

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Deutsches Herzzentrum München des Freistaates Bayern

Klinik für Herz- und Kreislauferkrankungen

Kardiovaskuläre Radiologie

**Strahlendosis der kardialen CT-Angiographie
mit dem Dual Source CT
im Vergleich zum 64-Zeilen Multislice CT**

Ilse Ursula Franziska Hein

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. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. J. Hausleiter

2. Univ.-Prof. Dr. K.-L. Laugwitz

Die Dissertation wurde am 30.04.2014 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die Fakultät für Medizin am 15.07.2015 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	v
1 Einleitung	6
1.1 <i>Strahlendosis und -belastung der kardialen CT</i>	7
1.2 <i>Entwicklung der kardialen CT</i>	10
1.3 <i>Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlendosis in der kardialen CT.....</i>	12
2 Fragestellung und Ziel der Studie.....	13
3 Methoden.....	14
3.1 <i>Technische Aspekte der Computertomographie</i>	14
3.1.1 <i>Konventionelle Ein-Schicht-Computertomographie.....</i>	15
3.1.2 <i>Multislice-Computertomographie (MSCT)</i>	15
3.2 <i>Dosisabschätzung in der Computertomographie.....</i>	16
3.3 <i>Patientenkollektiv.....</i>	17
3.3.1 <i>Einschlusskriterien</i>	17
3.3.2 <i>Ausschlusskriterien</i>	17
3.4 <i>Kardiale CT-Angiographie.....</i>	18
3.4.1 <i>Patientenvorbereitung.....</i>	19
3.4.2 <i>Ablauf der Untersuchung</i>	21
3.4.3 <i>Bildrekonstruktion</i>	21
3.5 <i>Algorithmen zur Reduktion der Strahlenexposition</i>	24
3.5.1 <i>EKG-abhängige Röhrenstrommodulation</i>	24
3.5.2 <i>Weiterentwickelte EKG-abhängige Röhrenstrommodulation „MinDose“</i>	27
3.5.3 <i>Reduktion der Röhrenspannung von 120 auf 100 kV</i>	27
3.5.4 <i>Sequenzieller Untersuchungsmodus.....</i>	28
3.5.5 <i>Bauartbedingte Möglichkeiten der Strahlendosisreduktion</i>	29
3.6 <i>Auswertung.....</i>	30
3.6.1 <i>CT-Angiographie.....</i>	30
3.6.2 <i>Abschätzung der Strahlendosis</i>	30
3.6.3 <i>Analyse der Bildqualität</i>	31
3.7 <i>Studienendpunkte und statistische Methoden.....</i>	32

4	Ergebnisse	33
4.1	<i>Patientenkollektiv.....</i>	33
4.2	<i>Betablocker, Kontrastmittel und Nitrate</i>	35
4.3	<i>Strahlendosis am 64-Zeilen MSCT im Vergleich zum Dual Source CT.....</i>	36
4.4	<i>Verwendung von Algorithmen zur Strahlendosisreduktion.....</i>	39
4.4.1	EKG-abhängige Röhrenstrommodulation	39
4.4.2	Reduktion der Röhrenspannung auf 100 kV.....	41
4.4.3	Sequenzieller Untersuchungsmodus (nur am Dual Source CT)	42
4.5	<i>Einfluss des Untersuchungsprotokolls auf die Strahlendosis</i>	43
4.5.1	Vergleich 120 kV Spiralmodus am 64-Zeilen MSCT und am DSCT	44
4.5.2	Vergleich 120 kV vs. 100 kV Spiralmodus	46
4.5.3	Vergleich Spiralmodus ohne und mit MinDose	47
4.5.4	Vergleich Spiralmodus vs. Sequenzmodus.....	48
4.5.5	Quantitative Bildqualitätsparameter	49
5	Diskussion.....	51
5.1	<i>Einfluss verschiedener dosissparender Algorithmen</i>	52
5.1.1	Vergleich korrespondierender Spiralmodus-Protokolle mit 120 kV	53
5.1.2	Reduktion der Röhrenspannung von 120 kV auf 100 kV.....	53
5.1.3	Erweiterte EKG-abhängige Röhrenstrommodulation MinDose.....	55
5.1.4	Untersuchungen im Sequenzmodus.....	55
5.2	<i>Schlussfolgerungen für die klinische Anwendung.....</i>	57
6	Zusammenfassung	60
	Literaturverzeichnis	62
	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	67
	Eigene Publikationen (Erstautorenschaften).....	69
	Danksagung	70

Abkürzungsverzeichnis

BMI	Body Mass Index
cm	Zentimeter
CNR	Contrast to Noise Ratio, Kontrast-zu-Rausch Verhältnis
CT	Computertomographie / Computertomograph
CTDI _{vol}	CT-Volumen-Dosis-Index
DLP	Dosis-Längen-Produkt
DSCT	Dual Source Computertomographie
EKG	Elektrokardiogramm
HU	Hounsfield Units, Hounsfield-Einheiten
i.v.	intravenös
KHK	Koronare Herzkrankheit
kV	Kilovolt
mAs	Milliamperesekunden
mg	Milligramm
mGy	Milligrey
MIP	Maximum-Intensitäts-Projektion
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
MPR	Multiplanare Reformation
ms	Millisekunden
MSCT	Multislice- (Mehrschicht-) Computertomographie
mSv	Millisievert
n	Absolute Anzahl
ROI	Region of Interest
RR-Zyklus	Intervall zwischen zwei R-Zacken
S/min	Schläge pro Minute
SNR	Signal to Noise Ratio, Signal-zu-Rausch Verhältnis
VRT	Volume Rendering Technique, Volumenrendering-Technik

1 Einleitung

Die Manifestation der Atherosklerose an den Herzkranzarterien stellt in den Industrieländern seit langer Zeit die häufigste Todesursache dar^{29,32}. In Europa starben allein im Jahr 1998 etwa 600.000 Menschen an einer koronaren Herzkrankheit (KHK)^{32,43}, von denen sich bei fast der Hälfte keinerlei vorausgegangene Symptome oder Warnzeichen fanden. Bei mehr als 40% aller Patienten stellt der Herzinfarkt damit die Erstmanifestation der KHK dar, ohne dass zuvor Symptome wie Angina pectoris aufgetreten sind. Zudem versterben in Deutschland etwa 34% der Patienten, die einen Herzinfarkt erleiden, bevor sie das Krankenhaus erreichen^{10,11}. Jedoch nimmt die Koronare Herzkrankheit nicht nur bei der Mortalität, sondern auch bei der Morbidität einen Spitzenplatz ein. Etwa ein Viertel aller Männer unter 65 Jahren erleidet kardiovaskuläre Ereignisse, 20% davon entfallen auf eine KHK und der Rest auf die periphere arterielle Verschlusskrankheit. Durch eine verbesserte primäre und sekundäre Prävention und Optimierung der Therapie des akuten Koronarsyndroms hat die KHK-Morbidität und Mortalität in den USA und anderen Industrienationen in den letzten 25 Jahren um ca. 40% abgenommen^{11,26}. Innerhalb der 10 Jahre von 1997 bis 2007 nahm die kardiovaskuläre Mortalität um ca. 28% ab³⁵.

Zur Diagnostik der Koronaren Herzkrankheit stehen eine Reihe von nicht-invasiven Untersuchungsmethoden zur Verfügung, wie das Belastungs-EKG, die Stressechokardiographie, die medikamentenunterstützte Adenosin- bzw. Dobutamin-Stress-Magnetresonanztomographie und die Myokardszintigraphie. Alle diese Methoden weisen jedoch Limitationen in ihrer diagnostischen Aussagefähigkeit auf⁸. Bei zweifelhaften Ergebnissen dieser nicht-invasiven diagnostischen Verfahren stellt die konventionelle Koronarangiographie den Goldstandard für eine endgültige Diagnosestellung dar^{24,34}. Als invasive Untersuchungsmethode erfordert sie jedoch für den Patienten einen kurzen stationären Krankenhausaufenthalt und ist darüber hinaus mit einer geringen Rate potentiell lebensbedrohlicher Komplikationen behaftet³⁸. Zudem ist sie ebenso wie die Myokardszintigraphie mit einer deutlichen Strahlenbelastung für den Patienten verbunden. Da mehr als 40% der invasiven Koronarangiographien lediglich zum Ausschluss einer interventionsbedürftigen KHK durchgeführt werden, ohne dass sich ein interventioneller Eingriff daran anschließt⁴⁴, wäre ein schnelles, nicht-invasives und reproduzierbares diagnostisches Verfahren zum Ausschluß bzw. auch zum Nachweis und zur Bestimmung des Schweregrads einer möglichen Koronarstenose sehr wünschenswert.

Mit den schnellen Fortschritten in der Mehrschicht-Computertomographie (MSCT) des Herzens hat in den letzten Jahren die nicht-invasive Beurteilung der Koronargefäße Einzug in die klinische Routine gefunden. Voraussetzung für eine möglichst artefaktfreie Darstellung der Koronargefäße ist eine hohe räumliche und zeitliche Auflösung, um die Bewegungen des Herzens während des Herzzyklus einzufrieren. Die Dual Source Computertomographie (DSCT) mit ihren zwei um den Körper des Patienten rotierenden Röntgenröhren und -detektoren ermöglicht eine schnelle zeitliche Auflösung von nur 83 Millisekunden und bietet damit sehr gute technische Voraussetzungen für eine zuverlässige Darstellung der Herzkranzgefäße. Jedoch setzt auch die kardiale CT den Patienten einer deutlichen Strahlenexposition aus.

1.1 Strahlendosis und -belastung der kardialen CT

In dieser Studie bezieht sich der Begriff der Strahlendosis auf die Röntgenenergie, die vom Körper des Patienten absorbiert wird. Die wichtigsten Begriffe zur Beschreibung der mit dem CT verbundenen Strahlendosis sind der CT Dosisindex (CTDI), das Dosis-Längen-Produkt (DLP) sowie die Organdosis und die effektive Dosis. Der CT-Dosisindex $CTDI_{vol}$ (Einheit in mGy) beschreibt die für eine einzelne Schicht applizierte Strahlendosis unter Berücksichtigung der Überlappung von Schichten in der Mehrschicht-Computertomographie und die damit verbundene Summierung der Strahlendosis. Zur Bestimmung der Strahlendosis einer CT-Untersuchung lässt sich die Organdosis mit Hilfe von Gewebewichtungsfaktoren berechnen. Diese Faktoren werden aus Monte-Carlo-Simulationen der Strahlenabsorption in mathematischen Modellberechnungen gewonnen. Solche Konversionsfaktoren für Erwachsene wurden von Zankl et al. von der Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung (GSF) erstellt⁴⁵. Aus der so ermittelten Organdosis kann man das theoretische Risiko berechnen, an einem strahleninduzierten Krebs dieses Organs zu sterben. Für die Einschätzung dieser Strahlenwirkungen stehen Risikoabschätzungen aus Untersuchungen an Atombombenüberlebenden in Hiroshima und Nagasaki⁴¹ zur Verfügung.

Die effektive Strahlendosis (Einheit in mSv) dient der Abschätzung des Strahlenrisikos des Patienten. Sie beruht auf der unterschiedlichen Sensibilität einzelner Organe gegenüber ionisierender Strahlung und wird anhand von computergestützten Simulationen errechnet, indem die einzelnen Organdosen einer Untersuchung mit den jeweiligen Gewebe-Wichtungsfaktoren multipliziert und dann summiert werden. Für den

Patienten ist vor allem das mit der Strahlenexposition einhergehende Gesundheitsrisiko in Bezug auf die potentiell kanzerogene Wirkung der ionisierenden Röntgenstrahlung interessant. Durch die Energie der ionisierenden Röntgenstrahlung können Elektronen aus ihren Bahnen um Atomkerne herausgelöst werden, wodurch Ionen und freie Radikale entstehen. Wenn diese Radikale mit der DNA des Menschen interagieren, kann es zu DNA-Strangbrüchen oder Nukleotidschädigungen innerhalb der DNA kommen. Die meisten dieser Schäden können durch zelleigene Reparaturmechanismen wieder behoben werden. Eine fehlerhafte DNA-Reparatur oder irreversible Schädigung kann jedoch zu Genomläsionen, wie z.B. Punktmutationen oder Translokationen führen, die mit der Induktion von Karzinomen in Verbindung gebracht werden. Die Strahlensensibilität hängt dabei maßgeblich von der Art und Proliferationsaktivität des Gewebes ab.

Generell kann zwischen deterministischen und stochastischen Strahlenschäden unterschieden werden. Deterministische Strahlenschäden treten immer oberhalb einer Schwellendosis bei Bestrahlung mit mittleren und hohen Dosiswerten auf, wobei der Schweregrad der Schädigung mit steigender Dosis zunimmt. Die deterministische Strahlenwirkung spielt in der Herz-Computertomographie eher eine untergeordnete Rolle. Eine wichtige Rolle spielt die stochastische Strahlenwirkung, die mit einer geringen Wahrscheinlichkeit bei Bestrahlung mit niedrigen Dosiswerten auftritt. Dabei ist der Schweregrad der Schädigung unabhängig von den Dosiswerten, es existiert also keine Schwellendosis. Jedoch nimmt mit steigender Dosis die Wahrscheinlichkeit des Auftretens zu. Stochastische Strahlenwirkungen führen zu einer genetischen Wirkung durch Schädigung des Erbgutes mit Auswirkung in den nachfolgenden Generationen oder zu einer direkten somatischen Wirkung durch Induktion von malignen Zelltransformationen, die zur Entstehung einer Krebserkrankung beitragen können. Die angenommene Latenzzeit zwischen der Bestrahlung und dem dadurch verursachten Auftreten einer strahleninduzierten Krebserkrankung beträgt zwischen 3 und 40 Jahren.

In einer neueren Studie haben Brenner et al. gezeigt, dass das Risiko durch eine Computertomographie mit einer Strahlendosis von 10 mSv an einem Tumor zu sterben bei ca. 0,05% liegt⁵. Das grundsätzlich vorhandene Risiko in den westlichen Industrieländern an einem Karzinom zu versterben beträgt ca. 20%. Daraus ergibt sich ein individuelles Gesamtrisiko von 20,05%, nach einer CT an einem Tumor zu sterben. Nach der Hypothese von Brenner et. al. könnten 1,5 - 2% aller Karzinome in den USA durch die Strahlendosis

computertomographischer Untersuchungen verursacht sein. Diese Risikoabschätzungen beruhen auf rechnerischen Annahmen durch Untersuchungen an Atombombenüberlebenden in Hiroshima und Nagasaki. Danach haben jüngere Menschen ein deutlich größeres Risiko im Laufe ihres Lebens einen Tumor zu entwickeln als ältere³¹. Dies ist vor allem auf die lange Latenzzeit von der Zellschädigung bis zur Entwicklung eines Tumors zurückzuführen. Auch Brenner et. al. zeigen am Beispiel eines Abdomen-CTs zum einen, dass bei einer identischen Untersuchung die Organdosis für Kinder wesentlich größer als für Erwachsene ist, weil der dünnere Körper des Kindes für Röntgenstrahlung leichter zu durchdringen ist. Zum anderen ist das Risiko an einer CT-induzierten Tumorerkrankung zu sterben umso geringer, je älter ein Mensch ist. So sinkt die Wahrscheinlichkeit für einen 60-jährigen Menschen aufgrund der CT einen Tumor zu erleiden im Vergleich zu einem 20-jährigen um mehr als zwei Drittel (Abb. 1⁵). In der Studie von Brenner et. al. wurden die Wahrscheinlichkeiten für die karzinombedingte Mortalität für Männer und Frauen gemittelt und nur der Einfluss des Lebensalters untersucht.

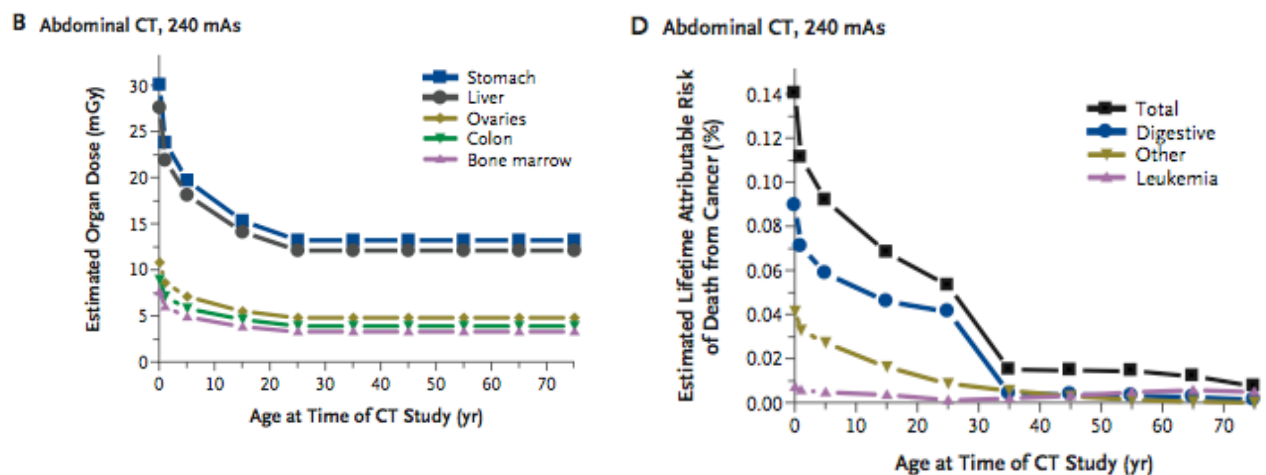


Abb. 1: Abhängigkeit der abgeschätzten Organdosis vom Lebensalter (links) sowie Risiko, nach einer CT in Abhängigkeit vom Alter im Laufe des Lebens an einem Karzinom zu sterben (rechts)

Die Ergebnisse einer weiteren Studie von Einstein et. al. haben gezeigt, dass neben dem Alter auch das Geschlecht und die Wahl des CT-Untersuchungsprotokolls einem großen Einfluss auf das abgeschätzte Risiko einer Tumorinduktion haben⁹. Diese Abschätzungen beruhen auf dem „BEIR VII Phase 2“-Report, der die Gefahren durch ionisierende Röntgenstrahlung nach den aktuellen epidemiologischen Daten und Beobachtungsstudien

detailliert aufarbeitet. Nach Einstein et. al. reicht das Lebenszeitrisiko für eine Tumorinduktion durch eine kardiale CT von 1:5017 (0,02%) für einen 80-jährigen Mann bis zu 1:143 (0,7%) für eine 20-jährige Frau, was einem 23-fach erhöhten Risiko entspricht. Berücksichtigt man jedoch, dass das durchschnittliche Alter der mit der kardialen CT untersuchten Patienten bei 60 Jahren liegt und es sich in der Mehrzahl um männliche Patienten handelt, erscheint das 2,7-fach erhöhte relative Risiko für diese Patientengruppe - verglichen mit dem Risiko für einen 80-jährigen Mann - jedoch relativ gering. Dem möglichen Risiko durch die Strahlenexposition steht jedoch der Nutzen der CT-Untersuchung für den Patienten entgegen. Dennoch ist es notwendig, die Strahlenbelastung nach dem „ALARA-Prinzip“ (as low as reasonably achievable)¹² so gering wie möglich zu halten und Untersuchungsprotokolle zu etablieren, die die Strahlendosis deutlich reduzieren.

1.2 Entwicklung der kardialen CT

Die Höhe der Strahlenbelastung einer kardialen CT hängt neben einer Reihe von individuellen Gegebenheiten des Patienten entscheidend von den technischen Voraussetzungen des verwendeten Computertomographen ab. Die Anforderungen zur Darstellung kleiner und sich bewegender anatomischer Strukturen wie der Koronararterien sind sehr hoch. Zum einen ist eine hohe zeitliche Auflösung Voraussetzung, um die Koronargefäße, die sich durch die Herzkontraktion schnell bewegen, möglichst scharf und frei von Bewegungsartefakten darzustellen. Zum anderen erfordert die Visualisierung der kleinen Koronararterien mit einem Durchmesser von weniger als fünf Millimetern eine hohe räumliche Auflösung. Zudem muss das komplette Herz während einer Atemanhaltephase des Patienten von etwa 15-20 Sekunden Dauer untersucht werden können, um zusätzliche Artefakte durch die Zwerchfell- und Brustkorbbewegung zu vermeiden.

Die Rotationszeiten der ersten verfügbaren Spiral-Computertomographen waren zeitlich so lang, dass sich während einer Atemanhaltephase nur Untersuchungen mit geringer räumlicher Auflösung oder sehr kurzen Untersuchungsvolumina durchführen ließen. Auch die im Jahr 1994 eingeführten Subsekunden-Spiral-CT-Geräte mit einer Rotationszeit von 0,75 Sekunden konnten aufgrund ihrer begrenzten räumlichen Auflösung für die kardiale Bildgebung noch nicht sinnvoll eingesetzt werden. Eine deutliche Verbesserung der räumlichen und zeitlichen Auflösung brachte die Entwicklung der 4-Zeilen-Computertomographie 1998, bei der durch vier in z-Richtung aneinander liegenden

Detektorzeilen mit dem fächerförmigen Röntgenstrahl vier Schichten gleichzeitig aufgezeichnet werden können. Dabei konnten erstmals Rotationszeiten von 500 Millisekunden bei einer Kollimation bis zu 1 mm Schichtdicke verwendet werden. Durch die stetige technische Weiterentwicklung wurde Ende 2001 mit den 16-Zeilen-CT-Geräten bereits eine Kollimation bis 0,75 mm bei einer noch schnelleren Rotationszeit von 420 Millisekunden erreicht. Mit dieser Technik konnten die Koronararterien bereits einigermaßen verlässlich und reproduzierbar dargestellt und beurteilt werden.

Der Einsatz von 64-Zeilen CT-Geräten seit Anfang 2004 mit einer Rotationszeit von 330 Millisekunden ermöglicht eine noch höhere räumliche Auflösung von 0,4 mm. Der im Jahr 2005 erstmalig vorgestellte Dual Source Computertomograph (Abb. 2) arbeitet im Gegensatz zu den bisherigen CT-Geräten mit zwei um 90 Grad versetzt angeordneten Röntgenröhren und ihren gegenüberliegenden Detektoren. Die Kollimation und die Detektorbreite bleibt gegenüber dem 64-Zeilen CT mit dem Dual Source CT gleich, jedoch verdoppelt sich die zeitliche Auflösung durch den Einsatz von zwei anstatt einer Röntgenröhre auf 83 statt 165 Millisekunden. Dadurch sind auch diagnostische Untersuchungen bei schnelleren Herzfrequenzen als bislang möglich.



Abb. 2: Produktabbildung Dual Source CT, Somatom Definition, Siemens Medical Solutions

Die mit der Einführung der 64-Zeilen Multislice CTs verbesserte räumliche Auflösung führte gegenüber den 16-Zeilen-MSCTs zu einer Erhöhung der abgeschätzten Strahlendosis des Patienten von $6,4 \pm 1,9$ auf $11,0 \pm 4,1$ mSv¹⁷. Bislang gibt es keine Studien darüber, welchen Einfluss die Verbesserung der zeitlichen Auflösung mit der Dual Source Computertomographie auf die Strahlendosis der kardialen Computertomographie hat.

1.3 Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlendosis in der kardialen CT

Um die Strahlendosis kardialer CT-Untersuchungen so gering wie möglich zu halten, stehen eine Reihe von Algorithmen zur Strahlendosisreduktion zur Verfügung. Eine Möglichkeit besteht darin, die Röhrenstromstärke anhand der EKG-Aufzeichnung während des Scans zu variieren, so dass der maximale Röhrenstrom nur während einer kurzen Zeitspanne des Herzzyklus verwendet wird, die später für die Bildrekonstruktion benötigt wird²⁰. Von Jakobs et al. wurde eine etwa 30-45%ige Reduktion der Strahlendosis mit diesem Algorithmus beschrieben²³. Darüber hinaus kann der Röhrenstrom auch in Abhängigkeit von der Schwächung der Röntgenstrahlen moduliert werden, wodurch eine Anpassung der Strahlendosis an die Anatomie des Patienten möglich ist. Dieses Verfahren wurde insbesondere im Bereich der pädiatrischen Computertomographie etabliert. Neben der Veränderung des Röhrenstroms kann auch die Röhrenspannung von typischerweise 120 auf 100 kV reduziert werden. Diese Methode eignet sich aufgrund der geringeren Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlen bei 100 kV hauptsächlich für normalgewichtige Patienten. Mit dieser einfach vorzunehmenden Einstellung lässt sich am 64-Zeilen MSCT eine zusätzliche Dosisreduktion von 35% erzielen¹⁷. Daneben gibt es auch die Möglichkeit, anstatt eines herkömmlichen Spiralmodus die CT-Daten in einem prospektiv getriggerten Sequenzmodus zu akquirieren; ein Verfahren, welches bislang hauptsächlich für das Niedrigdosis-Calcium-Scoring eingesetzt wurde und in den letzten Jahren zunehmend Eingang in die kontrastmittelunterstützte kardiale Computertomographie gefunden hat. Mit dieser Technik lässt sich laut einer Studie von Stolzmann et al. mit 40 Patienten eine Dosis von durchschnittlich $1,2 \pm 0,2$ mSv bei gleichzeitiger Verwendung von 100 kV Röhrenspannung erreichen³⁹.

2 Fragestellung und Ziel der Studie

Der Einfluss der Dual Source CT mit ihren beiden Röntgenröhren auf die Strahlendosis bei kardialen CT-Angiographien ist in der klinischen Routine bislang nicht untersucht worden. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, die abgeschätzte Strahlendosis in der klinischen Routine-Anwendung mit der Dual Source CT-Angiographie zu erfassen und diese Dosisabschätzungen mit entsprechenden Werten für die 64-Zeilen Multislice CT zu vergleichen. Darüber hinaus soll der Einfluss verschiedener Strategien und technischer Parameter auf die Reduktion der Strahlendosis untersucht werden. Dazu gehören unter anderem die Modulierung des Röhrenstroms in Abhängigkeit vom Herzzyklus, die Verringerung der Röhrenspannung sowie die Verwendung einer sequenziellen Datenakquisition als Alternative zur Untersuchung im Spiralmodus. Zuletzt sollen die Auswirkungen dieser Dosis-Reduktions-Algorithmen auf die quantitativen Bildqualitätsparameter erfasst werden.

3 Methoden

3.1 Technische Aspekte der Computertomographie

Die Computertomographie erstellt mit Hilfe von Röntgenstrahlen Querschnittsbilder des Körpers. Dazu bewegt sich die Röntgenröhre mit dem gegenüberliegenden Detektor auf einer Kreisbahn um den Patienten. Von der Röntgenröhre geht ein fächerförmiger Röntgenstrahl aus, dessen Breite der untersuchten Dicke der Körperschicht entspricht. Dieser durchdringt die zu untersuchende Körperschicht aus verschiedenen Richtungen. Die beim Durchtritt durch den Patienten geschwächte Röntgenstrahlung wird auf der gegenüberliegenden Seite durch einen Detektor registriert und in elektrische Signale umgewandelt (Abb. 3³²).

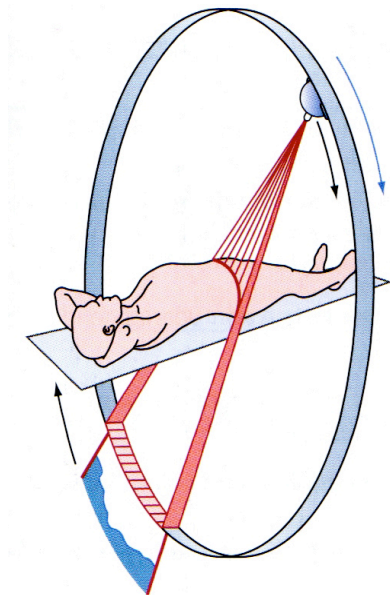


Abb. 3: Prinzip der Computertomographie

Diese registrierten Schwächungswerte werden anschließend computergestützt mittels verschiedener Algorithmen aufbereitet, in ihrer örtlichen Verteilung rekonstruiert und auf einem Monitor in Grauwerten angezeigt. Jedem gemessenen Volumenelement (Voxel) wird dabei ein Intensitätswert zugeordnet, der von der Dichte des jeweiligen durchstrahlten Materials abhängt und einem errechneten Bildpunkt (Pixel) entspricht. Jedes Voxel ist durch seine Dichte charakterisiert, die in Beziehung zur Gewebebeschaffenheit steht. Die Dichtewerte werden dabei als durchschnittliche Schwächung der Röntgenstrahlen durch die

Hounsfield-Skala wiedergegeben. Diese Hounsfield-Werte wurden willkürlich so festgelegt, dass der Dichtewert von Wasser dem Fixpunkt 0 Hounsfield-Einheiten (Hounsfield-Units, HU) entspricht. Nach unten wird die Skala durch die Dichte von Luft mit -1000 HU und nach oben durch die Dichte von Knochen mit mehr als +1000 HU begrenzt. Da das menschliche Auge nur etwa 20 Graustufen unterscheiden kann, bedient man sich zur Bilddarstellung der sogenannten Fenstertechnik. Dabei wählt man für jede Abbildung den Anteil der Graustufen-Skala aus, der für die jeweilige Beurteilung am besten geeignet ist. Durch diese Fenstereinstellung werden nur die zu beurteilenden Organstrukturen in unterschiedlichen Graustufen dargestellt.

3.1.1 Konventionelle Ein-Schicht-Computertomographie

Bei der konventionellen Computertomographie rotiert die Röntgenröhre für jede Schicht einmal um den Körper. Die nächste Schicht kann erst nach der Rückkehr der Röhre in ihre Ausgangsposition aufgenommen werden, nachdem die Kabel für die Stromzufuhr und Messdatenübertragung wieder zurückgeführt worden sind. Während dieser Zeit wird der Patiententisch vorgeschoben. Mit dieser Methode lassen sich einfache schichtweise Röntgenbilder aufnehmen. Inzwischen gilt diese konventionelle Aufnahmetechnik als technisch überholt.

3.1.2 Multislice-Computertomographie (MSCT)

Durch die technische Weiterentwicklung der Computertomographie mit Einführung eines Schleifringssystems zur Spannungszuführung und kontaktlosen Datenübertragung ist eine Kabelrückführung unnötig geworden, so dass in der modernen Spiral-Computertomographie eine kontinuierliche Rotation der Röntgenröhre unter konstantem Tischvorschub möglich ist. Daraus resultiert eine spiralförmige Aufnahme des untersuchten Körperabschnittes. Die Volumen-datensätze können in kurzer Untersuchungszeit lückenlos erfasst werden. Abbildung 4³² zeigt schematisch die Funktionsweise der Spiral-Computertomographie.

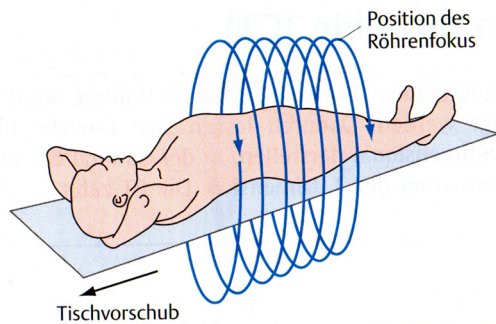


Abb. 4: Schematische Darstellung des Prinzips der Spiral-CT mit kontinuierlichem Tischvorschub

Der Patient wird auf einem Untersuchungstisch gelagert, der sich kontinuierlich in z-Richtung durch die Röntgenröhre hindurch bewegt. Die Rotation der Röhre ist dabei durch den Einbau in ein Gehäuse, die sogenannte Gantry, nicht sichtbar. Mehrere Parameter sind für eine Spiral-Computertomographie entscheidend: die Breite und Anzahl der Detektoren sowie der Pitch, der den Tischvorschub pro Umdrehung der Röntgenröhre bezogen auf die Schichtdicke des Detektors wiedergibt. Ist der Tischvorschub pro Röntgenröhrenumdrehung kleiner als die jeweilige Detektorbreite, resultiert daraus eine Überlappung der einzelnen aufgenommenen Schichten. Dadurch lässt sich eine höhere räumliche Auflösung erreichen. Aus den akquirierten Daten können retrospektiv Datensätze für beliebige Schichten berechnet werden, wobei die Schichtdicke nicht kleiner als die gewählte Kollimation sein kann.

3.2 Dosisabschätzung in der Computertomographie

Anhand von Untersuchungen mit thermolumineszenten Dosimetern kann als wichtigster Wert für die Strahlendosis der Computertomographie-Dosisindex (CTDI, Einheit in Gy) bestimmt werden. Vor und nach einer CT-Untersuchung wird dieser Wert automatisch aus den eingestellten Scan-Parametern berechnet und zusammen mit anderen wichtigen Dosiswerten im Scanprotokoll angezeigt. Für die Berechnung des Dosis-Längen-Produktes (DLP, Einheit in $\text{mGy}\cdot\text{cm}$) wird der CTDI_{vol} mit der Scanlänge multipliziert.

3.3 Patientenkollektiv

Für diese Studie wurden insgesamt 2822 konsekutive Patienten vom 1.10.2004 bis zum 15.04.2009 untersucht. Für alle Untersuchungen bis zum 26.09.2006 wurde ein 64-Zeilen Multislice CT (Somatom Sensation Cardiac 64, Siemens Medical Solutions, Forchheim) verwendet, die nachfolgenden Untersuchungen wurden mit einem Dual Source CT der ersten Generation (Somatom Definition, Siemens Medical Solutions, Forchheim) durchgeführt. Die relevanten Untersuchungsdaten sowie klinische Informationen über die Patienten wurden prospektiv in einer computergestützten Datenbank erfasst.

3.3.1 *Einschlusskriterien*

Die Indikation für die Durchführung einer CT-angiographischen Darstellung der Koronararterien wurde bei Verdacht des Vorliegens einer koronaren Herzerkrankung (KHK) gestellt. Nach den Appropriateness-Kriterien der American Heart Association ist die CT-angiographische Darstellung der Koronararterien bei einem intermediären Risiko für eine KHK indiziert. Zu den Risikofaktoren für eine koronare Herzerkrankung gehören arterieller Hypertonus, Nikotinabusus, Hyperlipidämie, Diabetes mellitus sowie eine positive Familienanamnese. Ein intermediäres Risikoprofil wurde für diese Studie folgendermaßen definiert:

- Thoraxschmerz, Dyspnoe oder intermittierende Arrhythmien ohne pathologisches Belastungs-EKG bzw. bei aufgrund von bestehenden EKG-Veränderungen nicht auswertbares Belastungs-EKG
- asymptotische Patienten mit einem pathologischen Stress-Test, z.B. mit pathologischem Belastungs-EKG oder Stress-Echokardiographie.

3.3.2 *Ausschlusskriterien*

Zu den Ausschlusskriterien für die Durchführung einer CT-Koronarangiographie gehörten eine bestehende Niereninsuffizienz (erhöhtes Serumkreatinin $>1,8$ mg/dl), das Vorliegen einer Schilddrüsenüberfunktion, fehlender Sinusrhythmus während der Vorbereitung der CT-Untersuchung, eine bestehende Schwangerschaft oder eine Kontrastmittelallergie, sofern diese nicht prämediziert werden konnte.

3.4 Kardiale CT-Angiographie

Das in dieser Studie verwendete 64-Zeilen MSCT besitzt eine Straton-Röntgenröhre sowie einen Detektor mit 32-Zeilen-Detektorfeld und 64 Datenkanälen, um 64 Schichten mit Hilfe der sogenannten „double-z-sampling“-Technik aufzunehmen. Dabei wird der Elektronenstrahl innerhalb der Röntgenröhre periodisch sehr schnell zwischen zwei Punkten in longitudinaler Richtung bewegt (z-flying focal spot, Z-Springfokus). Die dadurch entstehenden zwei Foci sind jeweils um die Hälfte einer Detektor-Schichtdicke auf der z-Achse versetzt. Durch diesen Trick wird die Erstellung von jeweils 2 Bildern pro Detektorzeile ermöglicht, was die Anzahl der Schichten pro Rotation von 32 auf 64 verdoppelt (Abb. 5). Aus den 32 Detektorzeilen ergibt sich rechnerisch ein Abstand von 0,3 mm im Isozentrum des Scanners. Daraus resultieren insgesamt 64 sich überschneidende 0,6 mm Schichten pro Rotation.

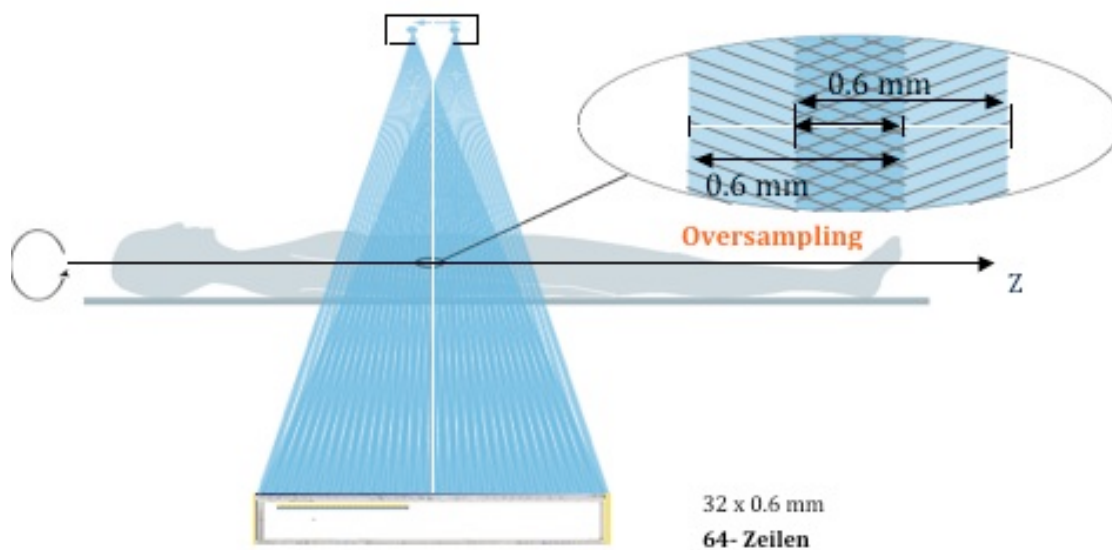


Abb. 5: Schematische Darstellung des 64-Zeilen MSCT mit Z-Springfokus

Im Dual Source CT-System werden zur Bilderzeugung zwei Straton-Röntgenröhren mit entsprechenden gegenüberliegenden neu entwickelten Detektoren verwendet, die in einem Winkel von 95 Grad zueinander angeordnet sind. Zur Bildaufnahme wird die gleiche Technik des „z-flying focal spot“ wie im 64-Zeilen MSCT eingesetzt. Die Gantry-Rotationszeit beträgt bei beiden Geräten 330 ms pro Rotation, jedoch wird durch den Einsatz von zwei Röntgenröhren am Dual Source CT insgesamt eine doppelt so hohe zeitliche Auflösung

erreicht. Die übliche zeitliche Auflösung am 64-Zeilen MSCT beträgt 165 ms, am Dual Source CT 83 ms.

3.4.1 Patientenvorbereitung

Vor der Durchführung der nicht-invasiven CT-Koronarangiographie wurde eine Anamnese des Patienten erhoben sowie ein standardisierter Fragebogen ausgefüllt (Abb. 6). Die erfassten Daten zu Körpergröße, -gewicht, Indikationsstellung, kardiovaskulärem Risikoprofil (arterieller Hypertonus, Nikotinabusus, Diabetes mellitus, Hypercholesterinämie, positive Familienanamnese), der aktuellen Medikation und den Laborergebnissen wurden in einer dedizierten Oracle-Datenbank registriert. Vor der Untersuchung wurde eine Venenverweilkanüle in einer Cubitalvene am rechten oder linken Arm platziert und der Blutdruck des Patienten gemessen. Bei einem systolischen Blutdruck von mindestens 100 mmHg wurden 0,8 mg Nitroglycerin sublingual zur Vasodilatation der Koronararterien verabreicht. Nach Positionierung des Patienten auf dem Untersuchungstisch wurde für die gesamte Untersuchungsdauer ein 3-Kanal-EKG abgeleitet. Um eine Zielherzfrequenz von <60 Schlägen pro Minute für das 64-Zeilen MSCT beziehungsweise <70 Schlägen pro Minute für das Dual Source CT zu erreichen, wurden vor der Untersuchung bis zu 4 x 5 mg Metoprolol intravenös gegeben.

Patient:
Geburtsdatum:
Aufenthaltsnummer:

Untersuchungs-
Nr:
/

Größe:
Gewicht:
Krea: _____
TSH: _____
Chol: _____
LDL: _____
HDL: _____
Trigly: _____
CRP: _____ mg/dl mg/l

Untersuchung
 • Puls: im Scan.: min: _____ max: _____ AVG: _____
 Rhythmus: _____ **CTA:**
 • RR: _____ kV: _____
 • β -Blocker gesamt: _____ mAs: _____
 Pitch: _____
 • orale NTG-Applikation Ja Nein ECG-Pulsing: ja nein

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 (Dyp. bei stark. Bel.) III (Dyp. bei leicht. Bel.) IV (Dyp. 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. Bypass nein ja Wann: _____ Wo: _____
 • Z.n. Intervention nein ja

Kardialer Status
 • 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)

Medikamente **keine Medikamente**
 ACE- Hemmer Ca-Antagonisten Thienopyridin Insulin
 AT1- Blocker Statine Marcumar Hormonthx (ERT)
 β -Blocker Diuretika Fibrate
 Nitrate ASS oral Antidiabetika

Abb. 6: Patientenfragebogen

3.4.2 *Ablauf der Untersuchung*

Zur genauen Lokalisation des Herzens wurde zunächst ein anterior-posteriores Topogramm aufgenommen. Danach erfolgte eine native EKG-abhängige Aufnahme des Herzens zur Quantifizierung des Koronarkalks („Calcium-Score“) und zur genauen Eingrenzung der für die Darstellung der Koronararterien benötigten Scanlänge. Im nächsten Schritt wurden für die Durchführung des Testbolus 10 ml Kontrastmittel als Bolus injiziert, gefolgt von einer Injektion mit 50 ml Kochsalzlösung. Parallel zur Gabe des Kontrastmittelbolus erfolgten im Sekundentakt sequenzielle Aufnahmen einer Schicht in Höhe der Pulmonalarterien bzw. der Aorta ascendens, um die Kontrastmittel-Durchflusszeit bis in die Aorta ascendens und damit den optimalen Zeitpunkt für die Kontrastierung der Koronararterien genau zu determinieren. Für die abschließende Durchführung der CT-Koronarangiographie wurde die benötigte Kontrastmittelmenge individuell an die Untersuchungsbedingungen angepasst. Insgesamt wurden ca. 80 bis 120 ml Kontrastmittel mit einer Flussrate von 5-6 ml/s über einen automatischen Injektor intravenös injiziert, gefolgt von einem Bolus mit 50 ml Kochsalzlösung. Als jodhaltiges Kontrastmittel wurde Iomeprol (Imeron 350, Bracco Altana Pharma GmbH, Konstanz, Deutschland) verwendet.

3.4.3 *Bildrekonstruktion*

Mit Hilfe eines Algorithmus werden aus den Rohdaten axiale Schichten in einer Schichtdicke von 0,6 mm mit einem scharfen Rekonstruktionskernel B36f rekonstruiert. Vorzugsweise wurde ein Rekonstruktionszeitpunkt in der Diastole gewählt, in einigen Fällen waren darüber hinaus auch zusätzliche Rekonstruktionen in der späten Systole erforderlich. Der Rekonstruktionszeitpunkt innerhalb des Herzzyklus wurde mit Hilfe von 3 Preview-Serien individuell für jede Untersuchung festgelegt.

Aus den aufgenommenen Rohdaten wurden anhand von geeigneten Algorithmen Schnittbilder rekonstruiert. Bei kontinuierlicher Datenakquisition während des Scans mit konstantem Tischvorschub können durch die zeitliche Trennung von Aufnahme und Bildrekonstruktion retrospektiv sämtliche Datensätze in jeder gewünschten Schichtdicke berechnet werden. Die simultane Registrierung des EKGs erlaubt dabei Schichtrekonstruktionen zu verschiedenen Zeitpunkten des Herzzyklus.

Die Datenssegmente, die im gewünschten Zeitfenster der Herzaktion aufgenommen wurden, können dabei retrospektiv aus dem EKG selektiert werden. Für gewöhnlich erfolgt die Bildrekonstruktion zu einem Zeitpunkt, in dem die Herzbewegung möglichst gering ist, und die damit als verhältnismäßige lange und ruhige Periode im Herzzyklus eine weitgehend artefaktfreie Bildrekonstruktion ermöglicht, üblicherweise in der Mittel- bis Enddiastole. Abbildung 7¹¹ zeigt die EKG-abhängige Bildrekonstruktion, bei der aus einem kontinuierlichen Scan eine Serie von Bildstapeln in aufeinanderfolgenden Herzzyklen erstellt wird. Am 64-Zeilen MSCT wurden bei Herzfrequenzen unterhalb einer zuvor festgelegten Schwelle von 65 Schlägen/min die Daten aus einem Herzzyklus verwendet (sog. monosegmentale Rekonstruktion), mit einer zeitlichen Auflösung von 165 ms. Bei Überschreiten dieser Schwelle werden die Bilder aus zwei aufeinanderfolgenden Herzzyklen verwendet und zu einem Bilddatensatz zusammengefasst rekonstruiert (sog. bisegmentale Bildrekonstruktion). Das effektive Rekonstruktionsintervall pro Herzzyklus wird dadurch auf 83 ms herabgesetzt, was für schnellere Herzfrequenzen eine schärfere Bilddarstellung erlaubt. Dieser bisegmentale Rekonstruktionsalgorithmus ist auch am Dual Source CT verfügbar und erreicht hier eine rechnerische minimale zeitliche Auflösung von 42 ms. In dieser Studie wurde jedoch am Dual Source CT grundsätzlich eine monosegmentale Bildrekonstruktion verwendet.

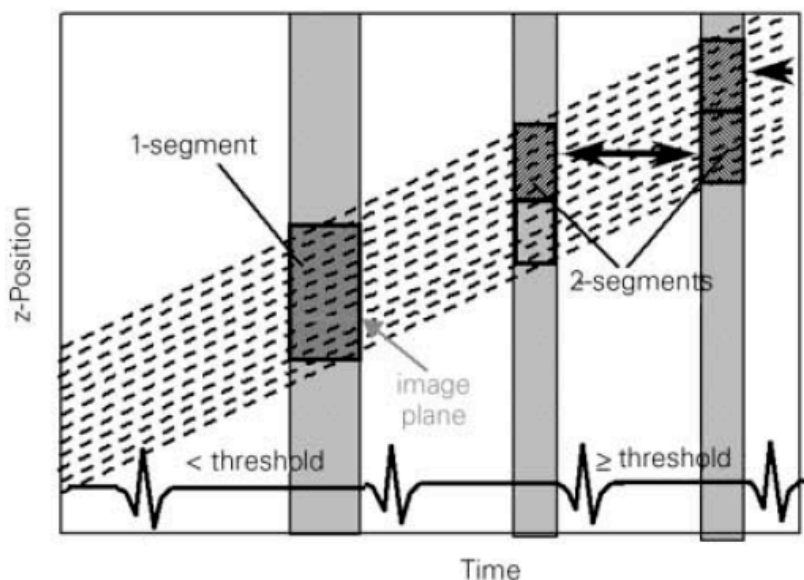


Abb. 7: Mono- („1-segment“) und bisegmentale („2-segments“) EKG-abhängige Bildrekonstruktion

Die axialen Schnittbilddatensätze können zu zweidimensionalen Darstellungen der Koronararterien, wie der Maximum Intensitäts-Projektion (MIP) oder der multiplanaren Reformation (MPR), weiterverarbeitet werden.

Die Maximum-Intensitäts-Projektion ist eine Volumendarstellung, bei der für die gewählte Schichtdicke das Voxel mit der höchsten Intensität auf ein zweidimensionales Bild projiziert wird. Für diese Studie wurden die Maximum Intensitäts-Projektionen entlang den anatomischen Herzachsen orientiert (Abb. 8a-c). Es wurden MIP-Rekonstruktionen mit einer Schichtdicke von 5 mm und einem Inkrement von 1 mm angefertigt. Die anteriore schräg-rechte Projektion (right anterior oblique, RAO 45°) stellt einen Längsschnitt parallel zur Herzachse und zum Septum von der linken Herzseite aus dar. Ein Kurzachsen-Querschnitt senkrecht zur Herzachse wird durch die anteriore schräg-linke Projektion (left anterior oblique, LAO 45°) abgebildet. Die Schnittebene von cranial senkrecht zum Septum ergibt einen sogenannten Vier-Kammer-Blick (right anterior oblique cranial, RAO cranial).



Abb. 8a: MIP LAO

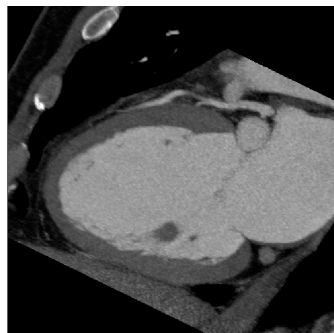


Abb. 8b: MIP RAO

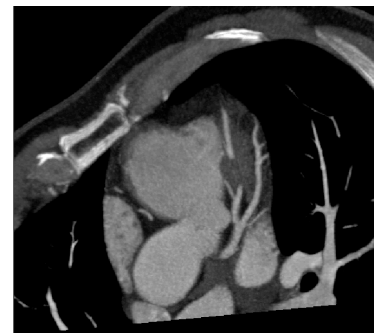


Abb. 8c: MIP RAO cranial

Bei der multiplanaren Reformation werden aus einem Stapel axialer Schichtbilder in beliebiger Raumrichtung sekundäre Schnitte berechnet. Die MPR wird häufig verwendet, wenn pathologische Strukturen durch mehrere Schichten hindurch verfolgt werden müssen.

Auch dreidimensionale Darstellungstechniken wie die Volume Rendering Technique (VRT) stehen zur Verfügung (Abb. 9). Dabei werden die Dichtewerte für jedes Voxel farbcodiert, mit einer Transparenz versehen und daraus eine dreidimensionale Darstellung berechnet. Durch die unterschiedliche Umsetzung der Dichtewerte in Farben lassen sich auf diese Weise verschiedene Organsysteme farblich voneinander unterscheiden. Diese Technik eignet sich in besonderem Maße zur Darstellung anatomischer Gegebenheiten sowie für Demonstrationszwecke.



Abb. 9: Volume Rendering (VRT) der Koronararterien

3.5 Algorithmen zur Reduktion der Strahlenexposition

3.5.1 EKG-abhängige Röhrenstrommodulation

Zur Strahlendosisreduktion am 64-Zeilen MSCT wurde, wann immer es ein regelmäßiger Sinusrhythmus des Patienten erlaubte, eine sogenannte EKG-abhängige Röhrenstrommodulation verwendet, die die Röhrenstromstärke anhand der EKG-Aufzeichnung während des Scans verändert. Da die Bewegung des Herzens während des Herzzyklus in der Mittel- bis Spätdiastole am geringsten und in der Systole am größten ist, werden die Koronararterien am ehesten während eines kurzen diastolischen Rekonstruktionszeitpunktes scharf abgebildet. Ein großer Teil der akquirierten Daten während des restlichen Herzzyklus wird für die Bilderstellung daher nicht benötigt. Bei Verwendung dieses Algorithmus wird der maximale Röhrenstrom für eine Zeit von 330 ms erzeugt, wobei diese Zeitspanne auf einen Zeitpunkt ca. 675 ms nach der R-Zacke zentriert wird. Während der übrigen Zeit des Herzzyklus erfolgen normalerweise keine Bildrekonstruktionen, so dass der Röhrenstrom in der Systole auf 25% des Maximums reduziert werden kann (Abb. 10¹¹).

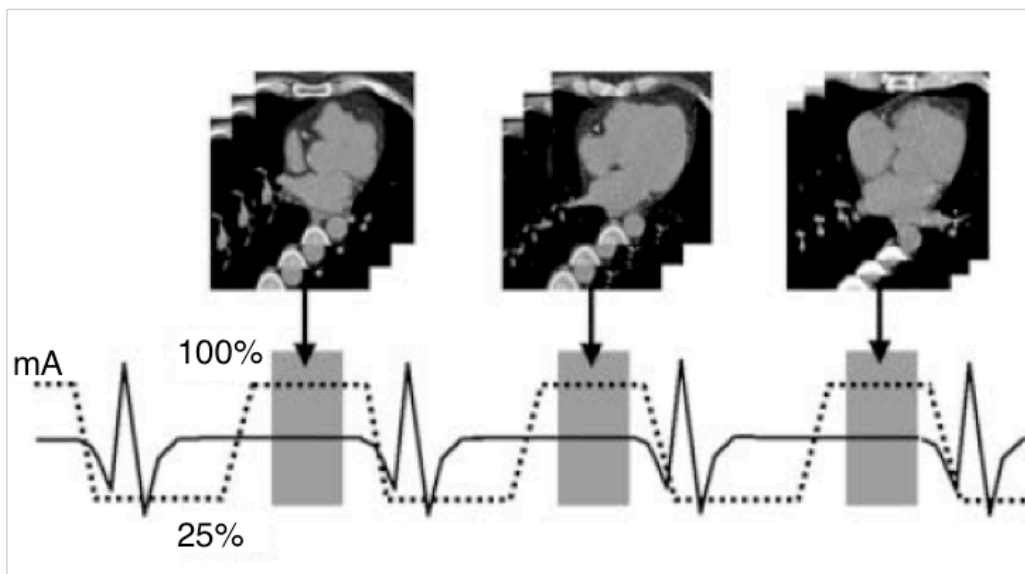


Abb. 10: EKG-abhängige Röhrenstrommodulation - Der Röhrenstrom (gepunktete Linie) wird in Abhängigkeit vom EKG (durchgezogene Linie) von 100% auf 25% gesenkt. Während der Diastole, die für die Bildrekonstruktion entscheidend ist, bleibt der Röhrenstrom unverändert bei 100% (grau schattiertes Zeitintervall)

Auf die EKG-abhängige Röhrenstrommodulation wurde am 64-Zeilen MSCT verzichtet, wenn während der Vorbereitungszeit des Patienten Arrhythmien beobachtet wurden oder die Notwendigkeit einer optimalen Bildqualität für die Dauer des gesamten Herzzyklus bestand, z.B. wenn zusätzliche Bildrekonstruktionen während der Systole erforderlich waren.

Der für das Dual Source CT neu überarbeitete und weiterentwickelte Algorithmus für die EKG-abhängige Modulation der Strahlendosis hat zwei Eigenschaften, die es dem Untersucher erlauben, diesen Algorithmus bei nahezu allen Patienten einzusetzen. Zum einen erfolgt eine Röhrenstrommodulation nur bei Vorliegen eines regelmäßigen Herzrhythmus, wohingegen im Falle des Auftretens von Arrhythmien die Modulation des Röhrenstroms für die folgenden Herzschläge ausgesetzt wird, um eine gute Bildqualität sowie erweiterte Möglichkeiten für die Bildrekonstruktion sicher zu stellen. (Abb. 11a)

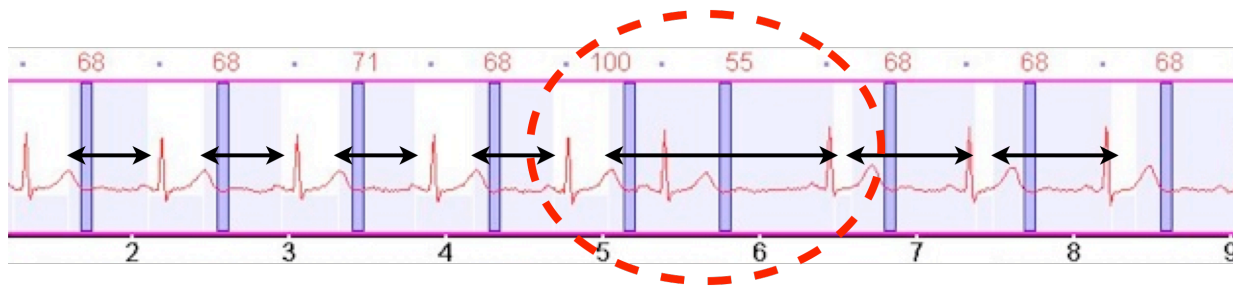


Abb. 11a: Automatische Arrhythmie-Erkennung bei der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation

Zum anderen wird die Breite des EKG-Pulsingfensters, also der Bereich in dem nach dem Scan Bildrekonstruktionen durchgeführt werden können, automatisch an die Herzfrequenz des Patienten adaptiert. Bei langsameren Herzfrequenzen, typischerweise ≤ 70 Schlägen pro Minute, wird ein schmales diastolisches Pulsingfenster von 60-80% zwischen den R-Zacken des Herzzyklus (RR-Zyklus) verwendet, um eine maximale Dosiseinsparung zu bewirken (Abb. 11b).



Abb. 11b: EKG-abhängige Röhrenstrommodulation mit schmalem Pulsingfenster (70%) bei einer beispielhaften Herzfrequenz von 65 Schlägen/min.

Bei Vorliegen von schnelleren Herzfrequenzen sind häufig neben den diastolischen auch systolische Rekonstruktionen notwendig, um alle Koronarsegmente verlässlich beurteilen zu können. Dafür wird die Breite des Pulsingfensters entsprechend angepasst auf typischerweise 30-80% des RR-Zyklus, um sowohl die Systole als auch die Diastole im Herzzyklus abzudecken (Abb. 11c).

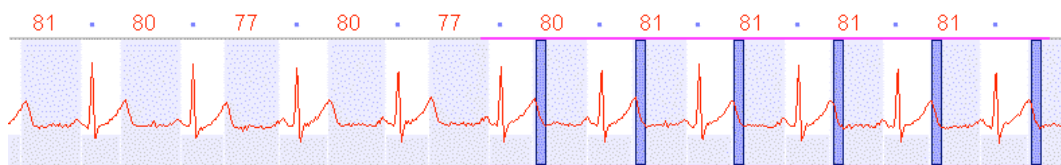


Abb. 11c: EKG-abhängige Röhrenstrommodulation mit breitem Pulsingfenster (35-70%) bei einer beispielhaften Herzfrequenz von 81 Schlägen/min.

3.5.2 Weiterentwickelte EKG-abhängige Röhrenstrommodulation „MinDose“

Zusätzlich zu den beschriebenen Modifikationen für die EKG-abhängige Röhrenstrommodulation steht am Dual Source CT eine weiterentwickelte Möglichkeit der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation zur Verfügung. Dieses sogenannte „MinDose“-Pulsing reduziert den Röhrenstrom während der für die späteren Rekonstruktionen nicht benötigten Phase des Herzzyklus auf nur 4% statt sonst 25% des maximal für die jeweilige Untersuchung verwendeten Röhrenstroms, was einem Minimum der tatsächlichen Röhrenleistung entspricht (Abb. 12). In Abhängigkeit von der Breite des EKG-Pulsingfensters, das die Zeit der maximalen Röhrenstromapplikation während des Herzzyklus vorgibt, lässt sich die Strahlenexposition des Patienten mit diesem Algorithmus weiter reduzieren.

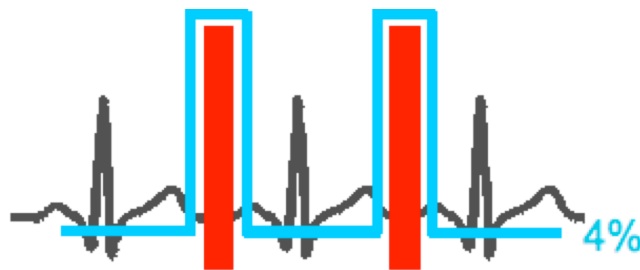


Abb. 12: EKG-abhängige Röhrenstrommodulation mit MinDose

3.5.3 Reduktion der Röhrenspannung von 120 auf 100 kV

Ein weiterer Ansatzpunkt zur Verringerung der Strahlendosis ist die Reduktion der Röhrenspannung. Da die Strahlendosis mit dem Quadrat der verringerten Röhrenspannung abnimmt, lässt sich eine deutliche Dosisreduktion schon mit einer geringen Reduktion der Röhrenspannung erreichen. Dies hat Einfluss auf die Bildqualität, besonders bei Verwendung von jodhaltigem Kontrastmittel. Aufgrund des Absorptionsspektrums von Jod erhöht sich die Absorption von Röntgenstrahlung bei Verwendung einer niedrigeren Röntgenenergie, was zu einem stärkeren Kontrast zwischen kontrastmittelgefüllten vaskulären Strukturen und dem umliegenden Gewebe führt. Die Reduktion der Strahlendosis korreliert jedoch bei adipösen Patienten auch mit einem Anstieg des Bildrauschens und geht mit einem veränderten Bildeindruck einher.

Deshalb blieb die Entscheidung über die Verwendung des Scanprotokolls mit 100 kV Röhrenspannung und über eine Kompensation der geringeren Spannung durch einen erhöhten

Röhrenstrom dem Untersucher vorbehalten. Bei nicht-übergewichtigen Patienten mit einem BMI < 30 wurde die reduzierte Röhrenspannung verwendet.

3.5.4 Sequenzieller Untersuchungsmodus

Verglichen mit dem herkömmlichen retrospektiv-gegateten Spiralmodus kann mit dem prospektiv EKG-getriggertem sequenziellen Scanmodus eine erhebliche Reduktion der Strahlendosis erreicht werden. Dieser Scanmodus wurde bislang überwiegend für das native Calcium-Scoring verwendet, hat jedoch inzwischen auch Eingang in die kontrastmittelunterstützte kardiale Computertomographie gefunden. Bei dieser Technik, die auch „Step and shoot“ genannt wird, erfolgt die Bildakquisition jeweils während eines vorher festgelegten Zeitpunkt des Herzzyklus, also prospektiv. Dabei wird in jedem Schritt der Untersuchung jeweils ein Bereich des Herzens aufgenommen, der etwa der Breite des Detektors entspricht. Der Tischvorschub erfolgt diskontinuierlich und schrittweise zwischen den einzelnen Bildaufnahmephasen (Abb. 13). Die Länge des gesamten Scans kann daher nur ein Vielfaches eines einzelnen Untersuchungsschrittes, d.h. im Allgemeinen ein Vielfaches der Detektorbreite, betragen. Zwischen den einzelnen Schritten findet keine Röhrenstrahlung, und damit auch keine Strahlenexposition des Patienten statt.

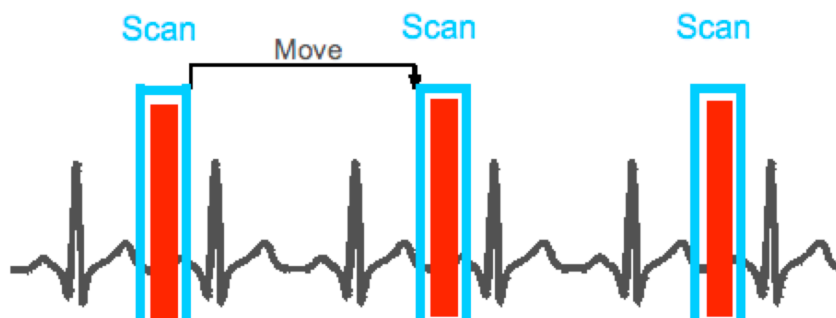


Abb. 13: Sequenzieller Untersuchungsmodus

3.5.5 Bauartbedingte Möglichkeiten der Strahlendosisreduktion

Mit dem Dual Source CT stehen weitere technische Innovationen zur Dosisreduktion zur Verfügung. Bauartbedingt enthält das Dual Source CT einen zweiten Bowtie-Filter (bowtie engl. für „Fliege“), der die Röntgenstreustrahlung reduziert und damit die Strahlenbelastung günstig beeinflusst. Seine Dicke nimmt typischerweise zu den Rändern hin zu, wodurch die Röntgenstrahlung außen im Strahlenbündel weitaus stärker geschwächt wird als im zentralen Strahlenbündel. Dies führt zu einer homogenen Ausleuchtung des Detektorfeldes beim Durchgang des Strahlenbündels durch einen annähernd zylindrischen Körper, welcher eine zum Bowtie-Filter umgekehrte Form und Schwächungscharakteristik aufweist.

Weiterhin verfügt das Dual Source CT über einen an die Herzfrequenz automatisch angepassten „adaptiven“ Pitch. Da aufgrund der besseren zeitlichen Auflösung ein segmentierter Rekonstruktionsalgorithmus für höhere Herzfrequenzen mit dem DSCT üblicherweise nicht benötigt wird, kann der Tischvorschub an die Herzfrequenz des Patienten effizient angepasst werden. Dies bedeutet, dass bei höheren Herzfrequenzen ein schnellerer Tischvorschub erfolgt. Bei einer Herzfrequenz von 50 Schlägen pro Minute beträgt der Tischvorschub beispielsweise 12,8 mm pro Rotation der Röntgenröhre, bei einer Herzfrequenz von 80 Schlägen pro Minute liegt dieser jedoch bei 22,4 mm pro Rotation. Die durch diesen schnelleren Tischvorschub erreichte Verkürzung der Scandauer resultiert in einer Reduktion der Strahlenbelastung für den Patienten. Dennoch kann dieser Effekt bei höheren Herzfrequenzen durch eine Verbreiterung des Pulsingfensters wieder aufgehoben werden.

3.6 Auswertung

3.6.1 CT-Angiographie

Zuerst wurden die Patientencharakteristika für alle untersuchten Patienten ermittelt. Um den Einfluss verschiedener Scanprotokolle auf die Strahlendosis und Bildqualität zu untersuchen, wurden alle Patienten, die im Spiralmodus mit der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation untersucht worden sind, für eine weitere Datenanalyse ausgewählt, um einen besseren Vergleich der Daten zu ermöglichen. Die untersuchten Scanprotokolle sind im Einzelnen:

1. 64-Zeilen MSCT mit 120 kV Spiralmodus
2. Dual Source CT mit 120 kV Spiralmodus
3. Dual Source CT mit 100 kV Spiralmodus
4. Dual Source CT mit 100 kV und "MinDose" Spiralmodus
5. Dual Source CT mit 100 kV und Sequenzmodus

Das 64-Zeilen MSCT Untersuchungsprotokoll mit 120 kV wurde als Vergleichsprotokoll definiert. Die Werte für die jeweils abgeschätzte Strahlendosis und für die Bildqualitätsparameter am Dual Source CT wurden mit diesem Untersuchungsprotokoll verglichen.

3.6.2 Abschätzung der Strahlendosis

Die effektive Strahlendosis der CT-Angiographie wurde nach einer Methode abgeschätzt, die von der European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT vorgeschlagen wurde, da sich diese Berechnung als hinreichend robust und konsistent erwiesen hat²⁸. Die effektive Strahlendosis wird bei dieser Methode berechnet, indem das Dosis-Längen-Produkt mit einem organspezifischen Konversionsfaktor multipliziert wird. Dieser Konversionsfaktor für die Thoraxregion beträgt $k=0,014 \text{ mSv} \times \text{mGy}^{-1} \times \text{cm}^{-1}$ und entspricht einem zwischen Männern und Frauen gemittelten Faktor. Die Werte für das Dosis-Längen-Produkt (DLP) sowie das CTDI_{vol} , welches die Strahlendosis in x-, y- und z-Richtung mittelt, wurden dem Dosisprotokoll des Computertomographen entnommen, das die relevanten Strahlendosisparameter für jeden Untersuchungsschritt zusammenfasst.

3.6.3 Analyse der Bildqualität

Um objektive Parameter für die Bildqualität zu erhalten, wurden für beide konsekutive Patientengruppen sowohl die Signalintensität, der Bildkontrast und das Bildrauschen als auch das Signal-zu-Rausch- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis bestimmt. Die Signalintensität und das Bildrauschen wurden innerhalb einer großen Region-of-interest (ROI) im linken Ventrikel aus dem Mittelwert und der Standardabweichung der Dichtewerte (in Hounsfield-Einheiten) berechnet (Abb. 14).

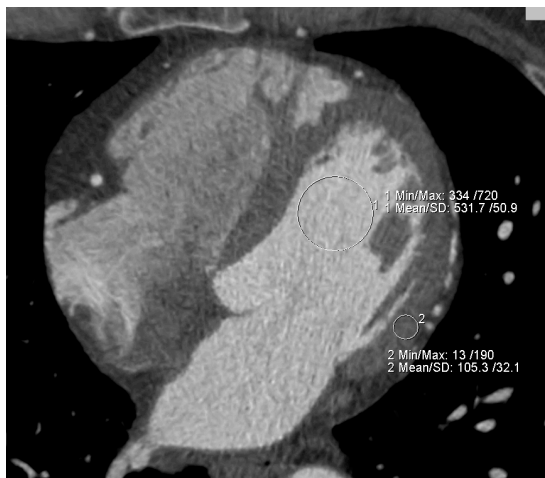


Abb. 14: ROIs zur Bestimmung der quantitativen Bildqualitätsparameter

Der Bildkontrast wurde als Unterschied zwischen der mittleren Dichte der kontrastmittelgefüllten linksventrikulären Herzkammer und der mittleren Dichte im linksventrikulären Myokard definiert. Das Bildrauschen wurde aus der Standardabweichung der Dichtewerte innerhalb der ROIs im linksventrikulären Cavum abgeleitet. Zur Berechnung der Signal-zu-Rausch- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisse wurden die jeweiligen Werte durch das Bildrauschen dividiert.

3.7 Studienendpunkte und statistische Methoden

Der primäre Endpunkt dieser Untersuchung war der Vergleich der abgeschätzten Strahlendosis am 64-Zeilen MSCT mit dem Dual Source CT. Als sekundäre Endpunkte wurde der Einfluss unterschiedlicher Algorithmen zur Strahlendosisreduktion untersucht.

Die Ergebnisse sind als Anzahl oder Anteil in Prozent oder als Mittelwerte \pm Standardabweichung angegeben. Diskrete Variablen wurden mit dem Chi-Quadrat-Test oder Fisher-Exakt-Test verglichen. Stetige Variablen wurden mit dem Wilcoxon-Rangsummentest analysiert. P-Werte $<0,0125$ wurden als statistisch signifikant akzeptiert, was dem gebräuchlichen α -Signifikanzniveau von $p=0,05$ korrigiert nach der Bonferroni-Methode für den Vergleich zwischen dem 64-Zeilen MSCT-Scanprotokoll mit vier verschiedenen Dual Source CT-Protokollen entspricht. Damit ergibt sich nach dem Bonferroni-Modell ein akzeptiertes Signifikanzniveau von $0,05/4 = 0,0125$.

Für die Statistikauswertung und Erstellung der Grafiken wurde das Softwarepaket „R-Project for Statistical Computing“ in der Version 2.8.1 verwendet⁴⁶.

4 Ergebnisse

4.1 Patientenkollektiv

Zwischen Oktober 2004 und April 2009 wurden insgesamt 2822 Patienten, die eine CT-Koronarangiographie erhielten, in die Studie eingeschlossen. Die 64-Zeilen MSCT wurden bei 1508 Patienten (53,4%) verwendet, 1314 Patienten (46,6%) wurden mit dem Dual Source CT untersucht. Das Alter der Patienten lag bei durchschnittlich 60 ± 11 Jahren, insgesamt 1972 Patienten (69,9%) waren Männer. Mit dem Dual Source CT wurden signifikant mehr Frauen als mit dem 64-Zeilen MSCT untersucht (44,0% vs. 26,7% Patientinnen). Die Indikation zur Durchführung einer Koronar-CTA wurde am häufigsten zur Abklärung thorakaler Beschwerden sowie zum Ausschluss einer koronaren Herzerkrankung bei erhöhtem kardiovaskulären Risikoprofil gestellt. Die Beurteilung von Bypass-Grafts wurde häufiger am 64-Zeilen MSCT durchgeführt, wohingegen Patienten vor elektrophysiologischer Untersuchung oder mit erhöhtem kardiovaskulären Risikoprofil häufiger mit dem DSCT abgeklärt wurden (Tabelle 1).

In Bezug auf die Verteilung der kardiovaskulären Risikofaktoren litten etwa zwei Drittel der Patienten an einem arteriellen Hypertonus, knapp 15% waren Raucher und etwa die Hälfte der Patienten wies eine Hypercholesterinämie auf. Der Framingham-Risk-Score beschreibt das Risiko in den kommenden 10 Jahren an einer KHK zu erkranken und wird in Prozent angegeben. Er lag im Mittel bei 11%. Dabei hatten Männer ein Zehn-Jahres-Risiko von 12,7%, für Frauen fiel das Risiko mit 6,3% deutlich geringer aus. Zusammenfassend charakterisieren diese Zahlen eine Patientengruppe mit einer geringen bis intermediären Wahrscheinlichkeit für das Vorliegen einer koronaren Herzerkrankung (Tabelle 1).

Tab 1: Vergleich Patientencharakteristika, kardiovaskuläre Risikofaktoren sowie Betablocker- und Kontrastmittelgabe am 64-Zeilen MSCT und DSCT

	64-Zeilen CT	DSCT	P-Wert
Anzahl der Patienten, n	1508	1314	
Alter, in Jahren	60,2 ±11,3	60,2 ±11,3	n.s.
Männer, n (%)	1105 (73,3)	867 (66,0)	<0,05
Body Mass Index, (kg/m ²)	26,5 ±4,1	26,5 ±4,3	n.s.
Indikationen für die CTA			<0,001
- Thorakale Beschwerden, n (%)	470 (31,2)	397 (30,2)	
- Erhöhtes kardiovask. Risiko, n (%)	341 (22,6)	360 (27,4)	
- Dyspnoe, n (%)	73 (4,8)	76 (5,8)	
- Positiver Stress-Test, n (%)	94 (6,2)	91 (6,9)	
- Bypass-Beurteilung, n (%)	301 (20,0)	104 (7,9)	
- Rhythmusstörungen, n (%)	79 (5,2)	77 (5,9)	
- Vor elektrophys. Untersuchung, n (%)	107 (7,1)	158 (12,0)	
- Andere, n (%)	121 (8,0)	127 (9,7)	
Risikofaktoren			<0,01
- Arterielle Hypertonie, n (%)	1033 (68,5)	826 (62,9)	
- Nikotinabusus, n (%)	207 (13,7)	174 (13,2)	
- Diabetes mellitus, n (%)	113 (7,5)	70 (5,3)	
- Pos. Familienanamnese, n (%)	451 (29,9)	395 (30,1)	
- Hypercholesterinämie, n (%)	877 (58,2)	672 (51,1)	
- früherer Myokardinfarkt, n (%)	135 (9,0)	67 (5,1)	
Framingham Risk Score (%)	11,0 ±8,5	10,4 ±7,4	n.s.
Nitroglycerin-Gabe, n (%)	1484 (98,4)	1285 (97,8)	n.s.
Betablocker-Gabe, n (%)	1099 (72,9)	729 (55,5)	<0,001
Betablocker-Dosis, mg	12,0 ±5,9	7,8 ±4,3	<0,001
Herzfrequenz, Schläge/min	58 ±8	60 ±9	<0,001
Kontrastmittel, ml	125 ±26	119 ±22	<0,001

4.2 Betablocker, Kontrastmittel und Nitrate

Zur Senkung der Herzfrequenz wurde die Gabe von Betablockern individuell adaptiert, mit einer Spanne von 2,5 - 25 mg Metoprolol i.v. Die am Dual Source CT untersuchten Patienten bekamen seltener und signifikant geringere Mengen an intravenös applizierten Betablockern. In Folge dessen lag die Herzfrequenz während des Scans in der DSCT Gruppe mit 60 ± 9 gegenüber 58 ± 8 S/min etwas höher als in der 64-Zeilen MSCT Gruppe ($p < 0,001$, Abb. 15).

In beiden Gruppen zusammengefasst erhielten 98% der Patienten eine einmalige Gabe von Nitroglycerin per os, um eine Dilatation der Koronararterien zu erreichen. Für die Untersuchungen mit dem Dual Source CT wurde bei optimiertem Kontrastmittel-Timing signifikant weniger Kontrastmittel benötigt (119 ± 22 vs. 125 ± 26 ml, $p < 0,001$). Diese Ergebnisse sind ebenfalls in Tabelle 1 zusammengefasst.

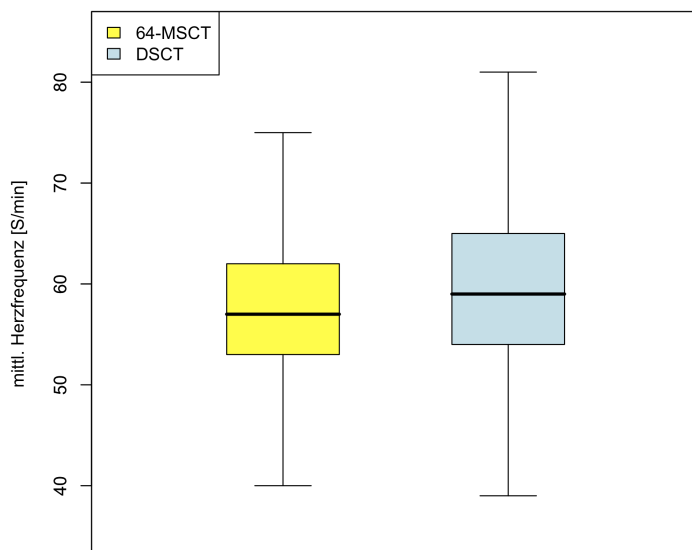


Abb. 15: Mittlere Herzfrequenz am 64-Zeilen MSCT (gelb) und DSCT (blau)

4.3 Strahlendosis am 64-Zeilen MSCT im Vergleich zum Dual Source CT

Zwischen den beiden untersuchten Gruppen gab es signifikante Unterschiede in der Scanlänge, die am 64-Zeilen MSCT 154 ± 50 mm, am DSCT jedoch 142 ± 43 mm betrug ($p < 0,001$). Infolge verschiedener Mechanismen der beiden untersuchten CT-Systeme zur Anpassung des Pitches (des Tischvorschubs pro Rotation der Röntgenröhre um den Patient) an die Herzfrequenz betrug dieser am 64-Zeilen MSCT im Durchschnitt $0,21 \pm 0,02$, am DSCT hingegen $0,25 \pm 0,05$ ($p < 0,001$).

Sowohl die EKG-abhängige Röhrenstrommodulation als auch das Protokoll mit 100 kV statt 120 kV Röhrenspannung kamen bei den Patienten am Dual Source CT signifikant häufiger zum Einsatz. Am Dual Source CT kam darüber hinaus der neu verfügbare sequenzielle Untersuchungsmodus zum Einsatz, wohingegen am 64-Zeilen MSCT grundsätzlich alle Untersuchungen im Spiralmodus durchgeführt wurden.

Der verwendete Röhrenstrom betrug am 64-Zeilen MSCT 578 ± 165 mAs und lag am Dual Source CT bei 218 ± 83 mAs. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass dieser Wert am Dual Source CT nur jeweils den Röhrenstrom einer der beiden Röhren berücksichtigt.

Das über alle Patienten gemittelte $CTDI_{vol}$ betrug für das 64-Zeilen MSCT $41,2 \pm 13,0$ mGy, für das DSCT $32,8 \pm 20,9$ mGy ($p < 0,001$). Unter der Berücksichtigung der Scanlänge ergab sich ein Dosis-Längen-Produkt (DLP) von 718 ± 279 mGy*cm für das 64-Zeilen MSCT und von 549 ± 408 mGy*cm für das Dual Source CT ($p < 0,001$). Die über das gesamte Patientenkollektiv abgeschätzte Strahlendosis am 64-Zeilen MSCT betrug somit durchschnittlich $10,1 \pm 3,2$ mSv. Am Dual Source CT fiel die Strahlendosis gemittelt über alle Patienten mit $7,7 \pm 5,7$ mSv ca. um ein Viertel geringer aus ($p < 0,001$; Abb. 16).

Die für die Strahlendosis relevanten Parameter sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

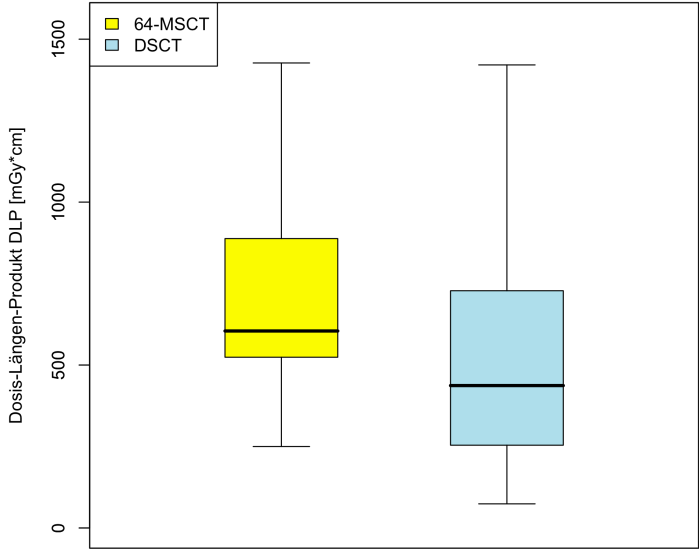


Abb. 16: DLP aller Untersuchungen am 64-Zeilen MSCT (gelb) und DSCT (blau)

Tab 2: Technische Parameter und Strahlendosis am 64-Zeilen MSCT und DSCT

	64-Zeilen CT	DSCT	P-Wert
Scanlänge, mm	154 ±50	142 ±43	<0,001
Röhrenspannung			<0,001
140 kV, n (%)	5 (0,3)	-	
120 kV, n (%)	1409 (93,4)	654 (49,8)	
100 kV, n (%)	94 (6,2)	660 (50,2)	
Röhrenstrom, mAs (gilt beim DSCT nur für eine Röhre)	578 ±165	218 ±83	<0,001
EKG-abhängige Röhrenstrommodulation im Spiralmodus, n (%)	1132 (75,1)	1035 (97,2)	<0,001
Pulsingfenster-Breite			
schmal: 60-80% des RR-Zyklus, n (%)	-	662	-
breit: 25-80% des RR-Zyklus, n (%)	-	373	-
Sequenzmodus, n (%)	-	249 (18,9)	-
Pitch im Spiralmodus	0,21 ±0,02	0,25 ±0,05	<0,001
CTDI _{vol} , mGy	41,2 ±13,0	32,8 ±20,9	<0,001
DLP, mGy*cm	718 ±279	549 ±408	<0,001
Abgeschätzte Strahlendosis für die CTA, mSv	10,1 ±3,9	7,7 ±5,7	<0,001

4.4 Verwendung von Algorithmen zur Strahlendosisreduktion

4.4.1 EKG-abhängige Röhrenstrommodulation

Die EKG-abhängige Röhrenstrommodulation wurde am 64-Zeilen MSCT bei 1132 Patienten verwendet (75,1 %), am DSCT bei 1035 Patienten (97,2 %). Durch die Verwendung der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation wurde das DLP von 1079 ± 322 auf 621 ± 302 mGy*cm reduziert ($p < 0,001$). Am 64-Zeilen MSCT betrug das DLP ohne EKG-abhängige Röhrenstrommodulation 1073 ± 295 mGy*cm, mit Röhrenstrommodulation wurde eine signifikante Reduktion auf 621 ± 179 mGy*cm erreicht ($p < 0,001$). Am Dual Source CT lag das DLP bei den wenigen Patienten, die ohne Verwendung der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation untersucht wurden, bei 1146 ± 546 mGy*cm. Die Verwendung der Röhrenstrommodulation führte zu einer signifikanten Reduktion der Strahlendosis um 46% auf 620 ± 394 mGy*cm ($p < 0,001$, Abb. 17). Die Daten sind entsprechend in Tabelle 3 zusammengefasst.

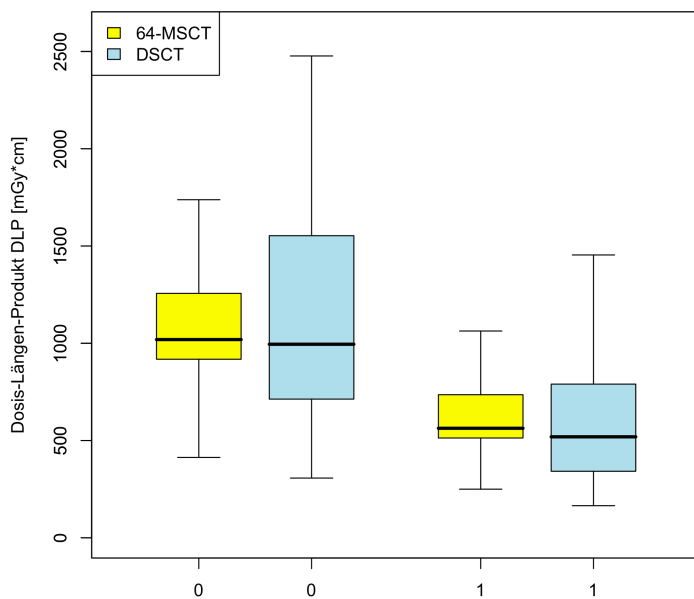


Abb. 17: DLP ohne (links) vs. mit EKG-abhängiger Röhrenstrommodulation (rechts) am 64-Zeilen MSCT (gelb) und DSCT (blau)

Tab 3: Dosis-Längen-Produkt (DLP) am 64-Zeilen MSCT und DSCT unter Verwendung verschiedener Algorithmen zur Strahlendosisreduktion

	64-Zeilen CT	DSCT	P-Wert
EKG-abhängige Röhrenstrommodulation			
ohne, mGy*cm	1073 ±295	1146 ±546	n.s.
mit, mGy*cm	621 ±179	620 ±394	<0,001
Röhrenspannung			
120 kV, mGy*cm	740 ±273	764 ±457	n.s.
100 kV, mGy*cm	393 ±140	338 ±187	<0.001
Sequenzmodus			
ohne, mGy*cm	-	634 ±407	-
mit, mGy*cm	-	188 ±87	-

4.4.2 Reduktion der Röhrenspannung auf 100 kV

Auch die Verwendung einer reduzierten Röhrenspannung von 100 anstatt 120 kV führt zu einer signifikanten Reduktion der Strahlendosis. Das Dosis-Längen-Produkt sank von 748 ± 343 mGy*cm auf 345 ± 183 mGy*cm. Die gemessenen Werte für das DLP am 64-Zeilen MSCT betragen bei Verwendung von ≥ 120 kV 740 ± 273 mGy*cm, bei 100 kV Röhrenspannung jedoch 393 ± 140 mGy*cm ($p < 0,001$). Am Dual Source CT lagen die vergleichbaren Werte bei 764 ± 457 mGy*cm für Scans mit 120 kV und 338 ± 187 mGy*cm für 100 kV Röhrenspannung ($p < 0,001$, Tabelle 3 und Abb. 18).

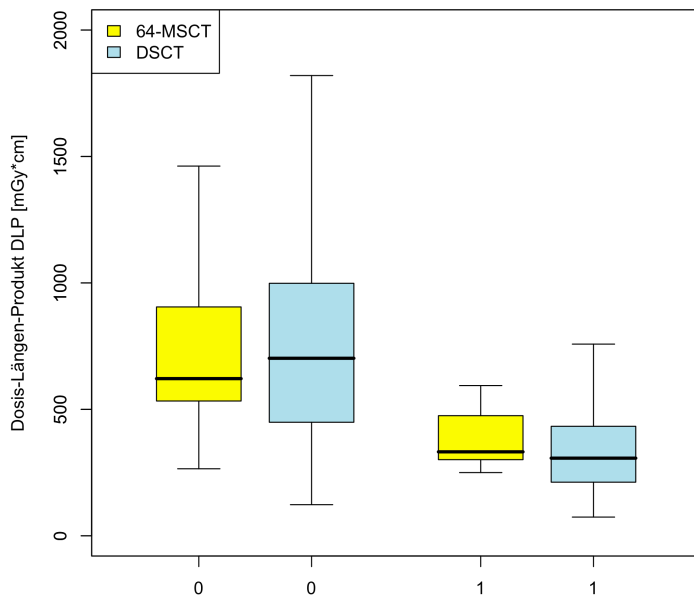


Abb. 18: DLP bei Verwendung von ≥ 120 kV (links) vs. 100 kV (rechts) am 64-Zeilen MSCT (gelb) und DSCT (blau)

4.4.3 *Sequenzieller Untersuchungsmodus (nur am Dual Source CT)*

Nur am Dual Source CT gab es die Möglichkeit des Sequenzmodus, so dass keine Vergleichsmöglichkeit zu den Untersuchungen am 64-Zeilen MSCT besteht. Durch Verwendung dieses Algorithmus konnte die Strahlendosis erheblich reduziert werden. Alle Untersuchungen am Dual Source CT, die nicht mittels sequenziellem Untersuchungsmodus durchgeführt wurden, wiesen im Mittel ein DLP von 634 ± 407 mGy*cm auf, das DLP im Sequenzmodus betrug 188 ± 87 mGy*cm ($p < 0,001$, Tabelle 3).

4.5 Einfluss des Untersuchungsprotokolls auf die Strahlendosis

Um den Einfluss der verschiedenen Untersuchungsprotokolle auf die Reduktion der Strahlendosis und die Bildqualität näher zu untersuchen, wurden eine Subgruppenanalyse durchgeführt. Fünf verschiedene Scanprotokolle wurden genauer analysiert:

1. 64-Zeilen MSCT, 120 kV, Spiralmodus (n=1047, Abb. in grau)
2. DSCT, 120 kV, Spiralmodus (n=256, Abb. in orange)
3. DSCT, 100 kV, Spiralmodus (n=291, Abb. in grün)
4. DSCT, 100 kV, Spiralmodus mit „MinDose“-Pulsing (n=203, Abb. in pink)
5. DSCT, 100 kV, Sequenzmodus (n=117, Abb. in rot)

Dafür wurden jeweils alle Patienten, die mit dem jeweiligen Protokoll untersucht worden sind, in die entsprechende Untergruppe eingeteilt. Um die Vergleichbarkeit der Subgruppen zu gewährleisten, wurden im Spiralmodus nur Untersuchungen mit EKG-abhängiger Röhrenstrommodulation berücksichtigt. Die Subgruppenanalyse umfasste somit insgesamt 1914 Patienten. Von diesen waren 70% männlich, der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) betrug $26,2 \pm 4,0 \text{ kg/m}^2$. Die Herzfrequenz der Patienten während der Untersuchung lag bei durchschnittlich 58 ± 8 Schlägen pro Minute, die mittlere Scanlänge lag bei 145 ± 44 mm. Die Patientencharakteristika sowie die Strahlendosis-Parameter sind in Tabelle 4 zusammengefasst.

Tab 4: Patientencharakteristika und Strahlendosis bei Verwendung verschiedener Untersuchungsprotokolle

	64-MSCT		DSCT			P-Wert
	Spiralscan	Spiralscan	Spiralscan	MinDose	Sequenz	
	120 kV	120 kV	100 kV	100 kV	100 kV	
Anzahl der Patienten, n	1047	256	291	203	117	
Männer, n (%)	784 (74,9)	176 (68,8)	179 (61,5)	128 (63,1)	69 (59,0)	<0,001
BMI, kg/m ²	26,7 ±4,0	28,9 ±4,7	24,5 ±2,9	24,5 ±2,6	24,0 ±2,6	<0,001
Herzfrequenz, S/min	57 ±7	62 ±9	60 ±8	60 ±7	56 ±7	<0,001
Scanlänge, mm	155 ±50	139 ±45	129 ±26	125 ±16	135 ±12	<0,001
Pitch	0,21 ±0,02	0,25 ±0,08	0,25 ±0,04	0,26 ±0,08	-	<0,001
CTDI _{vol} , mGy	36,4 ±5,2	53,7 ±18,7	26,7 ±7,6	19,9 ±8,0	8,7 ±3,0	<0,001
DLP, mGy*cm	638 ±166	854 ±315	409 ±132	293 ±118	120 ±45	<0,001
Strahlendosis, mSv	8,9 ±2,3	12,0 ±4,4	5,7 ±1,8	4,1 ±1,7	1,7 ±0,6	<0,001

4.5.1 Vergleich 120 kV Spiralmodus am 64-Zeilen MSCT und am DSCT

Vom Hersteller wurde sowohl am 64-Zeilen MSCT, als auch am DSCT ein Standard-Untersuchungsprotokoll mit 120 kV Röhrenspannung im Spiralmodus empfohlen. Gegenüber dem Vergleichsprotokoll am 64-Zeilen MSCT war am Dual Source CT ein signifikanter Anstieg des DLP von 638 ±166 auf 854 ±315 mGy*cm zu verzeichnen (p<0,001; Abb. 19). Das bedeutet bei vergleichbaren Protokollen eine ca. 33% höhere Strahlendosis mit dem Dual Source CT als mit dem 64-Zeilen MSCT.

Die Untersuchungen am Dual Source CT wiesen eine signifikant kürzere Scanlänge auf als am 64-Zeilen MSCT (155 ±50 mm vs. 139 ±45 (p<0,001)), so dass sich bezogen auf den CTDI_{vol} ein relativer Unterschied von ca. 48 % ergibt (36,4 ±5,2 vs. 53,7 ±18,7 mGy).

Im Vergleich zwischen den beiden Untersuchungsprotokollen fällt auf, dass die Patienten am Dual Source CT eine signifikant höhere Herzfrequenz aufwiesen (62 ± 9 vs. 57 ± 7 Schläge/min, $p < 0,001$). Für die Untersuchung am 64-Zeilen MSCT bekamen 744 Patienten (71%) Betablocker, am Dual Source CT nur 161 Patienten (62%, $p < 0,05$). Durch die Möglichkeit, den Pitch an die Herzfrequenz zu adaptieren, lag dieser am Dual Source CT signifikant höher als am 64-Zeilen MSCT ($0,21 \pm 0,02$ am 64-Zeilen MSCT vs. $0,25 \pm 0,08$ am Dual Source CT, $p < 0,001$).

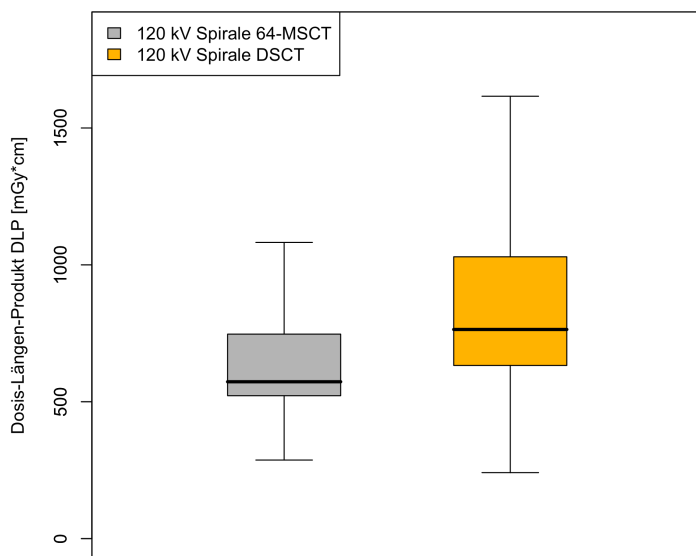


Abb. 19: DLP am 64-Zeilen MSCT (grau) vs. DSCT (orange) bei 120 kV

4.5.2 Vergleich 120 kV vs. 100 kV Spiralmodus

Durch die Verwendung des Untersuchungsprotokolls mit 100 kV Röhrenspannung am Dual Source CT wurde eine Reduktion des DLP um 36% gegenüber dem Vergleichsprotokoll mit 120 kV am 64-Zeilen MSCT erreicht; von 638 ± 166 auf 409 ± 132 mGy*cm ($p < 0,001$).

Bei Verwendung von 100 kV statt 120 kV Röhrenspannung am Dual Source CT betrug die Reduktion des DLP 52%, von 854 ± 315 auf 409 ± 132 mGy*cm (Abb. 20). Die Unterschiede in der Scanlänge zwischen dem 120 kV und dem 100 kV Untersuchungsprotokoll am Dual Source CT (139 ± 45 mm vs. 129 ± 26 mm) waren statistisch nicht signifikant, ebenso wie die Unterschiede in der mittleren Herzfrequenz während des Scans (62 ± 9 vs. 60 ± 8 Schläge/Minute) oder des Pitches ($0,25 \pm 0,08$ vs. $0,25 \pm 0,04$). Jedoch lag der BMI von Patienten, die mit der reduzierten Röhrenspannung von 100 kV untersucht worden sind, deutlich niedriger ($28,9 \pm 4,7$ kg/m² vs. $24,5 \pm 2,9$ kg/m², $p < 0,001$).

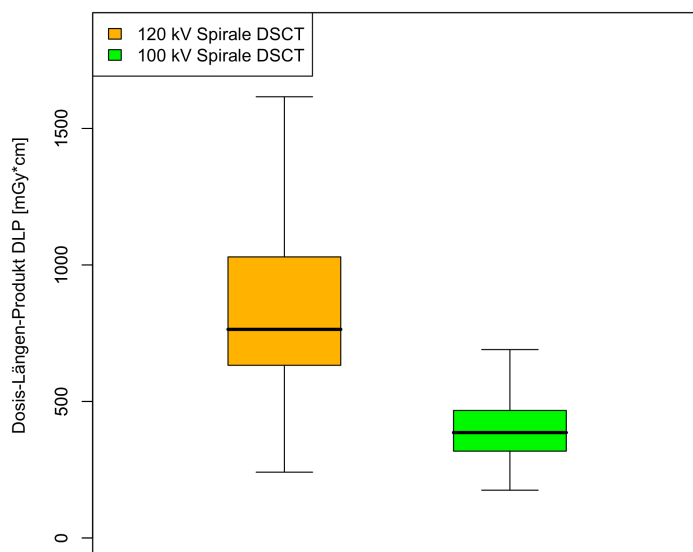


Abb. 20: DLP 120 kV (orange) vs. 100 kV (grün)

4.5.3 Vergleich Spiralmodus ohne und mit MinDose

Die Verwendung des Untersuchungsprotokolls mit 100 kV Röhrenspannung und erweitertem „MinDose“-Pulsing am Dual Source CT führte zu einer Reduktion des DLP um 55% gegenüber dem Vergleichsprotokoll mit 120 kV am 64-Zeilen MSCT, von 638 ± 166 auf 293 ± 118 mGy*cm ($p < 0,001$, Abb. 21).

Verglichen mit dem Untersuchungsprotokoll mit 100 kV Röhrenspannung und herkömmlicher EKG-abhängiger Dosismodulation am Dual Source CT verringerte sich das DLP bei Einsatz des erweiterten MinDose Pulsings um 28% von 409 ± 132 auf 293 ± 118 mGy*cm ($p < 0,001$). Die übrigen Untersuchungsparameter wie BMI, Herzfrequenz und Scanlänge waren in beiden Gruppen statistisch nicht signifikant verschieden.

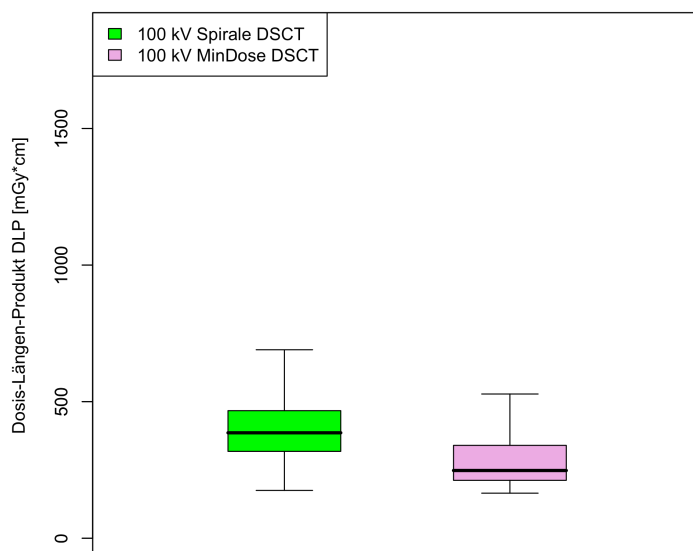


Abb. 21: DLP EKG-abhängige Röhrenstrommodulation (grün) vs. MinDose (pink) bei 100 kV

4.5.4 Vergleich Spiralmodus vs. Sequenzmodus

Den deutlichsten Effekt auf das DLP hatte das Sequenz-Protokoll mit 100 kV Röhrenspannung, bei dem eine Reduktion um ca. 80% von 638 ± 166 auf 120 ± 45 mGy*cm gegenüber dem Vergleichsprotokoll mit 120 kV am 64-Zeilen MSCT erreicht werden konnte.

Gegenüber dem Spiralmodus mit 100 kV Röhrenspannung und MinDose Pulsing am Dual Source CT wurde das DLP mit Hilfe des Sequenzmodus um ca. 60% reduziert (293 ± 118 mGy*cm vs. 120 ± 45 mGy*cm, $p < 0,001$; Abb. 22). Die Scanlänge betrug 129 ± 26 mm für den Spiralmodus und war im Sequenzmodus mit 135 ± 12 mm signifikant länger ($p < 0,001$). Bezogen auf den $CTDI_{vol}$ ergab sich daher eine Dosisreduktion um ca. 56% ($19,9 \pm 8,0$ vs. $8,7 \pm 3,0$ mGy). Patienten, im Sequenzmodus untersucht worden sind, wiesen eine signifikant niedrigere Herzfrequenz auf (60 ± 8 Schläge/min vs. 56 ± 7 Schläge/min, $p < 0,001$). Von den Patienten in der Gruppe mit dem Spiralmodus bekamen 156 (54%) Betablocker appliziert, in der Sequenzmodus-Gruppe waren es 69 (59%, $p = n.s.$). Auch die Höhe der Betablocker-Dosierung unterschied sich nicht, hier waren es $3,9 \pm 4,6$ mg in der Spiralmodus-Gruppe und $4,3 \pm 4,5$ mg in der Sequenzmodus-Gruppe ($p = n.s.$).

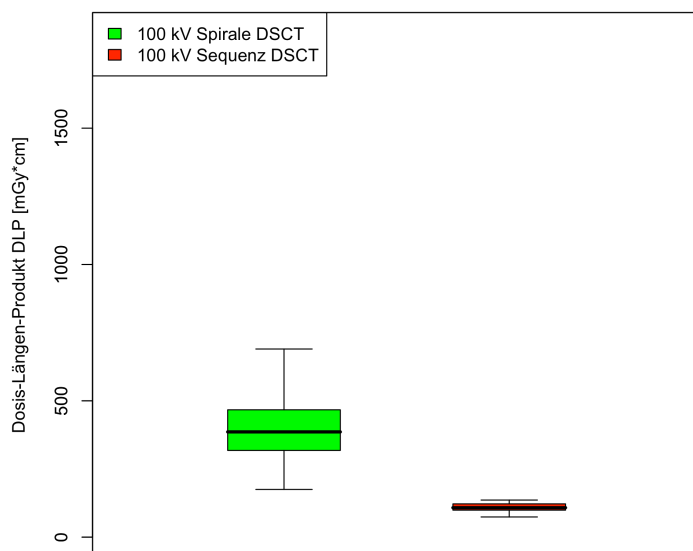


Abb. 22: DLP Spiralmodus (grün) vs. Sequenzmodus (rot) bei 100 kV

4.5.5 *Quantitative Bildqualitätsparameter*

Als quantitative Parameter für die Beurteilung der Bildqualität wurden das Bildrauschen, die Signal- und Kontrastintensitäten sowie die Signal-zu-Rausch- (SNR) und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisse (CNR) erfasst. Verglichen mit dem 64-Zeilen MSCT ergaben sich am Dual Source CT signifikant höhere Werte für Signalintensität ($p < 0,05$), Kontrast ($p < 0,01$), SNR ($p < 0,001$) und CNR ($p < 0,001$) bei signifikant niedrigerem Bildrauschen ($p < 0,001$). Die Verwendung des Untersuchungsprotokolls mit 100 kV statt 120 kV Röhrenspannung am Dual Source CT führte zu deutlich höheren Signal- und Kontrastintensitäten, erhöhte jedoch auch das Bildrauschen (jeweils $p < 0,001$). Aus diesem Grund gab es keinen statistisch signifikanten Unterschied in den resultierenden Signal-zu-Rausch- und Kontrast-zu Rausch-Verhältnissen (Tabelle 5).

Die quantitativen Bildqualitätsparameter für das Untersuchungsprotokoll mit erweitertem MinDose-Pulsing und für Untersuchungen im Sequenzmodus sind aufgrund unterschiedlicher Rekonstruktionskernel nicht ohne weiteres mit den übrigen Werten vergleichbar. In der Tendenz ergibt sich für die Untersuchungen mit 100 kV Röhrenspannung im Spiralmodus am Dual Source CT jeweils ein ähnliches Bild mit und ohne MinDose. Für die Sequenz-Untersuchungen zeichnet sich ein deutlich niedrigeres Bildrauschen bei erhaltener Signalintensität und Kontrastwerten und daraus resultierend ein gestiegenes SNR und CNR ab.

Tab 5: Quantitative Bildqualitätsparameter

	64-MSCT 120 kV	DSCT 120 kV	DSCT 100 kV	DSCT MinDose	DSCT Sequenz	P-Wert
Anzahl Patienten, n	1047	256	291	203	117	
Signalintensität, HU	361 ±70	371 ±71	490 ±98	493 ±98	499 ±100	<0,001
Kontrast, HU	266 ±67	278 ±71	387 ±93	391 ±92	393 ±95	<0,001
Bildrauschen, HU	53 ±26	49 ±24	68 ±29	64 ±49	44 ±13	<0,001
SNR	7,7 ±3,2	9,1 ±4,1	9,0 ±5,0	9,3 ±3,9	12,5 ±4,8	<0,001
CNR	5,7 ±2,5	6,8 ±3,3	7,0 ±4,0	7,4 ±3,2	9,9 ±4,0	<0,001

In Abbildung 23 sind repräsentative Bildbeispiele von zwei Patienten zu sehen, die jeweils mit 120 bzw. 100 kV Röhrenspannung am Dual Source CT bei ansonsten vergleichbaren Bedingungen untersucht worden sind. Es ist gut zu erkennen, dass die Verwendung von 100 kV Röhrenspannung am Dual Source CT zu einem höheren Kontrast bei vergleichbarer Bildqualität führt, hervorgerufen durch die erhöhte Absorption ionisierender Röntgenstrahlung durch das jodhaltige Kontrastmittel.

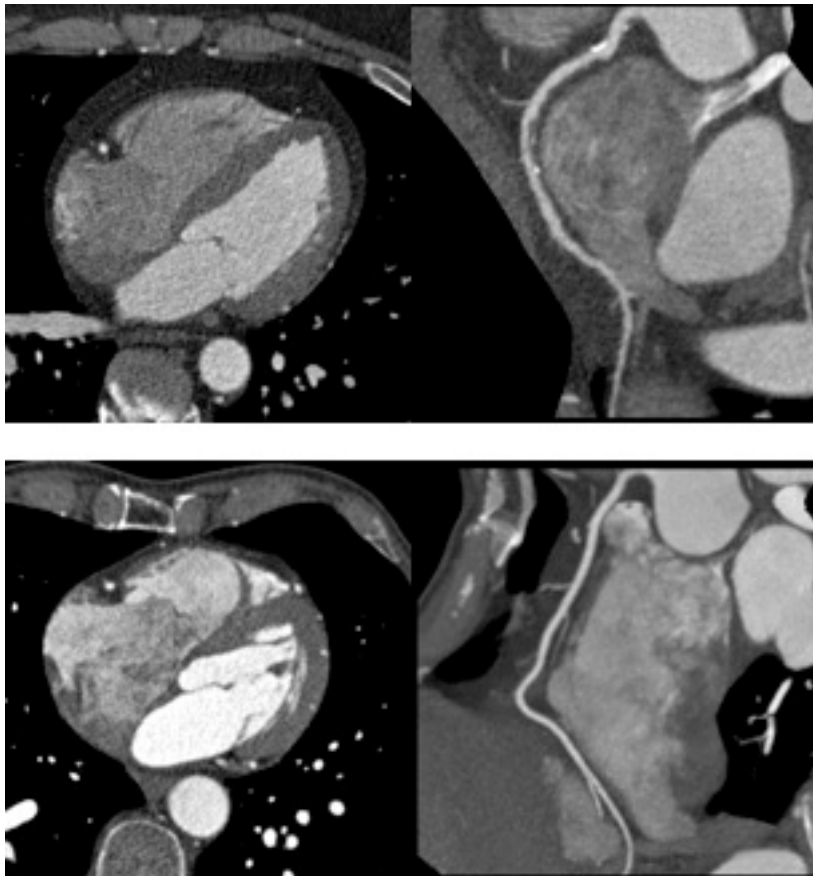


Abb. 23: Repräsentative Untersuchung mit 120 kV (oben) vs. 100 kV (unten)

5 Diskussion

Die CT-angiographische Darstellung der Koronararterien hat sich in den letzten Jahren zu einer vielversprechenden nicht-invasiven Methode zum Ausschluss einer koronaren Herzerkrankung entwickelt. Für eine ausgewählte Patientengruppe mit niedriger bis intermediärer Vortestwahrscheinlichkeit für das Vorliegen einer KHK bietet sie eine mögliche nicht-invasive Alternative zum Goldstandard der invasiven Herzkatheterdiagnostik. Die artefaktfreie CT-angiographische Darstellung der kleinen, sich bewegenden Herzkranzgefäße erfordert einen hohen technischen Aufwand. Daher wurden die räumliche und zeitliche Auflösung der CT-Scanner immer weiter verbessert; zwei Faktoren, die maßgeblich dazu geführt haben, dass sich die CT-Koronarangiographie in der klinischen Routine als verlässliches Verfahren etabliert hat. Dennoch müssen die Vorteile dieser Methode sorgfältig gegen mögliche Risiken abgewogen werden. In der internationalen Beobachtungsstudie PROTECTION I betrug das Dosis-Längen-Produkt der CT-Koronarangiographie im Mittel $885 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^{16}$, was einer abgeschätzten Strahlendosis von ca. 12 mSv entspricht und damit einem Vielfachen der jährlichen natürlichen Strahlenbelastung. Besonders wichtig ist dieses Wissen, weil technische Verbesserungen in der kardiovaskulären Computertomographie für Patienten häufig mit einer erhöhten Strahlenexposition verbunden sind. So konnten Hausleiter et. al zeigen, dass die Strahlendosis der CT-Koronarangiographie am 64-Zeilen MSCT verglichen mit dem 16-Zeilen MSCT zunimmt¹⁷. In dieser Studie wurden daher Untersuchungen am neu entwickelten Dual Source Computertomographen mit denen am herkömmlichen 64-Zeilen MSCT prospektiv verglichen.

Frühere Studien mit der neuen Dual Source Scannertechnologie haben gezeigt, dass die Untersuchung von Patienten mit höheren Herzfrequenzen als bisher möglich ist³⁶, und dass die Koronararterien mit weniger Bewegungsartefakten dargestellt werden können². Der Einfluss der Herzfrequenzvariabilität ist dabei für die Bildqualität ebenso wichtig wie die eigentliche Herzfrequenz⁶. Zudem müssen am Dual Source CT seltener Betablocker zur Senkung der Herzfrequenz verabreicht werden, da das Dual Source CT auch bei schnelleren Herzfrequenzen eine gute diagnostische Bildqualität ermöglicht³. Diese Ergebnisse sind übereinstimmend mit unserer Untersuchung.

Das wichtigste Ergebnis der vorliegenden Studie ist, über die gesamte Patientengruppe betrachtet, dass die Verbesserungen am Dual Source CT insgesamt mit einer geringeren Strahlenexposition verbunden sind. Dieses Ergebnis gilt jedoch nur unter Berücksichtigung der am Dual Source CT verfügbaren Dosispar-Möglichkeiten, die es in dieser Form für das 64-Zeilen MSCT noch nicht gegeben hat oder die nicht so häufig eingesetzt werden konnten. Dazu gehören technische Verbesserungen wie die Verwendung eines für kardiale Untersuchungen optimierten Strahlenformfilters (zweiter Bowtie-Filter), der eine unnötige Strahlenbelastung außerhalb der zentralen Herzregion vermeidet. Darüber hinaus ermöglicht der sogenannte adaptive Pitch die Anpassung des Tischvorschubes an die Herzfrequenz des Patienten, wobei eine höhere Herzfrequenz eine schnellere Bildakquisition ermöglicht und somit die Zeit der Strahlenexposition verkürzt wird. Daher kann am Dual Source CT eine Untersuchung bei schnelleren Herzfrequenzen zu einer Verringerung der Strahlendosis führen²⁷. Dieser Effekt wird in der klinischen Routine durch die Verwendung der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation jedoch weitgehend zunichte gemacht, da das Pulsingfenster bei Patienten mit schnellen Herzfrequenzen üblicherweise verbreitert wird. Dies ermöglicht die Rekonstruktion von Bildern zu verschiedenen Zeitpunkten während des Herzzyklus, um eine optimale Bildqualität zu gewährleisten. Die Reduktion der Strahlenexposition um fast 25 Prozent mit dem Dual Source CT gegenüber dem 64-Zeilen MSCT ist hauptsächlich auf die Verwendung der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation mit oder ohne MinDose-Pulsing, der Verwendung einer verringerten Röhrenspannung von 100 kV oder dem sequenziellen Untersuchungsmodus zurückzuführen.

5.1 Einfluss verschiedener dosissparender Algorithmen

Im zweiten Teil dieser Studie wurden die verschiedenen Untersuchungsprotokolle am Dual Source CT im Detail untersucht und mit den Ergebnissen am 64-Zeilen MSCT verglichen. Alle zu dieser Auswertung herangezogenen Patienten wurden mit EKG-abhängiger Röhrenstrommodulation untersucht, da diese Methode sehr effektiv zur Reduktion der Strahlenbelastung beiträgt^{13,23}. Dieser Algorithmus lässt sich am Dual Source CT bei nahezu allen Patienten einsetzen, denn die Breite des Pulsingfensters wird automatisch an die Herzfrequenz des Patienten angepasst und kann bei bestimmten Fragestellungen auch manuell verändert werden. Mit der weiterentwickelten EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation werden Herzfrequenz-Arrhythmien sicher erkannt und durch eine vorübergehende

Deaktivierung des Pulsings über die Zeit der nachfolgenden Herzschläge beantwortet, um eine artefaktfreie Bildrekonstruktion zu ermöglichen. Im Gegensatz zum 64-Zeilen MSCT ist es in solchen schwierigen Fällen also nicht mehr notwendig, die EKG-abhängige Röhrenstrommodulation auszuschalten. In der internationalen multizentrischen Beobachtungsstudie PROTECTION I konnte die EKG-abhängige Röhrenstrommodulation bei 73% der Patienten verwendet werden¹⁶. Dies führte zu einer Reduktion des Dosis-Längen-Produktes um 25%. Eine weitere Multicenter-Studie mit insgesamt 15 Studienzentren in den USA berichtet von einer Verwendungshäufigkeit der Röhrenstrommodulation zwischen 74-95%³³. Die EKG-abhängige Röhrenstrommodulation ist somit ein robustes Verfahren, welches in der klinischen Routine häufig Anwendung findet und zu einer deutlichen Reduktion der Strahlendosis bei der überwiegenden Mehrheit der Untersuchungen im Spiralmodus beiträgt.

5.1.1 *Vergleich korrespondierender Spiralmodus-Protokolle mit 120 kV*

Im direkten Vergleich der korrespondierenden Spiralmodus-Untersuchungsprotokolle mit 120 kV Röhrenspannung am 64-Zeilen MSCT und am Dual Source CT fällt auf, dass die Strahlendosis am DSCT signifikant höher liegt. Die verbesserte zeitliche Auflösung von 83 ms am DSCT gegenüber 165 ms am 64-Zeilen MSCT ist mit einer 25 Prozent höheren abgeschätzten Strahlendosis verbunden. Dies ist am ehesten auf die geänderten technischen Bedingungen am Dual Source CT mit eben zwei statt einer Röntgenröhre zurückzuführen. So wird die leistungsstarke Straton-Röntgenröhre mit einem höheren Röhrenstrom betrieben.

Am Dual Source CT war die durchschnittliche Scanlänge signifikant kürzer als am 64-Zeilen MSCT, was sich am ehesten auf ein am Studienzentrum gestiegenes Bewusstsein, die Dosis durch konsequentes Eingrenzen der untersuchten Organregion zu vermindern, zurückführen lässt. Ein kürzerer Scan bedeutet immer auch weniger Dosis für den Patienten und bietet damit ein sehr effektives und einfach umzusetzendes Einsparpotential.

5.1.2 *Reduktion der Röhrenspannung von 120 kV auf 100 kV*

Häufig wird die kardiale CT-Angiographie mit einer Röhrenspannung von 120 kV durchgeführt, aber die Verwendung von 100 kV oder sogar 80 kV ist ebenso möglich¹. Da die Strahlendosis vom Quadrat der Röhrenspannung abhängt, bietet die Verwendung von 100 kV

Röhrenspannung einen effektiven Ansatzpunkt zur Strahlendosisreduktion. In der vorliegenden Studie wurde das Untersuchungsprotokoll mit 100 kV Röhrenspannung signifikant häufiger am Dual Source CT als am 64-Zeilen MSCT eingesetzt. Dieses Protokoll verringert die abgeschätzte Strahlendosis im Vergleich zum 120 kV-Untersuchungsprotokoll am Dual Source CT um 53%. Durch den Einsatz von 100 kV kann somit eine kardiale CT-Angiographie am Dual Source CT mit einer durchschnittlichen Strahlendosis von $5,7 \pm 1,8$ mSv durchgeführt werden. Besonders wichtig dabei ist, dass diese Reduktion der Strahlendosis nicht mit einer verringerten diagnostischen Bildqualität zusammenhängt. Tatsächlich führt das bessere Absorptionsspektrum von Jod bei 100 kV zu einem besseren Signal- und Kontrastverhalten, insbesondere zu einem Anstieg des Kontrast-zu-Rausch (CNR) Verhältnis²⁵. Ein Nachteil der Verwendung von 100 kV liegt allerdings in einem Anstieg des Bildrauschens, vor allem bei korpulenten Patienten. Dieses erhöhte Bildrauschen hat jedoch eher einen Einfluss auf die Ästhetik der Bilder als auf die diagnostische Bildqualität, denn die vorliegende Studie zeigt eine gleichbleibende Bildqualität auch bei Verwendung dieses Dosis-Spar-Algorithmus. Um dem optischen Bildeindruck durch das verstärkte Bildrauschen entgegenzuwirken, kann jedoch die Verwendung eines weicheren Rekonstruktions-Kernels oder eine Rekonstruktion mit etwas größerer Schichtdicke erwogen werden. Die Möglichkeit, eine reduzierte Röhrenspannung von 100 kV zu verwenden, ist aber nicht auf das Dual Source CT beschränkt, sondern lässt sich mit fast jedem CT Scanner umsetzen.

Frühere Studien haben bereits gezeigt, dass die Verwendung von 100 kV statt 120 kV Röhrenspannung für kardiale CT-Angiographien zu einer um 25 bis 64 Prozent verringerten Strahlenexposition führt^{17,25}. In der internationalen Beobachtungsstudie PROTECTION I war die Verwendung von 100 kV Röhrenspannung mit einer um 53% reduzierten Strahlendosis verknüpft¹⁶. Eindrucksvoll bestätigt wurde dies durch die Ergebnisse der prospektiv randomisierten Multicenter-Studie PROTECTION II, bei der eine signifikante 31-%ige Reduktion der Strahlendosis mit dem 100 kV Protokoll gezeigt werden konnte¹⁵. Das wichtigste Ergebnis dieser Studie betraf die Untersuchung der Bildqualität. Bei Verwendung einer Grenze von 90 kg Körpergewicht bzw. einem BMI von 30 kg/m^2 war die Bildqualität dabei der eines 120 kV Scans nicht unterlegen (Non-inferiority-Studiendesign). Die Ergebnisse der beiden ersten PROTECTION Studien unterstützen daher die Verwendung eines 100 kV Scanprotokolls als Standard für normalgewichtige Patienten¹⁴.

5.1.3 *Erweiterte EKG-abhängige Röhrenstrommodulation MinDose*

Neuere CT-Generationen bieten hersteller-spezifische Algorithmen zur Anpassung des Röhrenstromes an die einzelnen Phasen des Herzzyklus als Ergänzung zur üblichen EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation. Diese Algorithmen ermöglichen die Minimierung des Röhrenstroms während der Phasen des Herzzyklus, die für die Bildrekonstruktion nicht benötigt werden. In der vorliegenden Studie wurde der MinDose Algorithmus verwendet, der den Röhrenstrom auf 4% des Maximums absenkt. Verglichen mit dem herkömmlichen Level von 25% Röhrenstrom während nicht-bildrelevanter Phasen des Herzzyklus, kann die Strahlendosis auf diese Weise bis zu 66% reduziert werden³⁰.

Stolzmann et. al fanden heraus, dass die Reduktion des Röhrenstroms auf ein Minimum von 4% bei gleichzeitiger Verwendung von 120 kV Röhrenspannung zur einer durchschnittlichen abgeschätzten Strahlendosis von 7,8 mSv führt, verglichen zu 8,8 mSv bei der Verwendung des EKG-Pulsings mit höherem Röhrenstrom⁴⁰. Die vorliegende Untersuchung bestätigt diese Ergebnisse für die Verwendung von 100 kV statt 120 kV Röhrenspannung. In unserer Arbeit konnte die abgeschätzte Strahlendosis von 5,7 mSv auf 4,1 mSv durch die Verwendung des MinDose Algorithmus reduziert werden.

Die außerhalb der interessierenden Phase des Herzzyklus bei 4% des Röhrenstrommaximums rekonstruierten Bilder weisen keine diagnostische Bildqualität für die Beurteilung der Koronararterien mehr auf. Im Falle von Artefakten, die beispielsweise durch Herzrhythmusstörungen während des Scans verursacht werden können, besteht somit keine Möglichkeit zu einem anderen Rekonstruktionszeitpunkt noch diagnostische Bilder zu erhalten. Für die Funktionsbildgebung können diese Bilder jedoch noch verwendet werden⁴. Gerade für die funktionelle Beurteilung von Wandbewegungsstörungen steht in der Kardiologie aber auch die schnelle und kostengünstige Alternative Echochardiographie fast überall zur Verfügung. Es ist daher wahrscheinlich, dass der MinDose Algorithmus in Zukunft von noch effektiveren strahlendosisparenden Algorithmen wie dem Sequenzmodus abgelöst werden wird.

5.1.4 *Untersuchungen im Sequenzmodus*

Die kardiale CT-Angiographie wird in herkömmlicher Weise als retrospektive EKG-gegate Spiralmodus Untersuchung durchgeführt⁷. Im Gegensatz zu dieser Spiraldatenakquisition steht der prospektiv EKG-getriggerte Sequenzmodus, der aufgrund

seiner größeren Anfälligkeit für (Stufen-) Artefakte zunächst hauptsächlich für den nicht-contrastmittelunterstützten Calcium-Score zur Anwendung kam, dann aber zunehmend für die kardiale CT-Angiographie wiederentdeckt wurde²². Aktuell wird der Einsatz des Sequenzmodus aufgrund seiner niedrigeren Strahlendosis für alle geeigneten Patienten empfohlen¹⁴.

Aufgrund der erhöhten Anfälligkeit des Sequenzmodus für Artefakte ist eine niedrige Herzfrequenz mit möglichst geringer Herzfrequenzvariabilität wünschenswert. Voraussetzung um mögliche Bewegungsartefakte zu minimieren, ist die effektive Prämedikation des Patienten mit Betablockern zur Senkung und Stabilisierung der Herzfrequenz. Obwohl dies zu erwarten gewesen wäre, bekamen die mit dem Sequenzmodus untersuchten Patienten in dieser Studie nicht häufiger oder mehr Betablocker appliziert als die Patienten, die im Spiralmodus untersucht wurden. Dennoch wiesen sie eine signifikant niedrigere Herzfrequenz auf, was für eine stärkere Präselektion dieser Patientengruppe spricht. Die signifikante erhöhte Scanlänge in der Gruppe der Patienten, die im Sequenzmodus untersucht worden sind, lässt sich durch die notwendigen „Steps“ begründen, die immer ein vielfaches der entsprechenden Detektorbreite betragen. Im Allgemeinen werden für eine CT-Koronarangiographie in Sequenz-Technik am Dual Source CT der 1. Generation 7-8 „Steps“ benötigt. Beim Dual Source CT der neueren Generation sind immerhin noch 3-4 „Steps“ notwendig.

Im Gegensatz dazu kann im Spiralmodus das zu untersuchende Volumen deutlich enger ohne die Begrenzung durch Stufen eingegrenzt werden. Die abgeschätzte Strahlendosis in dieser Studie konnte - verglichen mit dem herkömmlichen Spiralmodus - im Sequenzmodus um 70% auf nur $1,7 \pm 0,6$ mSv reduziert werden. Dieses Ergebnis befindet sich in Übereinstimmung mit der internationalen PROTECTION I Beobachtungsstudie, bei der eine vergleichbare Strahlendosisreduktion um 71% für die sequenzielle Untersuchungstechnik gezeigt wurde¹⁶. Die abgeschätzte Strahlendosis betrug in der PROTECTION I Studie 12,6 mSv [8.3; 17.1] im Spiralmodus vs. 3.6 mSv [3.3; 4.7] im Sequenzmodus ($p < 0,001$).

In einer weiteren Analyse von Hein et. al wurden 514 konsekutive Patienten am Dual Source CT untersucht. Hierbei konnte eine Reduktion der Strahlendosis um 63% im Sequenzmodus gegenüber einem vergleichbaren Spiral-Untersuchungsmodus gezeigt werden¹⁹. Wichtig ist, dass in dieser Untersuchung die Bildqualität der verschiedenen Untersuchungsprotokolle keine signifikanten Unterschiede aufwies.

Hirai et al. konnten bei erhaltener Bildqualität sogar eine Strahlendosisreduktion um 79% nachweisen²¹. Sie untersuchten 60 Patienten mit einer Herzfrequenz < 75 Schläge / Minute sowohl mittels Spiral-, als auch mittels Sequenzmodus. Die resultierende abgeschätzte Strahlendosis betrug $20,0 \pm 3,5$ mSv für den Spiralmodus und $4,1 \pm 1,8$ mSv für die Sequenzmodus ($p < 0,1$).

In der multizentrischen randomisierten PROTECTION III-Studie war die Bildqualität der Untersuchungen im Sequenzmodus gegenüber denen im Spiralmodus bei Verwendung einer Herzfrequenzgrenze von <65 Schläge / Minute an einem CT mit einer Röhre bzw. <75 Schläge / Minute an einem Dual Source CT nicht unterlegen (Non-inferiority-Studiendesign)¹⁸. Die abgeschätzte Strahlendosis im Sequenzmodus betrug im Mittel 252 ± 147 mGy ($3,5 \pm 2,1$ mSv); verglichen mit den Untersuchungen im Spiralmodus ergab sich eine Reduktion der Strahlendosis um ca. 69%.

Die Bildqualität und damit die Beurteilbarkeit der Koronararterien wird hauptsächlich durch Stufenartefakte limitiert, die an der Grenze zwischen zwei axialen Bildstapeln auftreten können und häufig durch Herzfrequenzinstabilitäten oder Arrhythmien verursacht werden. Eine Möglichkeit, die Zahl der Schnittgrenzen an axialen Bildstapeln zu minimieren, ist die Verwendung von CT-Systemen mit deutlich größeren Detektoren. In der klinischen Praxis verwendeten Weigold et al. ein 256-Zeilen CT-System mit einer Detektorbreite von 8 cm, mit dem für eine durchschnittliche Herzuntersuchung nur eine einzige Überlappungszone von axialen Bildstapeln erzeugt wird⁴². Die 89 Patienten in dieser Studie konnten mit einer durchschnittlichen abgeschätzten Strahlendosis von $11,4 \pm 3,4$ mSv im Spiralmodus ($n=12$) und von $4,0 \pm 1,0$ mSv im Sequenzmodus untersucht werden. Ein weiteres modernes CT-System mit 320-Zeilen und einer Detektorbreite von 16 cm wurde von Rybicki et al. verwendet und erlaubt die Durchführung kardialer CT-Angiographien in einem Block ohne Tischvorschub³⁷. Die Untersuchungen an diesem Gerät wiesen eine abgeschätzte Strahlendosis von $14,0 \pm 2,3$ mSv im Spiralmodus und $7,2 \pm 2,3$ mSv im Sequenzmodus auf.

5.2 Schlussfolgerungen für die klinische Anwendung

Welche Schlussfolgerungen können nun für die Untersuchung von Patienten am Dual Source CT für die klinische Anwendung gezogen werden? Basierend auf dieser sowie auf vorherigen Studien sollte die Verwendung eines sequenziellen Untersuchungsprotokolls für geeignete Patienten mit langsamer und stabiler Herzfrequenz so häufig wie möglich zum

Einsatz kommen, da hierdurch eine maximale Reduktion der abgeschätzten Strahlendosis um ca. 70% erreicht werden kann. Wo kein sequenzieller Untersuchungsmodus verfügbar ist, oder eine langsame und regelmäßige Herzfrequenz auch durch Betablockergabe nicht erreicht werden kann, sollte die Untersuchung im Spiralmodus mit EKG-abhängiger Röhrenstrommodulation durchgeführt werden, da durch diese robuste und bewährte Technik die Strahlenbelastung für den Patienten wirksam um ca. 40% reduziert werden kann, ohne die Bildqualität nachteilig zu beeinflussen. Aufgrund der schnelleren zeitlichen Auflösung des Dual Source CT kann auch ein sehr schmales Pulsingfenster bei Patienten mit stabilem und langsamem Herzrhythmus verwendet werden. Unabhängig von der Wahl des Scanmodus empfiehlt sich die Verwendung einer reduzierten Röhrenspannung von 100 kV für alle nicht-übergewichtigen Patienten bis zu 90 kg Körpergewicht oder einem BMI von ca. 30 kg/m², denn durch die reduzierte Röhrenspannung lässt sich die abgeschätzte Strahlendosis sehr effektiv in einer Größenordnung von 50% senken.

Das folgende Stufenschema zur Reduktion der Strahlendosis lässt sich für die klinische Anwendung ableiten:

1. Exakte Anpassung der Scanlänge auf den Untersuchungsbereich, z.B. orientiert am vorherigen Calcium-Score-Scan.
2. Reduktion der Röhrenspannung von 120 auf 100 kV bei nicht-übergewichtigen Patienten.
3. Sequenzmodus bei Patienten mit langsamer und stabiler Herzfrequenz, ggf. nach Betablockergabe.
4. Spiralmodus bei Patienten, bei denen eine langsame und stabile Herzfrequenz nicht erreicht werden kann oder wenn kein Sequenzmodus zur Verfügung steht.
5. Verwendung der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation bei allen Spiralmodus-Protokollen mit Einsatz der verfügbaren intelligenten Pulsingalgorithmen zur Erkennung von Extrasystolen und Reduktion der Breite des Pulsingfensters bei niedriger Herzfrequenz.
6. Verwendung von weiteren Algorithmen wie MinDose-Pulsing im Spiralmodus.

Zusammenfassend ist es wichtig, sich des Ausmaßes der Strahlendosis einer CT-Koronarangiographie bewusst zu sein und dementsprechend sorgfältig das zu verwendende Untersuchungsprotokoll auszuwählen und auf den einzelnen Patienten abzustimmen, um die Strahlenexposition des Patienten nach dem ALARA-Prinzip („as low as reasonably achievable“) so gering wie möglich zu halten. Eine Kombination von verschiedenen dosissparenden Algorithmen ist oft möglich und führt zu einer signifikanten Reduktion der Strahlendosis.

6 Zusammenfassung

Aufgrund der schnell voranschreitenden technischen Fortschritte der Multislice-CT (MSCT) hat die CT-Koronarangiographie in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung für die nicht-invasive Untersuchung von Patienten mit einem erhöhten Risiko für eine koronare Herzerkrankung gewonnen. Die neueste CT-Gerätegeneration weist zwei anstatt einer Röntgenröhre auf, womit sich die zeitliche Auflösung des Dual Source CT (DSCT) gegenüber dem 64-Zeilen MSCT verdoppelt.

Ziel dieser Studie war es, die Strahlendosis des 64-Zeilen MSCT mit dem Dual Source CT zu vergleichen und den Einfluss verschiedener Untersuchungsprotokolle auf die Strahlendosis zu untersuchen.

Im Zeitraum von Oktober 2004 bis April 2009 erhielten insgesamt 2822 Patienten eine CT-Koronarangiographie am 64-Zeilen MSCT und am DSCT. Es erfolgte eine Abschätzung der Strahlendosis nach dem Dosis-Längen-Produkt (DLP). Verglichen wurden Untersuchungen mit 120 kV Röhrenspannung an beiden Geräten. Desweiteren wurde der Einfluss einer reduzierten Röhrenspannung von 100 kV, der EKG-abgängigen Röhrenstrommodulation mit und ohne „MinDose“ (EKG-abhängige Röhrenstrommodulation mit minimaler Absenkung des Röhrenstroms auf 4% des Maximums) und des prospektiv getriggerten Sequenzmodus untersucht. Zudem wurden die Auswirkungen der verschiedenen Untersuchungsparameter auf quantitative Bildqualitätsparameter erhoben.

Für das 64-Zeilen MSCT fand sich ein mittleres Dosis-Längen-Produkt von 718 ± 279 mGy*cm, am DSCT betrug das DLP im Mittel 549 ± 408 mGy*cm und fiel damit um ein Viertel geringer aus. Die Verwendung der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation führte jeweils zu einer signifikanten Reduktion des DLP, sowohl am 64-Zeilen MSCT (1073 ± 295 vs. 621 ± 620 mGy*cm) als auch am DSCT (1146 ± 546 vs. 620 ± 394 mGy*cm). Eine vergleichbare Reduktion des DLP ergab sich für die Verwendung einer verringerten Röhrenspannung von 100 kV statt ≥ 120 kV (am 64-Zeilen MSCT: 740 ± 273 vs. 393 ± 140 mGy*cm; am DSCT: 764 ± 457 vs. 338 ± 187 mGy*cm).

Im direkten Vergleich korrespondierender Untersuchungsprotokolle mit EKG-abhängiger Röhrenstrommodulation und 120 kV Röhrenspannung ergab sich ein DLP von 638 ± 166 mGy*cm für das 64-Zeilen MSCT (als Vergleichsprotokoll festgelegt) und von 854 ± 315 mGy*cm für das DSCT, und damit eine ca. 25% höhere Strahlendosis am Dual Source CT. Bei Verwendung von 100 kV statt 120 kV Röhrenspannung am DSCT verringerte sich das DLP auf 409 ± 32 mGy*cm (um 36% gegenüber dem Vergleichsprotokoll). Wenn zusätzlich statt der herkömmlichen EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation der „MinDose“ Algorithmus verwendet wurde, betrug das DLP am Dual Source CT 293 ± 118 mGy*cm (54% Dosisreduktion gegenüber dem Vergleichsprotokoll). Nur am Dual Source CT war das sequenzielle Untersuchungsprotokoll verfügbar. Bei Verwendung von 100 kV Röhrenspannung ergab sich ein DLP von 120 ± 45 mGy*cm und damit eine Strahlendosisreduktion um ca. 80% gegenüber dem Vergleichsprotokoll am 64-Zeilen MSCT. Im Vergleich der quantitativen Bildqualitätsparameter beider CT-Geräte fanden sich am Dual Source CT signifikant höhere Werte für Signalintensität und Kontrast bei niedrigerem Bildrauschen, was zu einem gestiegenen Signal-zu-Rausch- und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis führte.

Die Gesamt-Dosisreduktion für alle am Dual Source CT untersuchten Patienten kommt durch eine häufigere Verwendung dosissparender Algorithmen zustande. Wesentlich beteiligt daran ist die robustere EKG-abhängige Röhrenstrommodulation, die durch die automatische Erkennung von Extrasystolen routinemäßig bei allen Patienten verwendet werden kann, das konsequente Eingrenzen der untersuchten Organregion zur Begrenzung der Scanlänge sowie die häufigere Verwendung von 100 kV statt 120 kV Röhrenspannung für nicht-übergewichtige Patienten (BMI <30). Neuere Methoden, wie die prospektiv getriggerte sequenzielle Bildakquisition erlauben eine erhebliche Reduktion der Strahlenbelastung für den einzelnen Patienten und werden daher bei geeigneten Untersuchungsbedingungen an modernen CT-Scannern generell empfohlen. Die Kombination verschiedener dosissparender Algorithmen ist oft möglich und führt zu einer signifikanten Reduktion der Strahlendosis. Daher sollte das zu verwendende Untersuchungsprotokoll sorgfältig ausgewählt und auf den einzelnen Patienten abgestimmt werden, um die Strahlenexposition des Patienten nach dem ALARA-Prinzip („as low as reasonably achievable“) so gering wie möglich zu halten.

Literaturverzeichnis

1. Abada HT, Larchez C, Daoud B, Sigal-Cinqualbre A, Paul JF. MDCT of the coronary arteries: feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current modulation to reduce radiation dose. *AJR Am J Roentgenol.* 2006;186(6 Suppl 2):S387–90.
2. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, Flohr T, Ohnesorge BM, Bruder H, Theessen H, Karakaya M, Daniel WG, Bautz WA, Kalender WA, Anders, K. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography--initial experience. *European journal of radiology.* 2006;57(3):331–335.
3. Alkadhi H, Scheffel H, Desbiolles L, Gaemperli O, Stolzmann P, Plass A, Goerres GW, Luescher TF, Genoni M, Marincek B, Kaufmann PA, Leschka S. Dual-source computed tomography coronary angiography: influence of obesity, calcium load, and heart rate on diagnostic accuracy. *Eur Heart J.* 2008;29(6):766–776.
4. Bardo DME, Kachenoura N, Newby B, Lang RM, Mor-Avi V. Multidetector computed tomography evaluation of left ventricular volumes: sources of error and guidelines for their minimization. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2008;2(4):222–230.
5. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med.* 2007;357(22):2277–2284.
6. Brodoefel H, Burgstahler C, Tsiflikas I, Reimann A, Schroeder S, Claussen CD, Heuschmid M, Kopp AF. Dual-source CT: effect of heart rate, heart rate variability, and calcification on image quality and diagnostic accuracy. *Radiology.* 2008;247(2):346–355.
7. Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P, Guerci AD, Lima JA, Rader DJ, Rubin GD, Shaw LJ, Wiegers SE. Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation.* 2006;114(16):1761–1791.
8. Charuzi Y, Diamond GA, Pichler M, Waxman A, Vas R, Silverberg RA, Berman DS, Forrester JS. Analysis of multiple noninvasive test procedures for the diagnosis of coronary artery disease. *Clin Cardiol.* 1981;4(2):67–74.
9. Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA.* 2007;298(3):317–323.
10. EUROASPIRE I and II Group; European Action on Secondary Prevention by Intervention to Reduce Events. Clinical reality of coronary prevention guidelines: a comparison of EUROASPIRE I and II in nine countries. EUROASPIRE I and II Group. European Action on Secondary Prevention by Intervention to Reduce Events. *Lancet.* 2001;357(9261):995–1001.

11. Flohr TG, Kuettner A, Bruder H, Stierstorfer K, Halliburton SS, Schaller S, Ohnesorge BM. 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(1):7–19.
12. Frush DP. Responsible Use of CT [letter]. *Radiology*. 2003;229(1):289-291.
13. Gopal A, Budoff MJ. A new method to reduce radiation exposure during multi-row detector cardiac computed tomographic angiography. *Int J Cardiol*. 2009;132(3):435-436.
14. Halliburton SS, Abbara S, Chen MY, Gentry R, Mahesh M, Raff GL, Shaw LJ, Hausleiter J. SCCT guidelines on radiation dose and dose-optimization strategies in cardiovascular CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2011;5(4):198–224.
15. Hausleiter J, Martinoff S, Hadamitzky M, Martuscelli E, Pschierer I, Feuchtner GM, Catalan-Sanz P, Czermak B, Meyer TS, Hein F, Bischoff B, Kuse M, Schömig A, Achenbach S. Image quality and radiation exposure with a low tube voltage protocol for coronary CT angiography results of the PROTECTION II Trial. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2010;3(11):1113–1123.
16. Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber TC, McCollough C, Martinoff S, Kastrati A, Schomig A, Achenbach S. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA*. 2009;301(5):500–507.
17. Hausleiter J, Meyer TS, 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(10):1305–1310.
18. Hausleiter J, Meyer TS, Martuscelli E, Spagnolo P, Yamamoto H, Carrascosa P, Anger T, Lehmkuhl L, Alkadhi H, Martinoff S, Hadamitzky M, Hein F, Bischoff B, Kuse M, Schömig A, Achenbach S. Image quality and radiation exposure with prospectively ECG-triggered axial scanning for coronary CT angiography: the multicenter, multivendor, randomized PROTECTION-III study. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012;5(5):484–493.
19. Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Bischoff B, Will A, Hendrich E, Martinoff S, Schömig A, Hausleiter J. Prospective ECG-triggered sequential scan protocol for coronary dual-source CT angiography: initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2009;25(S2):231–239.
20. Herzog P, Jakobs TF, Wintersperger BJ, Nikolaou K, Becker CR, Reiser MF. [Radiation dose and dose reduction in multidetector row CT (MDCT)]. *Radiologe*. 2002;42(9):691–696.
21. Hirai N, Horiguchi J, Fujioka C, Kiguchi M, Yamamoto H, Matsuura N, Kitagawa T, Teragawa H, Kohno N, Ito K. Prospective versus retrospective ECG-gated 64-detector coronary CT angiography: assessment of image quality, stenosis, and radiation dose. *Radiology*. 2008;248(2):424–430.

22. Hsieh J, Londt J, Vass M, Li J, Tang X, Okerlund D. Step-and-shoot data acquisition and reconstruction for cardiac x-ray computed tomography. *Medical physics*. 2006;33(11):4236–4248.
23. Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge BM, Flohr TG, Suess C, Schoepf UJ, Reiser M. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *European radiology*. 2002;12(5):1081–1086.
24. Judkins MP. Selective coronary arteriography. I. A percutaneous transfemoral technic. *Radiology*. 1967;89(5):815–824.
25. Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, Scheffel H, Stinn B, Marincek B, Alkadhi H, Wildermuth S. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *European radiology*. 2008;18(9):1809–1817.
26. Lloyd-Jones D, Adams RJ, Brown TM, Carnethon M. Heart disease and stroke statistics—2010 update A report from the American Heart Association. *Circulation*. 2010;121(7):948-954.
27. McCollough CH, Primak AN, Saba O, Bruder H, Stierstorfer K, Raupach R, Suess C, Schmidt B, Ohnesorge BM, Flohr TG. Dose performance of a 64-channel dual-source CT scanner. *Radiology*. 2007;243(3):775–784.
28. Menzel H, Schibilla H, Teunen D. European guidelines for quality criteria for computed tomography. *Publication No. EUR 16262 EN*. European Commission 2000.
29. Naghavi M, Libby P, Falk E, Casscells SW, Litovsky S, Rumberger J, Badimon JJ, Stefanadis C, Moreno P, Pasterkamp G, Fayad Z, Stone PH, Waxman S, Raggi P, Madjid M, Zarrabi A, Burke A, Yuan C, Fitzgerald PJ, Siscovick DS, de Korte CL, Aikawa M, Juhani Airaksinen KE, Assmann G, Becker CR, Chesebro JH, Farb A, Galis ZS, Jackson C, Jang IK, Koenig W, Lodder RA, March K, Demirovic J, Navab M, Priori SG, Rekhter MD, Bahr R, Grundy SM, Mehran R, Colombo A, Boerwinkle E, Ballantyne C, Insull W Jr, Schwartz RS, Vogel R, Serruys PW, Hansson GK, Faxon DP, Kaul S, Drexler H, Greenland P, Muller JE, Virmani R, Ridker PM, Zipes DP, Shah PK, Willerson JT. From vulnerable plaque to vulnerable patient: a call for new definitions and risk assessment strategies: Part I. *Circulation*. 2003;108(14):1664–1672.
30. Pflederer T, Jakstat J, Marwan M, Schepis T, Bachmann S, Kuettner A, Anders K, Lell M, Muschiol G, Ropers D, Daniel WG, Achenbach S. Radiation exposure and image quality in staged low-dose protocols for coronary dual-source CT angiography: a randomized comparison. *European radiology*. 2010;20(5):1197–1206.
31. Preston DL, Ron E, Tokuoka S, Funamoto S, Nishi N, Soda M, Mabuchi K, Kodama K. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. *Radiat Res*. 2007;168(1):1–64.
32. Prokop M, Galanski M, Schaefer-Prokop C, van der Molen AJ. *Ganzkörper-Computertomographie, Spiral- und Multislice-CT*. 2007 ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; :1–49.

33. Raff GL, Chinnaiyan KM, Share DA, Goraya TY, Kazerooni EA, Moscucci M, Gentry RE, Abidov A. Radiation dose from cardiac computed tomography before and after implementation of radiation dose-reduction techniques. *JAMA*. 2009;301(22):2340–2348.
34. Ricketts HJ, Abrams HL. Percutaneous selective coronary cine arteriography. *JAMA*. 1962;181:620–624.
35. Roger VL, Go AS, Lloyd-Jones DM, Adams RJ. Heart Disease and Stroke Statistics—2011 Update. *Circulation*. 2011;123(4):e18–e209.
36. Ropers U, Ropers D, Pflederer T, Anders K, Kuettner A, Stilianakis NI, Komatsu S, Kalender WA, Bautz WA, Daniel WG, Achenbach S. Influence of heart rate on the diagnostic accuracy of dual-source computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol*. 2007;50(25):2393–2398.
37. Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, Vorobiof G, Nallamshetty L, Mitsouras D, Ersoy H, Mather RT, Judy PF, Cai T, Coyner K, Schultz K, Whitmore AG, Di Carli MF. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2008;24(5):535–546.
38. Scanlon PJ, Faxon DP, Audet AM, Carabello B, Dehmer GJ, Eagle KA, Legako RD, Leon DF, Murray JA, Nissen SE, Pepine CJ, Watson RM, Ritchie JL, Gibbons RJ, Cheitlin MD, Gardner TJ, Garson A, Russell RO, Ryan TJ, Smith SC. ACC/AHA guidelines for coronary angiography. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on Coronary Angiography). Developed in collaboration with the Society for Cardiac Angiography and Interventions. *J Am Coll Cardiol*. 1999;33(6):1756–1824.
39. Stolzmann P, Leschka S, Scheffel H, Krauss T, Desbiolles L, Plass A, Genoni M, Flohr TG, Wildermuth S, Marincek B, Alkadhi H. Dual-source CT in step-and-shoot mode: noninvasive coronary angiography with low radiation dose. *Radiology*. 2008;249(1):71–80.
40. Stolzmann P, Scheffel H, Schertler T, Frauenfelder T, Leschka S, Husmann L, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H. Radiation dose estimates in dual-source computed tomography coronary angiography. *European radiology*. 2008;18(3):592–599.
41. Thompson DE, Mabuchi K, Ron E, Soda M, Tokunaga M, Ochikubo S, Sugimoto S, Ikeda T, Terasaki M, Izumi S. Cancer incidence in atomic bomb survivors. Part II: Solid tumors, 1958–1987. *Radiat Res*. 1994;137(2 Suppl):S17–67.
42. Weigold WG, Olszewski ME, Walker MJ. Low-dose prospectively gated 256-slice coronary computed tomographic angiography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2009;25:217–230.
43. Wielopolski PA, van Geuns RJ, de Feyter PJ, Oudkerk M. Coronary arteries. *European radiology*. 1998;8(6):873–885.

44. Windecker S, Maier-Rudolph W, Bonzel T, Heyndrickx G, Lablanche JM, Morice MC, Muehlberger V, Neuhaus KL, Piscione F, van den Brand M, Wijns W, Meier B. Interventional cardiology in Europe 1995. Working Group Coronary Circulation of the European Society of Cardiology. *Eur Heart J.* 1999;20(7):484–495.
45. Zankl M, Petoussi-Henss N. Conversion coefficients based on the VIP-Man anatomical model for photons. *Health Phys.* 2002;82(2):254–256.
46. R: A Language and Environment for Statistical Computing; <http://www.r-project.org>.

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungen

- Abb. 1 Abhängigkeit der abgeschätzten Organdosis vom Lebensalter (links) sowie Risiko, nach einer CT in Abhängigkeit vom Alter im Laufe des Lebens an einem Karzinom zu sterben (rechts)
- Abb. 2 Produktabbildung Dual Source CT, Somatom Definition, Siemens Medical Solutions
- Abb. 3 Prinzip der Computertomographie
- Abb. 4 Schematische Darstellung des Prinzips der Spiral-CT mit kontinuierlichem Tischvorschub
- Abb. 5 Schematische Darstellung des 64-Zeilen MSCT mit Z-Sprungfokus
- Abb. 6 Patientenfragebogen
- Abb. 7 Monosegmentale und bisegmentale EKG-abhängige Bildrekonstruktion
- Abb. 8a Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) LAO
- Abb. 8b Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) RAO
- Abb. 8c Maximum-Intensitäts-Projektion (MIP) RAO cranial
- Abb. 9 Volume Rendering (VRT) der Koronararterien
- Abb. 10 EKG-abhängige Röhrenstrommodulation - Der Röhrenstrom (gepunktete Linie) wird in Abhängigkeit vom EKG (durchgezogene Linie) von 100% auf 25% gesenkt. Während der Diastole, die für die Bildrekonstruktion entscheidend ist, bleibt der Röhrenstrom unverändert bei 100% (grau schattiertes Zeitintervall).
- Abb. 11a Automatische Arrhythmie-Erkennung bei der EKG-abhängigen Röhrenstrommodulation.
- Abb. 11b EKG-abhängige Röhrenstrommodulation mit schmalen Pulsingfenster (70%) bei einer beispielhaften Herzfrequenz von 65 Schlägen/min.
- Abb. 11c EKG-abhängige Röhrenstrommodulation mit breitem Pulsingfenster (35-70%) bei einer Herzfrequenz von 81 Schlägen/min.
- Abb. 12 EKG-abhängige Röhrenstrommodulation mit MinDose
- Abb. 13 Sequenzielle Bildakquisition
- Abb. 14 ROIs zur Bestimmung der quantitativen Bildqualitätsparameter

- Abb. 15 Mittlere Herzfrequenz am 64-Zeilen MSCT und DSCT
- Abb. 16 DLP aller Untersuchungen am 64-Zeilen MSCT vs. DSCT
- Abb. 17 DLP ohne vs. mit EKG-abhängiger Röhrenstrommodulation am 64-Zeilen MSCT und DSCT
- Abb. 18 DLP bei Verwendung von ≥ 120 kV vs. 100 kV am 64-Zeilen MSCT und DSCT
- Abb. 19 DLP am 64-Zeilen MSCT vs. DSCT bei 120 kV im Spiralmodus
- Abb. 20 DLP 120 vs. 100 kV am DSCT
- Abb. 21 DLP EKG-abhängige Röhrenstrommodulation vs. MinDose bei 100 kV
- Abb. 22 DLP Spiralmodus vs. Sequenzmodus am DSCT bei 100 kV
- Abb. 23 Repräsentative Untersuchung mit 120 kV vs. 100 kV

Tabellen

- Tab 1 Vergleich Patientencharakteristika, kardiovaskuläre Risikofaktoren sowie Betablocker- und Kontrastmittelgabe am 64-Zeilen MSCT und DSCT
- Tab 2 Technische Parameter und Strahlendosis am 64-Zeilen MSCT und DSCT
- Tab 3 Dosis-Längen-Produkt am 64-Zeilen MSCT und DSCT unter Verwendung verschiedener Algorithmen zur Strahlendosisreduktion
- Tab 4 Patientencharakteristika und Strahlendosis bei Verwendung verschiedener Untersuchungsprotokolle
- Tab 5 Quantitative Bildqualitätsparameter

Eigene Publikationen (Erstautorenschaften)

Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Bischoff B, Will A, Hendrich E, Martinoff S, Schömig A, Hausleiter J.

Prospective ECG-triggered sequential scan protocol for coronary dual-source CT angiography: initial experience. *Int J Cardiovas Imag*; 2009; 25; 231-9

Hermann F, Martinoff S, Meyer T, Hadamitzky M, Jiang C, Hendrich E, Hausleiter J.

Reduction of radiation dose estimates in cardiac 64-slice CT angiography in patients after coronary artery bypass graft surgery. *Investigative Radiology* 43 (4): 253-260; 2008

Danksagung

Aufrichtig danken möchte ich meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. med. Jörg Hausleiter, der mir die wissenschaftliche Tätigkeit in der Arbeitsgruppe „Kardiale CT“ im Deutschen Herzzentrum München und damit den Weg zur Promotion ermöglichte. Er hat meine ersten selbstständigen wissenschaftlichen Schritte in vielfältiger Weise gefördert und ich hatte immer das Gefühl, seine Tür offen vorzufinden.

Desweiteren danke ich dem klinischen Direktor des Instituts für Radiologie und Nuklearmedizin des Deutschen Herzzentrums München, Herrn Dr. med. Stefan Martinoff, für die Möglichkeit, die vorliegende Arbeit in seiner Abteilung durchzuführen. Dr. med. Tanja Meyer danke ich für die stetige Motivation und zahlreichen Anregungen während der Durchführung dieser Arbeit, Dr. med. Martin Hadamitzky für seine konstruktive Kritik sowie Dr. med. Eva Hendrich und Dr. med. Albrecht Will, mich in die Geheimnisse der radiologischen Bildgebung auch abseits des Herzmuskels einzuweihen. Zudem danke ich allen MTAs und Mitarbeitern des Instituts, die mich in irgendeiner Weise bei dieser Arbeit unterstützt haben. Ich bedanke mich ausserdem bei Dr. Carsten Thierfelder für die gute Kooperation und vielen geduldigen Erläuterungen zu technisch-physikalischen Zusammenhängen.

Besonderer Dank gilt meiner Familie für ihr unerschütterliches Vertrauen in mich. Im Speziellen danke ich meinen Eltern für ihre Unterstützung meines Studiums. Meinem Mann Andreas danke ich für seine grenzenlose Geduld und Ausdauer, mich voranzutreiben und Amalia für ihre Fähigkeit, mich all die Arbeit vergessen zu lassen.