

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Deutsches Herzzentrum München
des Freistaates Bayern
Klinik an der Technischen Universität München
(Kardiovaskuläre Radiologie)

**Neue iterative Bildrekonstruktionsalgorithmen
in der
kardialen Computertomographie –
Einfluss auf die Bildqualität und Strahlendosis**

Dr. med. univ. Bettina Marion Gramer

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. P. Henningsen

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. J. Hausleiter
2. Univ-Prof. Dr. E.J. Rummeny

Die Dissertation wurde am 01.02.2012 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die Fakultät für Medizin am 10.04.2013 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	4
1. Einleitung	6
2. Ziele der Untersuchung	10
3. Material und Methoden	11
3.1. Technische Grundlagen der Computertomographie	11
3.1.1. Überblick und Entwicklung der kardialen Computertomographie	13
3.1.2. Siemens SOMATOM Definition Flash	17
3.2. Rekonstruktionsmethoden	19
3.2.1. Prinzip der gefilterten Rückprojektion	19
3.2.2. Prinzip der iterativen Rekonstruktion	20
3.2.3. Siemens IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space)	21
3.3. Möglichkeiten der Bildakquisition	22
3.3.1. EKG-Synchronisation	22
3.3.2. Prospektiv EKG-getriggerte Computertomographie des Herzens	23
3.3.3. Retrospektiv EKG-getriggerte Computertomographie des Herzens	24
3.3.4. Computertomographie in High-pitch Technik	25
3.4. Bildrekonstruktion	26
3.4.1. Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP)	27
3.4.2. Multiplanare Reformation (MPR)	28
3.4.3. Volume-Rendering-Technique (VRT)	28
3.5. Strahlendosis	29
3.5.1. Grundlagen zur Dosisabschätzung	29
3.5.2. Dosisabschätzung	30
3.6. Patientenkollektiv	30
3.7. Vorgehen	31
3.7.1. Untersuchungsmethode	31
3.7.2. Rekonstruktion der Bilder	33
3.7.3. Auswertung der Bildqualität	33

3.7.4. Statistische Auswertung	36
4. Ergebnisse	37
4.1. Patientencharakteristika	37
4.2. Charakteristika der CT-Untersuchungen der Pulmonalvenen	38
4.3. Vergleich der beiden Rekonstruktionsmethoden	39
4.3.1. Quantitative Bildqualitätsparameter	40
4.3.2. Qualitative Bildqualitätsparameter	42
4.3.3. Gesamtvergleich von FBP zu IR	43
4.3.4. Vergleichbarkeit der beiden Untersucher	44
5. Diskussion	47
5.1. Ansätze zur Strahlendosisreduktion	47
5.2. Auswirkungen der iterativen Rekonstruktion auf die quantitative Bildqualität	54
5.3. Auswirkungen der iterativen Rekonstruktion auf die qualitative Bildqualität	56
5.4. Nutzen-Risiko-Abwägung für die Pulmonalvenen-CT	57
5.5. Überlegungen für weitere Einsatzmöglichkeiten der iterativen Rekonstruktion	59
6. Zusammenfassung	61
7. Literaturverzeichnis	65
8. Bildanhang	73
9. Abbildungs-, Tabellen- und Diagrammverzeichnis	74
10. Curriculum vitae	79
11. Danksagung	82

Abkürzungsverzeichnis

A	Aorta
AA	Aorta ascendens
Abb	Abbildung
AD	Aorta descendens
ALARA	as low as reasonably achievable
BMI	Body mass index
CT	Computertomographie / Computertomograph
CTA	CT-Angiographie
CTDI	CT-Dosis-Index
CTDIvol	CT-Volumen-Dosis-Index
DLP	Dosis-Längen-Produkt
DSCT	Dual-Source Computertomographie
EBCT	Electron beam computed tomography (Elektronenstrahl- Computertomographie)
EKG	Elektrokardiogramm
EPU	Elektrophysiologische Untersuchung
FBP	Filtered back projection
Gy	Gray
HU	Hounsfield Units
IR	Iterative Rekonstruktion
IRIS	Iterative Reconstruction in Image Space
KHK	Koronare Herzkrankheit
KM	Kontrastmittel
kV	Kilovolt
LA	Linker Vorhof
LAD	Left anterior descending artery – Ramus descendens anterior der linken Koronararterie
LAO	Left anterior oblique – Rekonstruktion von schräg links-anterior
LCX	Left circumflex artery – Ramus circumflexus der linken Koronararterie
LM	Left main – Hauptstamm der linken Koronararterie
LV	Linker Ventrikel
mAs	Milliampersekunden

MI	Myokardinfarkt
MIP	Maximum-Intensitäts-Projektion
MK	Mitralklappe
MPR	Multiplanare Reformation
MSCT	Mehrschicht-Computertomographie
mSv	Millisievert
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
Pixel	Pictures x-ray element
PV	Pulmonalvenen
RA	Rechter Vorhof
RAO	Right anterior oblique – Rekonstruktion von schräg-rechts-anterior
RAO cran	Right anterior oblique cranial Rekonstruktion von schräg-rechts-anterior und cranial
RCA	Right coronary artery – Rechte Koronararterie
RV	Rechter Ventrikel
SD	Standardabweichung
SPECT	Single-Photon-Emissionscomputertomographie
TK	Trikuspidalklappe
VHF	Vorhofflimmern
Voxel	Volume X-ray element
VRT	Volume Rendering Technique

1. Einleitung

Seit der Einführung der Mehrschicht-Computertomographie durch verschiedene große Hersteller im Jahr 1988 hat die Computertomographie (CT) eine rasche Weiterentwicklung erfahren. Die Mehrschicht-Technologie und ihre stetige Verbesserung führten zu einem bedeutenden Durchbruch der Computertomographie in verschiedenen Anwendungen [Klingenbeck-Regn K 1999; S.110].

Multiplanare und dreidimensionale Bildrekonstruktionen wurden möglich, und erweiterte Untersuchungsmöglichkeiten wie die hochauflösende CT-Angiographie oder die kardiale CT hielten Einzug in die klinische Praxis. Ermöglicht wurde dies einerseits durch eine kürzere Rotationszeit der Gantry, der Abtasteinheit, welche die Röntgenkomponenten und das Messsystem enthält, andererseits durch eine höhere räumliche Auflösung entlang der z-Achse, wodurch eine bessere Nutzung der eingesetzten Röntgenstrahlung möglich wurde (Abb. 1) [Napoli A 2004; S.33].

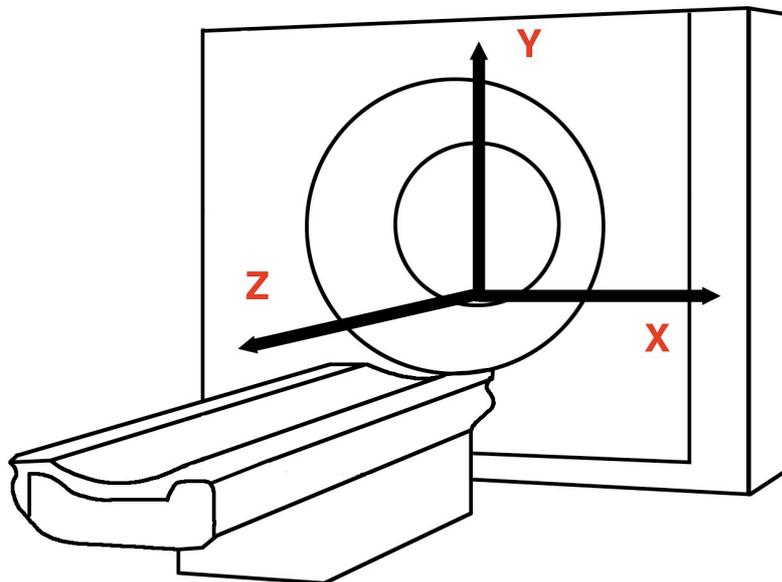


Abbildung (Abb) 1: Schematischer Aufbau eines Computertomographen.

Erst aufgrund der Weiterentwicklungen im Bereich der CT-Technik wurde über die letzten Jahre die computertomographische Darstellung des Herzens möglich. Dadurch gewann diese immer mehr an Bedeutung als eine nicht-invasive Methode,

um Stenosen im Bereich der Koronararterien oder auch der Pulmonalvenen sowie Vorhoffthromben vor elektrophysiologischer Untersuchung zu identifizieren.

Durch diese stetige Entwicklung in der Technologie der Computertomographen hat jedoch auch die Strahlenexposition zugenommen [Hausleiter J 2009; S.500]. Einem Bericht des Bundesamt für Strahlenschutz aus dem Jahre 2007 zufolge hat sich der Einsatz der Computertomographie im Zeitraum von 1996 bis 2004 um 65 % erhöht. Auch wenn der Anteil der CT-Untersuchungen an der Gesamthäufigkeit aller Röntgenuntersuchungen im Jahre 2004 mit 6 % gering erscheint, so zeigt sich die hohe Strahlenbelastung dadurch, dass fast die Hälfte der gesamten Strahlendosis durch röntgendiagnostische Maßnahmen aufgrund von CT-Untersuchungen in der Bevölkerung zustande kommen. (Abb. 2) [BfS-PM 2007].

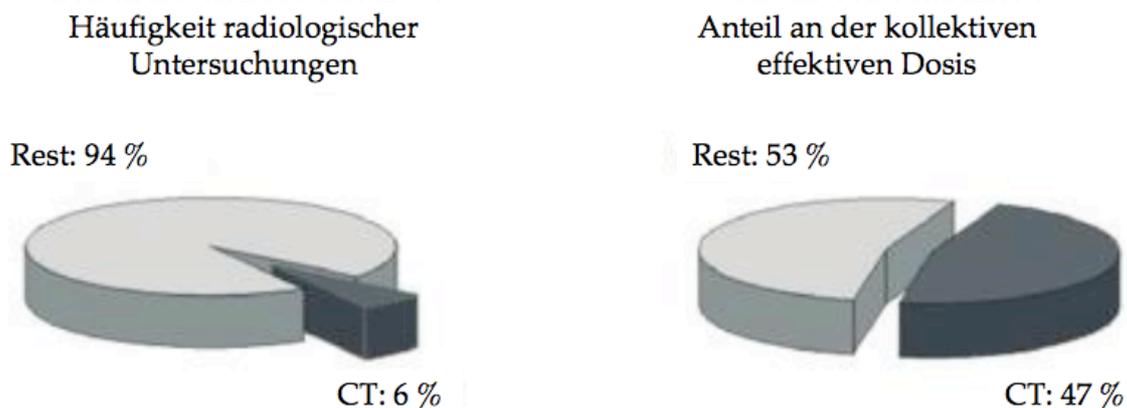


Abb. 2: Anteil der Computertomographie an der Gesamtstrahlenbelastung durch röntgendiagnostische Maßnahmen.

Um der konsekutiv, durch den vermehrten Einsatz der CT-Untersuchungen, immer größer werdenden Strahlenbelastung entgegenzuwirken und dem ALARA-Grundsatz („as low as reasonably achievable“), die notwendige Strahlenbelastung so gering wie möglich zu halten, folgen zu können, wurden verschiedenste neue Bildakquisitionsmöglichkeiten und Rekonstruktionstechniken zur Strahlendosisreduktion entwickelt [Xu L 2010; S.18]. Beispiele hierfür sind die EKG-getriggerte Röhrenstrommodulation, die prospektiv EKG-getriggerte Bildakquisition sowie die Senkung des Röhrenstroms und der Röhrenspannung.

Die Verminderung des Röhrenstroms korreliert zwar linear mit einer Reduktion der Strahlendosis, ist jedoch auch mit einem Anstieg des Bildrauschens und einer potentiellen Einschränkung der Bildqualität verbunden [Gerber TC 2005; S.166].

Dies stellt ein Problem dar, wenn man die strahlenreduzierten Bilder mit der derzeit als Standard verwendeten Rekonstruktionsmethode, der so genannten gefilterten Rückprojektion (engl. Filtered back projection = FBP) rekonstruiert. Die gefilterte Rückprojektion ist ein Algorithmus, mit dem durch Filterung und anschließende Rückprojektion in die Bildebene, die gewonnenen Rohdaten in Bilddaten umgesetzt werden. Dabei muss ein Kompromiss zwischen räumlicher Bildauflösung, also Bildschärfe, und Bildrauschen eingegangen werden. Wird die Strahlendosis durch Verminderung des Röhrenstroms oder der Röhrenspannung reduziert, wird das Bildrauschen erhöht und somit die Bildschärfe tendenziell verschlechtert [Wang G 2008; S. 1053].

Um dem Problem des erhöhten Bildrauschens und der potentiell verschlechterten Bildschärfe entgegenzuwirken, besann man sich der iterativen Rekonstruktion, welche bisher vor allem in der Nuklearmedizin verwendet wurde und schon in den 70er Jahren als eine viel versprechende Methode beschrieben wurde, um klinische Bilder mit geringem Bildrauschen zu erzeugen [Liow JS 1977; S. 1624]. Die Verwendung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen bewirkt eine Reduktion des Bildrauschens sowie konsekutiv eine Erhöhung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses und dadurch eine Verbesserung der Bildschärfe [Leipic J 2010; S.649]. Jedoch ist das iterative Rekonstruktionsverfahren sehr rechenintensiv, wodurch es lange Zeit nur bei nuklearmedizinischen Scans, welche ein deutlich kleineres Datenvolumen als übliche computertomographische Scans haben, zum Einsatz kam. Erst durch die deutliche technische Verbesserung der heutigen Computertomographen und deren Rechensysteme ist der Ansatz der iterativen Rekonstruktion nun auch in der CT möglich [Sidky EY 2008; S.4778].

Bei der iterativen Rekonstruktion werden die Schnittbilder durch allmähliche Annäherung an die tatsächliche Dichteverteilung errechnet. Zunächst wird ein Ausgangsbild berechnet und aus diesem neue, synthetische Projektionsdaten erzeugt. Anschließend werden diese mit den tatsächlich aufgenommenen „echten“ Messrohdaten verglichen und entsprechend korrigiert. Dieses iterative Verfahren

wird so lange fortgesetzt, bis ein definiertes Abbruchkriterium erfüllt ist. Danach ist im korrigierten Bild die räumliche Bildauflösung in kontrastreichen Regionen erhöht, das Bildrauschen in gering kontrastierten Arealen dagegen reduziert. Bildauflösung und Bildrauschen sind somit entkoppelt [Thibault JB 2007; S.4527].

Die Nachteile dieser Methode waren bislang aber, dass bei der Berechnung der synthetischen Projektionsdaten das Mess-System des Computertomographen mathematisch genau nachgebildet werden muss, was sehr rechenaufwändig ist. Zudem ist eine große Zahl von Iterationen erforderlich. Damit nehmen die Rechenzeit für die Rekonstruktion und die Anforderungen an die Computerkapazitäten derartig zu, dass das Verfahren in der klinischen Praxis lange Zeit nicht anwendbar war [Wang J 2009; S.252].

Durch die Weiterentwicklung auf Ebene der Computertechnologie sowie neuartigen Ansätzen im Bereich der iterativen Rekonstruktion wurden jüngst Methoden entwickelt, um den Gebrauch der iterativen Rekonstruktionsmethoden in klinischen Routineuntersuchungen zu ermöglichen. [Thibault JB 2007; S.4527].

2. Ziele der Studie

Das Hauptziel der vorliegenden prospektiven Studie war es, den Einfluss einer neu entwickelten iterativen Bildrekonstruktionstechnik auf die quantitative und qualitative Bildqualität von kardialen CT-Untersuchungen, im Vergleich zur konventionellen Bildrekonstruktion (Filtered back projection, kurz FBP) zu untersuchen.

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war es, die Möglichkeiten einer Dosisreduktion durch die Verwendung der iterativen Bildrekonstruktion in der kardialen CT zu untersuchen.

Das dritte Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss der iterativen Bildrekonstruktion auf die Beurteilbarkeit einer koronaren CT-Angiographie in einer Substudie zu untersuchen.

3. Material und Methoden

3.1. Technische Grundlagen der Computertomographie

Die Computertomographie erstellt mittels Röntgenstrahlen transversale Schnittbilder des Körpers. Hierzu bewegen sich Röntgenröhre und Detektoren gemeinsam auf einer Kreisbahn um den Patienten. Ein fächerförmiger Röntgenstrahl, dessen Breite der gewünschten Dicke der Körperschicht entspricht, durchdringt senkrecht zur Körperachse das zu untersuchende Volumen. Ihr gegenüber ist ein Detektor angebracht, der die durch Absorption abgeschwächte Strahlung aufzeichnet (Abb. 3). Diese Anordnung (Gantry) rotiert um den Körper, sodass für jede Ebene viele solcher Durchstrahlungsprojektionen aufgenommen werden.

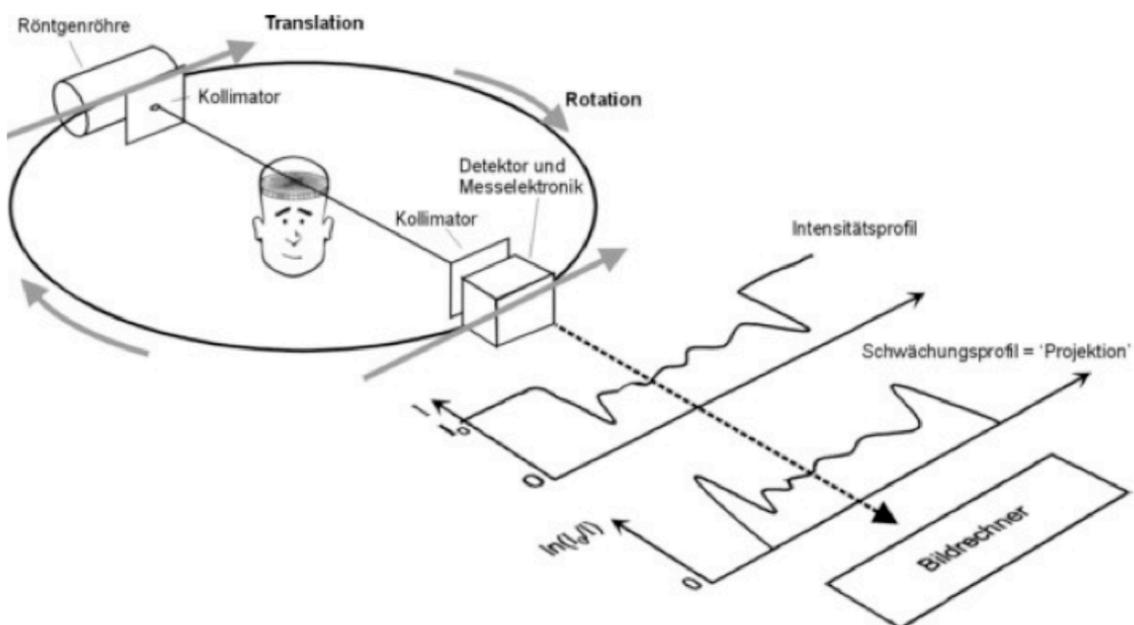


Abb. 3: Schematische Darstellung der Bildakquisition in der Computertomographie.

Aufbereitet durch die Messelektronik, werden die Analogsignale von einem Computer aufgezeichnet und über geeignete Algorithmen verarbeitet. Die registrierten Schwächungswerte werden von einem Computer in ihrer örtlichen Verteilung rekonstruiert und auf dem Monitor in unterschiedlichen Graustufen angezeigt. Den gemessenen Volumenelementen (Voxel) wird vom Computer ein spezieller Absorptionswert zugeordnet, der einem errechneten Bildpunkt (Pixel)

entspricht. Da das menschliche Auge nur circa 20 Graustufen unterscheiden kann, bedient man sich zur Darstellung der Dichtewerte der Fenstertechnik. Hierbei wird für jede Untersuchung eine geeignete Fenstereinstellung gewählt, welche nur die zu beurteilenden Organstrukturen als Graustufen darstellt. Die durchschnittliche Schwächung der Röntgenstrahlen in einem Voxel wird zahlenmäßig durch die so genannte Hounsfield-Skala angegeben. Der Wert der Hounsfield Einheit (HU) entspricht dem Schwächungswert und damit dem Dichtewert des Objekts. Fixpunkt ist in dieser Skala der Dichtewert von Wasser mit 0 HU. Nach oben wird die Skala durch sehr dichte Knochenstruktur mit mehr als 1000 HU, nach unten von Luft mit -1000 HU begrenzt (Abb. 4).

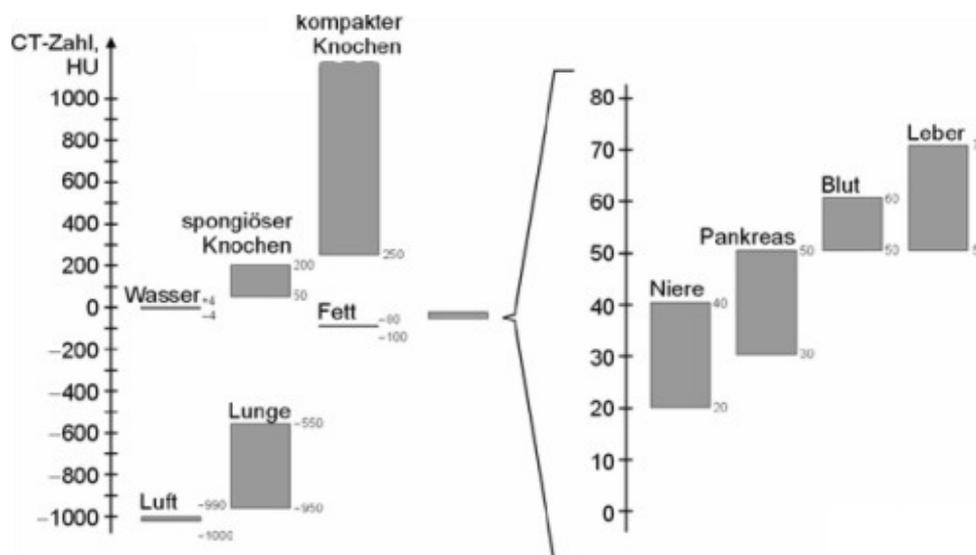


Abb. 4: Hounsfield-Skala für verschiedene Gewebetypen.

Da der Dichtewert eines Voxel immer ein rechnerisch ermittelter Durchschnittswert für die gesamte Schichtdicke ist, kann es vor allem bei dickeren Schichten zu so genannten Partialvolumeneffekten kommen. Das bedeutet, dass bei einem Zusammentreffen von zwei Geweben sehr unterschiedlicher Dichte innerhalb eines Voxels ein für beide Strukturen nicht zutreffender Durchschnittswert errechnet wird. Dadurch kann es zu Fehlinterpretationen kommen. Ziel ist es deshalb, möglichst kleine isotrope Voxel zu erhalten. Dies kann man nur durch geringe Schichtdicke erreichen. In der Umgebung von sehr dichten Fremdkörpern im Untersuchungsfeld (z.B. Metallimplantate) kann es außerdem zu Hochkontrastartefakten kommen, da die Absorption von Photonen zu Messausfällen führen kann [Reiser M 2006; S.82].

3.1.1. Überblick und Entwicklung der kardialen Computertomographie

Die Grundlagen für die Röntgenbildgebung und somit auch für die Computertomographie als Röntgenschnittbildverfahren wurde Ende des 19. Jahrhunderts gelegt, als der Physiker Wilhelm Conrad Röntgen die nach ihm benannte Strahlung entdeckte [Röntgen WK 1876; S. 727]. Mitte des 20. Jahrhunderts entwickelte Allan McLeon Cormack eine Methode zur Berechnung des Absorptionsverhaltens von Strahlen in menschlichen Körpern, sodass schließlich 1972 die Erfindung der Computertomographie durch den Ingenieur Sir Godfrey Newbold Hounsfield möglich war, wofür dieser zusammen mit Cormack 1979 den Nobelpreis für Medizin erhielt (Abb. 5) [WA 2006; S.30].



Abb. 5: Sir Godfrey Newbold Hounsfield.

Im Gegensatz zum herkömmlichen Röntgen hat die Computertomographie den Vorteil, dass unter Verwendung der modernen Computertechnik überlagerungsfreie Querschnittsbilder erzeugt werden können. Dadurch können niedrigere Kontrastunterschiede visualisiert und nicht nur Knochen, sondern auch Haut, Fettgewebe und andere Weichteile voneinander differenziert werden. Dies wird ermöglicht, indem bei der CT im Gegensatz zum konventionellen Röntgen die Röntgenröhre nicht stationär aufgebaut, sondern in einer ringförmigen Einheit, der so genannten Gantry, untergebracht ist, welche auf einer Kreisbahn um den Untersuchungstisch rotiert. Die Detektoren, welche die auftreffenden Röntgenstrahlen erfassen und in elektrische Signale umwandeln, können entweder gegenüber der Röntgenröhre ebenfalls um den Patienten rotieren oder als geschlossener ortsfester Detektorring angebracht sein. Durch diesen Aufbau der Gantry ist es möglich, jeden einzelnen Punkt der Körperachse mehrfach und unter

verschiedenen Winkeln zu durchstrahlen und so Rückschlüsse auf die räumliche Verteilung der Schwächungskoeffizienten zu ziehen. Die während der Bewegung gemessenen Projektionsbilder werden digital gespeichert und können später zur nachträglichen Bildrekonstruktion verwendet werden [Buzug TM 2005; S.49].

Die Anforderungen an die Bildgebung, um eine adäquate Darstellung des ständig sich bewegenden Herzens und seiner Strukturen zu gewährleisten, sind jedoch extrem hoch. Zum einen ist eine hohe zeitliche Auflösung notwendig, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Zum anderen erfordert eine angemessene Visualisierung kleiner, komplexer anatomischer Strukturen, wie sie die Koronararterien darstellen, eine hohe räumliche Auflösung - möglichst im Submillimeterbereich. Gleichzeitig muss das gesamte Herz innerhalb einer Atempause untersucht werden, um Atmungsartefakte zu vermeiden. Das heißt, für einen kardialen CT-Scan steht ein Zeitraum von maximal 20 Sekunden zur Verfügung [Flohr T 2003; S.8].

In den frühen 1980er Jahren betrug die Datenakquisitionszeit bei den schnellsten CT-Geräten aufgrund der Rotation der Röntgenröhre um den Patienten, welche mittels eines Kabels mit Strom versorgt wurde und ein Anhalten der Röhre nach 360° und das Zurückführen an die Startposition verlangte, 2 Sekunden. Dadurch resultierte eine schlechte zeitliche Auflösung, welche als limitierender Faktor bei der kardiovaskulären Diagnostik diskutiert wurde. Dies führte zur Entwicklung der Elektronenstrahl-Computertomographie (Electron beam computed tomography = EBCT), welche einen Elektronenstrahl zur Erzeugung der Röntgenstrahlung benutzt [Boyd D 1983; S.45ff]. Bei diesen Geräten bewegen sich keine mechanischen Komponenten mehr. Um den Patienten herum befinden sich ein 360°-Kreis mit Detektoren und ein Ring aus einem Material wie zum Beispiel Wolfram, welcher als Ziel für den Elektronenstrahl dient. Durch diese Technik können sehr schnell Bilder erzeugt werden, unter anderem Echtzeitaufnahmen vom schlagenden Herzen [Wong ND 1996; S.1221]. Somit wurde auch die Bestimmung des Kalkgehaltes der Koronararterien, die so genannte Calcium-Score Untersuchung ermöglicht. Jedoch war mit dieser Methode die Darstellung der Koronararterien nur eingeschränkt möglich [Sechtem U 2000; S.87], wodurch sich die EBCT trotz der hohen zeitlichen Auflösung von 50 bis 100 ms aufgrund der eingeschränkten räumlichen Auflösung

von 1,5 bis 3 mm nicht durchsetzen konnte [Flamm SD 1998; S.572].

Ein weiterer wichtiger Schritt in Richtung kardialer CT war 1987 die Einführung von Subsekunden-Spiral-CT-Geräten (Rotationszeit: 0,75 Sekunden) durch die Erfindung der Schleifringtechnologie, die eine kontinuierliche Rotation von Röntgenröhre und Detektor um den Patiententisch ermöglicht [Ohnesorge B 1999; S.923].

Mit der Einführung der 4-Zeilen-Computertomographie wurden erstmals Rotationszeiten von 0,5 Sekunden möglich. Diese Technik nutzt den fächerförmigen Röntgenstrahl, um mit vier in axialer Richtung aneinander liegenden Detektorzeilen vier Schichten gleichzeitig aufzuzeichnen. Somit wurden erstmals verkürzte Untersuchungszeiten sowie eine Schichtdicke von unter 1 mm ermöglicht, welche die axiale Auflösung wesentlich erhöht. Jedoch war damit eine zuverlässige Darstellung der Koronararterien noch nicht möglich [Kopp AF 2000; S.93].

Mit dem 2002 eingeführten 16-Zeilen-Detektoren-System konnte ein weiterer Schritt zur Verbesserung der räumlichen Auflösung aufgrund einer Schichtdicke von unter 0,75 mm erreicht werden. Zudem weisen diese 16-Zeilen-CT-Geräte mit 0,42 Sekunden pro Umdrehung eine noch einmal deutlich kürzere Rotationszeit auf. Mit dieser Innovation gelang erstmals eine annähernd artefaktfreie Darstellung des sich fast kontinuierlich bewegenden Herzens [Flohr T 2003; S.8].

Der nächste Schritt in der Weiterentwicklung von CT-Geräten ist der 64-Zeilen-Computertomograph. Bei dem Hersteller Siemens bewegt sich hierbei zusätzlich die Strahlenquelle in der Röntgenröhre periodisch in longitudinaler Richtung zwischen zwei Punkten (z-flying focal spot). Dies ermöglicht die Erstellung von jeweils zwei Bildern pro Zeile, also effektiv 64-Zeilen in einer Umdrehung. Weiterhin reduzierte sich die Rotationszeit bei den 64-Zeilen-CT-Scannern auf 0,33 Sekunden, wodurch sich die zeitliche Auflösung weiter verbesserte. Dadurch wurde eine weiter verbesserte, nahezu artefaktfreie Darstellung des Herzens und der Koronararterien ermöglicht [Flohr T 2005; S.2536].

Aber auch die modernsten Single-Source Geräte, welche mit einer rotierenden Röntgenröhre ausgestattet sind, sind in ihrer Scangeschwindigkeit durch den

maximalen Tischvorschub, bei dem noch zusammenhängende Daten akquiriert werden können, eingeschränkt (Abb. 6a). 2005 brachte Siemens den ersten Dual-Source Computertomographen (DSCT), welcher vor allem die zeitliche Auflösung weiter deutlich verbesserte und nebenbei die Scangeschwindigkeit erhöhte (Abb. 6b).

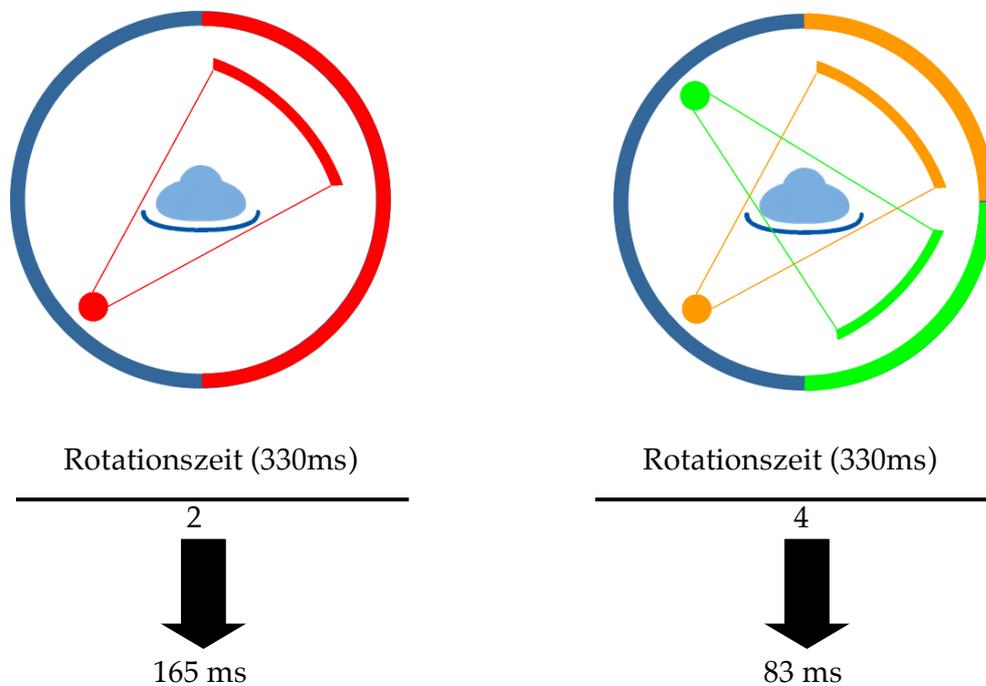


Abb. 6a und b: Schematische Darstellung eines 6a: Single-Source CT, 6b: eines Dual-Source CT.

Das so genannte Somatom Definition war ein medizinischer Quantensprung, vor allem für die Herzdiagnostik. Durch zwei parallel um den Patienten rotierenden Röntgenquellen, welche jeweils einen fächerförmigen Röntgenstrahl aussenden und von gegenüberliegenden Detektoren das abgeschwächte Signal aufgezeichnet wird, ist im Gegensatz zum Single-Source-CT bei dem eine 180° -Rotation der Gantry erforderlich ist, lediglich nur noch eine 90° -Rotation nötig, um die Daten zu akquirieren, die zur Rekonstruktion einer axialen Schicht benötigt werden. Dies resultiert in einer weiter verbesserten zeitlichen Auflösung von 83 ms und einer Kollimation von 0,33 mm. Somit waren erstmalig präzise Aufnahmen von schnell oder unregelmäßig schlagenden Herzen möglich [Johnson TRC 2006; S.1409].

2009 wurde dann das erste Dual-Source-CT-Gerät der zweiten Generation, das so genannte Siemens Somatom Definition Flash (Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) vorgestellt (Abb. 7) [Siemens AG 2009; S.8]. Die genaue

Funktionsweise dieses Gerätes wird im Folgenden in Abschnitt 3.1.2. genauer dargestellt.



Abb. 7: Siemens SOMATOM Definition Flash.

3.1.2. Siemens SOMATOM Definition Flash

Das Siemens SOMATOM Definition Flash ist ein Dual-Source Computertomograph, welcher wie die Dual-Source CT-Geräte der 1. Generation mit zwei Röntgenquellen und zwei Detektoren ausgestattet, die im Winkel von 90° angeordnet sind und durch synchrone Rotation gleichzeitig Daten aufnehmen (Abb. 8) [Achenbach S 2010; S.341]. Die Kombination dieser Dual-Source Technologie mit sehr schnellen Hardware-Komponenten, einer Gantryrotation von 0,28 s und einem Patientenlagerungstisch mit optimiertem Tischvorschub ermöglicht eine Tischgeschwindigkeit von bis zu 45 cm pro Sekunde [Siemens AG 2009; S.22].

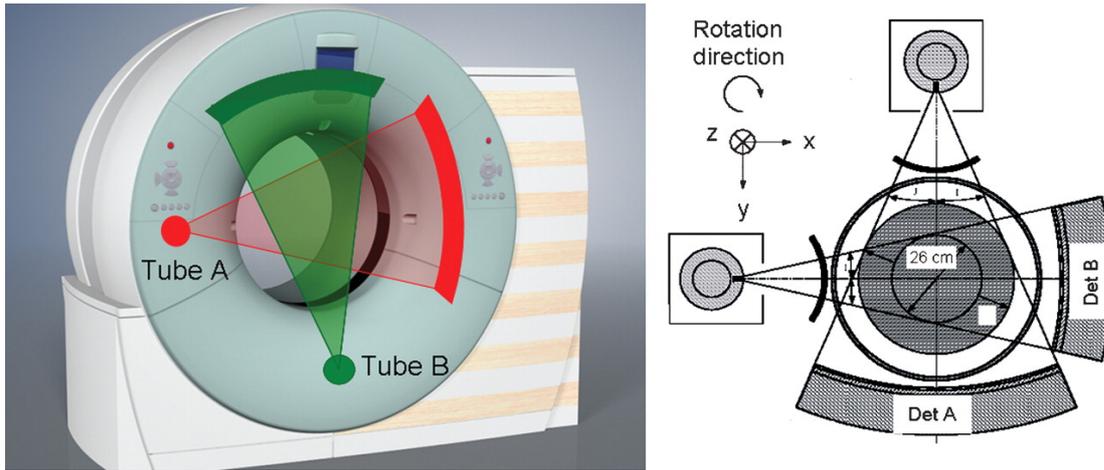


Abb. 8: Prinzip eines Dual-Source Computertomographen.

Diese schnelle Tischgeschwindigkeit ließ sich bisher mit den üblichen Single-Source Computertomographen nicht erreichen und hätte aufgrund nur einer vorhandenen Röntgenröhre und eines Detektors zu Lücken im Datenvolumen und somit unbrauchbaren Datensätzen geführt [Sommer WH 2010; S.65].

Durch diese technische Ausstattung des Computertomographen mit einer zeitlichen Auflösung von 75 ms ist die Darstellung des Herzens mit Hilfe der prospektiven EKG-Triggerung in einem einzigen Herzzyklus möglich (Abb. 9). Dadurch kann das gesamte Herz weitgehend bewegungsartefaktfrei dargestellt werden. Im Herzzyklus gibt es zwei Ruhephasen der sich mitbewegenden Koronararterien, eine am Ende der Systole, der Phase der maximalen Kontraktion sowie eine am Ende der Diastole, der Phase der maximalen Füllung. Während dieser Zeitintervalle steht das Herz für einen Bruchteil einer Sekunde still.

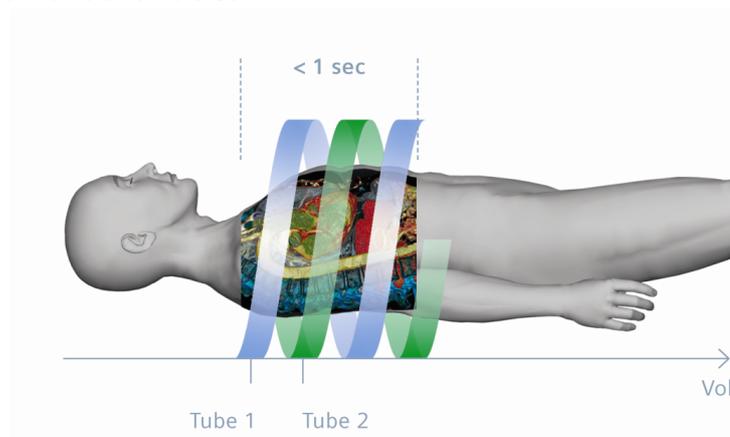


Abb. 9: Prinzip eines Dual-Source CT-Scans der Herzregion.

Bei niedrigen Herzfrequenzen ist die Ruhephase der Diastole deutlich länger und

optimal für die nicht-invasive Darstellung der Koronararterien geeignet. Bei hohen Herzfrequenzen verkürzt sich die Diastole deutlich und die Ruhephase in der Systole ist bevorzugt geeignet, um die Koronargefäße nicht-invasiv artefaktfrei darzustellen [Yang X 2010; S. 936].

3.2. Rekonstruktionsmethoden

3.2.1. Prinzip der gefilterten Rückprojektion

Die so genannte gefilterte Rückprojektion (engl. Filtered back projection, kurz FBP) ist seit einigen Jahrzehnten Stand der Technik in der Computertomographie. In diesem konventionellen Verfahren wird die gefilterte Rückprojektion der Projektionsdaten berechnet. [Kak AC 1988; S. 60]. Hierbei wird das Objekt innerhalb einer Schicht mit einer punktförmigen Röntgenquelle durchstrahlt (Abb. 10 a).

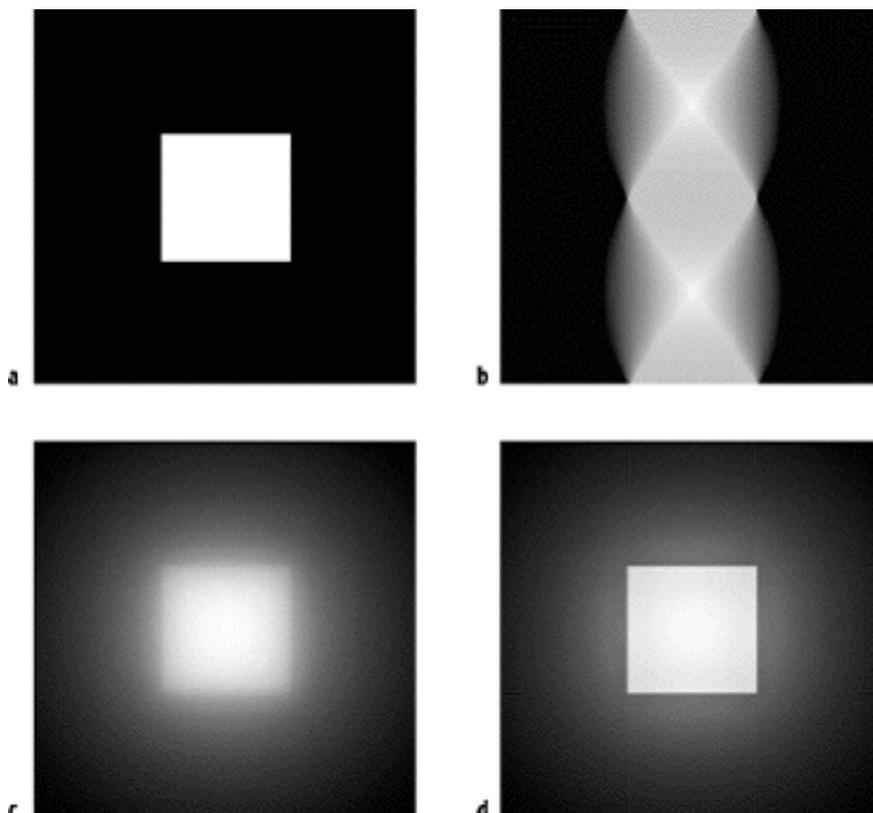


Abb. 10: Beispiel für die gefilterte Rückprojektion. Abb. 10a: zeigt das Originalbild eines quadratischen Objekts. Abb. 10b: zeigt das zugehörige Sinogramm mit 356 Projektionen des Objekts aus verschiedenen Richtungen. Abb. 10c: zeigt das aus dem Sinogramm projizierte Bild ohne Filterung der Daten. Abb. 10d: Mit Filterung der Daten vor der Rückprojektion erhält man ein scharfes, dem Originalbild adäquates Bild.

Man erhält dann auf dem gegenüberliegenden Detektor hinter dem Objekt eine

perspektivische Projektion. Dreht man die Röntgenquelle und den Detektor um das Objekt, erhält man für jede Richtung eine Projektion. Diese Projektionen werden dann zeilenweise in ein so genanntes Sinogramm eingetragen. (Abb. 10 b). Ein Sinogramm ist eine Darstellungsform, in der einzelne Zeilen aus jedem einzelnen Projektionsbild aneinandergereiht werden, das heißt eine Projektion entspricht einer Zeile im Sinogramm. [Buzug TM 2005; S.204]. Um zur gewohnten zweidimensionalen Darstellung zurückzukehren, ist eine Filterung vor der Rücktransformation notwendig (Abb. 10 d). Wird diese Filterung der Projektionen vor der Projektion weggelassen, führt dies zu unscharfen Strukturen (Abb. 10 c) [Schlegel W 2002; S. 235].

Bei der derzeit in CT-Scannern als Standard verwendeten Rekonstruktion der gefilterten Rückprojektion muss ein Kompromiss zwischen räumlicher Auflösung und Bildrauschen gefunden werden. Bei höherer räumlicher Auflösung werden kleinere Details besser hervorgehoben, bei dieser konventionellen Rekonstruktionsmethode führt dies jedoch gleichzeitig zu höherem Bildrauschen. Die gefilterte Rückprojektion hat den großen Vorteil, dass die Rekonstruktionen schnell erfolgen, da wenig Rechenleistung benötigt wird. Nachteilig ist jedoch, dass Projektionsfehler des Abbildungssystems nicht korrigiert werden [Feldkamp LA 1984; S.612].

3.2.2. Prinzip der iterativen Rekonstruktion

Wie eingangs bereits erwähnt, stellt die iterative Rekonstruktion eine weitere Methode der Bildrekonstruktion dar. Man lässt für den Bilderzeugungsprozess eine Korrekturschleife einfließen, in der die Schnittbilder durch eine schrittweise (= iterative) Annäherung an die tatsächliche Dichteverteilung errechnet werden. Dazu wird zunächst eine Annahme über die Dichteverteilung der zu untersuchenden Gewebeschichten getroffen und ein Ausgangsbild berechnet. Aus diesem Ausgangsbild werden neue, synthetische Projektionsdaten erzeugt und mit den tatsächlich aufgenommenen „echten“ Messrohdaten verglichen. Stimmen diese nicht überein, wird ein entsprechendes Korrekturbild berechnet, mit dessen Hilfe das Ausgangsbild korrigiert wird. Dann werden erneut Projektionsdaten synthetisiert

und mit den gemessenen Rohdaten verglichen. Diese Iteration wird so lange fortgesetzt, bis ein definiertes Abbruchkriterium erfüllt ist. Durch die mehrfachen Iterationsschritte wird bei jedem Schritt das Bildrauschen sukzessive eliminiert sowie Abbildungsfehler korrigiert. Durch diesen Ansatz der iterativen Rekonstruktion wird die Entkopplung der räumlichen Auflösung vom Bildrauschen ermöglicht [Thibault JB 2007; S.4527].

In den letzten Jahren wurden verschiedene Methoden zur iterativen Rekonstruktion entwickelt [Hara AK 2009; S.764]. Obwohl bei der Positronen-Emissions-Tomographie (PET) weit verbreitet, ist die iterative Rekonstruktion in der Computertomographie eine Neuerung, da die Umsetzung in der klinischen Praxis aufgrund der sehr rechenintensiven Bildrekonstruktionen der voluminösen computertomographischen Datenmengen und die sich daraus ergebenden Anforderungen an die Computerkapazitäten und Hardware zur Beschleunigung der Bildrekonstruktion lange Zeit nicht umsetzbar waren. Dank der schnellen Entwicklung in diesem Sektor spielt der zeitliche Aufwand allerdings eine immer geringere Rolle [Wang J 2009; S.252].

3.2.3. Siemens IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space)

Siemens Medical Solutions hat mit dem Tool IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space) eine Möglichkeit der iterativen Rekonstruktion entwickelt, mit welcher Schnittbilddaten analysiert werden können, ohne sie immer wiederkehrend mit den Rohdaten vergleichen zu müssen (Abb. 11). Ohne dabei die Anzahl und Komplexität der Korrekturschleifen zu reduzieren, werden durch die Methode die langen Rekonstruktionszeiten verkürzt und somit die iterative Rekonstruktion beschleunigt.

Der erste Rekonstruktionsschritt besteht darin, jegliche Bildinformationen vom nur langsam zu verarbeitenden Rohdatenbereich in den weniger umfangreich zu berechnenden Bilddatenbereich zu überführen. Das dabei entstehende „Masterbild“ beinhaltet jedoch erhebliches Bildrauschen, welches nachfolgend durch iterative Korrekturen im Bilddatenbereich aus dem Masterbild eliminiert wird.

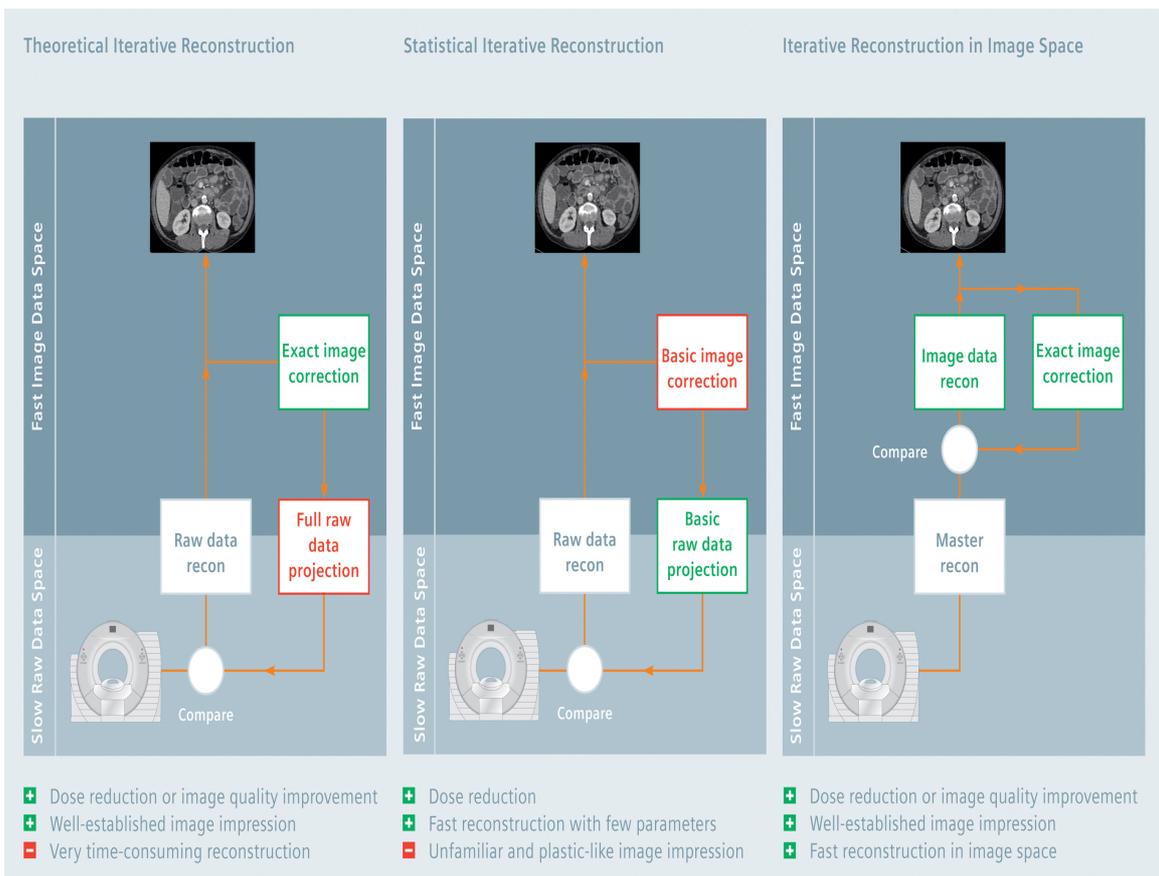


Abb. 11: Prinzip von Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS).

Auf diese Weise wird ohne Beeinträchtigung der Bildschärfe, das Bild schrittweise von Bildrauschen befreit [Matsuda 2010; S.700]. Dadurch kann mit relativ geringem Rechenaufwand eine exakte Abbildung der tatsächlichen Eigenschaften des Bildes aus Bilddaten eines CT-Scans rekonstruiert werden [Bittencourt MS 2011; S.1082].

3.3. Möglichkeiten der Bildakquisition

3.3.1. EKG – Synchronisation

Um bei der kardialen CT-Bildgebung Bewegungsartefakte durch die Herzbewegungen zu vermeiden, sind wie bereits erwähnt, zwei Dinge von Bedeutung: einerseits eine möglichst hohe zeitliche Auflösung, andererseits ist es erforderlich, die dargestellten Bilder zur Herzphase zu synchronisieren. Ansonsten würden Artefakte auftreten, wenn zwei benachbarte Schnittbilder das Herz nicht in derselben Herzphase zeigen. Die Datenakquisition im CT muss daher entweder zum

EKG des Patienten getriggert werden oder bei kontinuierlicher Datenaufnahme die Bilddatenrekonstruktion zur Herzphase synchronisiert werden, was in der Regel über das mitregistrierte EKG geschieht [Fischbach R 2001; S.49].

Die drei grundlegenden Untersuchungstechniken für Computertomographie-Angiographie (CTA) des Herzens sind die prospektiv EKG-getriggerte Sequenzuntersuchung, die retrospektiv EKG-synchronisierte Spiraluntersuchung sowie die Computertomographie in High-pitch Technik. Die prospektiv EKG-getriggerte Sequenz bietet den Vorteil einer sehr geringen Strahlendosis, allerdings mit Einschränkung bezüglich der maximal zulässigen Herzfrequenz. Die retrospektiv EKG-synchronisierte Spirale ist flexibler einsetzbar und erlaubt aufgrund der kontinuierlichen Datenakquisition, neben der Darstellung der Koronargefäße auch zusätzliche funktionale Auswertungen [Alkhadi H 2009; S.4]. Die EKG-getriggerte High-pitch Technik erlaubt die Akquisition des gesamten Herzens mit Hilfe eines Pitch-Faktors von 3,4 in nur einem Herzschlag, wodurch durch fehlende Überlappung die Strahlendosis deutlich reduziert wird. [Leschka S 2009; S.2897]

3.3.2. Prospektiv EKG-getriggerte Computertomographie des Herzens

Während der EKG-getriggerten sequentiellen Untersuchung des Herzens steuert das EKG-Signal des Patienten den zuvor festgelegten Zeitpunkt der Aufnahme axialer CT-Bilder. Der Patiententisch wird an eine definierte Ausgangsposition (z-Position) gefahren, wobei die Patiententischlängsrichtung die z-Richtung darstellt. In einem wählbaren zeitlichen Abstand nach einer R-Zacke des abgeleiteten EKGs wird ein axialer CT-Scan ohne Tischbewegung durchgeführt. Dabei nimmt das CT-Gerät eine der aktiven Zeilenzahl entsprechende Anzahl von CT-Bildern auf, die einen der Detektorbreite entsprechenden Abschnitt des Herzens entlang der z-Achse abdecken. Danach wird der Tisch an die nächste z-Position gefahren und im entsprechenden zeitlichen Abstand zur nächstmöglichen R-Zacke wird der nächste axiale CT-Scan ausgelöst (Abb. 12). Auf diese Weise wird das Herzvolumen sequentiell mit axialen CT-Scans abgedeckt, die jeweils einer Detektorbreite entsprechen [Alkhadi H 2009; S.5].

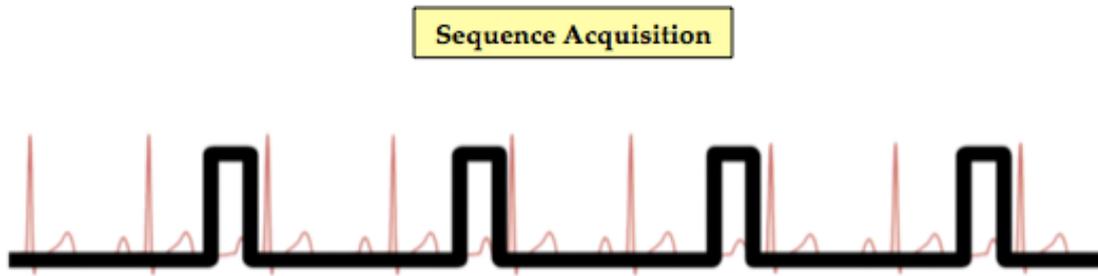


Abb. 12: Prinzip des prospektiv EKG-getriggerten CT-Scans.

Bei der EKG-getriggerten sequentiellen Untersuchung des Herzens werden nur die Daten in der vorgewählten relativen Phase des Herzzyklus gemessen, die dann auch zur Bildrekonstruktion verwendet werden. Dementsprechend wird der Patient auch nur während dieser kurzen Messphasen bestrahlt. Allerdings ist das Verfahren auch wenig flexibel und hat insbesondere in der Anfangszeit seiner Verwendung in der kardialen CT Probleme durch unvorhergesehene Arrhythmien bereitet [Arnoldi E 2010; S.500].

Neuere Entwicklungen erlauben es, das Anwendungsspektrum EKG-getriggelter sequentieller Untersuchungstechniken weiter auszudehnen. So kann z.B. bei Auftreten einer Extrasystole die Datenaufnahme abgebrochen und automatisch an der gleichen z-Position im nächsten normalen Herzzyklus wiederholt werden, oder das Datenaufnahme-Intervall wird über den Bereich eines Teilumlaufs hinaus vergrößert, um retrospektiv die Phasenlage der rekonstruierten Bilder im Herzzyklus optimieren zu können [Alkhadi H 2009; S.5].

3.3.3. Retrospektiv EKG-getriggerte Computertomographie des Herzens

Bei retrospektiv EKG-getriggerten Untersuchungen wird das Herz mit einem Spiralscan abgedeckt, bei dem der Tisch kontinuierlich bewegt wird und kontinuierlich Messdaten erfasst werden (Abb. 13). Parallel dazu wird das EKG des Patienten aufgezeichnet.

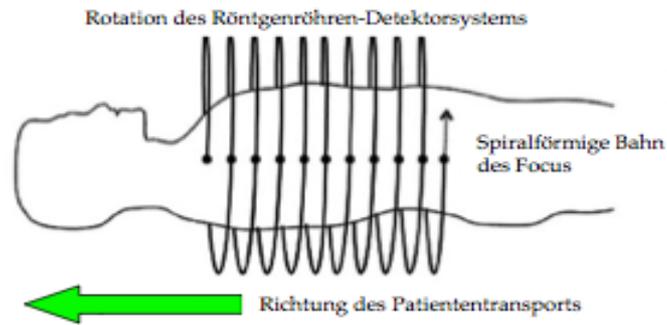


Abb. 13: Schematische Darstellung eines Spiralscans mit kontinuierlichem Tischvorschub.

Im Gegensatz zur prospektiven EKG-Triggerung mit sequentieller Bildakquisition, können aus dem Spiraldatensatz retrospektiv Bilder aus jeder EKG-Phase, welche entweder als absolute Verzögerung zur R-Zacke in Millisekunden oder als relative Verzögerung in Prozent des RR-Intervalls ausgewählt wird, rekonstruiert werden (Abb. 14). Aufgrund der kontinuierlichen Datenaufnahme ist die gesamte Scanzeit für das Herzvolumen mit der retrospektiv EKG-getriggerten Spiral-CT kürzer [Alkhadi H 2009; S.7]. Eine kontinuierliche Volumenabdeckung des Herzens ist jedoch generell nur gewährleistet, wenn der Tischvorschub so an die Herzfrequenz adaptiert wird, so dass sich alle Subvolumina in der z-Achse überlappen und keine Lücken entstehen [Ohnesorge B 2000; S.114].

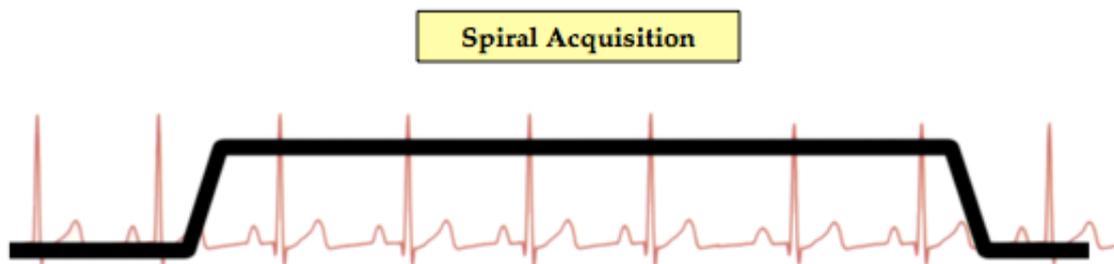


Abb. 14: Prinzip des retrospektiv EKG-getriggerten CT-Scans.

3.3.4. Computertomographie in High-pitch Technik

Der so genannte High-pitch Modus funktioniert analog dem oben beschriebenen Spiral-Scan. Durch den synchronen Einsatz zweier Röntgenröhren kann ein höherer Pitch-Faktor benutzt werden, der eine überlappungsfreie Bilddatenakquisition ermöglicht. Durch diese Innovation wird die Akquisitionszeit so weit reduziert, dass

es möglich ist, das gesamte Herz in nur einem einzigen Herzschlag abzubilden. [Lell M 2009; S. 728]. Dadurch kann die Strahlendosis bei dieser Art des Scanvorgangs im Vergleich zu den herkömmlichen Methoden der kardialen Bilddatenakquisition deutlich reduziert werden [Achenbach S 2009; S. 117].

3.4. Bildrekonstruktion

Aus den kollimierten Rohdatensätzen können mit Hilfe von Algorithmen axiale Schichten in jeder gewünschten Schichtdicke rekonstruiert werden (Abb. 15). Diese axialen Schnittbilddatensätze können zu zwei- und dreidimensionalen Darstellungen weiterverarbeitet werden. Für die weitere Visualisierung können die Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP), die multiplanare Reformation (MPR) und die Volume Rendering Technique (VRT) verwendet werden [Achenbach S 2003; S.121].

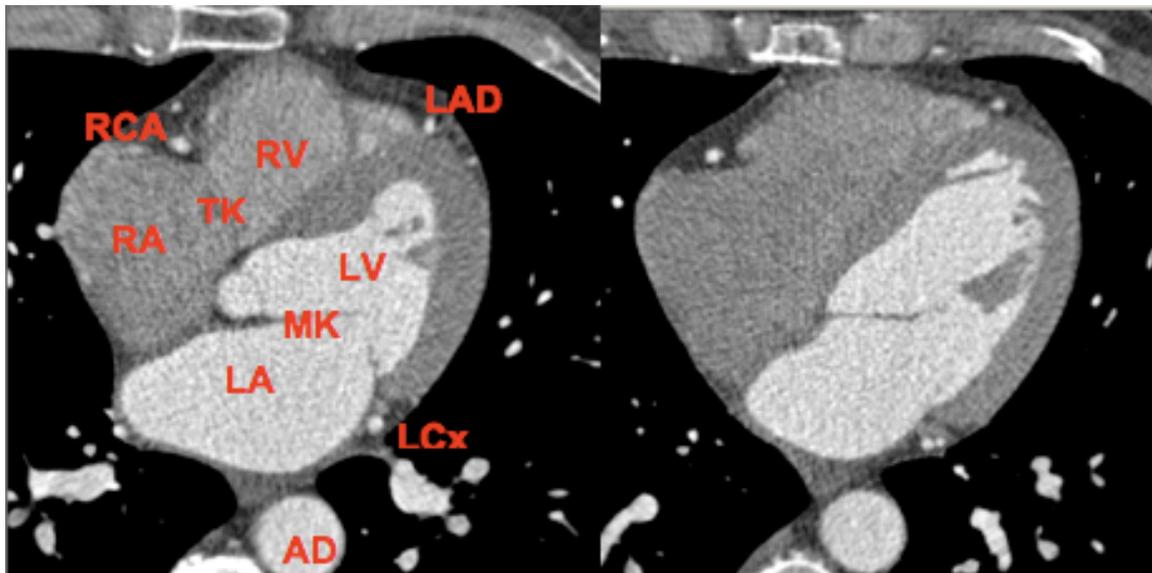


Abb. 15: Beispiel einer axialen Schicht.

AD: Aorta descendens, LA: Linker Vorhof, LCx: Ramus circumflexus, LV: Linker Ventrikel, MK: Mitralklappe, RA: Rechter Vorhof, RCA: Rechte Koronararterie, RV: Rechter Ventrikel, TK: Trikuspidalklappe.

3.4.1. Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP)

Die Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) ist eine Volumendarstellung, bei der das zu untersuchende Volumen (volume of interest) aus dem CT-Bilddatensatz ausgewählt werden muss. Hierbei wird das Voxel mit der höchsten (maximalen) Intensität in den jeweiligen Projektionen auf ein zweidimensionales Bild projiziert. Es können bestimmte Strukturen aus den interessanten Bereichen oder ganze Organsysteme und zusätzlich auch überlagernde knöcherne Strukturen ausgeschlossen werden. Der Vorteil ist, dass so z.B. kontrastreiche Gefäße von einem Kalkplaque unterschieden werden können, solange sie unterschiedliche Dichtewerte haben.

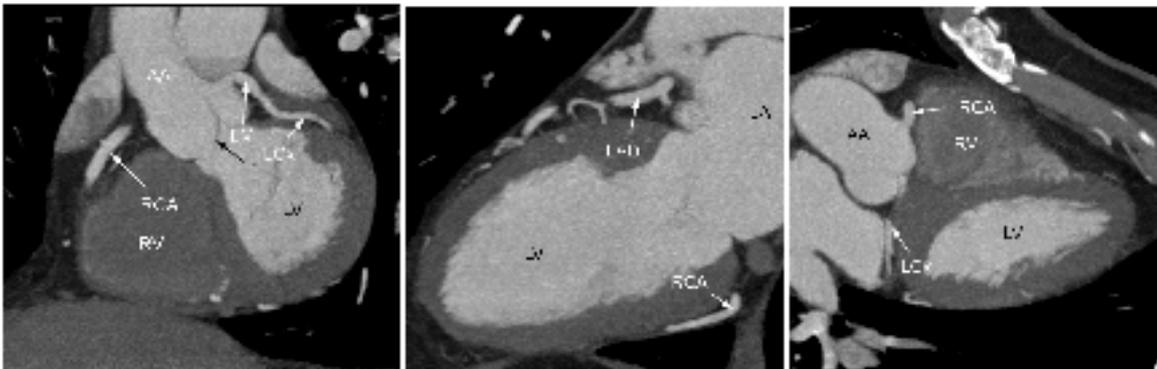


Abb.16 a: MIP LAO.
Abgang des linken Hauptstammes (LM) aus der Aorta (A), Aortenklappe (1), LCX und Abschnitt der RCA.

Abb.16 b: MIP RAO.
LAD mit Seitenästen und Endast der RCA.

Abb.16 c: MIP RAO cranial.
Abgang der RCA aus der Aorta und erstes Drittel der LCX.

In vorliegender Studie wurden drei Maximum-Intensitäts-Projektionen bezogen auf die anatomische Herzachse verwendet. Die anteriore schräg-linke Projektion (LAO 45°) zeigt einen Längsschnitt parallel zur Herzachse von der linken Herzseite aus (Abb. 16 a). Ein Querschnitt senkrecht zur Herzachse kann durch die anteriore schrägrechte Projektion (RAO 45°) sichtbar gemacht werden (Abb. 16 b), ein Schnitt parallel zur Herzachse von kranial aus gesehen durch die kraniale rechts anteriore schräge Projektion (RAO cranial) (Abb. 16 c) [Prokop M 2006; S.63ff].

3.4.2. Multiplanare Reformation (MPR)

Bei der multiplanaren Reformation (MPR) werden aus dem Stapel axialer Bilder sekundäre Schnitte in beliebigen Richtungen berechnet. Die Schnitfführung wird an einem geeigneten Referenzbild interaktiv am Monitor eingezeichnet. Zur Anwendung kommt die MPR, wenn pathologische Strukturen durch mehrere Schichten verfolgt werden müssen [Prokop M 2006; S.55ff].

3.4.3. Volume-Rendering-Technique (VRT)

Bei der Volume-Rendering-Technique (VRT) werden jedem Volumenelement (Voxel) ein Dichtewert, eine Farbe und eine Transparenz zugeordnet. Betrachtet man dann das gesamte Volumen, so bekommt man eine dreidimensionale Darstellung. Das Besondere hierbei ist, dass man verschiedene Organsysteme farblich von einander absetzen und somit die anatomischen Verhältnisse besser veranschaulichen kann. (Abb. 17) [Prokop M 2006; S.69ff].

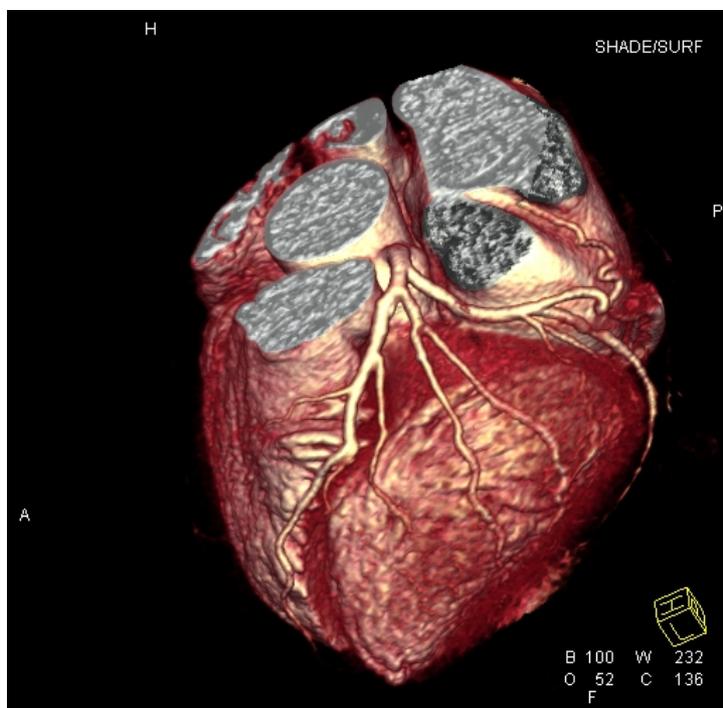


Abb. 17: Volume-Rendering-Technique.

3.5. Strahlendosis

3.5.1. Grundlagen zur Dosisabschätzung

Bei der Bestimmung von Röntgenstrahlung wird zwischen Strahlenexposition und Strahlendosis unterschieden. Die Strahlenexposition bezieht sich auf die Anzahl von Ionisierungsereignissen in der Luft, die Röntgenstrahlung erzeugen [Gerber TC 2005; S.166]. Die Strahlendosis dagegen bezieht sich auf die Röntgenenergie, die vom Körper des Patienten aufgenommen wird. Anhand von Untersuchungen mit thermo-lumineszenten Dosimetern kann als wichtigster Wert für die Strahlendosis der CT-Dosis-Index CTDI (in Gy) bestimmt werden. Der CTDI_{vol} ist ein Wert, der für CT-Untersuchungen die Überlappung der Schichten und die damit verbundene Summierung der Strahlendosen mit einrechnet. In Standard-CT-Untersuchungen wird er automatisch aus den eingestellten Scan-Parametern berechnet und im Untersuchungsprotokoll angegeben. Für die Berechnung des Dosis-Längen-Produkts (DLP) wird der CTDI_{vol} mit der Scanlänge multipliziert [Morin RL 2003; S.920].

Für Patienten ist es jedoch interessanter, welches Gesundheitsrisiko mit der Strahlenexposition, der sie bei der Pulmonalvenen-CT-Untersuchung ausgesetzt sind, verbunden ist. Dabei spielen vorhersehbare dosisabhängige Faktoren (z.B. Hautreizung bei sehr hohen Dosen, wie sie in der Tumor-Strahlentherapie verwendet werden) und wenig vorhersehbare Zufallseffekte wie die Karzinogenese eine wichtige Rolle. Hierfür stehen Risikoabschätzungen aus Untersuchungen an Atombomben-Überlebenden zur Verfügung [Gerber TC 2009; S.666]. Jedes Gewebe im Körper weist jedoch bei gleicher Strahlendosis eine unterschiedliche Empfindlichkeit auf. Daher wird versucht, anhand von computergestützten Simulationen die Dosis für jedes Organ im Körper abzuschätzen und diese durch einen Gewichtungsfaktor auf seine Strahlenempfindlichkeit zu beziehen. Dieser Wert wird als effektive Strahlendosis bezeichnet und in mSv angegeben [Morin RL 2003; S.920].

3.5.2. Dosisabschätzung

Die Dosisabschätzung der kardialen CT in dieser Studie wurde mit einer Methode ermittelt, die von der European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT vorgeschlagen wurde, welche eine Abschätzung der effektiven Strahlendosis in der CT-Angiographie zulässt. Man berechnet die effektive Strahlendosis, indem das Dosis-Längen-Produkt mit einem Konversionskoeffizienten multipliziert wird. Der Konversionskoeffizient beträgt für die Thoraxregion $k = 0.014 \text{ mSv} \cdot \text{mGy} \cdot \text{cm}^{-1}$ und ist ein gemittelter Wert von weiblichen und männlichen Modell-Untersuchungen [AAPM 2008; S.13].

Der DLP-Wert und der CT-Volumen-Dosis-Index, der einen Mittelwert der Strahlendosis in x-, y- und z-Richtung darstellt, wurden dem Untersuchungsprotokoll entnommen, in dem die relevanten Strahlenexpositionsparameter für die individuelle CT-Untersuchung zusammengefasst sind.

3.6. Patientenkollektiv

In die vorliegende prospektive Studie wurden 91 Patienten mit paroxysmalem Vorhofflimmern im Zeitraum von September 2009 bis Juni 2010 eingeschlossen. Das Patientenkollektiv erhielt eine Computertomographie zur anatomischen Darstellung der Pulmonalvenen vor elektrophysiologischer Untersuchung in der kardioradiologischen Abteilung des Deutschen Herzzentrums München und war zum Zeitpunkt der Untersuchung im Sinusrhythmus. Dabei wurde das Siemens SOMATOM Definition Flash, ein DSCT der 2. Generation, verwendet.

Untersuchung	Anamnese	Status	Medikamente
Patient	art. Hypertonus <input type="text" value="syst.140-159"/>	NYHA <input type="text" value="I"/>	ACE-Hemmer <input type="radio"/> nein <input checked="" type="radio"/> ja
kardStatus	Nikotin <input type="text" value="Nichtraucher"/>	Angina, Art <input type="text" value="keine"/>	AT1-Blocker <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
CaScoring	Cholesterin <input type="text" value="behandelt"/>	Angina, Grad <input type="text"/>	β-Blocker <input type="radio"/> nein <input checked="" type="radio"/> ja
CTA	Diabetes <input type="text" value="nein"/>	Ischämietest, Art <input type="text" value="keiner"/>	Nitrate <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
Strahlenbel./Bildqual.	fam. Belastung <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja	Ischämietest, Ergebnis <input type="text"/>	Ca-Antagonisten <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
Konsequenzen	PROCAM-10a-risk <input type="text"/>	Z.n. MI <input type="text" value="nein"/>	Statine <input type="radio"/> nein <input checked="" type="radio"/> ja
Studien	Framingham-10a-risk <input type="text"/>	Z.n. Apoplex <input type="text" value="nein"/>	Diuretika <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
Importbefund		Z.n. Bypass <input type="text" value="nein"/>	ASS <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
		Z.n. Intervention <input type="text" value="nein"/>	Tienopyridine <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
		Z.n. CCTA <input type="text" value="nein"/>	Marcumar <input type="radio"/> nein <input checked="" type="radio"/> ja
		Datum <input type="text"/>	Fibrate <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
		Niereninsuff. <input type="text" value="nein"/>	Insulin <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
		COPD <input type="text" value="nein"/>	orale Antidiab. <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
		Carotis plaque <input type="text" value="nein"/>	Ezetrol <input checked="" type="radio"/> nein <input type="radio"/> ja
		pAVK <input type="text" value="nein"/>	<input type="button" value="keine Medikation"/>
		maligne Grunderkr. <input type="text" value="nein"/>	

Abb. 18: Patientencharakteristika in der Oracle-Datenbank (Patientenbeispiel).

Vor der nicht-invasiven Darstellung der Pulmonalvenen wurde ein standardisierter Fragebogen für jeden Patienten ausgefüllt (Bildanhang 1) und die studienrelevanten Daten, einschließlich der Anamnese des Patienten, der aktuellen Medikation und Laborergebnisse sowie die Daten und Ergebnisse der nativen und KM-verstärkten Untersuchung durch die DSCT unter Verwendung einer Oracle-Datenbank (Oracle, München, Deutschland) registriert (Abb. 18).

Auf diese Weise wurden von den Patienten auch Daten hinsichtlich der Größe, des Gewichts, der aktuellen Beschwerden sowie der Indikation zur nicht-invasiven Koronarangiographie und des individuellen Risikoprofils (arterielle Hypertonie, Diabetes mellitus, Nikotinabusus, Hypercholesterinämie, positive Familienanamnese) erhoben.

3.7. Vorgehen

3.7.1. Untersuchungsmethode

Die Patienten wurden mit einem Sicherheitsvenenverweilkatheter mit Injektionsport (20 G, Braun Vasofix® Safety, B. Braun Melsungen AG, Deutschland) in einer

kubitalen Vene in Rückenlage auf dem Untersuchungstisch positioniert und mit EKG-Elektroden versehen. Über diese erfolgte eine kontinuierliche EKG-Aufzeichnung. Patienten mit einer Herzfrequenz von mehr als 60/min erhielten zur Frequenzsenkung über den venösen Zugang bis zu drei Ampullen à 5mg/5ml Metoprolol (Beloc® i.v., AstraZeneca) intravenös. Zusätzlich bekamen alle Patienten zur Gefäßdilatation 0,8 mg Nitroglycerin (Nitrolingual®, Pohl Boskamp) sublingual, um auch kleine Gefäße aufgrund einer Erschlaffung der Gefäßmuskulatur und damit einer Erweiterung des Gefäßlumens besser beurteilen zu können. Alle Aufnahmen fanden in Expiration statt, um die Aufnahmen in der physiologischen Atemruhelage zu akquirieren. In einer ersten Übersichtsaufnahme erfolgte die Festlegung des Scanbereichs. Für die Bestimmung der Kontrastmittel-Passagezeit wurde zunächst nach Bolus-Injektion von 10 ml Kontrastmittel (Imeron® 350, Nycomed GmbH, Bracco Imaging, Deutschland GmbH) durch wiederholte Einzelschichtaufnahmen in Höhe der Aorta ascendens die Passagezeit des Kontrastmittels vom venösen Zugang bis zum Herzen bestimmt. Abbildung 19 zeigt die Kontrastmittelpassage im Pulmonalarterienhauptstamm (19 a) und wenige Sekunden später die Kontrastmittelfüllung von Aorta ascendens und beginnende Kontrastierung der Aorta descendens (19 b).

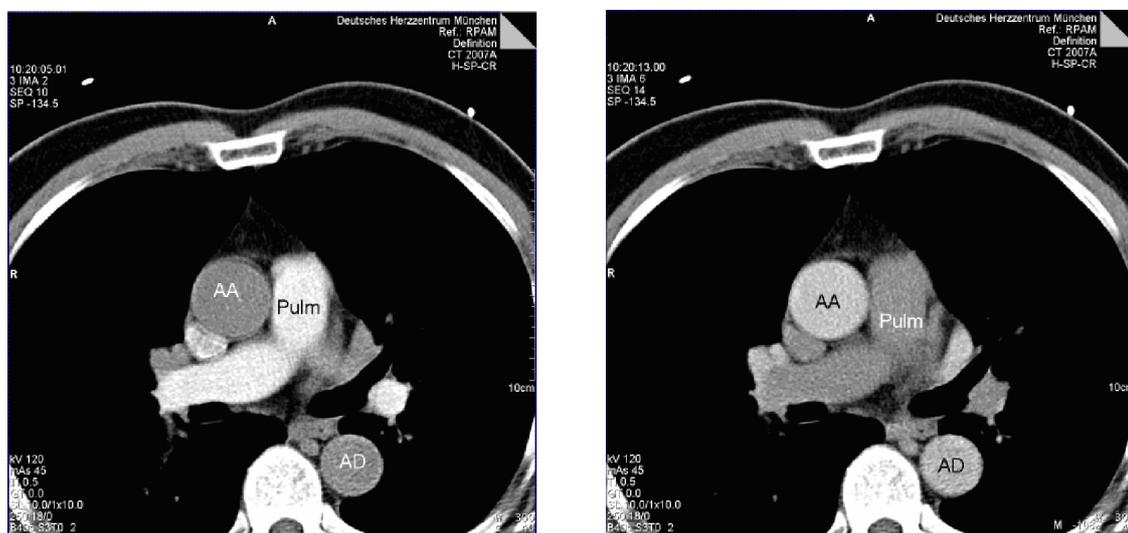


Abb. 19 a und b: Bestimmung der Kontrastmittelpassagezeit durch wiederholte Einzelschichtaufnahmen auf Höhe der Aorta ascendens (AA). 19a: Kontrastmittel erreicht Pulmonalarterienhauptstamm (Pulm). 19b: Kontrastmittel erreicht Aorta ascendens und descendens (AD).

Bei der anschließenden KM-verstärkten CT-Untersuchung der Pulmonalvenen wurde das Kontrastmittel (350 mg Jod/ml) dann intravenös mit einer Flussgeschwindigkeit von 4,5 ml/s appliziert.

3.7.2. Rekonstruktion der Bilder

Aus den akquirierten Rohdaten wurden anschließend axiale Bilder mit einer Schichtdicke von 0,6 mm und einem Inkrement von 0,4 mm, sowohl mit Hilfe eines B26f-Kernels für die gefilterte Rückprojektion als auch mittels eines I26f-Kernels für die iterative Technik rekonstruiert. Danach wurden entlang der Herzachse die drei Maximum-Intensitäts-Projektionen (5 mm Schichtdicke, 1 mm Inkrement) senkrecht zueinander, analog mit den zwei verschiedenen Kernels für die beiden Rekonstruktionstechniken erstellt.

3.7.3. Auswertung der Bildqualität

Der Koronararterienbaum wurde entsprechend der modifizierten Klassifikation der „American Heart Association“ in die rechte Koronararterie (RCA), den Hauptstamm der linken Koronararterie (LM), den Ramus descendens anterior der linken Koronararterie (LAD) und den Ramus circumflexus der linken Koronararterie (LCX) segmentiert (Abb. 20).

Die Auswertung der qualitativen Darstellung der Koronararterien erfolgte gefäßbasiert durch zwei unabhängige in der CT-Koronarangiographie erfahrene Auswerter – durch einen Radiologen und einen Kardiologen – unter Verwendung der kontrastmittelverstärkten CT-Aufnahmen durch Beurteilung der axialen Schichten und der drei Maximum-Intensitäts-Projektionen.

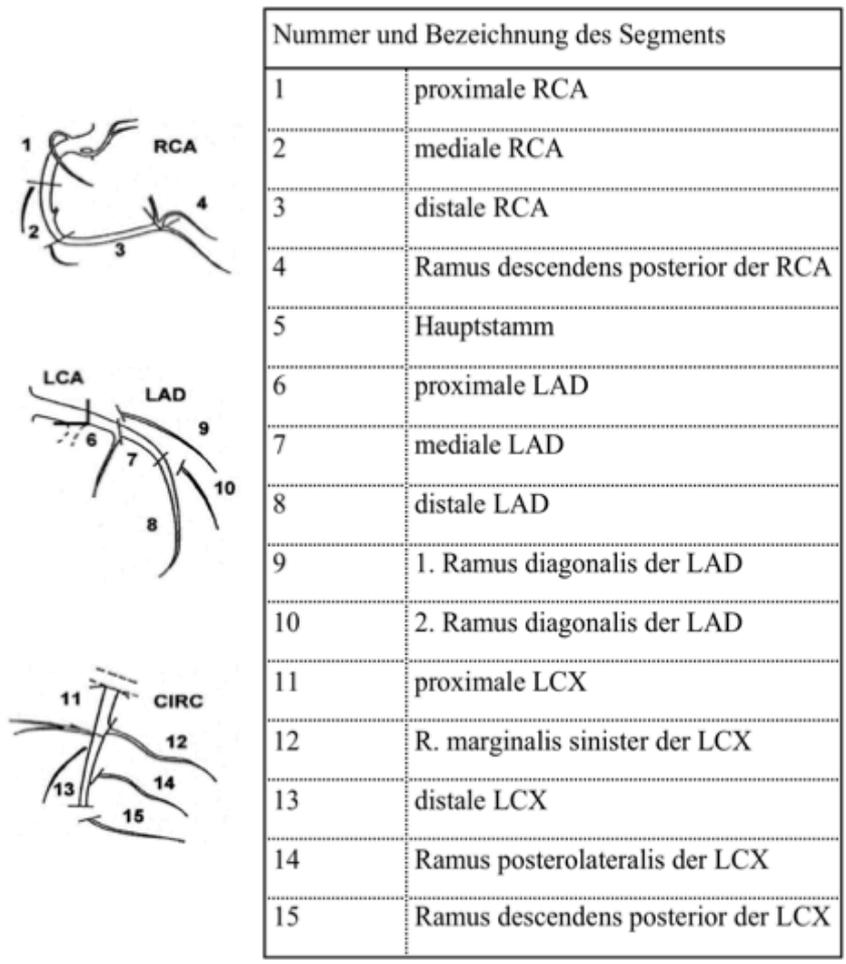


Abb. 20: Koronararterienbaum der American Heart Association-Klassifikation.

Die Gefäße wurden auf das Vorliegen oder Fehlen von Einengungen des Gefäßlumens untersucht und gefäßbasiert die qualitative Bildqualität anhand nachfolgenden Schemas (Tabelle 1) bewertet.

Bildqualitätsbewertungsscore		
Score	Kurzbeschreibung	Erläuterung
4	Uneingeschränkt diagnostisch	Sehr gute Bildqualität ohne Vorliegen von Artefakten oder unscharfen Gefäßabschnitten.
3	Eingeschränkte diagnostisch	Etwas reduzierte Bildqualität mit kleineren Artefakten, jedoch ausreichend diagnostisch in allen anatomischen Strukturen.
2	Gerade noch diagnostisch	Es liegen größere Artefakte und Einschränkungen in der Bildqualität vor, jedoch ist eine Beurteilung hinsichtlich Stenosen der Koronararterien noch möglich.
1	Nicht diagnostisch	Die Bildqualität ist so schlecht, dass keinerlei Aussagen über mögliche Stenosen der Koronararterien getroffen werden können.

Tabelle 1: Score für die Bewertung der qualitativen Bildqualität.

Als quantitative Messwerte für die Bildschärfe wurden außerdem das Bildrauschen sowie das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis verwendet. Das Bildrauschen wurde gemessen, indem die Standardabweichung der Dichtewerte (in HU) innerhalb einer Region des linken Ventrikels bestimmt wurde (Abb. 21 a und b). Der Kontrast wurde definiert als Differenz zwischen der mittleren Dichte eines Bereichs innerhalb des linken Ventrikels und dem Mittelwert der Dichte der Ventrikelwand. Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis wurde somit berechnet als Quotient aus Kontrast dividiert durch den Wert für das Bildrauschen. Der Wert für das Signal-zu-Rausch-Verhältnis wurde analog berechnet als Quotient aus Signal dividiert durch den Wert für das Bildrauschen.

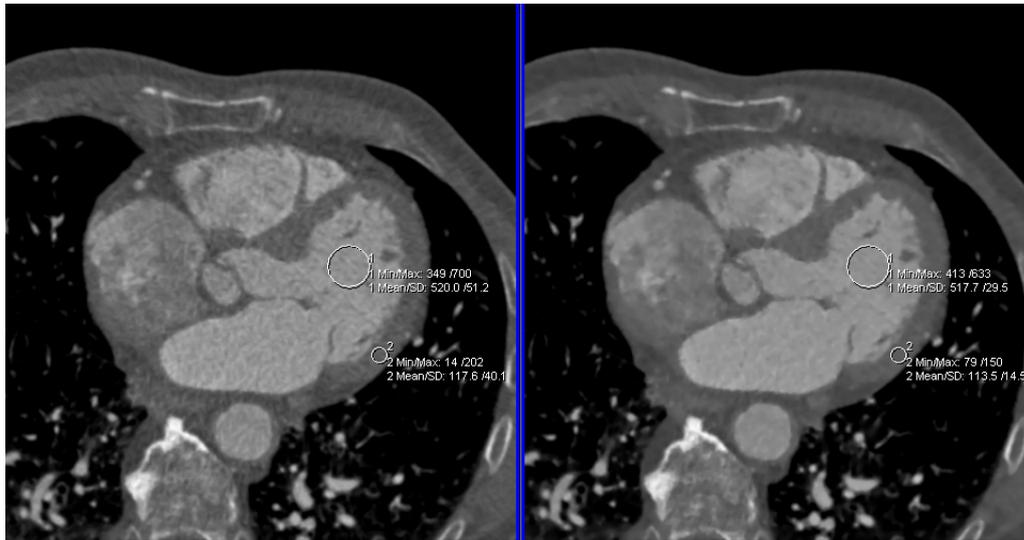


Abb. 21 a und b: Messung der mittleren Dichtewerte (Mean) und der jeweiligen Standardabweichung (SD) im Cavum des linken Ventrikels und in der Ventrikelwand. Abb. 21 a: Rekonstruktion mit der rückgefilterten Projektion, Abb. 21 b: mit iterativer Rekonstruktion.

Die quantitativen Bildqualitätsparameter wurden anhand der axialen Schichten sowohl für die Rekonstruktionen mit der gefilterten Rückprojektion (Abb. 21 a) als auch für die iterativen Rekonstruktionen (Abb. 21 b) bestimmt.

3.7.4. Statistische Auswertung

Die Ergebnisse sind als Anzahl (n), Verhältnis (in %) oder Mittelwert (\pm Standardabweichung) angegeben. Die statistische Analyse erfolgte mit Med Calc Statistical Software (Version 7.2.0.2). Die erhobenen Daten bestanden zum einen aus diskreten Variablen, z.B. kategorialen Variablen wie Geschlecht, oder ordinalen Variablen, wie zum Beispiel Alter. Zum anderen wurden stetige Variablen, so z.B. metrischen Variablen, wie beispielsweise Größe und Gewicht registriert. Zur Überprüfung der Signifikanz von diskreten Variablen wurde der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test herangezogen. Als parametrisches Testverfahren zur Korrelation zweier stetiger Variablen wurde der Student'sche t-Test gewählt. Die Unterschiede wurden als statistisch signifikant akzeptiert, wenn der zweiseitige p-Wert $< 0,05$ lag. Bei multiplen Vergleichen erfolgte eine Adjustierung des Signifikanzniveaus anhand der Bonferroni-Korrektur. Die Interobservervariabilität für die Bewertung der unterschiedlichen Rekonstruktionsmethoden durch die beiden Untersucher wurde durch den Cohen kappa (k)-Wert errechnet. Zur graphischen Darstellung der erhobenen Daten wurden Balkendiagramme verwendet.

4. Ergebnisse

4.1. Patientencharakteristika

Zwischen September 2009 und Juni 2010 wurden insgesamt 91 Patienten in die vorliegende Studie eingeschlossen. Die klinischen Charakteristika der untersuchten Patienten sind in Tabelle 2 zusammengefasst. Die Patienten waren im Schnitt 61 ± 10 Jahre alt. Von den 91 Patienten waren 66 % (n = 60) männlich. Die Indikation zur Durchführung der CT-Untersuchung war bei allen Patienten die Darstellung der Pulmonalvenenanatomie vor geplanter elektrophysiologischer Untersuchung.

	91 Patienten
Alter, Jahre	60,6 \pm 9,5
Männer, n (%)	60 (66)
Body Mass Index, (kg/m ²)	26,2 \pm 3,8
Symptome	
- Atypische thorakale Beschwerden, n (%)	27 (29,7)
- Dyspnoe, n (%)	34 (37,4)
Kardiovaskuläres Risikoprofil	
- Hypertonie (Sys. >140), n (%)	70 (76,9)
- Diabetes mellitus, n (%)	2 (2,2)
- Aktiver oder früherer Nikotinabusus, n (%)	8 (8,8)
- Positive Familienanamnese bezüglich eines MI, n (%)	22 (24,2)
Gesamtcholesterin, mg/dl	215,6 \pm 42,4
LDL Cholesterin, mg/dl	126,0 \pm 35,3
HDL Cholesterin, mg/dl	56,7 \pm 18,7
Triglyzeride, mg/dl	147,8 \pm 83,5
Derzeitige kardiale Medikation (Auswahl)	
- Thrombozytenaggregationshemmer, n (%)	14 (15,4)
- Marcumar, n (%)	77 (84,6)
- β -Blocker, n (%)	74 (81,73)
- Diuretika, n (%)	12 (13,2)
- ACE-Hemmer / AT1-Blocker, n (%)	27 (29,7)
- Nitrate, n (%)	2 (2,2)
- Statine, n (%)	25 (27,5)

Tabelle 2: Charakteristika des Patientenkollektivs.

Atypische thorakale Beschwerden gaben 29,7 % (n = 27) des Kollektivs an, bei 37,4 % (n = 34) bestand Dyspnoe. 76,9 % (n = 70) der Patienten hatten ein erhöhtes kardiovaskuläres Risiko aufgrund einer arteriellen Hypertonie, 2,2 % (n = 2) aufgrund eines Diabetes mellitus sowie 8,8 % (n = 8) aufgrund eines aktiven oder früheren Nikotinabusus. 24,2 % (n = 22) der in die Studie eingeschlossenen Patienten wiesen eine positive Familienanamnese hinsichtlich des Vorkommens eines Myokardinfarkts (MI) auf.

4.2. Charakteristika der CT-Untersuchungen der Pulmonalvenen

Die Eigenschaften der Computertomographien zur Darstellung der Pulmonalvenen sind in Tabelle 3 zusammengefasst. Zur Senkung der Herzfrequenz während der CT-Untersuchung wurden 40 % (n = 36) der Patienten Metoprolol intravenös verabreicht. Alle 91 (100 %) Patienten erhielten Nitroglycerin sublingual zur koronaren Vasodilatation. Die Herzfrequenz während des CT-Scans betrug im Durchschnitt 56 ± 8 Schläge/Minute.

	91 Patienten
Metoprolol i.v. (%)	36 (39,6)
Nitroglycerin per os, Anzahl (%)	91 (100)
Herzfrequenz, Schläge/Minute	$56,3 \pm 8,1$
DSCT Strahlendosis-schätzungen	
DSCT Angiographie, mSv	$0,51 \pm 0,03$
Strahlendosis gesamt, mSv	$0,85 \pm 0,15$

Tabelle 3: Charakteristika der CT-angiographischen Darstellung der Pulmonalvenen.

Bei allen 91 Patienten (100%) wurde eine reduzierte Röhrenspannung (100 kV) und ein reduzierter Röhrenstrom (200 mAs) verwendet. Die Abschätzung der effektiven Strahlendosis ergab zusammenfassend für alle computertomographischen Untersuchungen zur Darstellung der Pulmonalvenen $0,5 \pm 0,03$ mSv.

Durch die Darstellung der Pulmonalvenen mit Hilfe der gefilterten Rückprojektion als auch der iterativen Rekonstruktion konnte bei 100 % (n = 91) der Patienten Pulmonalvenenstenosen ausgeschlossen werden und zusätzlich war bei 70 Patienten (76,9 %) ein Thrombusschluss, soweit bei Trabekulierung beurteilbar, im linken Vorhofrohr möglich (Tabelle 4). Bei den übrigen 21 Patienten (23,1 %) war ein eindeutiger Thrombusschluss aufgrund einer fehlenden Kontrastmittel-Durchmischung des Blutes nicht möglich. Dies zeigt, dass die Art der Rekonstruktionsmethode bei der Thrombusdetektion keinen Einfluss hat.

	91 Patienten
Ausschluss Pulmonalvenenstenosen , n (%)	91 (100)
Ausschluss Vorhofthromben, n (%)	70 (76,9)

Tabelle 4: Ergebnisse der Beurteilung hinsichtlich Pulmonalvenenstenosen sowie Vorhofthromben.

4.3. Vergleich der beiden Rekonstruktionsmethoden

Für die diagnostische Bestimmung der Bildqualität wurde die Beurteilbarkeit der Pulmonalvenen hinsichtlich der Anatomie sowie einer möglichen Stenosierung mit Hilfe beider Rekonstruktionsmethoden miteinander verglichen. Zur quantitativen Bildqualitätsbestimmung hinsichtlich des Bildrauschens, des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses und des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses wurden alle 91 Untersuchungen (100 %) herangezogen. Zur qualitativen Bildqualitätsbestimmung wurden die 60 (66%) Untersuchungen mit den Einschlusskriterien Körpergewicht \leq 90 kg und Herzfrequenz \leq 60 Schläge/Minute in die Substudie zur Koronarbewertung mittels eines Bildqualitätsscores einbezogen. Die Einschlusskriterien liegen darin begründet, dass die High-pitch Technik die besten Ergebnisse bei langsamen Herzfrequenzen erzielt sowie die Anwendung eines Niedrig-Dosis-Protokolls mit 100 kV nur bei nicht-adipösen Patienten validiert ist. [Hausleiter J 2009; S.501] . Die Rohdaten aller Untersuchungen wurden mit der gefilterten Rückprojektion sowie mit Hilfe des von Siemens entwickelten Tools IRIS iterativ rekonstruiert. Es wurden die axialen Schichten und die so genannten MIPs in den drei Projektionsrichtungen verglichen.

4.3.1. Quantitative Bildqualitätsparameter

Im ersten Schritt wurden das Bildrauschen, das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis quantitativ bestimmt. Für das Bildrauschen ergab sich dabei in den Untersuchungen zwischen den beiden Rekonstruktionsmethoden ein signifikanter Unterschied (Diagramm 1).

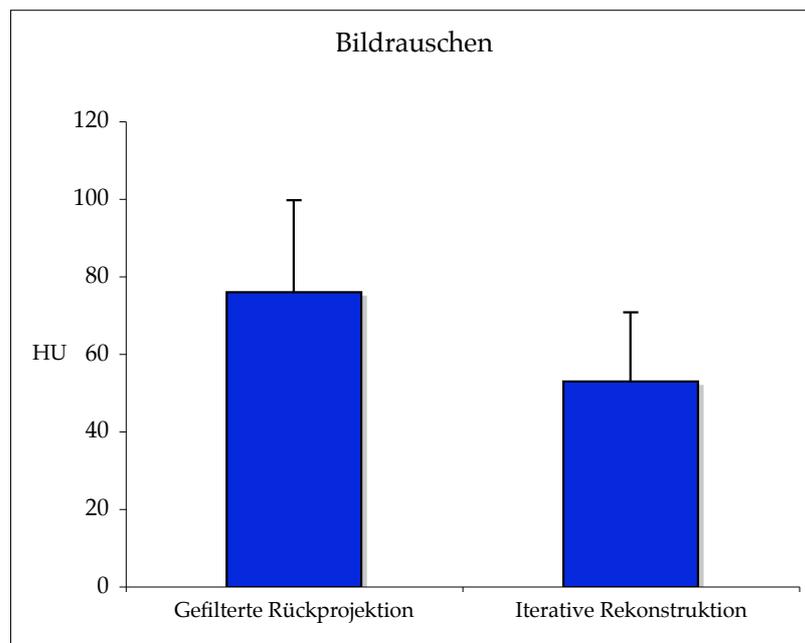


Diagramm 1: Veränderungen des Bildrauschens (HU) durch die gefilterte Rückprojektion im Vergleich mit der iterativen Rekonstruktion. Mittelwert (dunkelblau) \pm Standardabweichung.

Die Verwendung der iterativen Rekonstruktionen bewirkte eine signifikante Reduktion des Bildrauschens auf $52,9 \pm 17,9$ HU im Vergleich mit den Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion mit einem durchschnittlichen Bildrauschen von $75,9 \pm 23,7$ HU (Tabelle 5). Prozentual ausgedrückt entspricht dies einer Reduktion des Bildrauschens um durchschnittlich 30,3 %. Die durchschnittliche Signalintensität blieb weitgehend konstant mit $405,9 \pm 83,2$ HU bei den Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion und $405,9 \pm 77,6$ HU bei den iterativen Rekonstruktionen.

	91 Patienten		
	FBP	IR	p-Wert
Bildrauschen (HU)	75,9 ± 23,7	52,9 ± 17,9	< 0,0001
Signalintensität (HU)	405,9 ± 83,2	405,9 ± 77,6	0,97
Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis	5,9 ± 2,7	9,9 ± 4,8	< 0,0001
Signal-zu-Rausch-Verhältnis	5,9 ± 2,4	8,8 ± 4,1	< 0,0001

Tabelle 5: Quantitative Bildparameter der gefilterten Rückprojektion im Vergleich mit den iterativen Rekonstruktionsalgorithmen.

Der Vergleich der beiden Rekonstruktionsmethoden ergab einen signifikanten Unterschied im Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis und im Signal-zu-Rausch-Verhältnis (Diagramm 2). Es zeigte sich ein Trend zu einem höheren und damit besseren Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis bei den iterativen Rekonstruktionen mit $9,9 \pm 4,8$ im Vergleich mit den konventionellen Rekonstruktionen von $5,9 \pm 2,7$ (Tabelle 6). Die Verbesserung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses durch Verwendung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen betrug durchschnittlich 67,8 %.

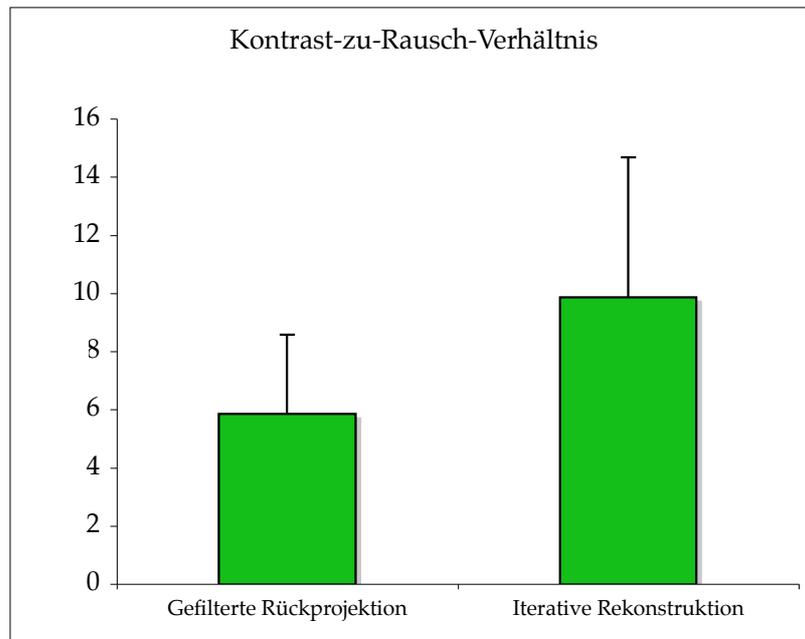


Diagramm 2: Veränderungen des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses durch die gefilterte Rückprojektion im Vergleich mit der iterativen Rekonstruktion. Mittelwert (grün) ± Standardabweichung.

Daneben konnte durch die Verwendung der iterativen Rekonstruktionsmethoden ein signifikanter Unterschied im Signal-zu-Rausch-Verhältnis gezeigt werden. (Diagramm 3). Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis resultierte bei der gefilterten Rückprojektion in einem Wert von $5,9 \pm 2,4$, mit den iterativen Rekonstruktionsalgorithmen lag der Wert bei $8,8 \pm 4,1$ (Tabelle 5). Dies entspricht einer prozentualen Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses von durchschnittlich 49,2 %.

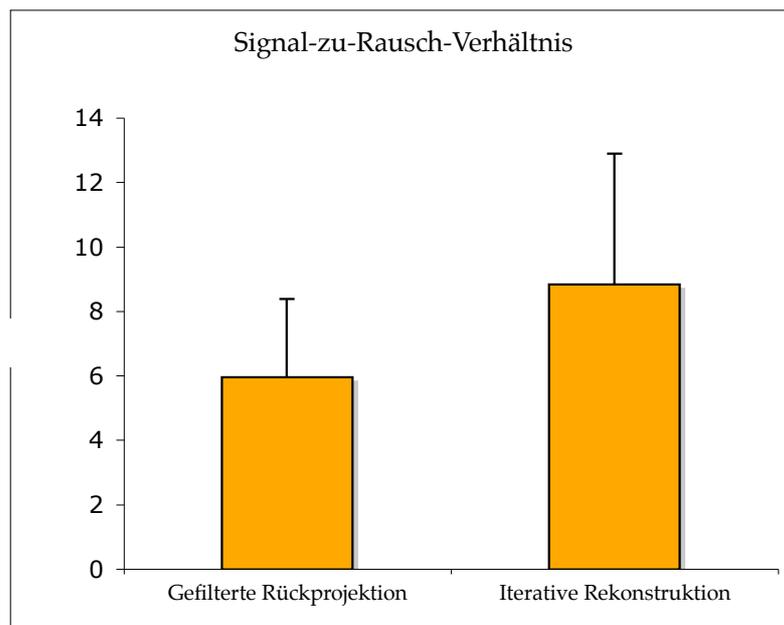


Diagramm 3: Veränderungen des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses durch gefilterte Rückprojektion im Vergleich mit der iterativen Rekonstruktion. Mittelwert (orange) \pm Standardabweichung.

4.3.2. Qualitative Bildqualitätsparameter

Die Evaluation der qualitativen Bildqualitätskriterien in Bezug auf die Qualität der Darstellung und Beurteilbarkeit erfolgte anhand der 60 in die Subgruppe eingeschlossenen Untersuchungen. Hierfür bewerteten die beiden in der Radiologie und Kardiologie erfahrenen Untersucher jeweils gefäßbasiert anhand der drei MIPs unter Zuhilfenahme des oben beschriebenen Bildbewertungsscore die Qualität der Bilder sowohl für die Rekonstruktionen mit der gefilterten Rückprojektion als auch für die iterativen Rekonstruktionen.

4.3.3. Gesamtvergleich von FBP zu IR

Die von Untersucher 1 und Untersucher 2 addierten und anschließend gemittelten Bewertungspunkte in Bezug auf die Bildqualität bei der Auswertung der beiden Rekonstruktionsmethoden sind Tabelle 6 zu entnehmen.

Gesamtvergleich (Untersucher 1 + Untersucher 2) zwischen FBP und IR				
	60 Patienten			
	FBP	IR	Differenz	p-Wert
RCA gesamt	2,18	2,38	0,20	0,051
LM gesamt	2,88	2,98	0,10	0,001
LAD gesamt	2,35	2,47	0,12	0,004
LCX gesamt	2,36	2,55	0,19	<0,0001
Gesamtunterschied	2,44	2,60	0,16	<0,0001

Tabelle 6: Addierte und gemittelte Werte der Bildqualitätsbeurteilung beider Untersucher. Im Vergleich die gefilterte Rückprojektion mit der iterativen Rekonstruktion.

Durch Verwendung der gefilterten Rückprojektion wurde die rechte Koronararterie durchschnittlich von den beiden Auswertern mit 2,18 Bewertungspunkten verzeichnet. Mit Hilfe der iterativen Rekonstruktion wurde die rechte Koronararterie durchschnittlich mit 2,38 Punkten bewertet. Der Hauptstamm der linken Koronararterie wurde durch Bewertung der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion mit durchschnittlich mit 2,88, durch Bewertung der iterativen Rekonstruktionen mit 2,98 Bewertungspunkten evaluiert. Der Ramus descendens anterior der linken Koronararterie wurde mit Hilfe der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion durchschnittlich mit 2,35, unter Verwendung der iterativen Rekonstruktionen mit gemittelt 2,47 Bewertungspunkten verzeichnet. Mittels der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion wurde der Ramus circumflexus der linken Koronararterie gemittelt mit 2,36, mittels der iterativen Rekonstruktionen mit durchschnittlich 2,55 Punkten bewertet.

Somit konnte insgesamt, bewertet durch die beiden Untersucher, eine Verbesserung der Bildqualität mit Hilfe der iterativen Rekonstruktion bei der rechten Koronararterie um 0,20, beim Hauptstamm der linken Koronararterie um 0,10, beim

den Ramus descendens anterior der linken Koronararterie um 0,12 und beim Ramus circumflexus der linken Koronararterie um 0,19 Bewertungspunkte verzeichnet werden. (Diagramm 4).

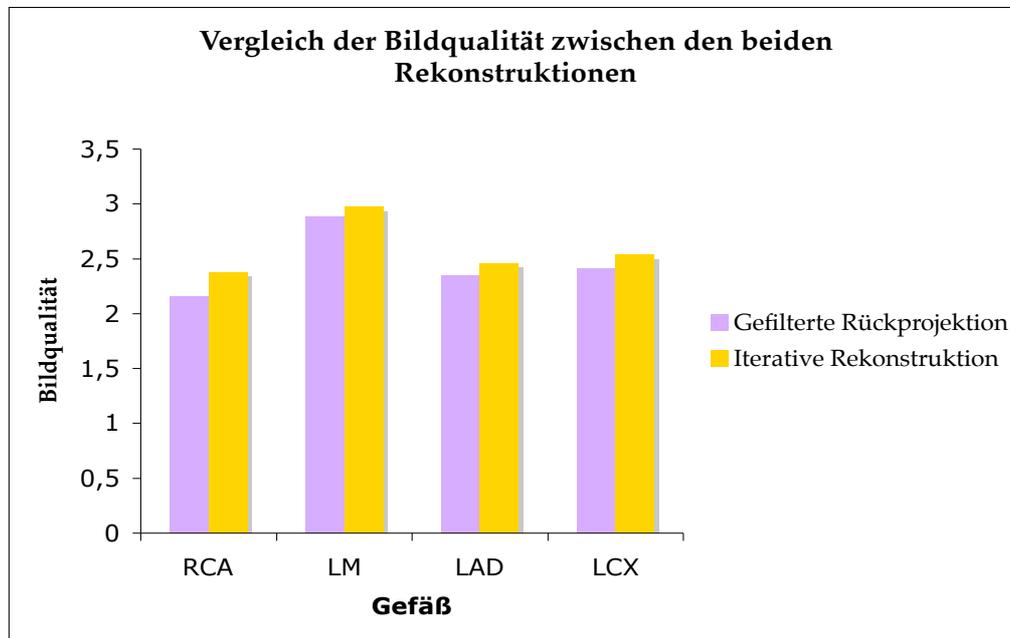


Diagramm 4: Gefäßbasierter Vergleich der Mittelwerte der gefilterten Rückprojektion mit denen der iterativen Rekonstruktion.

4.3.4. Vergleichbarkeit der beiden Untersucher

Durch Untersucher 1 wurde unter Verwendung der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion die rechte Koronararterie durchschnittlich mit 2,30, der Hauptstamm der linken Koronararterie mit 2,78, der Ramus descendens anterior der linken Koronararterie mit 2,38 und der Ramus circumflexus der linken Koronararterie mit 2,42 Bewertungspunkten evaluiert (Tabelle 7). Untersucher 2 bewertete mit Hilfe der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion die rechte Koronararterie durchschnittlich mit 2,05, den Hauptstamm der linken Koronararterie mit 2,97, den Ramus descendens anterior der linken Koronararterie 2,32 sowie den Ramus circumflexus der linken Koronararterie mit 2,40 Bewertungspunkte.

Zwischen den beiden Untersuchern ergab sich bezogen auf die Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion ein Unterschied in der Bewertung von 0,25 Punkten

bei der rechten Koronararterien, von 0,19 beim Hauptstamm der linken Koronararterie, von 0,06 beim Ramus descendens der linken Koronararterie sowie von 0,02 Bewertungspunkten beim Ramus circumflexus der linken Koronararterie.

Rekonstruktionen mit der gefilterten Rückprojektion				
	60 Patienten			
	Untersucher 1	Untersucher 2	Differenz	Kappa-Wert
RCA	2,30	2,05	0,25	0,579
LM	2,78	2,97	0,19	0,553
LAD	2,38	2,32	0,06	0,567
LCX	2,42	2,40	0,02	0,610

Tabelle 7: Ergebnisse der qualitativen Bildqualitätsauswertung mit der gefilterten Rückprojektion.

Dies entspricht einer moderaten Interobserver-Variabilität bei der Bewertung der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion zwischen den beiden Untersuchern bei der rechten Koronararterie mit einem Kappa-Wert von 0,58, beim Hauptstamm der linken Koronararterie mit einem Kappa-Wert von 0,55 und beim Ramus descendens anterior der linken Koronararterie mit einem Kappa-Wert von 0,57. Eine gute Interobserver-Variabilität konnte unter Verwendung der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion beim Ramus circumflexus der linken Koronararterie mit einem Kappa-Wert von 0,61 verzeichnet werden.

Unter Zuhilfenahme der iterativen Rekonstruktionen wurde von Untersucher 1 die rechte Koronararterie durchschnittlich mit 2,43, der Hauptstamm der linken Koronararterie mit 2,88, der Ramus descendens anterior der linken Koronararterie mit 2,52 und der Ramus circumflexus der linken Koronararterie mit 2,57 Punkten bewertet (Tabelle 8). Der zweite Untersucher bewertete bei den iterativen Rekonstruktionen die rechte Koronararterie durchschnittlich mit 2,33, den Hauptstamm der linken Koronararterie mit 3,07, den Ramus descendens anterior der linken Koronararterie mit 2,42 und den Ramus circumflexus der linken Koronararterie mit 2,52.

Bei der durchschnittlichen Bewertung der Bildqualität durch Anwendung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen ergab sich zwischen den beiden Untersuchern bei der rechten Koronararterie sowie beim Ramus descendens anterior der linken Koronararterie jeweils ein Unterschied von 0,1, beim Hauptstamm der linken Koronararterie von 0,19 und beim Ramus circumflexus der linken Koronararterie von 0,05 Bewertungspunkten.

Rekonstruktionen mit der iterativen Rekonstruktion				
	60 Patienten			
	Untersucher 1	Untersucher 2	Differenz	Kappa-Wert
RCA	2,43	2,33	0,10	0,547
LM	2,88	3,07	0,19	0,670
LAD	2,52	2,42	0,10	0,850
LCX	2,57	2,52	0,05	0,772

Tabelle 8: Ergebnisse der qualitativen Bildqualitätsauswertung mit der iterativen Rekonstruktion.

5. Diskussion

5.1. Ansätze zur Strahlendosisreduktion

Seit der Einführung durch Sir Godfrey Newbold Hounsfield in den frühen 1970er Jahren hat die CT, das erste vollständig digitale Schnittbildverfahren in der Medizin, die klinische Röntgendiagnostik grundlegend revolutioniert. Ständige technische Weiterentwicklungen in Bezug auf Qualität und Geschwindigkeit der Bildakquisition führten dazu, dass die grundlegenden technischen Entwicklungen der CT bereits bis zum Ende der 1970er Jahre vollzogen waren und sich die CT als Untersuchungsverfahren der Wahl bei vielen Körperregionen etablieren konnte [Kalender WA 2006; S.37ff].

In den frühen 1980er Jahren begann die Entwicklung der Elektronenstrahl-Computertomographie (Electron beam computed tomography = EBCT). Mit diesem Scanner sollte die Bildgebung des Herzens in besserer räumlicher und vor allem zeitlicher Auflösung ermöglicht werden [Boyd D 1983; S.45]. Die EBCT besitzt im Unterschied zur konventionellen CT keine rotierende Röntgenröhre. Bei diesem Verfahren wird ein Elektronenstrahl erzeugt, der die erforderliche Röntgenstrahlung bewirkt. Somit können Scanzeiten bis zu 50 ms erreicht werden, da die zeitaufwendigen mechanischen Rotationen wegfallen [Wong ND 1996; S.1221]. Mit diesem Verfahren konnte bislang die Bestimmung des Kalkgehaltes der Koronararterien, der so genannten Calcium-Score Untersuchung sowie limitiert die Darstellung nativer Koronargefäße und koronararterieller Bypässe durchgeführt werden. [Enzweiler CN 2000; S.281] Die Ergebnisse sowie deren Reproduzierbarkeit sind allerdings durch eine geringe räumliche Auflösung von 1,5 bis 3 mm bei einer hohen zeitlichen Auflösung von 50-100 ms begrenzt [Kalender WA 2006; S.69f].

1987 stellte dann jedoch der Übergang von der sequentiellen CT zur Spiral-CT einen neuen Entwicklungsschritt dar, der durch die Einführung der Schleifenringtechnologie ermöglicht wurde. Bei der Spiral-CT wird der Patient unter stetigem Tischvorschub entlang seiner Körperlängsachse durch die CT-Gantry bewegt. Die Röntgenstrahlen tasten auf diese Weise den Körper spiralförmig ab, wodurch ein lückenloses Datenvolumen erstellt wird. Dadurch erlangte die CT

verbesserte diagnostische Möglichkeiten, wie zum Beispiel die ersten Ansätze der CT-Angiographie, und die Option einer genaueren individuellen Anpassung der applizierten Strahlendosis [Ohnesorge B 1999; S.923].

Durch die Einführung der Mehrschicht-Computertomographie im Jahre 1998 veränderte sich die CT von einem reinen Schnittbildverfahren zu einem dreidimensionalen Bildverarbeitungsverfahren, die qualitativ hochwertige Bilder in beliebigen Ebenen liefert und Grundlage für revolutionäre Techniken wie die nicht-invasive Darstellung der Herzens war [Buzug TM 2005; S.49]. Mit Einführung der 4-Zeilen-Detektorsysteme wurde zwar die Rotationszeit der Gantry mit 0,5 s deutlich verkürzt und somit die zeitliche Auflösung von 125-250 ms deutlich verbessert [Achenbach S 2001; S.2534], jedoch waren bis zur 35 % der Datensätze von Patienten mit tachykarder Herzfrequenz und/oder Arrhythmien nicht diagnostisch verwertbar [Schroeder S 2002; S.111]. 2002 folgte ein MSCT-Gerät mit 16-Detektorzeilen, wodurch die Rotationszeit auf 0,42 s reduziert sowie eine zeitliche Auflösung von 165-188 ms mit einer räumlichen Auflösung von 0,75 mm ermöglicht wurde und dadurch der klinische Stellenwert der CT weiter zunahm [Mollet NR 2005; S. 132].

Seit 2004 sind 64-Zeilen-Scanner mit einer Rotationszeit von 0,33 s im Einsatz. Durch diese Multidetektortechnologie und die schnelle Rotation der Röhre ließen sich die Leistungsdaten der EBCT erreichen und in vielen Bereichen sogar übertreffen [Pugliese F 2006; S. 575]. Das 64-Zeilen-CT ermöglicht zum einen die Detektion von kalzifizierten Koronarplaques für die Quantifizierungen der koronaren Kalklast als Screening-Methode, zum anderen eine nicht-invasive, annähernd artefaktfreie Darstellung der Koronargefäße mittels kontrastmittelunterstützter CT-Koronarangiographie zur Darstellung nicht-kalzifizierter Plaques sowie die Untersuchung des gesamten Herzens durch eine zeitliche Auflösung von 165 ms und einer räumlichen Auflösung von 0,4 bis 0,6 mm während einer einzigen Atemanhaltepause [Raff GL 2005; S.556].

Obwohl die Einführung der Mehrzeilendetektorsysteme Ende des 20. Jahrhunderts zunächst als letzter Höhepunkt der Entwicklung der CT-Technologie angesehen wurde, erfolgte als weiterer Fortschritt 2005 die Einführung der Dual-Source

Computertomographen [Kalender WA 2011; S.501]. Im Gegensatz zur herkömmlichen CT arbeiten im DSCT zwei rotierende, um 90° versetzt angeordnete Röntgenröhren und Detektoren gleichzeitig. Dadurch ist lediglich eine 90°-Rotation nötig ist, um die Daten zu akquirieren, die zur Rekonstruktion einer axialen Schicht benötigt werden. Die Rotationszeit beträgt ebenso wie beim 64-Zeilen-CT 0,33 s. Jedoch ist durch diese Bauweise im Gegensatz zum konventionellen MSCT eine zeitliche Auflösung von bis zu einem Viertel der Rotationszeit mit nur 83 ms möglich [Mahnken AH 2007; S.491].

Der 2009 eingeführte DSCT der 2. Generation arbeitet analog dem DSCT der ersten Generation mit zwei Röntgenröhren und zwei Detektoren, welche im 90° Winkel zueinander angeordnet sind. Durch die Kombination dieser Dual-Source Technologie mit sehr schnellen Hardware-Komponenten konnte die Rotationszeit der Gantry auf 0,28 s minimiert werden. Dadurch wurde die zeitliche Auflösung auf 75 ms weiter verbessert [Johnson TRC 2006; S.1409]. In Kombination mit einer sehr schnellen Patiententischgeschwindigkeit von bis zu 45 cm pro Sekunde ist die Darstellung des gesamten Herzens in nur einem einzigen Herzzyklus ermöglicht worden [Sommer WH 2010; S.65]. Durch diese technische Ausstattung liefert die DSCT auch bei einer hohen Herzfrequenz eine gute Bildqualität [Achenbach S 2006; S.331]. Auch der 64-Zeilen-CT wies bei höheren Herzfrequenzen schon weniger Bewegungsartefakte auf als frühere Scannergenerationen, aber bei Herzfrequenzen ab 65 bis 75 Schläge/Minute kam es immer noch zu einer herabgesetzten Bildqualität. Mit der DSCT können auch Herzfrequenzen bis zu 75 Schläge/Minute oder unregelmäßig schlagende Herzen, wie z.B. beim Vorhofflimmern, weitgehend ohne Bewegungsartefakte aufgenommen werden [Flohr T 2006; S.256]. In dieser Studie wurden alle Untersuchungen zur Darstellung der individuellen Pulmonalvenenanatomie vor elektrophysiologischer Untersuchung mit Hilfe eines DSCT der 2. Generation, dem so genannten Siemens SOMATOM Definition Flash, akquiriert.

Neuartige Forschungsgeräte erlauben sogar die simultane Aufnahme von 320 Schichten bis aktuell 640 Schichten bei einer räumlichen Auflösung von bis zu 0,25 mm. Durch die simultane Aufnahme mehrerer Schichten des Körpers, der so genannten dynamischen Volumen-Computertomographen, kann eine größere

Volumenabdeckung erreicht werden, wodurch die Scanzeit gegebenenfalls weiter reduziert, die räumliche Auflösung verbessert und somit die Strahlung der Röntgenröhren unter Umständen effektiver genutzt werden könnte [Toshiba Medical Systems 2011].

Diese rasante technische Weiterentwicklung der Computertomographie hat in den letzten Jahren zu einer deutlichen Zunahme der diagnostischen Möglichkeiten geführt, mit dem Resultat, dass die CT-Untersuchungszahlen weltweit angestiegen sind. Dies hat ebenfalls Auswirkung auf die Strahlenexposition der Bevölkerung [McCollough C 2006; S.503].

Jede Strahlungsexposition ist theoretisch mit dem Risiko einer DNA-Schädigung und dem Risiko einer Tumorinduktion verbunden [Hausleiter J 2009; S.500]. Dabei treten stochastische Strahlenschäden zufällig auf, es existiert keine Schwellendosis. Die Wahrscheinlichkeit eines Auftretens nimmt mit der Höhe der Strahlendosis zu. Das Risiko für eine Krebserkrankung steigt bei einer Ganzkörperexposition von insgesamt 10 mSv. Dennoch können auch wesentlich kleinere Strahlendosen Krebserkrankungen wie z.B. Leukämien, Mamma-Karzinome oder Bronchial-Karzinome induzieren [Einstein AJ 2007; S. 319].

Eine wesentliche Limitation der kardialen CT ist, neben der Applikation von jodhaltigem Kontrastmittel, die im Vergleich zu anderen Untersuchungen erhöhte Strahlenexposition, die hauptsächlich darin begründet liegt, dass bei retrospektiv EKG-getriggerten Herz-Untersuchungen eine lückenlose Volumenerfassung des Herzens während fast jeder Phase des Herzzyklus erreicht werden soll. Bei der DSCT trägt jeder Röntgenstrahler nur eine Viertelrotation zu jeder axialen Bildschicht bei. Daher müssen beide Röntgenquellen gleichzeitig mit einer Leistung betrieben werden, die beim Single-Source CT für nur eine Röntgenquelle notwendig ist. Ohne jede weitere Optimierung würde sich bei diesem System die Strahlendosis fast um das Doppelte erhöhen [Flohr T 2006a; S.95]. Aus diesem Grund wurden in der Vergangenheit verschiedenste Methoden entwickelt, um eine wesentliche Verringerung der Strahlendosis bei der DSCT zu erzielen und somit die Möglichkeit von Strahlenschäden weitgehend zu minimieren [Hausleiter J 2009; S.501].

Beispiele hierfür sind unter anderem die EKG-getriggerte Röhrenstrommodulation, die Verwendung der High-pitch Technik, die prospektive EKG-Triggerung oder die Reduktion von Röhrenspannung und/oder Röhrenstrom. Diese Methoden können jedoch zum Teil in einer Erhöhung des Bildrauschens resultieren. Der Begriff „Rauschen“ bezeichnet in der Computertomographie Beiträge zum Signal, die durch Zufall verursacht werden, und einen Fehler bzw. Schwankungen in der gemessenen Strahlenintensität verursachen [Prokop M 2006; S.152].

Ein Beispiel für eine Möglichkeit der Strahlendosisreduktion stellt die automatische Modulation des Röhrenstroms dar. Diese Technik folgt der Überlegung, dass die Schwächung des Röntgenstrahls im Körper in der anterior-posterioren und der lateralen Achse unterschiedlich ist. Geringe Änderungen im Körperdurchmesser bewirken eine signifikante Schwächungsdifferenz und damit eine deutliche Veränderung des Detektorsignals, da die Schwächung des Röntgenstrahls einer Exponentialfunktion unterliegt. Die dazu erforderliche Software berechnet je nach CT-Herstellerfirma anhand des Topogramms oder der vorausgegangenen Rotation den individuell benötigten Wert des Röhrenstroms für jede Rotation in der z-Achse und x-y-Ebene [McCollough C 2006; S.506]. Durch die Technik der sinusförmigen Dosismodulation wird die mAs-Einstellung in Form einer Sinuskurve entsprechend dem maximalen und minimalen Patientendurchmesser innerhalb des Untersuchungsbereichs verändert und kann bei schlanken Patienten ($\text{BMI} < 25 \text{ kg/m}^2$), welche einen deutlich geringeren Körperdurchmesser aufweisen, die Strahlendosis deutlich reduzieren. Jedoch muss bei adipösen Patienten beachtet werden, dass diese Automatik folglich zu einer ungewollten deutlichen Dosissteigerung führen kann [Schindera ST 2008; S.103]. Abhängig von den Untersuchungsvoraussetzungen und der Untersuchungsregion ist mit der automatischen Röhrenstrommodulation eine Dosisreduktion von bis zu 30-50 % möglich [Deetjen A 2007; S. 1042].

Ein weiterer Ansatz zur Strahlendosisreduktion stellt die bereits erwähnte prospektive EKG-Triggerung dar. Bei dieser Technik wird die Datenaufnahme auf die R-Zacke des EKGs getriggert. Das bedeutet, dass nur während Diastole in circa 15-20% des RR-Intervalls, je nach Zeitauflösung und Herzfrequenz, eine Datenaufnahme erfolgt und dann die Strahlendosis während der Wartezeit auf die nächste R-Zacke reduziert wird. Im Vergleich zur konventionellen retrospektiven

EKG-Triggerung, bei welcher die Datenakquisition und somit die Strahlenexposition kontinuierlich erfolgt, kann somit eine Reduktion der Strahlendosis bis zu 86 % erzielt werden [Pfleiderer T 2010; S.1197].

Eine weitere Einflussgröße auf die Strahlenexposition stellt der Pitch-Wert dar. Der Pitch beschreibt den Zusammenhang zwischen der Einzelschichtdicke, dem Tischvorschub pro 360° Röhrenrotation und der Rotationsgeschwindigkeit [Christner JA 2010; S.49]. Ein Pitch von 1 bedeutet, dass bei einer Schichtdicke von 1 cm der Tisch pro Rotation ebenfalls um 1 cm bewegt wird (in z-Richtung). Eine Erhöhung des Pitch-Faktors führt vereinfacht zu einem Auseinanderziehen der Spirale und bei konstantem mAs-Produkt zu einer indirekt proportionalen Verringerung der Strahlenexposition, d.h. eine Verdoppelung des Pitch-Faktors führt zu einer Halbierung der Dosis [Achenbach S 2009; S.121]. Lange Zeit wurde bei der Bildgebung des Herzens ein relativ niedriger Pitch-Faktor zwischen 0,2 bis 0,4 eingesetzt, um Lücken im Datensatz zu vermeiden. Bei Pitch-Werten von kleiner 1 spricht man von „Oversampling“, das heißt, man geht zugunsten einer höheren Auflösung mit überlappenden Schichten eine höhere Strahlenbelastung ein [Achenbach S 2010; S. 340]. Durch die Einführung der DSCT mit einer Verfügbarkeit von zwei Röntgenröhren sowie einer höheren Tischgeschwindigkeit wurde eine Erhöhung des Pitch-Faktors bis zu 3,4 möglich gemacht, bei welchem noch zusammenhängende Daten ohne Lücken akquiriert werden können. Durch diese Weiterentwicklung der computertomographischen Technologie und Hardware kann in Kombination mit der so genannten High-pitch Technik die Strahlenexposition bei der prospektiven EKG-Triggerung weiter reduziert werden. Achenbach et al. konnten zeigen, dass unter Verwendung der prospektiven EKG-Triggerung in Zusammenhang mit der High-pitch Technik die computertomographische Darstellung der Koronararterien in ausgewählten Untersuchungen mit einer durchschnittlichen Strahlenexposition von unter 1 mSv möglich ist [Achenbach S 2010; S. 342]. Um die Strahlenexposition in vorliegender Studie zu reduzieren, wurden alle Untersuchungen mit Hilfe der so genannten High-pitch Technik akquiriert und stetig ein Pitch-Faktor von 3,4 verwendet.

Eine weitere Einflussgröße stellt die Röhrenspannung (kV) dar. Diese ist ein Parameter für die Strahlenqualität und nimmt auf verschiedene Weise Einfluss auf

die Dosis und die Bildqualität einer CT-Aufnahme [Bischoff B 2009; S.941]. Eine Reduktion der Röhrenspannung führt zu einer erhöhten Strahlenabsorption unter anderem in den äußere Fettgewebsschichten des Patienten. Daraus folgen Schwankungen der auf den Detektor treffenden Röntgenquanten, was sich in einem erhöhten Bildrauschen widerspiegelt. Das Bildrauschen nimmt umso mehr zu, je weniger Röntgenquanten im Detektor registriert werden [McNitt-Gray MF 2002; S.1546]. Dies ist sowohl der Fall bei einer erniedrigten Röhrenspannung als auch einem erniedrigten Röhrenstrom. Der Röhrenstrom, beziehungsweise eigentlich das Röhrenstrom-Scanzeit-Produkt ist ein Produkt aus Strahlenintensität (Röhrenstrom mit der Einheit mA) und Belichtungszeit (Zeit für eine 360°-Umdrehung der Röntgenröhre in Sekunden). Eine Reduktion des Röhrenstroms bewirkt neben einer Strahlendosisreduktion ebenfalls ein erhöhtes Bildrauschen. Dabei steigt das Bildrauschen jedoch nicht linear, sondern mit der Quadratwurzel. Zum Beispiel muss das Röhrenstrom-Scanzeit-Produkt - und damit die Dosis - um den Faktor 4 erhöht werden, um eine Erniedrigung des Bildrauschens um den Faktor 2 zu erzielen [Buzug TM 2005; S.398].

Das bedeutet, dass bei den Dosis-reduzierten Bilder die diagnostische Aussagekraft teilweise eingeschränkt sein kann, denn das Bildrauschen ist von wichtiger Bedeutung für die Erkennbarkeit von Strukturen mit niedrigem Kontrast, bezogen auf die vorliegende Studie zum Beispiel von Pulmonalvenenstenosen oder Vorhoffthromben. Vom CT aufgenommene Rohdaten wurden seit den ersten Geräten durchgängig mit Hilfe der gefilterten Rückprojektion in Schnittbilder umgerechnet. Bei dieser derzeit als Standard verwendeten Methode zur Bildrekonstruktion muss ein Kompromiss zwischen räumlicher Bildauflösung, also Bildschärfe, und Bildrauschen eingegangen werden. Wird die Strahlendosis durch Verminderung des Röhrenstroms oder der Röhrenspannung reduziert, wird das Bildrauschen erhöht und somit die Bildschärfe tendenziell verschlechtert [Feldkamp LA 1984; S.612].

Jüngst wurde eine Methode entwickelt, um dem konsekutiv steigenden Bildrauschen aufgrund der Verminderung des Röhrenstroms und der Röhrenspannung zugunsten einer Strahlendosisreduktion, entgegenzuwirken. Die so genannte iterative Bildrekonstruktion fand in der Vergangenheit bisher nur in der Nuklearmedizin bei den so genannten SPECT- und PET-Untersuchungen

Anwendung. Bei dieser Art der Bildrekonstruktion werden durch allmähliche Annäherung an die tatsächliche Dichteverteilung in Kombination mit einer iterativen Korrekturschleife Bilder mit signifikant geringerem Rauschanteil erzeugt als mit den konventionellen Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion. Diese Technologie ist in der Lage, Signale auf ihren Ursprung zu überprüfen, das heißt, ob es sich bei einem Signal um eine echte Bildinformation oder um Bildrauschen handelt. Mit diesen, im Vergleich zu den Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion, erheblich rechenintensiveren iterativen Bildrekonstruktionsalgorithmen, entspricht die Bildqualität bei strahlenreduzierten Bildern derjenigen, der bisher üblichen Bildqualität der gefilterten Rückprojektion ohne gleichzeitige Strahlendosisreduktion [Wang J 2009; S.252].

Bei GE Healthcare wird der iterative Rekonstruktionsalgorithmus ASIR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction) bezeichnet und in einer Studie konnte gezeigt werden, dass durch Verwendung von ASIR die Dosis bis um die Hälfte bei weitgehend gleich bleibender Bildqualität in der computertomographischen Darstellung der Koronararterien reduziert werden kann [Heilbron BG 2010; S.36]. Philips Healthcare nennt seine iterative Rekonstruktionstechnik iDose, welche die jüngste Ergänzung des Strahlungsmanagements von Philips bei der CT darstellt und eine Dosisersparung bis zu 80 % ermöglichen soll, während die Bildqualität nicht verschlechtert wird. Toshiba Medical Systems hat das so genannte AIDR (Adaptive Iterative Dose Reductions) entwickelt, welches eine Dosisreduktion von bis zu 75 % möglich machen soll [Lee TY 2010; S. 33]. Siemens Medical Solutions hat den iterativen Rekonstruktionsalgorithmus IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space) entwickelt und verspricht dadurch eine Reduktion des Bildrauschens und damit eine Verbesserung der Bildqualität bei gleichzeitiger Strahlendosisreduktion bis zu 60 % sowie kurzen Rekonstruktionszeiten [Siemens AG 2010; S.17].

5.2. Auswirkungen der iterativen Rekonstruktion auf die quantitative Bildqualität

In der vorliegenden Studie wurden die Rohdaten unter Verwendung eines Niedrig-Dosis-Protokolls mit den Parametern 100 kV Röhrenspannung und 200 mAs

Röhrenstrom akquiriert, was mit einer reduzierten Strahlenexposition einherging. Mit beiden Rekonstruktionsmethoden konnte bei allen 91 Patienten (100 %) eine mögliche Pulmonalvenenstenose sicher ausgeschlossen werden sowie bei 70 Patienten (76,9 %) zusätzlich ein Thrombus im linken Vorhofohr, soweit bei Trabekulierung beurteilbar. Bei den restlichen 21 (23,1 %) war aufgrund der fehlenden Kontrastmitteldurchmischung des Blutes ein eindeutiger Thrombusausschluss nicht möglich. Folglich hat die Art der Rekonstruktionsmethode bei der Thrombusdetektion keinen Einfluss.

Für die exakte Evaluation der quantitativen Bildqualität wurden sowohl für die Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion als auch für die iterativen Rekonstruktionen das Bildrauschen, das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis bestimmt und anschließend miteinander verglichen. Durch eine anschließende iterative Rekonstruktion der Rohdaten, konnte gezeigt werden, dass das Bildrauschen signifikant von $75,9 \pm 23,7$ HU auf $52,9 \pm 17,9$ HU im Vergleich mit den Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion reduziert werden konnte. Dies entspricht einer prozentualen Reduktion von durchschnittlich 30,3 %. Darüber hinaus konnte das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis signifikant von $5,9 \pm 2,7$ auf $9,9 \pm 4,8$ sowie auch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis signifikant von $5,9 \pm 2,4$ auf durchschnittlich $8,8 \pm 4,1$ durch iterative Rekonstruktion im Vergleich mit den Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion gesteigert werden. Prozentual ausgedrückt konnte unter Verwendung der iterativen Rekonstruktion das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis um durchschnittlich 67,8 % und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis um durchschnittlich 49,2 % gesteigert werden.

Auch let al. konnten in einer aktuellen Studie, welche sich mit dem Einsatz der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen in der computertomographischen Darstellung des Herzens und der Koronararterien beschäftigt, zeigen, dass durch die iterative Rekonstruktion das Bildrauschen signifikant reduziert sowie das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis erhöht werden kann. In dieser Studie wurde eine gleich bleibende qualitative Bilddarstellung für die iterativen Rekonstruktionen sowie für die Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion beobachtet [Bittencourt MS 2011; S.1084].

Folglich erlaubt die signifikante Verbesserung der quantitativen Bildqualität durch die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen eine Reduktion der Strahlendosis und der damit verbundenen Risiken für den Patienten bei nicht unverhältnismäßig längeren Rekonstruktionszeiten.

5.3. Auswirkungen der iterativen Rekonstruktion auf die qualitative Bildqualität

Für eine weitere Untersuchung der Auswirkung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen in Kombination mit dem oben beschriebenen Niedrig-Dosis-Protokoll auf die qualitative Darstellung des Koronarsystems, wurde bei den 60 in die Subgruppe eingeschlossenen Untersuchungen die Anzahl der Koronargefäße mit sehr guter oder guter Bildqualität sowie die Zahl eingeschränkter und nicht-beurteilbarer Koronargefäße durch zwei in der Radiologie und Kardiologie erfahrene Untersucher anhand des zuvor beschriebenen Bildqualitätsscores evaluiert. Analog erfolgte die gefäßbasierte Auswertung der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion. Darüber hinaus wurden die beiden Rekonstruktionsalgorithmen Patient-basiert anhand ihres durchschnittlichen gemittelten Bildqualitätsscores miteinander verglichen. Bei dieser Auswertung ergab sich im Bereich der rechten Koronararterie unter Verwendung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen eine Bildqualitätsverbesserung von insgesamt 0,20 Bewertungspunkten. Beim Hauptstamm der linken Koronararterie ergab sich mit Hilfe der iterativen Rekonstruktion ein Gewinn der Bildqualität von 0,10, beim Ramus descendens anterior der linken Koronararterie von 0,12 Bewertungspunkten. Beim Ramus circumflexus der linken Koronararterie konnte ein Gewinn der Bildqualität um 0,19 Bewertungspunkte durch die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen verzeichnet werden.

Somit ließ sich mit Hilfe der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen im Vergleich mit den Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion ein signifikanter qualitativer Bildqualitätsgewinn von insgesamt 0,2 Bewertungspunkten erzielen.

In die Substudie konnten 66 % aller Untersuchungen (Nachweis = 60) eingeschlossen werden und somit der Koronarstatus bestimmt werden. Bei Verdacht

auf KHK konnte dadurch die notwendige weiterführende Therapie eingeleitet werden, denn die KHK stellt in den westlichen Industrieländern immer noch die häufigste Todesursache sowohl bei Frauen als auch bei Männern dar [Böhm M 2009; S.68]. Betroffen sind insbesondere Personen ohne vorhergehende typische Symptome einer KHK wie Angina pectoris oder Belastungsdyspnoe. Eine effektive Reduktion der Mortalität infolge einer KHK kann nur erwartet werden, wenn die KHK behandelt wird, bevor sich die Erkrankung klinisch manifestiert [Fischbach R 2000; S.407]. In Deutschland erleiden etwa 280.000 Patienten/Jahr einen Myokardinfarkt [Becker CR 2000; S.118]. Etwa 34 % dieser Patienten versterben bereits, bevor sie die Klinik erreicht haben. Auch wenn viele Patienten über charakteristische Beschwerden berichten, haben doch annähernd die Hälfte der Patienten keine Symptome vor dem plötzlichen Herztod [Tunstall-Pedoe H 1999; S.1547]. Mit diesem Hintergrund erklärt sich der hohe Stellenwert der nicht-invasiven Darstellung der Koronararterien sowie der Calcium-Score Untersuchung als eine geeignete Screeningmethode, denn die Abwesenheit von Koronararterienkalzifizierungen hat einen hohen negativ prädiktiven Wert bezogen auf den Ausschluss einer KHK [Nishida C 2005; S.647].

In vorliegende Studie etabliert sich die Methode der computertomographischen Darstellung der Pulmonalvenen vor elektrophysiologischer Untersuchung umso mehr, indem gezeigt werden konnte, dass bei mehr als der Hälfte des Patientenkollektivs eine Auswertung des Koronarsystems als zusätzliche Information aus einer indizierten Untersuchung möglich war. Ein weiterer Rückschluss durch die Möglichkeit der iterativen Rekonstruktion mit Verbesserung der Bildqualität auch bei Niedrig-Dosis-Protokollen ist die Verwendung dieser neuen Rekonstruktionsalgorithmen bei der kardialen CTA. Dadurch könnte bei dieser als Screeningmethode verwendeten Untersuchung in der Prävention einer KHK oder eines Myokardinfarkts die Strahlenbelastung weiter gesenkt werden, was diese Methode umso mehr rechtfertigen könnte.

5.4. Nutzen-Risiko-Abwägung für die Pulmonalvenen-CT

Bei den zur Verfügung stehenden Bildgebungsmodalitäten ist zwischen den intraprozeduralen Techniken in Form von selektiver Angiographie sowie

intrakardialen Ultraschall und den im Vorfeld der Ablation durchgeführten Untersuchungen in Form von Magnetresonanztomographie (MRT) und Computertomographie mit dreidimensionaler Rekonstruktion zu unterscheiden. Die MRT und CT liefern mittlerweile weitgehend qualitativ vergleichbare Informationen. Die MRT ist jedoch deutlich zeitaufwendiger bezüglich Kosten und Untersuchungsdauer [Tsao HM 2001; S.809].

Im Zuge der rasanten Weiterentwicklung der computertomographischen Technologie wurden in kürzester Zeit immer schnellere CT-Geräte mit besserer Bildqualität entwickelt [Prokop 2008; S.229]. Es wurde möglich in immer schnelleren Untersuchungssequenzen qualitativ hochwertigere Bilddatensätze zu generieren. Dies wurde nicht zuletzt durch die Entwicklung von Multidetektorsystemen revolutioniert [Hausleiter J 2006; S.1305]. Gleichzeitig gewann jedoch die medizinisch verursachte Strahlenexposition durch die Computertomographie immer mehr Interesse [Smith-Bindman R 2009; S.2049].

Wie bereits eingangs erwähnt, besteht ein Schritt, dieser Strahlenexposition und den möglichen Strahlenschäden entgegenzuwirken darin, die möglichen Methoden zur Strahlendosisreduktion zu verwenden. In vorliegender Studie bediente man sich aus diesem Grund bei der computertomographischen Darstellung der Pulmonalvenen vor elektrophysiologischer Untersuchung bei allen 91 Patienten eines Niedrig-Dosis-Protokolls mit einer erniedrigten Röhrenspannung von 100 kV und einem verminderten Röhrenstrom von 200 mAs. Dadurch konnte die durchschnittliche Strahlendosisreduktion auf $0,51 \pm 0,03$ mSv bei der Darstellung der Pulmonalvenenanatomie minimiert werden. Dies ist im Vergleich mit anderen Untersuchungen der kardialen Bildgebung, zum Beispiel der computertomographischen Angiographie mit einer medianen Dosis von ca. 12 mSv sehr gering [Hausleiter J 2009; S.506].

Bei einer einmaligen Strahlenexposition von ungefähr 10 mSv kann man von einem Tumorrisiko von ca. 0,05 % ausgehen. [Einstein AJ 2007; S. 319]. Daher ist insgesamt das Risiko einer Tumorinduktion mit einer effektiven Strahlendosis von durchschnittlich $0,51 \pm 0,03$ mSv durch die computertomographische Darstellung der Pulmonalvenenanatomie unter Verwendung eines Niedrig-Dosis-Protokolls gegenüber dem Nutzen dieser Untersuchung für den Patienten als gering

einzustufen, denn durch die nicht-invasive Darstellung der individuellen anatomischen Variationen oder Stenosen der Pulmonalvenen durch die DSCT-Angiographie können einerseits die gewonnenen Informationen in das derzeit gängige Mapping-Verfahren von CartoMerge® eingebunden werden, womit durch gezielte Katheterablation im Bereich des linken Vorhofs ein Großteil der Patienten von ihrem Vorhofflimmerleiden befreit werden können [Takahashi A 2010; S.1973]. Andererseits können somit durch eine einzige Untersuchung nicht-invasiv Zusatzinformationen über mögliche Thromben im Vorhof beziehungsweise bei gegebenen Voraussetzungen über den Koronarstatus gewonnen werden. Somit ist auch eine transösophageale Echokardiographie für einen Ausschluss eines Thrombus im linken Vorhofrohr nicht mehr zwingend nötig.

5.5. Überlegungen für weitere Einsatzmöglichkeiten der iterativen Rekonstruktion

Hara AK et al. untersuchte die Auswirkungen auf die Strahlendosis und die quantitative Bildqualität an Phantomstudien sowie bei der computertomographischen Darstellung des Abdomens und Beckens durch den Einsatz iterativer Rekonstruktionsalgorithmen. In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass durch die iterative Rekonstruktion bei gleich bleibender Bildqualität eine Strahlenreduktion von bis zu 65 % bei Patienten mit einem BMI < 20 kg/m² möglich ist. Dies lässt neue Überlegungen bei Kindern oder schlanken Patienten in Bezug auf eine effektive Strahlendosisreduktion ohne Beeinträchtigung der Bildqualität bei der Darstellung des Abdomens aufkommen [Hara AK 2009; S.767].

Pontana F et al. untersuchte die computertomographische Darstellung des Thorax mit besonderer Beachtung der Trachea, der Lunge und der Aorta und verglich die Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion mit den iterativen Rekonstruktionen. Bei den iterativen Rekonstruktionsalgorithmen wurde in dieser Studie die Anzahl der Iterationsschritte variiert. Auch hier konnte eine signifikante Reduktion des Bildrauschens ohne einen Verlust an diagnostischer Information durch die iterativen Rekonstruktionen sowohl mit 3 als auch mit 5 Iterationsschritten gezeigt werden [Pontana F 2011; S.630].

Eine weitere Überlegung für eine Studie wäre die Untersuchung von Patienten, bei denen bereits eine Koronarintervention mit Implantation eines Koronarstents erfolgte. Aufgrund des Koronarstents ist die Bildqualität häufig aufgrund der hohen Röntgendichte des Metallgeflechts eingeschränkt, so dass die Beurteilung des Stentlumens hinsichtlich einer In-Stent-Rezidivstenose häufig nicht gelingt. Die Bildqualität und diagnostische Beurteilbarkeit hängen einerseits von der eingesetzten Scanner-Technologie ab, sodass die Darstellung von Koronarstents mit den Computertomographen der neuen Generation in einigen Fällen möglich ist und andererseits vom Material und Typ der Koronarstents. Die Entwicklung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen mit der verbundenen Reduktion des Bildrauschen sowie des verbesserten Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses und Signal-zu-Rausch-Verhältnisses lässt neue Hoffnungen in Bezug auf die diagnostische Beurteilbarkeit von Koronarstents bezüglich des Stentlumens aufkommen.

6. Zusammenfassung

Durch die Einführung der Dual-Source-Computertomographie hat sich sowohl die räumliche als auch zeitliche Auflösung verbessert, sodass die diagnostische Bildqualität, insbesondere im Bereich der kardialen CT-Angiographie, deutlich zugenommen hat. Dadurch ist die nicht-invasive Darstellung der individuellen anatomischen Variationen oder Stenosen der Pulmonalvenen durch die Dual-Source Computertomographie eine viel versprechende Methode in der Diagnostik von Vorhofflimmern vor elektrophysiologischer Untersuchung geworden.

Durch den vermehrten Einsatz der CT-Untersuchungen gewann jedoch die medizinisch verursachte Strahlenexposition durch die Computertomographie immer mehr Interesse. Eine Möglichkeit dieser zunehmenden Strahlenexposition und den dadurch bedingten möglichen Strahlenschäden entgegenzuwirken, besteht darin, Niedrig-Dosis-Protokolle zu entwickeln. Eine Reduktion der Röhrenspannung und des Röhrenstroms bewirkt jedoch, neben der Strahlendosisreduktion, eine Erhöhung des Bildrauschens, was die diagnostische Aussagekraft einschränken kann. Eine Möglichkeit dem Problem des erhöhten Bildrauschens entgegenzuwirken, verspricht die neu entwickelte iterative Bildrekonstruktion, welche eine signifikante Verminderung des Bildrauschens durch einen speziellen Rekonstruktionsalgorithmus bewirkt.

Bislang fehlten aber noch Untersuchungen, welche den Nutzen der computertomographischen Untersuchung hinsichtlich der Strahlendosisreduktion und der quantitativen sowie qualitativen Bildqualität unter Verwendung eines Niedrig-Dosis-Protokolls mit anschließender iterativer Rekonstruktion für spezielle Patientenkohorten, die eine kardiale CT-Angiographie benötigen, etablieren.

Daher war der primäre Endpunkt dieser vorliegenden prospektiven Studie, die diagnostische Beurteilbarkeit der Pulmonalvenenanatomie der computertomographischen Untersuchung von Patienten vor elektrophysiologischer Untersuchung unter Verwendung eines Niedrig-Dosis-Protokolls mit anschließender konventioneller Rekonstruktion als auch iterativer Rekonstruktion. Zu den sekundären Endpunkten gehörten die Patienten-basierte Bestimmung der

qualitativen und quantitativen Bildqualitätsparameter. Ein weiterer sekundärer Endpunkt war die Bestimmung der effektiven Strahlendosis.

Von September 2009 bis Juni 2010 wurden insgesamt 91 Patienten mit paroxysmalem Vorhofflimmern vor elektrophysiologischer Untersuchung in die vorliegende Studie eingeschlossen. Alle Patienten wurden mit einem DSCT der 2. Generation untersucht, um die individuelle Pulmonalvenenanatomie darzustellen sowie mögliche Stenosen der Pulmonalvenen oder Thromben im Bereich des linken Vorhofs auszuschließen.

Eine Subgruppenanalyse umfasste insgesamt 60 (86 %) Patienten in einem stabilen Sinusrhythmus mit einer Frequenz ≤ 60 Schlägen/Minute sowie einem Körpergewicht ≤ 90 kg, bei denen zusätzlich zur Pulmonalvenen- und Vorhofanatomie die Koronararterien hinsichtlich des Vorliegens einer KHK unter Verwendung der beiden beschriebenen Rekonstruktionsverfahren untersucht wurden.

Die Rohdaten wurden sowohl mit der konventionellen Rekonstruktion der gefilterten Rückprojektion als auch iterativ rekonstruiert. Darauf folgend wurde die Bildqualität mittels quantitativer Parameter (Bildrauschen, Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis und Signal-zu-Rausch-Verhältnis) ermittelt.

Konnten die Patienten zusätzlich in die Subgruppe mit eingeschlossen werden, wurde der Koronararterienstatus beurteilt sowie die qualitative Bildqualität der Koronararterien unter Verwendung der Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion und der iterativen Rekonstruktionen verglichen. Dafür wurde die qualitative Bildqualität der Koronararterien gefäßbasiert durch zwei in der Radiologie und Kardiologie erfahrene Untersucher mittels eines Bildqualitätsbewertungsscores beurteilt.

In der klinischen Routineanwendung des Niedrig-Dosis-Protokolls konnten bei allen der untersuchten Patienten, Stenosen der Pulmonalvenen sowie bei 70 (88 %) Patienten Thromben im linken Vorhof, diagnostisch ausgeschlossen werden. Bei den restlichen 21 (12 %) Patienten konnte aufgrund nicht ausreichender Kontrastmitteldurchmischung mit beiden Rekonstruktionsmethoden ein Thrombus

nicht eindeutig ausgeschlossen werden. Die Wahl der Rekonstruktionsmethode hat folglich keinen Einfluss auf die Thrombusdetektion. Die Strahlendosis für das Gesamtkollektiv lag bei nur $0,5 \pm 0,03$ mSv.

Bei den Untersuchungen ergab sich eine signifikante Verminderung des Bildrauschens von $75,9 \pm 23,7$ HU auf $52,9 \pm 17,9$ HU durch die iterative Rekonstruktion im Vergleich mit den Rekonstruktionen der gefilterten Rückprojektion, was einer prozentualen Reduktion von bis zu 30,3 % entspricht. Darüber hinaus konnte eine signifikante Verbesserung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses von $5,9 \pm 2,7$ auf $9,9 \pm 4,8$ (+ 67,8 %) sowie des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses von $5,9 \pm 2,4$ auf $8,8 \pm 4,1$ (+ 49,2 %) durch die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen evaluiert werden.

Auch bei der qualitativen Bildqualität zeigte sich keine Verschlechterung durch die Verwendung von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen. Im Gegenteil fand man in der Subgruppe von 60 (66 %) Patienten im Mittel eine qualitative Bildqualitätsverbesserung durch die Verwendung der iterativen Rekonstruktionsalgorithmen von insgesamt 0,2 Bewertungspunkten.

Die vorliegende prospektive Studie belegt demnach, dass sich bei dem jetzigen Stand der Entwicklung die hochauflösende DSCT in Verbindung mit einem Niedrig-Dosis-Protokoll und anschließender iterativer Rekonstruktion der Rohdaten hervorragend bei Patienten mit paroxysmalem Vorhofflimmern vor elektrophysiologischer Untersuchung eignet, da diese Methode neben der Darstellung der individuellen Anatomie der Pulmonalvenen zusätzlich adäquate Bildqualität liefert, welche den nicht-invasiven Ausschluss von Pulmonalvenenstenosen erlaubt. Daneben ergibt sich in ausgewählten Untersuchungen der zusätzliche Nutzen der Bewertung des Koronarstatus zum Ausschluss einer möglichen KHK. Das Risiko einer Tumorinduktion mit einer durchschnittlichen effektiven Strahlendosis von durchschnittlich $0,51 \pm 0,03$ mSv für das Gesamtkollektiv ist gegenüber dem Nutzen dieser Untersuchung für den Patienten als gering einzustufen.

Folglich erlaubt die Verbesserung der quantitativen und qualitativen Bildqualität durch die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen eine deutliche Reduktion der

Strahlendosis und sollte immer zur Anwendung kommen, wenn die Untersuchungsvoraussetzungen dies zulassen, weil dadurch stets dem ALARA-Prinzip gefolgt werden kann und die mit einer Strahlenexposition verbundenen Risiken für den Patienten weiter minimiert werden können.

7. Literaturverzeichnis

[Alkhadi H 2009] Alkhadi H, Leschka S, Flohr T, Marincek B. Praxisbuch Herz-CT: Grundlagen – Durchführung - Befundung. Springer Verlag, Berlin, 2009, 1. Auflage, 3-13.

[Achenbach S 2001] Achenbach S, Giesler T, Ropers D, Ulzheimer S, Derlien H, Schulte C, Wenkel E, Moshage W, Bautz W, Daniel WG, Kalender WA, Baum U. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation*. 2001;103:2535–2538.

[Achenbach S 2003] Achenbach S. Klinischer Stellenwert der Cardio-CT-Koronarangiographie. *Herz*. 2003;28:119-125.

[Achenbach S 2006] Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, Flohr T, Ohnesorge B, Bruder H, Theessen H, Karakaya M, Daniel WG, Bautz W, Kalender WA, Anders K. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography--initial experience. *Eur J Radiol*. 2006;57:331–335.

[Achenbach S 2009] Achenbach S, Marwan M, Schepis T, Pflederer T, Bruder H, Allmendinger T, Petersilka M, Anders K, Lell M, Kuettner A, Ropers D, Daniel WG, Flohr T. High-pitch spiral acquisition: a new scan mode for coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2009; 3:117-21.

[Achenbach S 2010] Achenbach S, Marwan M, Ropers D, Schepis T, Pflederer T, Anders K, Kuettner A, Daniel WG, Uder M, Lell M. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *European Heart Journal*. 2010;31:340-346.

[AAPM 2008] American Association of Physicists in Medicine. The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT: Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2008. AAPM report 96.

[Arnoldi E 2010] Arnoldi E, Ramos-Duran L, Abro JA, Zwerner PL, Nikolaou K, Reiser MF, Costello P, Schoep UJ. CT-Angiographie der Koronarien mit prospektivem EKG-Triggering. *Radiologe*. 2010;50:500-506.

[Becker CR 2002] Becker CR, Knez A, Leber AW, Hong C, Treede H, Wildhirt S, Ohnesorge B, Flohr T, Schoepf UJ, Reiser MF. Initial experiences with multi-slice detector spiral CT in diagnosis of arteriosclerosis of coronary vessels. *Radiologe*. 2001;40:118-22.

[BfS-PM 2007] Bundesamt für Strahlenschutz. 2007. Pressemitteilung 008 vom 12.07.2007

Strahlenbelastung in Deutschland weiter senken.

<http://www.bfs.de/de/bfs/presse/pr07/pr0708.html>

Stand: 26.12.2010

[Bischoff B 2009] Bischoff B, Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Martinoff S, Schömig A, Hausleiter J. Impact of a reduced tube voltage on CT angiography and radiation dose: results of the PROTECTION I study. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2009;2:940-6.

[Bittencourt MS 2011] Bittencourt MS, Schmidt B, Seltmann M, Muschiol G, Ropers D, Daniel WG, Achsenbach S. Iterative reconstruction in image space (IRIS) in cardiac computed tomography: initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2011;27:1081-7.

[Boyd D 1983] Boyd D. Computerized transmission tomography of the heart using scanning electron beams. In: Higgins CH (Hersg) CT of the heart and the great vessels: experimental evaluation and clinical application. Futura Publishing Company, New York, 1983, 1.Auflage, 45-59.

[Böhm M 2009] Böhm M, Hallek M, Schmiegel W. Innere Medizin. Urban & Fischer bei Elsevier, München/Jena, 2009, 6. Auflage, 45-200.

[Buzug TM 2005] Buzug TM. Einführung in die Computertomographie: Mathematisch- physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion. Springer Verlag, Berlin, 2005, 2. Auflage, 41-398.

[Christner JA 2010] Christner JA, Zavaletta VA, Eusemann CD, Walz-Fannigan AI, McCollough C. Dose reduction in helical CT: dynamically adjustable z-axis X-ray beam collimation. *Am J Roentgenol*. 2010;194:49-55.

[Deetjen A 2007] Deetjen A, Möllmann S, Conradi G, Rolf A, Schmermund A, Hamm CW, Dill T. Use of automatic exposure control in multislice computed tomography of the coronaries: comparison of 16-slice and 64-slice scanner data with conventional coronary angiography. *Heart*. 2007;93:1040-1043.

[Einstein AJ 2007] Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S: Estimating risk of cancer associates with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA* 2007;298:317-323.

[Enzweiler CN 2000] Enzweiler CN, Kivelitz DE, Wiese TH, Taupitz M, Höhn S, Borges AC, Pietsch L, Dohman P, Baumann G, Hamm B. Coronary bypass grafts: improved electron-beam tomography by prolonging breath holds with preoxygenation. *Radiology*. 2000;217:278-83.

[European guidelines on quality criteria for computed tomography EUR 16262 1998] Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, Leonardi M, Meerten van EvP, Geleijns J, Jessen KA, Panzer W, Shrimpton PC, Tosi G, Menzel HG, Schibilla H, Teunen D. European guidelines on quality criteria for computed tomography EUR16262, 1998. Appendix I: Guidelines on radiation dose to the patient http://w3.tue.nl/fileadmin/sbd/Documenten/Leergang/BSM/European_Guidelines_Quality_Criteria_Computed_Tomography_Eur_16252.pdf Stand: 27.09.2010

[Feldkamp LA 1984] Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am. A1*. 1984;6:612-19.

[Fischbach R 2000] Fischbach R, Heindel W. Detection and quantification of coronary calcification: un update. *Rofo* 2000;172:407-14.

[Fischbach R 2001] Fischbach R, Wichter T, Ohnesorge B. Mehrschicht-CT des Herzens: Untersuchungstechniken und Indikationen. *Radiologie up2date*. 2001;1:48-66.

[Flamm SD 1998] Flamm SD. Coronary arterial calcium screening: ready for prime time? *Radiology*: 1998;208:571-2.

[Flohr T 2003] Flohr T, Küttner A., Bruder H, Stierstorfer K, Halliburton S, Schaller S, Ohnesorge B. Performance evaluation of a multi-slice CT system with 16-slice detector and increased gantry rotation speed for isotropic submillimeter imaging of the heart. *Herz*. 2003;28:7-19.

[Flohr T 2005] Flohr T, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak A, McCollough C. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med Phys*. 2005;32:2536-47.

[Flohr T 2006] Flohr T, McCollough C, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss B, Raupach R, Primak AN; Küttner A, Achenbach S, Becker C, Kopp AF, Ohnesorge BM. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol*. 2006; 16: 256-268.

[Flohr T 2006a] Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K, McCollough C. Strahlendosis bei der Dual Source CT, 2006.

Dank eines dedizierten Mechanismus zur Dosisreduzierung kann die Strahlendosis bei der Dual Source CT wirksam auf ein Niveau verringert werden, das erheblich unter dem der Single Source CT liegt.

http://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/rg_marcom_FBAs/files/news/CT_Dose_Reduction/P94-97_Science_Radiation_June_06_d.pdf

Stand: 18.03.2011

[Gerber TC 2005] Gerber TC, Kuzo R, Morin RL. Techniques and parameters for estimating radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2005;21:165-76.

[Gerber TC 2009] Gerber TC, Kantor B, McCollough C. Radiation dose and safety in cardiac computed tomography. *Cardiol Clin*. 2009;(11);27:665-677.

[Heilbron BG] Heilbron BG, Leipsic J. Submillisievert coronary computed tomography angiography using adaptive statistical iterative reconstruction – a new reality. *Can J Cardiol*. 2010;26:35-36.

[Go AS 2001] Go AS, Hylek EM, Philips KA, Chang YC, Henault LE, Selby JV, Singer DE. Prevalence of diagnosed atrial fibrillation in adults. National implications for rhythm management and stroke prevention: the AnTicoagulation and Risk Factors in Atrial Fibrillation (ATRIA) study. *JAMA*. 2001;285:2370-75.

[Hara AK 2009] Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT. Feasibility study. *Am J Roentgenol*. 2009;193:764-71.

[Hausleiter J 2006] Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Huber E, Zankl M, Martinoff S, Kastrati A, Schömig A. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation*. 2006;113:1305-10.

[Hausleiter J 2009] Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber TC, McCollough C, Martinoff S, Kastrati A, Schömig A, Achenbach S. Estimated radiation dose associated with cardiac ct angiography. *JAMA*. 2009;301:500-7.

[Johnson TRC 2006] Johnson TRC, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Leber AW, von Ziegler F, Rist C, Buhmann S, Knez A, Reiser MF, Becker CR. Dual-source CT cardiac imaging: initial experience. *Eur Radiol*. 2006;16:1409-15.

[Kak AC 1988] Kak AC, Slaney M. Principles of computerized tomographic imaging. IEEE Press, New York, 1988, 1. Auflage, 49-112.

[Kalender WA 2006] Kalender WA. Computertomographie. Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. Publicis Corporate Publishing Verlag, Erlangen, 2006, 2. überarbeitete und erweiterte Auflage, 37-70.

[Kalender WA 2011] Kalender WA, Quick HH. Recent advances in medical physics. *Eur Radiol*. 2011;21:501-4.

[Klingenbeck-Regn K 1999] Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol*. 1999;31:110-24.

[Kopp AF 2000] Kopp A.F, Klingenbeck-Regn K, Heuschmid M, Küttner A, Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Claussen CD. Multislice Computed Tomography: Basic Principles and Clinical Applications. *Electromedica* 68. 2000;2:94-105.

[Lee TY 2010] Lee TY, Chhem RK. Impact of new technologies on dose reduction in CT. *Eur J Radiol*. 2010;76:28-35.

[Leipsic J 2010] Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, Min JK, Mancini GB, Lin FY, Taylor C, Dunning A, Earls JP. Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *Am J Roentgenol* 2010;195:649-54.

[Lell M 2009] Lell M, Hinkmann F, Anders K, Deak P, Kalender WA, Uder M, Achenbach S. High-pitch electrocardiogram-triggered computed tomography of the chest: initial results. *Invest Radiol*. 2009;44:728-33.

[Leschka S 2009] Leschka S, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumüller S, Goetti R, Scheffel H, Plass A, Falk V, Feuchter G, Marincek B, Alkhadi H. Diagnostic accuracy of high-pitch dual-source CT for the assessment of coronary stenoses: first experience. *Eur Radiol* 2009;19:2896-903.

[Liow JS 1977] Liow JS, Strother SC, Rehm K, Rottenberg DA. Improved resolution for PET volume imaging through three-dimensional iterative reconstruction. *J Nucl Med.* 1977;38:1623-31.

[Mahnken A 2007] Mahnken A, Bruder H, Suess C, Mühlenbruch C, Bruners P, Hohl C, Guenther RW, Jochaim E, Wildberger MD. Dual-Source Computed Tomography for Assessing Cardiac Function. *Invest Radiol.* 2007;42:491-98.

[Matsuda I 2010] Matsuda I, Hanaoka S, Akahane M, Sato J, Komatsu S, Inoh S, Kiryu S, Yoshioka N, Ino K, Ohtomo K. Adaptive statistical iterative reconstruction for volume-rendered computed tomography portovenography: improvement of image quality. *Jpn J Radiol.* 2010;28:700-6.

[McCollough C 2006] McCollough C, Brusewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics.* 2006;26:503-512.

[McNitt-Gray MF 2002] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *RadioGraphics.* 2002;22:1541-53.

[Mollet NR 2005] Mollet NR, Cademartiri F, Krestin GP, McFadden EP, Arampatzis CA, Serruys PW, de Feyter PJ. Improved diagnostic accuracy with 16-row multi-slice computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol.* 2005;45:128–132.

[Morin RL 2003] Morin RL, Gerber TC, McCollough C. Radiation dose in computed tomography of the heart. *Circulation.* 2003;107:917-922.

[Napoli A 2004] Napoli A, Fleischmann D, Chan FP, Catalano C, Hellinger JC, Passariello R, Rubin. Computed tomography angiography: state-of-the-art imaging using multidetector-row technology. *J Comput Assist Tomogr.* 2004;28:32-45.

[Nishida C 2005] Nishida C, Okajima K, Kudo T, Yamamoto T, Hattori R, Nishimura Y. The relationship between coronary artery calcification detected by non-gated multi-detector CT in patients with suspected ischemic heart disease and myocardial ischemia detected by thallium exercise stress testing. *Ann Nucl Med.* 2005;19:647-53.

[Ohnesorge B 1999] Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schöpf U, Brünning R, Reiser MF. Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehr-schicht-CT. *Radiologe.* 1999;39:923-93.

[Ohnesorge B 2000] Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Knez A, Kopp AF, Fukuda K, Reiser MF. Cardiac imaging with rapid, retrospective ECG synchronized multilevel spiral CT. *Radiologe.* 2000;40:111-7.

[Pfleiderer T 2010] Pfleiderer T, Jakstat J, Marwan M, Schepis T, Bachmann S, Kuettner A, Anders K, Lell M, Muschiol G, Ropers D. Radiation exposure and image quality in staged low-dose protocols for coronary dual-source CT angiography: a randomized comparison. *Eur Radiol.* 2010;20:1197-1206.

[Pontana F 2011] Pontana F, Pagniez J, Flohr T, Faivre J-B, Duhamel A, Remy J, Remy-Jardin M. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs. filtered back projection (Part 1): evaluation of image noise in 32 patients. *Eur Radiol.* 2011;21:627-35.

[Prokop M 2006] Prokop M, Galanski M, Schaefer-Prokop C, van der Molen AJ. Ganzkörper-Computertomographie: Spiral- und Multislice-CT. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2006, 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, 55-160.

[Prokop M 2008] Prokop M. Radiation dose in computed tomography. Risks and challenges. *Radiologie.* 2008;48:229-42.

[Pugliese F 2006] Pugliese F, Mollet NR, Runza G, van Mieghem C, Meijboom WB, Malagutti P, Baks T, Krestin GP, deFeyter PJ, Cademartiri F. Diagnostic accuracy of non-invasive 64-slice CT coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *Eur Radiol.* 2006;16:575-582.

[Raff GL 2005] Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW, Goldstein JA. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* 2005;46:552-557.

[Reiser M 2006] Reiser M, Kuhn FP, Debus J. *Radiologie. MLP Duale Reihe.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2006, 2. korrigierte Auflage, 67-94.

[Röntgen WK 1896] Röntgen WK. A new form of radiation. *Science.* 1896;3:726-29.

[Schindera ST 2008] Schindera ST, Nelson RC, Toth TL, Nguyen GT, Toncheva GI, DeLong DM, Yoshizumi TT. Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: phantom study. *Am J Roentgenol.* 2008;190:100-105.

[Schlegel W 2002] Schlegel W, Bille JF. *Medizinische Physik Band2: Medizinische Strahlenphysik.* Springer Verlag, Berlin, 2002, 1. Auflage, 233-36.

[Schroeder S 2002] Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A, Burgstrahler C, Herdeg C, Heuschmid M, Baumbach A, Claussen CD, Karsch KR, Seipel L. Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. *Clin Imaging.* 2002;26:106-111.

[Sechtem U 2000] Sechtem U. Electron beam computed tomography: on its way into mainstream cardiology? *Eur Heart J.* 2000;21:87-91.

[Sidky EY 2008] Sidky EY, Pan X. Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization. *Phys Med Biol.* 2008;7;53:4777-807.

[Siemens AG 2009] Siemens Medical AG, Deutschland, 2009. Blitzschnell. Geringste Dosis. SOMATOM Definition Flash. Flash Spiral Cardio.

http://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/gg_ct_FBAs/files/brochures/CT_Somatom_Definition_Flash_DE_2009.pdf

Stand: 19.12.2010

[Siemens AG 2010] Siemens Medical AG, Deutschland, 2010.
Iterative Reconstruction in Image Space IRIS.
Hauptziel Niedrige Dosis
http://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/rg_marcom_FBAs/files/Events/drk2010/CT_IRIS_04-2010.pdf
Stand: 11.05.2010

[Smith-Bindman R 2009] Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, Berrington de González A, Miglioretti DL. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern.* 2009;14;169:2049-50.

[Sommer WH 2010] Sommer WH, Schenzle JC, Becker CR, Nikolaou K, Graser A, Michalski G, Neumaier K, Reiser MF, Johnson TR. Saving dose in triple-rule-out computed tomography examination using a high-pitch dual spiral technique. *Invest Radiol.* 2010;45:64-71.

[Takahashi A 2010] Takahashi A. Catheter Ablation is established as a treatment option for atrial fibrillation. *Circ J.* 2010;74:1972-1977.

[Thibault JB 2007] Thibault JB, Sauer KD, Bouman CA, Hsieh J. A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. *Med. Phys.* 2007;34:4526-44.

[Toshiba Medical Systems 2011]
Toshiba Medical Systems, Deutschland, 2011.
Aquilion One
Der weltweit einzige 4D-CT für Dynamik und Volumen
http://www.toshiba-medical.de/produkte/ct/n-01-aquilion_one.php
Stand: 19.02.2011

[Tsao HM 2001] Tsao HM, Yu WC, Cheng HC, Wu MH, Tai CT, Lin WS, Ding YA, Chang MS, Chen SA. Pulmonary vein dilatation in patients with atrial fibrillation: detection by magnetic resonance imaging. *J Cardiovas Electrophysiol.* 2001;12:809-13.

[Tunstall-Pedoe H 1999] Tunstall-Pedoe H, Kuulasmaa K, Mähönen M, Tolonen H, Ruokokoski E, Amouyel P. Contribution of trends in survival and coronary-event rates to changes in coronary heart disease mortality: 10-year results from 37 WHO MONICA project populations. Monitoring trends and determinants in cardiovascular disease. *Lancet.* 1999;353:1547-57.

[Wang G 2008] Wang G, Yu H, De Man B. An outlook on x-ray CT research and development. *Med Phys.* 2008;3:1051-64.

[Wang J 2009] Wang J, Tianfang L, Lei X. Iterative image reconstruction for CBCT using edge-preserving prior. *Med. Phys.* 2009;36:252-260.

[Wong ND 1996] Wong ND, Detrano RC, Diamond G, Rezayat C, Mahmoudi , Chong EC, Tang W, Puentes G, Kang X, Abrahamson D. Does coronary artery screening by electron beam computed tomography motivate potentially beneficial lifestyle behaviors? *Am J Cardiol.* 1996;78:1220-3.

[Xu L 2010] Xu L, Zhang Z. Coronary CT angiography with low radiation dose. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2010;26:17-25.

[Yang X 2010] Yang X, Gai LY, Li P, Chen YD, Li T, Yang L. Diagnostic accuracy of dual-source CT angiography and coronary risk stratification. *Vasc Health Risk Manag*. 2010;21:935-41.

8. Bildanhang

Anhang 1. Standardisierter Patientenfragebogen.

Cardio-CT Anamnesebogen

Untersuchungsindikation:

- vor EPU thorak. Schmerz Dyspnoe nach ACVB Risiko-Abklärg.
 nach EPU Ischämienachweis nach Stent-Impl. bei Rhyth.störgn sonstiges

Status:

- **NYHA** I (norm. Belastbarkeit) II (Dysp. bei stark. Bel.) III (Dysp. bei leicht. Bel.) IV (Dysp. in Ruhe)
- **Angina, Art** keine atyp. Thoraxschmerz stabile Ap akutes Koronarsyndrom Infarkt
- **Angina (CCS)** I (bei starker Belast.) II (bei mittl. Bel.) III (bei leichter Bel.) IV (in Ruhe)
- **Ischämienachweis** Bel.-EKG Stress-Echo MIBI keiner
Ergebnis negativ positiv fraglich
- **Z.n. MI** nein ja
- **Z.n. Apoplex** nein ja
- **Z.n. Bypass** nein ja Wann: _____ Wo: _____
- **Z.n. Intervention** nein ja
- **Z.n. CCTA** nein ja Wann: _____ Wo: _____

Kardialer Status/Vorerkrankungen

- **Art. Hypertonus** nein ja (Höhe unbekannt) syst 120-129
 syst 130-139 syst 140-159 syst >160
- **Nikotin** Nichtraucher Exraucher (< 20 Jahre) < 1 Pkg/d > 1 Pkg/d
- **Hypercholest.** nein (<240 mg/dl) nicht behandelt behandelt Thx. unbekannt
- **Diabetes** nein diätetisch oral Insulin Thx. unbekannt
- **fam. Belastung** nein ja (Verwandte 1.Grades; z.B. MI oder Tod Vater <60J; Mutter <65J)
- **Niereninsuffizienz** nein ja • **COPD** nein ja
- **Carotis Plaque** nein ja • **pAVK** nein ja
- **mal. Grunderkrankung** nein ja

Medikamente

- ACE- Hemmer
 AT₁- Blocker
 β-Blocker
 Nitrate

keine Medikamente

- Ca-Antagonisten Thienopyridin Insulin
 Statine Marcumar Ezetrol
 Diuretika Fibrate L-Thyroxin
 ASS oral Antidiabetika

Größe: _____ m **Gewicht:** _____ kg

Notizen:

9. Abbildungs-, Tabellen- und Diagrammverzeichnis

- Abb. 1: Schematischer Aufbau eines Computertomographen.
- Abb. 2: Anteil der Computertomographie an der Gesamtstrahlenbelastung durch röntgendiagnostische Maßnahmen.
Modifiziert nach [http://www.scope-online.de/upload_hoppenstedt/5280940_big_676739.jpg]
Stand: 26.12.2010
- Abb. 3: Schematische Darstellung der Bildakquisition in der Computertomographie.
[http://217.91.25.33/images/theory_abb5.jpg]
Stand: 21.06.2010
- Abb. 4: Hounsfield-Skala für verschiedene Gewebetypen
[<http://217.91.25.33/ger/theory.htm>]
Stand: 21.06.2010
- Abb. 5: Sir Godfrey Newbold Hounsfield.
[<http://www.catscanman.net/blog/2007/03/radiology-flashback-20/>]
Stand: 21.06.2010
- Abb. 6a: Schematische Darstellung eines Single-Source Computertomographen.
- Abb. 6b: Schematische Darstellung eines Dual-Source Computertomographen.
- Abb. 7: Siemens Somatom Definition Flash.
[http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay~q_catalogId~e_-3~a_catTree~e_100010,1007660,12752,1008408~a_langId~e_-3~a_productId~e_187741~a_storeId~e_10001.htm]
Stand: 01.08.2010
- Abb. 8: Prinzip eines Dual-Source Computertomographen.
[http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay~q_catalogId~e_-3~a_catTree~e_100010,1007660,12752,1008408~a_langId~e_-3~a_productId~e_187741~a_storeId~e_10001.htm]
Stand: 01.08.2010

- Abb. 9: Prinzip eines Dual-Source CT-Scans des Herzens.
 [http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay~q_catalogId~e_-3~a_catTree~e_100010,1007660,12752,1008408~a_langId~e_-3~a_productId~e_187741~a_storeId~e_10001.htm]
 Stand: 01.08.2010
- Abb. 10: Beispiel für die gefilterte Rückprojektion.
 [http://www.techniklexikon.net/d/gefilterte_rückprojektion/gefilterte_rückprojektion.htm]
 Stand: 04.12.2010
- Abb. 11: Prinzip von Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS).
 [http://www.siemens.com/press/pool/de/pressebilder/2009/imaging_it/300dpi/him2009110011-01_300dpi.jpg]
 Stand: 01.08.2010
- Abb. 12: Prinzip des prospektiv EKG-getriggerten CT-Scans.
- Abb. 13: Schematische Darstellung eines Spiralscans mit kontinuierlichem Tischvorschub. Modifiziert nach
 [http://www.ccb.de/uploads/pics/02_spiralscan_01.gif]
- Abb. 14: Prinzip des retropektiv EKG-getriggerten CT-Scans.
- Abb. 15: Beispiel einer axialen Schicht.
- Abb. 16 a: Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) LAO.
- Abb. 16 b: Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) RAO.
- Abb. 16 c: Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) RAO cranial.
- Abb. 17: Volume-Rendering-Technique (VRT).
- Abb. 18: Darstellung der Patientencharakteristika mittels einer Oracle Datenbank.
- Abb. 19 a: Kontrastmittel erreicht Pulmonalarterienhauptstamm (Pulm).
- Abb. 19 b: Kontrastmittel erreicht Aorta ascendens (AA) und Aorta descendens (AD).
- Abb. 20: Koronararterienbaum der American Heart Association – Klassifizierung.
 [<http://www.heart.org/HEARTORG/>]
 Stand: 01.03.2011

Abb. 21 a: Messung des mittleren Dichtewerts und der Standardabweichung der FBP.

Abb. 21 b: Messung des mittleren Dichtewerts und der Standardabweichung der IR.

- Tabelle 1: Score zur Bewertung der qualitativen Bildqualität.
- Tabelle 2: Charakteristika des Patientenkollektivs.
- Tabelle 3: Eigenschaften der Pulmonalvenen-CT-Untersuchungen.
- Tabelle 4: Ergebnisse der Beurteilung hinsichtlich Pulmonalvenenstenosen und Vorhofthromben.
- Tabelle 5: Quantitative Bildparameter der FBP im Vergleich mit der IR.
- Tabelle 6: Addierte und gemittelte Werte der Bildqualität beider Untersucher. Im Vergleich FBP mit IR.
- Tabelle 7: Ergebnisse der qualitativen Bildqualitätsauswertung der FBP.
- Tabelle 8: Ergebnisse der qualitativen Bildqualitätsauswertung der IR.

- Diagramm 1: Veränderungen des Bildrauschens durch IR im Vergleich mit FBP.
- Diagramm 2: Veränderungen des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses durch FBP im Vergleich mit IR.
- Diagramm 3: Veränderungen des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses durch FBP im Vergleich mit IR.
- Diagramm 4: Gesamtvergleich der Mittelwerte der FBP mit denen der IR.

10. Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Nachname	Gramer
Vorname	Bettina Marion
Geburtsdatum	28.12.1982
Geburtsort	München
Staatsangehörigkeit	Deutsch
Familienstand	Ledig
Religion	Evangelisch
Adresse	Blutenburgstrasse 41a 80636 München
Email	B.Gramer@gmx.de

Schulbildung

1989 – 1993	Grundschule (Oselschule) München
1993 – 1998	Karls gymnasium München
1998 – 2002	Nymphenburger Gymnasium München
2002	Allgemeine Hochschulreife

Studium

02/03	Studium der Zahnmedizin an der Martin Luther Universität Halle an der Saale
10/03	Wechsel an die Medizinische Universität Innsbruck
01/04	Prüfung: UKM – Umgang mit kranken Menschen
11/04	1. Summative integrative Prüfung an der Medizinischen Universität Innsbruck und Erreichen des 1. Diploms
02/06	2. Summative integrative Prüfung an der Medizinischen Universität Innsbruck
03/06	Wechsel in den Studiengang Humanmedizin an der Medizinischen Universität Innsbruck

01/07	3. Summative integrative Prüfung an der Medizinischen Universität Innsbruck und Erreichen des 2. Diploms
06/08	Abschluss der Diplomarbeit mit der Endnote: Sehr gut
07/08	4. Summative integrative Prüfung an der Medizinischen Universität Innsbruck
12/08	Einzelabschnittsprüfung Chirurgie
02/09	Einzelabschnittsprüfung Innere Medizin
03/09	Einzelabschnittsprüfung Psychiatrie
04/09	Einzelabschnittsprüfung Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde
05/09	Abschluss des Humanmedizinstudiums und Erreichen des 3. Diploms mit dem Titel Dr. med. univ.

Berufliche Tätigkeiten

07/09	Deutsches Herzzentrum München: Assistenzärztin und wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Radiologie
09/10	Klinikum rechts der Isar München: Assistenzärztin und wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Radiologie

Fremdsprachen

Englisch sicher in Wort und Schrift	
08/98	Sprachkurs London
Französisch: Grundkenntnisse	
08/00	Sprachkurs Nizza
06/10	Auffrischkurs München und Erreichen des A1-Diploms in Französisch
Latein: Großes Latinum	

EDV-Kenntnisse

Grundkenntnisse in : - MS Office Anwendungen
 - Med Calc Statistical Software

11. Danksagung

Ganz besonders danke ich meinem Doktorvater und Betreuer Herrn Prof. Dr. med. Jörg Hausleiter für die Überlassung dieses aktuellen und für mich sehr interessanten Themas sowie für die Unterstützung bei der Umsetzung.

Mein Dank gilt Herrn Dr. med. Stefan Martinoff für die Möglichkeit des wissenschaftlichen Arbeitens an dem technisch optimal ausgestatteten Institut für Radiologie des deutschen Herzzentrums München.

Mein ganz besonderer und sehr herzlicher Dank gilt Frau Dr. med. Tanja Meyer. Ihre zahlreichen Anregungen und ihre hervorragende fachliche Betreuung waren mir stets eine große Hilfe und haben ganz wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Des Weiteren danke ich Dr. med. Bernhard Bischoff für die Unterstützung in der Datenauswertung.

Außerdem danke ich den technischen Assistentinnen und sämtlichen Mitarbeitern des Instituts für Radiologie, die bei der Erstellung der Aufnahmen behilflich waren.

Besonders dankend erwähnen möchte ich meine Eltern, vor allem meine Mutter, die mich in Stunden der Stagnation motivierte. Ohne diese Unterstützung wäre mein Lebensweg bis jetzt in dieser Art nicht möglich gewesen.

Außerdem gilt mein ganz besonders herzlicher Dank Herrn PD Dr. med. A. Huber, der mir jederzeit beratend zur Verfügung stand und mir bei zahlreichen Fragen behilflich war.