 2 ml/s und einer Iodkonzentration von 320 mg/ml. [7, S.30] HU = Hounsfield-Einheiten, KM = Kontrastmittel.

Es wird empfohlen, die Injektionsrate nicht zu hoch anzusetzen, um das Risiko der Gefäßschädigung (Paravasat) zu minimieren und damit Kontrastmittelkomplikationen zu vermeiden. Zudem soll vermieden werden, dass das Herz-Kreislauf-System durch eine hohe Volumen- und Druck-Zufuhr belastet

wird und es zu Veränderungen in der Hämodynamik kommt. Die Injektionsrate wurde deshalb in der vorliegenden Arbeit bei 3,5 ml/s angesetzt.

Infolgedessen wurde ein hochkonzentriertes Kontrastmittel verwendet (400 mg Iod/ml, höchste derzeit zugelassene Konzentration), um die angestrebte hohe Iodadministrationsrate von 1,4 g/s zu erreichen.

Das Körpergewicht ist der wichtigste patientenabhängige Faktor, welcher sich indirekt proportional zur arteriellen und hepatischen Kontrastierung verhält [27, 33]. Bei größeren und schwereren Patienten wird bei konstanter Gesamt-Iod-Dosis, verglichen zu leichteren Patienten, eine geringere Kontrastierung erreicht [27]. Infolgedessen wurde das Kontrastmittelvolumen in der vorliegenden Studie abhängig vom Patientengewicht verabreicht. Die Gesamt-Iod-Dosis steigt also mit dem Körpergewicht, ebenso wie das KM-Volumen.

Das Scan Timing wird vor allem durch die Injektions-Dauer beeinflusst, welches wiederum von KM-Volumen und Injektions-Rate bestimmt wird [9, 15, 26]. Bei Patienten mit normaler Herzleistung wird der Kontrastbolus-Gipfel kurz nach Ende der KM-Injektion erreicht [6]. Mit steigendem KM-Volumen steigt also auch die Zeit bis zum Kontrastbolus-Gipfel [24]. Hingegen sinkt die Zeit bis zum Bolus-Gipfel mit steigender Injektions-Rate [24]. Prinzipiell muss also bei einer längeren Injektions-Dauer ein längeres Scan Delay eingerechnet werden, als bei einer kürzeren [25].

Ein weiterer wichtiger Faktor, der das Scan Timing beeinflusst, ist die Herzleistung des Patienten [8]. Eine verringerte Herzleistung (z.B. erhöhte kardiovaskuläre Transitzeit) verursacht eine verzögerte Ankunft des KM in der Aorta und somit ein verzögertes Erreichen des Kontrastbolus-Gipfels. Durch den wiederum verzögerten Weitertransport staut sich das Kontrastmittel in der Aorta, was in einem insgesamt höheren Kontrastbolus-Gipfel resultiert.

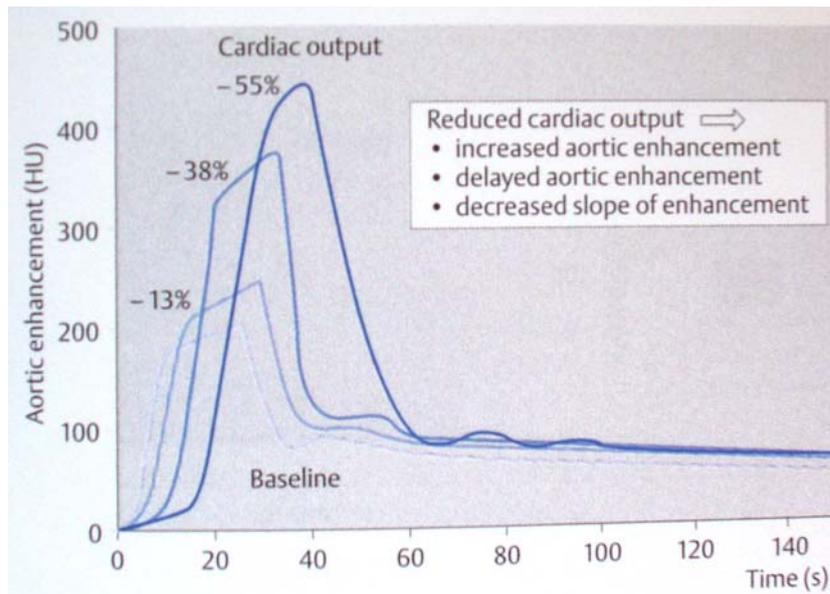


Abb. 15: Effekt einer reduzierten Herzleistung auf das KM-Enhancement in der Aorta am Beispiel des Schweins – Reduzierte Herzleistung führt zu einem höheren und verzögerten KM-Enhancement in der Aorta, sowie zu einer geringeren Steigung des Enhancement. [39, S.106] HU = Hounsfield-Einheiten, KM = Kontrastmittel.

Bezogen auf kritische Scan Timings, wie es bei der Aorten-CT der Fall ist, empfehlen Heiken und Bae [25] das Scan Delay zu individualisieren. Dies kann mittels eines Test-Bolus erfolgen, oder mit Hilfe eines automatischen Bolus-Tracking. Die Test-Bolus-Technik führt zwar zum erwünschten Erfolg [28, 44], ist jedoch aufwändiger als die Bolus-Tracking-Methode, da ein zusätzliches KM-Volumen und ein zusätzlicher Zeitaufwand notwendig sind [25]. Zudem ergibt sich mit Hilfe des Bolus-Tracking laut Cademartiri et al. [13], eine bessere Bolus-Homogenität. Itoh et al. [29] bezogen sich in ihrer Empfehlung zum Bolus-Tracking u.a. auf Patienten mit kardiovaskulären Erkrankungen und auf über 70-Jährige. Das Patientenkollektiv unserer Studie erfüllte mehrheitlich mindestens eines dieser Kriterien, was die Rationale des Bolus-Tracking zusätzlich bestätigt. Gegner der Bolus-Tracking-Methode [35, 40] untersuchten meist die postarterielle Phase der KM-Anreicherung in der Leber, welche in unserer Studie nur von sekundärer Bedeutung war. Der Nachteil an einem individualisierten Scan Delay sind die zusätzlich erforderlichen Aufnahmen während des Bolus-Tracking bzw. der Kreislaufzeitbestimmung, welche für den Patienten eine zusätzliche Strahlenexposition darstellen. Im Hinblick auf die Gesamtstrahlenexposition einer CT ist diese jedoch sehr gering und in Anbetracht der diagnostischen Notwendigkeit vernachlässigbar. Aortenpathologien können schwerwiegende

lebensbedrohliche Folgen haben, wenn sie unerkannt bleiben. Es ist daher von hoher Wichtigkeit, dass innerhalb der Untersuchung optimale Voraussetzungen für die Diagnostik geschaffen werden.

Die Threshold-Schwelle von 150 HU ist ein Erfahrungswert, welcher sich auch im Rahmen dieser Studie als gut herausgestellt hat.

Der Saline Chaser (Kochsalz-Bolus) beschleunigt den KM-Abstrom nach zentral, das Kontrastmittel kann damit schneller aus dem Injektionstubus, der Armvene und sonstigen Toträumen abfließen. Diese beträchtliche Menge an Kontrastmittel kann ansonsten im Totraum keinen Beitrag zur Bildqualität leisten und wäre somit überflüssig. Mit dem Saline Chaser wird mit geringerem KM-Volumen eine ähnliche Kontrastierung erreicht, bzw. es kann bei gleich bleibendem Volumen das Enhancement verbessert werden [18]. Zudem bedingt er nach de Monye [16] sowohl eine höhere mittlere Kontrastierung, als auch ein höheres Kontrast-Maximum. Bolus-Tracking wird in der Klinik für diagnostische und interventionelle Radiologie in Ulm deshalb routinemäßig in Kombination mit einem Saline Chaser angewendet.

Die Leberkontrastierung spielt für die eigentliche Diagnostik in der Angio-CT zwar keine übergeordnete Rolle, ist jedoch im Rahmen dieser Studie von allgemeinem wissenschaftlichem Interesse. Die KM-Anreicherung in der Leber hängt primär von der Gesamt-Iod-Dosis ab [9, 10, 15, 22, 25], welche wiederum vom KM-Volumen und der Iodkonzentration bestimmt wird. Die Injektionsrate spielt dabei nur eine untergeordnete Rolle und ist beispielsweise für das Auffinden von hypervaskulären Leberveränderungen (z.B. Hepatozelluläres Karzinom, HCC) von Bedeutung [4, 32].

Heiken et al. [27] und Brink et al. [11] empfehlen die Gabe von mindestens 521 mg Iod/kg Körpergewicht zur ausreichenden Kontrastierung der Leber. In der vorliegenden Arbeit wurde eine Gesamt-Iod-Dosis von 480 mg/kg Körpergewicht verabreicht, da das Ziel der Angio-CT primär die optimale Darstellung der Gefäße, nicht jedoch des Leberparenchyms darstellt.

4.1.2 Datenerhebung

Die Auswertung der Bilddaten erfolgte nach üblichen Methoden der radiologischen Diagnostik an zur radiologischen Befundung zugelassenen diagnostischen Workstations.

Zur Auswertung der Dichteanstiegskurve wurde ein eigenes Verfahren entwickelt, da die bisherige Literatur keine entsprechenden Verfahren kennt. Im Lauf der Studie wurde festgestellt, dass die automatische Berechnung der Dichteanstiegsgrafik durch den CT-Scanner noch nicht ausgereift zu sein schien, die graphischen Zeitangaben entsprachen nicht jenen der Legende. Nach Rücksprache mit dem Kundendienst der Firma Philips musste diese feststellen, dass es sich um einen Systemfehler handelt und dass die graphischen Zeitangaben eher der Realität entsprächen, genauere Angaben konnten jedoch nicht gemacht werden. Geht man davon aus, dass es sich im Falle dieser Ungenauigkeit um eine systemische, und damit konstante Ungenauigkeit handeln muss, bleiben die relativen Vergleiche der Zeitangaben unberührt. Es sind somit keine relevanten Auswirkungen auf das Gesamtergebnis zu erwarten.

Innerhalb des Patientenkollektives ist die „Kontrollgruppe“ der Patienten ohne Pathologien verhältnismäßig klein ($n=7$). In Bezug auf die Vergleichbarkeit der Gruppen wäre eine größere Gruppe möglicherweise vorteilhafter, in Anbetracht der klinischen Verdachtsdiagnosen mit welchen die Patienten in der Regel überwiesen werden, spricht die niedrige Zahl jedoch eher für eine effektive Indikationsstellung im Sinne der Strahlenhygiene und die damit gewährleistete Notwendigkeit des diagnostischen Verfahrens.

Ein weiterer Grund liegt in der Häufigkeit von Verlaufsuntersuchungen, welche bei Aortenpathologien, in Abhängigkeit vom Befund, engmaschig durchgeführt werden müssen.

4.1.3 Statistische Analyse

Die Kontrastquantifizierung erfolgte nach eigenen diagnostischen Erfahrungswerten, da bisher in der Literatur keine vergleichbare Quantifizierung existiert. Die Klassifikation der Kontrastbewertung „gut“ entspricht dabei der von Macari et al., welche einen Kontrast von minimal 200 HU in jedem Gefäßabschnitt als „adäquat“ bezeichnen [34]. Dieses Kriterium ist in unserem Patientengut in 86 % der Fälle erfüllt.

Bei exzellenten Kontrastwerten besteht sogar die Überlegung, ob die KM-Menge zukünftig nicht noch weiter reduziert werden könnte.

Zur Bewertung der Synchronisation des Startes der CT-Untersuchung in Bezug auf das erzielte KM-Enhancement (Timing), sowie zur Beurteilung der Homogenität des Kontrastmittelbolus finden sich in der Literatur ebenfalls keine quantifizierenden Bewertungsmaßstäbe. Es wurde hier daher eine eigene Methode zur Evaluation der genannten Parameter entwickelt.

Die Grundlage der Maßstäbe wird von der geometrischen Überlegung geleitet, dass das optimale Bolusmaximum in der Aorta descendens auf Höhe der Trachealbifurkation liegen sollte. Ist dies gewährleistet, kann auch von einer optimalen Kontrastierung der restlichen Abschnitte ausgegangen werden. Dieser Optimalfall wurde von uns als „richtig“ gestartete Untersuchung bewertet. Dichteänderungen von bis zu 10% des Maximalwertes innerhalb des Bolus wurden als „sehr gute“ Homogenität bewertet (vgl. Kapitel 2.4.2 und 2.4.3).

Um einen „frühen“ und „späten“ Scan-Start unabhängig von der absoluten Kontrastierung bewerten zu können, wurden die Messwerte der ausgewählten Gefäßabschnitte ins Verhältnis zum Maximum gesetzt. Damit konnten die Tendenzen der Differenzbeträge in jeder Datenreihe individuell beschrieben werden. Zeigten die Werte beispielsweise eine absteigende Tendenz (Kontrast in den AFC wesentlich geringer und in der Aorta ascendens höher als auf Höhe der Trachealbifurkation), wurde ein „früher“ Start vermerkt.

Dieses Vorgehen war in wenigen Einzelfällen mit stark schwankenden, sehr inhomogenen Werten schwierig. Bei schlechter Homogenität bestand somit die Möglichkeit der Verfälschung, da keine sichere Tendenz der Dichtewerte im

Verlauf der Aorta erkannt werden konnte. Die Ursachen für eine Inhomogenität des Bolus sind patientenspezifisch. Herz-Kreislauf-Parameter, Pathologien oder der Sterlingeffekt (Pulsverlangsamung bei Luftanhalten, verstärkt bei jungen Patienten) können hier u.a. mit einspielen. Leidet ein Patient beispielsweise an einem Femoralarterienverschluss, so kann es zu einer prästenotischen Verlangsamung des Kontrastmittelflusses kommen und infolgedessen zu einer isolierten Dichteerhöhung des letzten Messwertes. Dies könnte zum Fehlschluss führen, dass ein verspäteter Start stattgefunden habe. Um Fehler dieser Art zu vermeiden, bedarf es eines erfahrenen Radiologen für die individuelle Auswertung. Deshalb wurden alle Messreihen in der vorliegenden Studie von drei erfahrenen Auswertern im Konsens erhoben.

Maßnahmen zur Verbesserung der Homogenität sind in der Literatur wenig beschrieben. Cademartiri et al. [13] weisen dem Bolus-Tracking einen positiven Effekt auf die Homogenität zu. Mit Hilfe der computergesteuerten Injektion über die maschinelle KM-Pumpe soll zudem eine möglichst homogene Flussgeschwindigkeit erreicht werden.

Beachtenswert ist, dass Homogenitätsschwankungen je nach der absoluten Höhe des Kontrastes einen unterschiedlich starken Effekt haben. Bei exzellentem und sehr gutem Kontrast können die einzelnen Dichtewerte um 27 – 50 % schwanken ohne die 200-HU-Grenze zu unterschreiten. Je niedriger der Kontrast wird, desto niedriger ist die Toleranz für Homogenitätsschwankungen.

Ein inhomogener Bolus bedingt also nicht zwangsläufig einen schlechten Kontrast. Dies lässt sich auch an den Ergebnissen unserer Studie erkennen (10 von 15 Untersuchungen mit schlechter Homogenität haben einen guten, sehr guten oder exzellenten Kontrast). Aus diesem Grund war ein inhomogener Bolus kein automatisches Ausschlusskriterium für einen „richtigen“ Startzeitpunkt.

Der Hintergrund der beschriebenen eigenentwickelten Bewertungsmethoden war, eine objektivierte Plattform als Grundlage für ein standardisiertes Verfahren zu schaffen. Bei der Homogenität ist dies sehr gut gelungen. Beim Scan-Start ist eine stärkere Objektivierung erst möglich, wenn bei noch mehr Untersuchungen eine bessere Homogenität erreicht werden kann.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Demographie des Patientenguts

Insgesamt waren 77 % der untersuchten Patienten über 60 Jahre alt, 40 % über 70. Diese Altersverteilung zeigt anschaulich, dass das Risiko einer Gefäßerkrankung mit dem Alter sowohl bei Männern, als auch bei Frauen steigt. Der Männeranteil in der Studie erwies sich mit 84 % als überdurchschnittlich hoch. Beide Ergebnisse erklären sich aus der bekannten Tatsache, dass Alter und männliches Geschlecht Risikofaktoren für Arteriosklerose und arterielle Hypertonie darstellen, welche gleichermaßen Hauptursache für Gefäßerkrankungen sind. In jüngerem Alter können genetische Faktoren die Ursache sein.

In der Altersgruppe der über 70-jährigen stellten Itoh et al. Verzögerungen der Bolus-Gipfel-Zeit fest und gaben die Empfehlung zur Benutzung von automatischem Bolus-Tracking [29]. Dieses wurde in unserer Studie durchgeführt und 82,5 % der Untersuchungen in dieser Gruppe wiesen einen exzellenten oder sehr guten Kontrast auf. 56 % der 25 exzellent kontrastierten Untersuchungen waren bei über 70-jährigen. Unter den manuell gestarteten Untersuchungen befand sich keiner aus dieser Gruppe. Es bestätigte sich folglich als überaus sinnvoll und effektiv, die Bolus-Tracking-Methode anzuwenden.

4.2.2 Gemessene Dichtewerte der CT-Untersuchungen

Bei der Betrachtung der mittleren ortsbezogenen Dichte stellten sich insgesamt alle Messorte als sehr gut kontrastiert heraus. Die durchschnittliche Dichte betrug 306 HU und alle Werte bis auf einen einzelnen (Aorta desc. Höhe Truncus coeliacus bei 297 HU) waren über 300 HU (vgl. Tabelle 5). In der arteriellen Phase lag das Maximum mit einem Mittelwert von 317 HU in der Aorta ascendens. Da der Gipfel des KM-Bolus, wie schon erläutert, optimalerweise in der Aorta descendens auf Höhe der Trachealbifurkation liegen sollte, spricht die hohe mittlere Dichte in der Aorta ascendens insgesamt für eine Tendenz zu früh gestarteter Untersuchungen. Dies wurde in der Beurteilung der Scanstarts mit 12 % früh gestarteten Untersuchungen bestätigt. Um dem entgegenzuwirken,

wäre die Threshold-Schwelle geringfügig anzuheben. Die exzellenten Ergebnisse des Kontrastes auch bei frühen Untersuchungen sprechen jedoch dafür, dass eine Änderung des Protokolls nicht zwangsläufig notwendig ist.

Von weiterem Interesse ist der Dichteanstieg im Leberparenchym. Heiken et al. [27] und Brink et al. [11] berichteten, dass ein maximales Leber-Enhancement von mindestens 50 HU nötig sei um die Qualität einer diagnostisch wertvollen Leber-CT erbringen zu können. Für die Kontrastierung der Leber in der venösen Phase ist primär die Gesamt-Iod-Dosis ausschlaggebend [9, 10, 15, 22, 25]. 521 mg Iod/kg Körpergewicht seien nötig, um diesen Level zu erreichen [11, 27]. In der vorliegenden Arbeit wurden 1,2 ml/kg Körpergewicht eines hochkonzentrierten Kontrastmittels gegeben (400 mg Iod/ml). Die Gesamt-Iod-Dosis betrug also 480 mg/kg Körpergewicht. Dies unterschreitet die Empfehlung von Heiken und Brink geringfügig. Unser Ergebnis spiegelt sich hierin wider, indem als mittlerer Dichteunterschied zwischen nativer und venöser Phase 49,1 HU erreicht wurden, welche die empfohlenen 50 HU ebenfalls geringfügig unterschreiten. Das KM-Protokoll für Untersuchungen der Leber enthielte nach Optimierung 1,3 ml/kg Körpergewicht. Da es sich im vorliegenden Fall jedoch um Aorten-CTs handelte, kann das erzielte Ergebnis als überaus zufriedenstellend bewertet werden.

Im Vergleich der Geschlechter fällt auf, dass die absoluten Leberdichte-Werte der Frauen sowohl nativ, als auch venös höher waren (vgl. Tabelle 7). Ein Grund für verminderte Dichte in der Leber bei den Männern kann ein höherer Fettgehalt in den Parenchymzellen sein (Fettleber). Mögliche Ursachen für eine solche Verfettung liegen in erhöhtem Alkoholkonsum, Adipositas, Diabetes mellitus oder evtl. auch in der regelmäßigen Einnahme bestimmter Medikamente. Möglicherweise sind die beobachteten verminderten Leber-Dichte-Werte also beispielsweise auf einen erhöhten Alkoholkonsum der männlichen Bevölkerung zurückzuführen.

Die patientenbezogenen Dichtewerte erwiesen sich ebenfalls als sehr gut. Der mittlere arterielle Kontrast betrug insgesamt 306 HU. Die Frauen (336 HU) erreichten hierbei wiederum höhere Dichtewerte als die Männer (300 HU). Suzuki et al. haben in einer Studie die gleiche Beobachtung gemacht [42]. Gründe dafür könnten geschlechtsspezifische Unterschiede z.B. in der Fett-Muskel-Verteilung,

im Herz-Zeit-Volumen, dem Gewicht oder allgemein in den Größenverhältnissen der Organstrukturen sein.

4.2.3 Qualitätskriterien

Primäre Ziele für ein optimiertes KM-Protokoll sind ein hoher Gefäßkontrast und eine homogene Verteilung des KM-Bolus. Unsere Untersuchungen ergaben in 92 % der Fälle einen mindestens guten Kontrast, d.h. nur bei 8 Patienten lag der Mittelwert aller Gefäßabschnitte unter 201 HU. Hiervon fanden sich wiederum nur 3 Patienten mit Dichtewerten unter 151 HU. 73 % aller Untersuchungen ergaben einen Mittelwert von über 276 HU, also einen sehr guten oder exzellenten Kontrast. Einschließlich des gesamten Mittelwerts von 306 HU sind dies sehr zufriedenstellende Ergebnisse.

Von den 8 mäßig kontrastierten Untersuchungen waren 6 manuell gestartet worden, davon wiederum zwei aufgrund einer Fehlplatzierung der Start-ROI (Ventrikelseptum, Aneurysmasack). Die Bilanz bei den automatisch gestarteten Untersuchungen belief sich folglich auf nur zwei Untersuchungen mit mäßigem Kontrast. Diese beiden Patienten wiesen als mögliche Ursache hierfür stark ausgeprägte Pathologien auf: eine Aortendissektion, welche sich vom Herzen bis zu den Femoralarterien zog, wobei das wahre Lumen stark verkleinert war (Mittelwert 173 HU), und ein Aortenaneurysma mit 13 cm Durchmesser (Mittelwert 199 HU).

Unser Ergebnis liegt mit anderen Studien auf einer Linie [19]. Höhere Kontraste wurden dort nur erreicht, wenn eine höhere Gesamt-Iod-Dosis [17] oder höhere Injektionsraten [32] verwendet wurden. In diesen Studien [1, 2, 4, 17, 19, 32, 42] wurden ausschließlich KM mit 300-370 mg Iod/ml verwendet. Die Injektionsrate betrug 4,0 ml/s, wenn sie nicht variabel war. Im Vergleich hierzu haben wir in unserer Studie besonders hochkonzentriertes Kontrastmittel (400 mg I/ml) eingesetzt, während die Injektionsrate von 3,5 ml/s relativ gemäßigt war. Auf diesem Weg konnte eine hohe Iodadministrationsrate (Flux) von 1,4 g/s erreicht werden, welche hauptverantwortlich für den hohen Kontrast ist [6]. Durch die schnelle Anreicherung des KM im Gefäßsystem entsteht ein kumulativer Dichteanstieg, und somit ein höherer Bolus-Gipfel. Die Gesamt-Iod-Dosis war in unserer Studie mit 480 mg I/kg KG hingegen verhältnismäßig gering, neben

beispielsweise 600 mg I/kg KG [42] und 45 g [17] in anderen Studien. Das von uns evaluierte Protokoll zeigt somit, dass auch mit geringerer Gesamt-Iod-Dosis ein sehr hoher Kontrast sicher erzielbar ist.

Die Zeit vom Injektionsstart bis zum Erreichen der Threshold-Schwelle betrug im Durchschnitt 18 s. Zuzüglich 6 s Verzögerung für die Atemkommandos belief sich somit die durchschnittliche Zeit vom Injektionsstart bis zum Start des CT-Scans auf 24 s.

Die große Differenz von 26 s zwischen Minimum und Maximum (8 – 34 s) zeigt, wie wichtig ein auf die individuellen Kreislaufparameter angepasstes Scan Delay ist. Dies haben wir durch die Verwendung eines Bolus-Tracking erreicht und findet ebenso in den positiven Ergebnissen unserer Studie seine Bestätigung.

Bei anderen Autoren ergaben sich ähnliche Durchschnittswerte von ca. 25 s [2, 17, 19]. Der Vergleich zwischen den Studien gestaltet sich jedoch als relativ schwierig, da die unterschiedlichen Scan-Protokolle auf verschiedene Weise angepasst wurden. Awai et al. [4] ermittelten z.B. die „Kontrast-Ankunftszeit“ in der Aorta per Testbolus und rechneten nach Erreichen einer Schwelle von 100 HU 15 s Delay bis zum Start des Scans hinzu. Dinkel et al. [17] maßen die Zeit vom Injektionsstart bis zum Start des Scans einschließlich dem Delay für das Atemkommando („effektive Startverzögerung“) mit der Stoppuhr. Andere Studien befassten sich mit der kontinuierlichen Aufnahme der Dichte zur Erstellung von Kontrast-Kurven [1, 32, 42]. Soweit die Ergebnisse also einen Vergleich zulassen, finden sich analoge Durchschnittswerte zu unseren.

Ein geschlechtlicher Unterschied konnte auch hier wieder festgestellt werden. Bei den Frauen wurde die Threshold-Schwelle im Mittel nach 15 s (8 – 24 s) erreicht und damit früher als bei den Männern mit 19 s (10 – 34 s). Wie schon erläutert, hängt das Körpergewicht eng mit der arteriellen Kontrastierung zusammen, weshalb in unserer Abteilung routinemäßig das KM-Protokoll dem Patientengewicht angepasst wird. Aufgrund des allgemein geringeren Gewichts von Frauen wird ihnen folglich ein geringeres KM-Volumen injiziert, was bei gleich bleibender Injektionsrate wiederum zu einer kürzeren Injektions-Dauer führt. Bei kürzerer Injektionsdauer steigt der KM-Bolus stärker und höher an [5] und die Threshold-Schwelle wird somit früher erreicht. Da das Körpergewicht in der

vorliegenden retrospektiven Studie nicht dokumentiert worden war, kann diese Erklärung leider nicht mit Werten bewiesen werden.

Manuell gestartete Untersuchungen traten mit 9 % nur selten auf. Sie wurden im Durchschnitt nach 25 s (15 – 33 s) gestartet. Zuzüglich der 6 s Verzögerung für das Atemkommando ergab sich eine „effektive Startverzögerung“ von 31 s.

Wie in Abb. 3.3 dargestellt, sind drei Untersuchungen erst nach 30 s und dennoch richtig gestartet worden. In diesen drei Fällen wurden je einmal ein guter, ein sehr guter und ein exzellenter Kontrast erreicht. Der späte Start an sich bedingt folglich nicht zwangsläufig einen schlechten Kontrast. Dies bestätigt jedoch ein weiteres Mal, dass jeder Patient individuell betrachtet werden muss und Bolus-Tracking unerlässlich ist.

Trotz des Automatismus sind die MTRAs prinzipiell angewiesen, den Verlauf der Dichteanstiegskurve zu beobachten und gegebenenfalls mit einem manuellen Start einzuschreiten. Wie erfolgreich dieses Einschreiten ist, obliegt jeweils wiederum primär den Kreislaufparametern des Patienten. Wichtig ist zudem die persönliche Erfahrung des/der MTRA, wann ein Einschreiten notwendig ist.

Bei den früh und den manuell gestarteten Untersuchungen waren keinerlei Korrelation zu Alter oder Geschlecht und eine eher untergeordnete Korrelation zur Startzeit zu beobachten. Auch dies unterstreicht wieder die Individualität der Kreislaufparameter jedes einzelnen Patienten.

Insgesamt waren 13 Untersuchungen nicht zum richtigen Zeitpunkt gestartet worden, davon eine zu spät. Diese Bilanz ist sehr zufriedenstellend, vor allem, da die 12 früh gestarteten Untersuchungen alle mindestens einen guten Kontrast erzielten. Es lässt sich demnach allgemein eine Tendenz zu frühen Scanstarts mit diesem KM-Protokoll feststellen. Diese könnte evtl. durch ein leichtes Anheben der Threshold-Schwelle ausgeglichen werden. Der verwendete Threshold von 150 HU war jedoch im Vergleich zu anderen Studien [3, 17] schon verhältnismäßig hoch angesetzt. Bei einem höheren Threshold bestünde die Gefahr, dass eine größere Anzahl Patienten die Schwelle nicht erreichen und Fehlstarts vermehrt auftreten. Aus diesem Grund und im Zusammenhang mit den guten erzielten Kontrasten ist ein Anheben der Schwelle nicht unbedingt notwendig.

Es überrascht nicht, dass die einzige zu spät gestartete Untersuchung einen mäßigen Kontrast aufwies. Die Ursache hierfür lag in einer Fehlpositionierung der Start-ROI (Aneurysmasack).

Es ist folglich von erkennbar großer Bedeutung für das Erreichen eines guten Kontrastes und das Gelingen des Bolus-Tracking-Verfahrens, dass die Start-ROI sorgfältig positioniert wird. Ist diese nicht richtig oder ungünstig platziert, kann die Messung der Dichte unter Umständen gar nicht oder zum falschen Zeitpunkt zum Erreichen der Threshold-Schwelle führen. Wird die Start-ROI zu weit entfernt vom Untersuchungsbereich gesetzt, in welchem das Bolus-Maximum erreicht werden soll, ist die Threshold-Schwelle nicht optimal auf das gewünschte Scanvolumen ausgerichtet. Dies kann dann unter Umständen einen zu frühen oder späten Start auslösen oder eine schlechte Kontrastierung verursachen. Ebenso führt eine Platzierung der Start-ROI außerhalb des Gefäßlumens, wie z.B. im Herzmuskelgewebe oder in einem thrombotisch veränderten Aneurysma, zu falschen Dichtemessungen innerhalb der Start-ROI. Solche Fehlplatzierungen führten in der vorliegenden Studie zweimal zu einem mäßigen Kontrast. Die Positionierung im falschen Lumen der Aorta descendens führte einmal zu einem frühen Start, jedoch nicht zu einem schlechten Kontrast.

Betrachtet man nun den Zusammenhang zwischen fehlgestarteten Untersuchungen und der jeweiligen Lokalisation der Start-ROI (Tabelle 13), kann man keine eindeutige Tendenz zu einer Lokalisation feststellen. In Bezug auf alle mäßig kontrastierten (vgl. Tabelle 17) und alle manuell gestarteten (vgl. Tabelle 16) Untersuchungen fällt jedoch eine Häufung der Positionierung im linken Herzventrikel auf. Wahrscheinlich ist dies auf die Herzbewegung und folglich eher unzuverlässige Dichtemessung (wegen Einbeziehung von Herzmuskelgewebe) in der Start-ROI zurückzuführen. Die Platzierung in der Aorta descendens erwies sich als die zuverlässigste und sinnvollste im Vergleich zu allen anderen.

Es kann also vermutet werden, dass sowohl die Anzahl der manuell gestarteten Untersuchungen, wie auch die der mäßig kontrastierten Untersuchungen vermindert werden kann, wenn die Positionierung der Start-ROI sorgfältiger vorgenommen wird. Hierfür ist eine entsprechende Schulung des Personals ausschlaggebend.

Ein Zusammenhang mit einer bestimmten Pathologie kann nicht zweifelsfrei festgestellt werden.

4.2.4 Zusammenhänge zwischen Einflussfaktoren

Die Qualität einer Angio-CT ist ein Zusammenspiel vieler verschiedener Kriterien. Dies wurde in den letzten Kapiteln verdeutlicht. Das wichtigste Kriterium ist hierbei der Kontrast, denn ohne adäquaten Kontrast ist eine Befundung der Bilder nur schwer möglich. Unsere Untersuchungen zeigten in dieser Hinsicht mit 92 % über 200 HU sehr gute Ergebnisse. Die Homogenität des KM-Bolus erleichtert in der Praxis eine differenzierte Befundung. Sie verliert jedoch mit steigendem Kontrast an Bedeutung, da ein hoher Kontrast größere Schwankungen zulässt. Dies relativiert die Anzahl der 15 inhomogenen Untersuchungen in unserer Studie. Ein mäßiger Kontrast geht oft mit einer schlechten Homogenität einher, da die Ursache für beides in ungünstigen Kreislaufparametern liegt. Im vorliegenden Fall waren dies 5 Untersuchungen (vgl. Tabelle 14).

Die Prävalenz der Pathologien verteilte sich mehrheitlich auf Aortenaneurysmen (incl. Z.n. AA-Therapie 55 %) und Aortendissektionen (incl. Z.n. Adis-Therapie 28 %). Sämtliche anderen Pathologien waren entweder Folgeerscheinungen oder kamen nur sehr selten vor.

Der Kontrast betrug bei allen Pathologien mehrheitlich (mind. 80 %) über 200 HU (vgl. Tabelle 14, grüner Bereich). Einen verhältnismäßig hohen Prozentsatz außerhalb des Bereichs wies zum einen die Gruppe ohne Pathologien auf (20 %). Da dieser Gruppe mit 5 richtig gestarteten Untersuchungen jedoch eine sehr geringe Fallzahl zugrunde lag, bleibt die statistische Relevanz hierbei fraglich. Zum anderen führte eine kombinierte thorakale und abdominelle Aortendissektion in 14 % der Fälle (2 von 14) zu einem mäßigen Kontrast, sowie in 29 % (4 von 14) zu einer schlechten Homogenität. Eine dermaßen ausgedehnte Aortendissektion stellt eine Herausforderung für jedes KM-Protokoll dar. In unserer Studie ergaben sich dennoch in 72 % dieser Untersuchungen eine gute Homogenität, und in 86 % ein guter Kontrast. Die Homogenität war ferner bei allen Pathologien zu mindestens 65 % im grünen Bereich. Das evaluierte KM-Protokoll erzielte also

überwiegend unabhängig von der vorherrschenden Pathologie hohe Kontrastwerte.

Es bleibt hingegen die Annahme, dass Pathologien allgemein die Homogenität des Bolus einschränken bzw. verschlechtern. Von großer Bedeutung ist deshalb ein adäquater Kontrast, der eine schlechte Homogenität ausgleichen kann und muss.

Die Pathologien wurden überwiegend in Hinblick auf eine mögliche Korrelation zu Fehlstarts oder mäßigem Kontrast ausgewertet. Allgemein traten bei den Fehlstarts (früh/spät) alle Pathologien anteilmäßig auf. Wiederum einen verhältnismäßig hohen Prozentsatz an Fehlstarts wies lediglich die Gruppe ohne Pathologien auf (2 von 7).

Bei den manuell gestarteten Untersuchungen (Tabelle 16) lag die Anzahl der Aortendissektionen mit 44 % (4 / 9) am höchsten. Da jedoch die Start-ROI zu 67 % (6 / 9) im linken Ventrikel lag, ist fragwürdig, ob die Ursache der Fehlstarts tatsächlich in der Pathologie zu suchen ist. Bei den mäßig kontrastierten Untersuchungen (Tabelle 17) fanden sich zum selben Anteil Aortenaneurysmen, wie die Start-ROI im linken Ventrikel (jeweils 63 %, bzw. 5 / 8). Der Anteil an Aortenaneurysmen entspricht in etwa dem Gesamtanteil von 55 % innerhalb der Pathologien (AA nach Intervention inbegriffen). Zudem muss beachtet werden, dass bei zwei der Patienten mit AA die Start-ROI fehlplatziert worden war (Ventrikelseptum, Aneurysmasack). Würde man diese beiden Patienten aus der vorherigen Betrachtung mit der Begründung ausschließen, dass die Ursache des Fehlstarts eindeutig sei, würde sich die vermehrte Lokalisation im linken Ventrikel noch eindeutiger hervorheben.

Des Weiteren lässt sich kein Zusammenhang zur Startzeit feststellen. Der Start bei manuellen Untersuchungen lag zwar durchschnittlich bei 24 s, was 6 s später war, als der Durchschnitt der automatisch gestarteten, dies lässt sich jedoch nicht eindeutig mit einer bestimmten Pathologie oder der Lokalisation der Start-ROI verknüpfen. Eine auffällige Gemeinsamkeit zeigte sich hingegen zwischen manuellem Start und mäßigem Kontrast. 6 Patienten sind in beiden Gruppen vertreten. Bei zwei dieser Patienten wurde die Start-ROI fehlpositioniert (Ventrikelseptum, Aneurysmasack). Bei den 4 übrigen lag die Start-ROI im linken Herzventrikel und jede Pathologie-Gruppe war einmal vertreten (vgl. Tabelle 16).

Es lässt sich also insgesamt schließen, dass der Hauptgrund für manuelle Starts und mäßigen Kontrast in der vorliegenden Arbeit durch ungünstige Positionierung der Start-ROI bedingt ist. Ein Versuch, das KM-Protokoll weiter zu optimieren, sollte den Ansatz der sorgfältigen Platzierung der Start-ROI mit verfolgen.

4.3 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie wurde ein etabliertes Kontrastmittel-Protokoll nach objektivierten Bewertungsmaßstäben evaluiert. Trotz der Komplexität, welcher Aorten-CTs aufgrund von schwierigen und ausgedehnten Pathologien, sowie patienten-individuellen Kreislaufparametern unterliegen, wurden mit dem Protokoll überwiegend sehr gute Ergebnisse erzielt. Dies gilt unabhängig von Alter und Geschlecht der Patienten. Es traten zudem keinerlei Komplikationen auf.

Die beobachteten Resultate entsprachen den allgemeinen Beobachtungen anderer Autoren, wobei bisher niemand in ähnlich konsequenter Form Qualitätsparameter quantifiziert hat.

Mögliche Verbesserungen können zukünftig bei der Positionierung der Start-ROI vorgenommen werden. Die Homogenität ist der am schwierigsten zu beeinflussende Faktor, verliert jedoch bei einem adäquaten Kontrast an Bedeutung.

Insgesamt wurde mit dem evaluierten KM-Protokoll die aus der Literatur bekannte Theorie der Kontrastmitteldynamik sehr gut in die Praxis umgesetzt.

5 Zusammenfassung

In den letzten 15 Jahren hat sich die Computertomographie (CT) zu einem der bedeutendsten bildgebenden Verfahren in der medizinischen Diagnostik entwickelt. Die Kombination von schnellen CT-Scannern und hochkonzentriert jodhaltigen Kontrastmitteln erlaubt heutzutage die Durchführung von CT-Angiographien über die Gesamtlänge der Aorta mit einem hohen arteriellen Kontrast. Hierzu muss jedoch eine sorgfältige Abstimmung des CT-Protokolls auf die Kontrastmittelapplikation erfolgen.

Ziel dieser Arbeit war es, den Vorteil von hochkonzentriertem jodhaltigen Kontrastmittel in der Multi-Detektor CT-Angiographie (MDCTA) der Aorta mit automatischem Bolus-Tracking nach neu definierten, objektivierten Bewertungsmaßstäben zu evaluieren.

Es wurden MDCTA von 100 Patienten ausgewertet, welche eine Angio-CT der gesamten Aorta inkl. der Beckenachse erhalten hatten. Die Untersuchungen beinhalteten thorakale und abdominelle Aneurysmen und Aortendissektionen. Die Untersuchungsdaten wurden hinsichtlich Kontrastqualität, Kontrasthomogenität und Synchronisation des Startzeitpunktes mit der Kontrastmittelapplikation beurteilt.

Unabhängig von teilweise komplexen und ausgedehnten Aortenpathologien, von patienten-individuellen Kreislaufparametern, Alter und Geschlecht wurden überwiegend sehr gute Ergebnisse erzielt.

Über die Gesamtaorta wurde ein Kontrast von durchschnittlich 306 ± 66 Hounsfield-Einheiten erreicht. In 73 % der Untersuchungen wurde mindestens ein sehr guter Kontrast erzielt. 72 % der Fälle wiesen eine gute oder sehr gute Homogenität des Kontrastmittel-Bolus auf.

Ein optimaler Scanstart wurde bei 87 % der Untersuchungen erreicht. Von 13 nicht optimal gestarteten Scans erzielten noch 8 Untersuchungen mindestens sehr gute Dichtewerte.

Die Verbindung von hochkonzentriertem jodhaltigem Kontrastmittel und automatischem Bolus-Tracking erlaubt demnach eine verlässliche MDCTA der Gesamtaorta bei verschiedenen Gefäßpathologien mit exzellenten Kontrastwerten und homogener Kontrastmittelverteilung.

Die eigens entwickelten Bewertungsparameter stellten sich als gute Grundlage für eine objektiv quantifizierende Evaluationsplattform dar.

Ziel zukünftiger Studien könnte sein, zu untersuchen, ob ein Anheben der Threshold-Schwelle zu einer Verminderung zu früh gestarteter Untersuchungen beiträge, oder ob dadurch die Anzahl der Fehlstarts anstiege. Die korrekte Positionierung der Start-ROI („region of interest“) spielt eine große Rolle für das Gelingen eines optimalen Scanstarts, hier gibt es mögliche Verbesserungsansätze.

Um den Einfluss der Pathologien auf das Untersuchungsergebnis besser abschätzen zu können, könnte ein größeres Patientengut mit unauffälligen und pathologischen CT-Angiographien miteinander verglichen werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Awai K, Hiraishi K, Hori S, *Effect of Contrast Material Injection Duration and Rate on Aortic Peak Time and Peak Enhancement at Dynamic CT Involving Injection Protocol with Dose Tailored to Patient Weight*. Radiology. 230: 142-150 **(2004)**
 2. Awai K, Hori S, *Effect of contrast injection protocol with dose tailored to patient weight and fixed injection duration on aortic and hepatic enhancement at multidetector-row helical CT*. Eur Radiol. 13: 2155-2160 **(2003)**
 3. Awai K, Inoue M, Yagyu Y, Watanabe M, Sano T, Nin S, Koike R, Nishimura Y, Yamashita Y, *Moderate versus high concentration of contrast material for aortic and hepatic enhancement and tumor-to-liver contrast at multi-detector row CT*. Radiology. 233: 682-688 **(2004)**
 4. Awai K, Takada K, Onishi H, *Aortic and hepatic enhancement and tumor-to-liver contrast: analysis of the effect of different concentrations of contrast material at multidetector-row helical CT*. Radiology. 224: 757-763 **(2002)**
 5. Bae KT, *Technical aspects of contrast delivery in advanced CT*. Appl Radiol. 32[Suppl]: 12-19 **(2003)**
 6. Bae KT, *Peak contrast enhancement in CT and MR angiography: when does it occur and why? Pharmacokinetic study in a porcine model*. Radiology. 227: 809-816 **(2003)**
 7. Bae KT, Heiken JP: *Computer modeling approach to contrast medium administration and scan timing for multislice CT*. In: Marincek Bb Ros PR, Reiser M, Baker ME (Hrsg) *Multislice CT: A Practical Guide*. Springer: Berlin Heidelberg New York. 28-36 **(2000)**
-

8. Bae KT, Heiken JP, Brink JA, *Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model.* Radiology. 207: 657-662 **(1998)**
 9. Bae KT, Heiken JP, Brink JA, *Aortic and hepatic peak enhancement at CT: effect of contrast medium injection rate, pharmacokinetic analysis and experimental porcine model.* Radiology. 206: 455-464 **(1998)**
 10. Berland LL, Lee JY, *Comparison of contrast media injection rates and volumes for hepatic dynamic incremented computed tomography.* Invest Radiol. 23: 918-922 **(1988)**
 11. Brink JA, Heiken JP, Forman HP, Sagel SS, Molina PL, Brown PC, *Hepatic spiral CT: reduction of dose of intravenous contrast material.* Radiology. 197: 83-88 **(1995)**
 12. Busse R: *Kreislauf.* In: Schmidt RF, Lang F, Thews G (Hrsg) *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie.* Springer: Heidelberg. 604-663 **(2005)**
 13. Cademartiri F, Niemann K, van der Lugt A, Raaijmakers RH, Mollet N, Pattynama PM, de Feyter PJ, Krestin GP, *Intravenous contrast material administration at 16-detector row helical CT coronary angiography: test bolus versus bolus-tracking technique.* Radiology. 233: 817-823 **(2004)**
 14. Cademartiri F, van der Lugt A, Luccichernti G, Pavone P, Krestin GP, *Parameters affecting bolus geometry in CTA: a review.* J Comput Assist Tomogr. 26: 598-607 **(2002)**
 15. Chambers TP, Baron RL, Lush RM, *Hepatic CT enhancement. Part I. Alternations in the volume of contrast material within the same patients.* Radiology. 193: 513-517 **(1994)**
 16. de Monye C, Cademartiri F, de Weert TT, Siepman DA, Dippel DW, van der Lugt A, *Sixteen-detector-row CT angiography of carotid arteries:*
-

- comparison of different volumes of contrast material with and without a bolus chaser. Radiology. 237: 555-562 (2005)*
17. Dinkel HP, Mattich J, *Multi-row detector CT angiography of the abdominal aorta: bolus tracking versus fixed start delay. Röfo. 175: 1567-1571 (2003)*
 18. Dorio PJ, Lee FT, Henseler KP, Pilot M, Pozniak MA, Winter III TC, Shock SA, *Using a saline chaser to decrease contrast media in abdominal CT. Am J Roentgenol. 180: 929-934 (2003)*
 19. Engeroff B, Kopka L, Harz C, Grabbe E, *Impact of different iodine concentrations on abdominal enhancement in biphasic multislice helical CT (MS-CT). Röfo. 173: 938-941 (2001)*
 20. Fleischmann D, *Present and future trends in multiple detector-row CT applications: CT angiography. Eur Radiol. 12[Suppl 2]: 11-16 (2002)*
 21. Fleischmann D, *Use of high-concentration contrast media in multi-detector row CT: principles and rationale. Eur Radiol. 13[Suppl 5]: M14-M20 (2003)*
 22. Garcia P, Genin G, Bret PM, Bonaldi VM, Reinhold C, Atri M, *Hepatic CT enhancement: effects of the rate and volume of contrast medium injection in an animal model. Abdom Imaging. 24: 597-603 (1999)*
 23. Goretzki G: *Computertomographie*. In: G Goretzki (Hrsg) *Medizinische Strahlenkunde - Physikalisch-technische Grundlagen*. 2. Aufl. Urban & Fischer: München. 173-182 (2004)
 24. Han JK, Kim AY, Lee KY, Seo JB, Kim TK, Choi BI, Lhee CS, Han MC, *Factors influencing vascular and hepatic enhancement at CT: experimental study on injection protocol using a canine model. J Comput Assist tomogr. 24: 400-406 (2000)*
-

25. Heiken JP, Bae KT: *Contrast Medium Administration and Scan Timing for MDCT*. In: Marchal G, Vogl TJ, Heiken JP, Rubin GD (Hrsg) *Multidetector-Row Computed Tomography - Scanning and Contrast Protocols*. 2. Aufl. Springer: Milan Berlin Heidelberg. 13-20 **(2006)**
 26. Heiken JP, Brink JA, McClennan BL, Sagel S, Forman HP, DiCroce J, *Dynamic contrast-enhanced CT of the liver: comparison of contrast medium injection rates and uniphasic and biphasic injection protocols*. Radiology. 187: 327-331 **(1993)**
 27. Heiken JP, Brink JA, McClennan BL, Sagel SS, Crowe TM, Gaines MV, *Dynamic incremental CT: effect of volume and concentration of contrast material and patient weight on hepatic enhancement*. Radiology. 195: 353-357 **(1995)**
 28. Hittmair K, Fleischmann D, *Accuracy of predicting and controlling time-dependent aortic enhancement from a test bolus injection*. J Comput Assist Tomogr. 25: 287-294 **(2001)**
 29. Itoh S, Ikeda M, Achiwa M, Satake H, Iwano S, Ishigaki T, *Late-arterial and portal-venous phase imaging of the liver with a multislice CT scanner in patients without circulatory disturbances: automatic bolus tracking or empirical scan delay?* Eur Radiol. 14: 1665-1673 **(2004)**
 30. Kak AC, Slaney M: *Algorithms for Reconstruction with Nondiffracting Sources*. In: Kak AC, Slaney M (Hrsg) *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press: New York. 49-112 **(1988)**
 31. Kalender WA: *Spiral-CT*. In: WA Kalender (Hrsg) *Computed Tomography*. Publicis: Erlangen. 76-97 **(2005)**
 32. Kim T, Murakami T, Takahashi S, Tsuda K, Tomoda K, Narumi Y, Oi H, Nakamura H, *Effects of Injection Rates of Contrast Material on Arterial Phase Hepatic CT*. Am J Roentgenol. 171: 429-432 **(1998)**
-

33. Kormano M, Partanen K, Soimakallio S, *Dynamic contrast enhancement of the upper abdomen: effect of contrast medium and body weight*. Invest Radiol. 18: 364-367 **(1983)**
 34. Macari M, Israel GM, Berman P, Lisi M, Tolia AJ, Adelman M, Megibow AJ, *Infrarenal Abdominal Aortic Aneurysms at Multi-Detector Row CT Angiography: Intravascular Enhancement without a Timing Acquisition*. Radiology. 220: 519-523 **(2001)**
 35. Mehnert F, Pereira PL, Trubenbach J, Kopp AF, Claussen CD, *Biphasic spiral CT of the liver: automatic bolustracking or time delay*. Eur Radiol. 11: 427-431 **(2001)**
 36. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schopf UJ, Bruning R, Reiser MF, *The technical bases and uses of multi-slice CT*. Radiologe. 39: 923-931 **(1999)**
 37. Polacin A, Kalender WA, Marchal G, *Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT*. Radiology. 185: 29-35 **(1992)**
 38. Prokop M: *MDCT: Technical Principles and Future Trends*. In: Marchal G, Vogl TJ, Heiken JP, Rubin GD (Hrsg) *Multidetector-Row Computed Tomography - Scanning and Contrast Protocols*. 2. Aufl. Springer: Milan Berlin Heidelberg. 5-12 **(2006)**
 39. Prokop M, van der Molen AJ: *Patient Preparation and Contrast media application*. In: Prokop M, Galanski M (Hrsg) *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*. Thieme: Stuttgart. 83-108 **(2003)**
 40. Sandstede JJ, Tschammler A, Beer M, Bogelsang C, Wittenberg G, Hahn D, *Optimization of automatic bolus tracking for timing of the arterial phase of helical liver CT*. Eur Radiol. 11: 1396-1400 **(2001)**
-

41. Schoepf UJ, Bruning R, Becker C, Eibel R, Hong C, von Ruckmann B, Stadie A, Reiser MF, *Imaging of the thorax with multislice spiral CT*. Radiologe. 39: 943-951 **(1999)**
 42. Suzuki H, Oshima H, Shiraki N, Ikeya C, Shibamoto Y, *Comparison of two contrast materials with different iodine concentrations in enhancing the density of the aorta, portal vein and liver at multi-detector row CT: a randomized study*. Eur Radiol. 14: 2099-2104 **(2004)**
 43. Thomas C, Schmitz-Moormann P: *Kreislaufstörungen*. In: Büttner R Thomas C (Hrsg) *Allgemeine Pathologie*. 3. Aufl. Schattauer: Stuttgart New York. 225-257 **(2003)**
 44. Van Hoe L, Marchal G, Baert AI, Gryspeerdt S, Mertens L, *Determination of scan delay-time in spiral CT-Angiography: utility of a test bolus injection*. J Comput Assist Tomogr. 19: 216-220 **(1995)**
-

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. A. Aschoff für die Bereitstellung dieses Themas, sowie die überaus kompetente und freundliche Hilfestellung in allen Belangen während der Durchführung. Zudem danke ich ihm sehr für die Zuweisung meiner Betreuerin, Dr. Andrea Ernst, welche mir immer mit bestem Rat und fleißiger Tat zur Seite stand. Ihr möchte ich für alle hilfreichen Gespräche und ihre großartig motivierte und motivierende Betreuung in ihrer lieben, freundschaftlichen Art von Herzen danken.

Den Mitarbeitern der Radiologischen Abteilung des Universitätsklinikums Ulm danke ich für ihre freundliche Hilfe bei Rückfragen.

Meinem Freund Andreas Wachter danke ich für die Geduld und Unterstützung während der ganzen Zeit.

Der größte Dank gebührt jedoch meinen Eltern, welche mich Zeit meines Lebens immer liebevoll unterstützt und gut geleitet haben und mir so mein Studium und den Abschluss dieser Promotion überhaupt ermöglicht haben.
