

## Abschätzung der Strahlendosis für die kardiale CT-Angiographie

Effektivität und Auswirkungen von Algorithmen zur Dosisreduktion



## **Deutsches Herzzentrum München**

### **Abschätzung der Strahlendosis für die kardiale CT-Angiographie Effektivität und Auswirkungen von Algorithmen zur Dosisreduktion**

**Ester S. Huber**

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. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation: 1. Priv.-Doz. Dr. J. Hausleiter

2. Univ.-Prof. Dr. G. Multhoff

Die Dissertation wurde am 29.10.2007 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 23.01.2008 angenommen.



## Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	5
1. Einleitung .....	6
2. Ziel der Untersuchung .....	7
3. Material und Methoden .....	7
3.1 Technische Grundlagen und historischer Überblick .....	7
3.1.1 Grundprinzipien der Computertomographie.....	7
3.1.2 Spiral-Computertomographie .....	9
3.1.3 Grundlagen der kardialen Computertomographie.....	10
3.2 Bildrekonstruktion .....	11
3.3 Strahlendosis.....	15
3.3.1 Grundlagen zur Dosisabschätzung .....	15
3.3.2 Dosisabschätzung in der Studie .....	15
3.3.3 Strategien für die Strahlendosis-Reduktion .....	16
3.4 Patientenkollektiv .....	17
3.5 Vorgehen .....	17
3.5.1 Untersuchungsmethode .....	17
3.5.2 Auswertung der Bildqualität.....	19
3.5.3 Statistische Auswertung.....	21
4. Ergebnisse.....	22
4.1 Patientencharakteristika.....	22
4.2 CT-Angiographie .....	23
4.3 Vergleich der Scan-Protokolle.....	23
4.3.1 Dosisreduktion.....	24
4.3.2 Objektive Bildqualitätsparameter .....	26
4.3.3 Diagnostische Bildqualität .....	29

5.	Diskussion .....	31
5.1	Effektive Strahlendosis in der 16-Zeilen- und 64-Zeilen- Computertomographie.....	31
5.2	Nutzen-Risiko-Abwägung für die CT-Koronarangiographie .....	32
5.3	Dosis-Modulations-Algorithmen.....	32
5.3.1	EKG-abhängige Dosis-Modulation.....	33
5.3.2	Verminderung der Röhrenspannung .....	34
5.3.3	Diagnostische Bildqualität .....	35
5.4	Grenzen der Studie .....	36
6.	Zusammenfassung .....	37
6.1	Hintergrund .....	37
6.2	Methoden und Ergebnisse .....	37
6.3	Schlussfolgerung .....	38
7.	Literaturverzeichnis.....	39
8.	Abbildungsverzeichnis.....	42

## Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Ant.	Anterior
BMI	Body mass index
CT	Computertomographie/Computertomograph
CTA	CT-Angiographie
CTDI <sub>vol</sub>	CT-Volumen-Dosis-Index
Dex.	Dexter, dextra
EKG	Elektrokardiogramm
Gy	Grey
HU	Hounsfield Units
kV	Kilovolt
LAD	Left Anterior Descending Artery – Ramus descendens anterior der linken Koronararterie
LAO	Left Anterior Oblique – Rekonstruktion von schräg-links-anterior
LCx	Left Circumflex Artery – Ramus circumflexus der linken Koronararterie
LM	Hauptstamm der linken Koronararterie
mAs	Milliamperesekunden
MIP	Maximum-Intensitäts-Projektion
MPR	Multiplanare Rekonstruktion
MSCT	Mehrschicht-Computertomographie
mSv	Millisievert
n	Absolute Anzahl
R.	Ramus
RAO	Right Anterior Oblique – Rekonstruktion von schräg-rechts-anterior
RAO cran	Right Anterior Oblique Cranial – Rekonstruktion von schräg-rechts-anterior und cranial
RCA	Rechte Koronararterie
Sin.	Sinister, sinistra
VRT	Volume Rendering Technique

## 1. Einleitung

In den letzten Jahren wurde die Computertomographie (CT) zunehmend zur nicht-invasiven Untersuchung der Koronararterien eingesetzt. Durch die Verbesserung der CT-Technik bis hin zur Einführung der hochauflösenden Multislice-CT-Untersuchung mit Kontrastmittel können heute Koronarstenosen, kalzifizierte und nicht-kalzifizierte Plaques nicht-invasiv festgestellt und beurteilt werden<sup>15(S.128), 12(S.36), 23(S.1349)</sup>. Die CT-Koronarangiographie ist somit eine attraktive Alternative zur herkömmlichen Herzkatheter-Untersuchung geworden.

Da die Angiographie der Koronararterien mittels CT im Vergleich mit der konventionellen Herzkatheteruntersuchung eine hohe Sensitivität sowie einen hohen negativen prädiktiven Wert aufweist, eignet sie sich besonders zum Ausschluss einer stenosierenden koronaren Herzerkrankung (KHK) insbesondere bei Patienten mit einer niedrigen oder mäßigen Pretest-Wahrscheinlichkeit für eine KHK <sup>21(S.128)</sup>. Eine solche neuartige Einsatzmöglichkeit ist zum Beispiel die Untersuchung von Patienten mit atypischen thorakalen Beschwerden. Außerdem könnte die kardiale CT-Angiographie möglicherweise in Zukunft Bedeutung als Screening-Untersuchung für Risikopatienten gewinnen. Bisher liegen noch wenige Daten über die Indikationstellung zur CT-Angiographie vor. Sie wird jedoch zunehmend für folgende Indikationen eingesetzt<sup>15(S.128), 12(S.36), 23(S.1349), 21(S.125-128), 22(S.792), 18(S.136)</sup>:

- zum Ausschluss von signifikanten Stenosen bei Patienten mit Verdacht auf eine koronare Herzerkrankung (z.B. Angina-pectoris-artige Symptome, positives Belastungs-EKG),
- zur Erfolgsbeurteilung von operativen Revaskularisierungsmaßnahmen (Darstellung von aortokoronaren Bypassgrafts),
- zur Darstellung der genauen Anatomie der Pulmonalvenen vor elektrophysiologischen Eingriffen und der Koronararterienanatomie bei kongenitalen Anomalien.
- als Screening-Untersuchung für eine KHK bei Patienten mit einem hohem Arteriosklerose-Risiko (Diabetes Mellitus, arterielle Hypertonie, Hypercholesterinämie, langjähriger Nikotinkonsum).

Neben der sorgfältigen Indikationsstellung sollten Ärzte, die ihren Patienten die Durchführung einer CT-Koronarangiographie empfehlen, zumindest in

Grundzügen über die zu erwartende Strahlendosis und Möglichkeiten, diese zu verringern, Bescheid wissen. Dabei spielen verschiedene technische Parameter wie der Tischvorschub, die Röntgenröhrenspannung und die Röhrenstromstärke sowie der verwendete Scanner-Typ (16-Zeilen- oder 64-Zeilen-CT) eine wichtige Rolle. Da bei diesen technischen Einstellungen große Variationsmöglichkeiten bestehen, ergibt sich für verschiedene Scan-Protokolle jeweils eine unterschiedliche Strahlendosis <sup>1(S.121)</sup>.

Bei den verschiedenen Möglichkeiten, die Strahlendosis für den Patienten zu verringern, ist es entscheidend, dass bei der Verwendung von Dosis-Reduktions-Algorithmen die Untersuchungsqualität nicht beeinträchtigt wird. Denn die Auswertung der Bilder erfordert eine möglichst optimale Bildqualität, besonders wenn es um die Beurteilung des Stenosierungsgrades eines Gefäßes und eventuell die Notwendigkeit einer Intervention geht.

## **2. Ziel der Untersuchung**

Ziel der Studie ist es daher, die Strahlendosis für das 16-Zeilen-CT-Gerät und das 64-Zeilen-CT-Gerät in der klinischen Routine-Anwendung bei kardiovaskulären Untersuchungen zu ermitteln. Außerdem soll der Einfluss verschiedener technischer Parameter auf die zu erwartende Strahlendosis untersucht werden, um dadurch die Effektivität von Dosis-Reduktions-Algorithmen zu prüfen. Die Auswirkung dieser verschiedenen Dosisreduktions-Algorithmen auf die Bildqualität und die Beurteilbarkeit der Koronargefäße ist eine weitere Fragestellung, mit der wir uns in dieser Studie befassen.

## **3. Material und Methoden**

### **3.1 Technische Grundlagen und historischer Überblick**

#### *3.1.1 Grundprinzipien der Computertomographie*

Unter Computertomographie versteht man die Herstellung von Querschnittsbildern des Körpers mit Hilfe von Röntgenstrahlen. Das CT-Gerät besteht grundsätzlich aus einer Röntgenröhre, von der ein fächerförmiger Röntgenstrahl ausgeht, der das zu untersuchende Volumen durchleuchtet. Ihr gegenüber ist ein Detektor angebracht, der die durch Absorption abgeschwächte Strahlung aufzeichnet



(Abb.1). Diese Anordnung (Gantry) rotiert um den Körper, sodass für jede Ebene viele solcher Durchstrahlungsprojektionen aufgenommen werden. Durch die Messelektronik aufbereitet werden die Analogsignale von einem Computer aufgezeichnet und über geeignete Algorithmen verarbeitet. Darüber kann für jeden Bildpunkt (Pixel) im Körper ein Absorptionswert berechnet werden, aus dem die Dichte des jeweiligen Materials resultiert. Unter Berücksichtigung der Schichtdicke repräsentiert dieses Bildelement ein Volumenelement, ein Voxel. Dieses Voxel ist durch seine Dichte charakterisiert, die in direkter Beziehung zur Gewebebeschaffenheit steht. Der Dichtewert wird, auf einer willkürlichen Skala basierend, in Hounsfield-Einheiten (HU) angegeben. Fixpunkt ist in dieser Skala der Dichtewert von Wasser mit 0 HU. Nach oben wird die Skala durch sehr dichte Knochenstruktur mit mehr als 1000 HU, nach unten von Luft mit -1000 HU begrenzt. Da das menschliche Auge nur etwa 20 Graustufen unterscheiden kann, beschränkt man sich bei der Abbildung auf einen Teil der Skala, der für die jeweilige Beurteilung besonders geeignet ist. Dieser wird als Bildfenster bezeichnet.

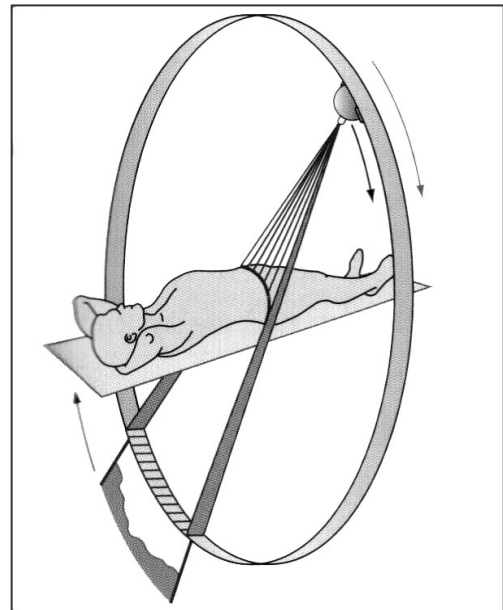


Abb. 1. Schematische Darstellung der Bilderstellung in der Computertomographie

basierend, in Hounsfield-Einheiten (HU) angegeben. Fixpunkt ist in dieser Skala der Dichtewert von Wasser mit 0 HU. Nach oben wird die Skala durch sehr dichte Knochenstruktur mit mehr als 1000 HU, nach unten von Luft mit -1000 HU begrenzt. Da das menschliche Auge nur etwa 20 Graustufen unterscheiden kann, beschränkt man sich bei der Abbildung auf einen Teil der Skala, der für die jeweilige Beurteilung besonders geeignet ist. Dieser wird als Bildfenster bezeichnet.

Da der Dichtewert eines Voxels immer ein rechnerisch ermittelter Durchschnittswert für die gesamte Schichtdicke ist, kann es vor allem bei dickeren Schichten zu Partialvolumeneffekten kommen. Das bedeutet, dass bei einem Zusammentreffen zweier sehr Dichte-unterschiedlicher Gewebe innerhalb eines Voxels ein für beide Strukturen nicht zutreffender Mittelwert errechnet wird. Dadurch kann es zu Fehlinterpretationen kommen. Ziel ist es deshalb, möglichst kleine isotrope Voxel zu erhalten. Dies kann man nur durch geringe Schichtdicken erreichen<sup>10(S.23)</sup>. In der Umgebung von sehr dichten Fremdkörpern im Untersuchungsfeld (z.B. Metallimplantate) kann es außerdem zu Hochkontrastartefakten kommen, da die Absorption von Photonen zu Messausfällen führen kann<sup>10(S.75)</sup>.

### 3.1.2 Spiral-Computertomographie

Bei der konventionellen sequentiellen Computertomographie rotiert die Röntgenröhre für jede Schicht einmal vollständig um den Körper. Die nächste Schicht kann erst nach der Rückkehr in die Ausgangsposition und einem festgelegten Tischvorschub aufgenommen werden.

Dagegen besteht der Abtastvorgang bei der Spiral-Computertomographie in einer kontinuierlichen Drehung der Röntgenröhre mit gleichzeitig kontinuierlichem Tischvorschub, woraus eine spiralartige Aufnahme des Körpers resultiert. Abbildung 2 zeigt schematisch den Aufbau eines Spiral-CT-Gerätes, bei dem der Patient auf einem Tisch gelagert wird, der

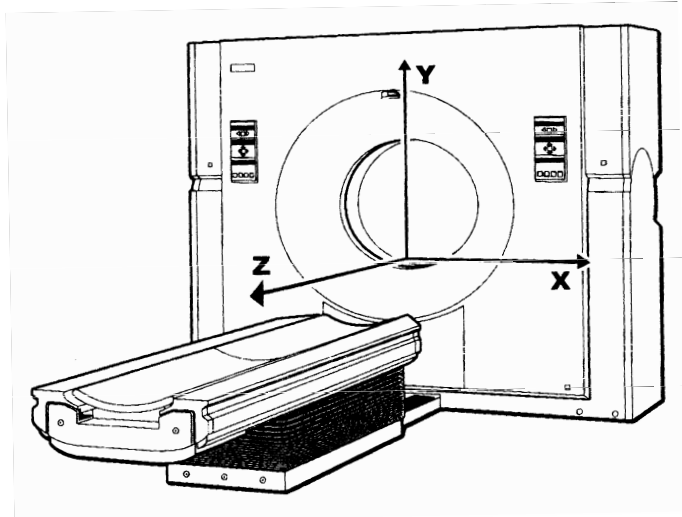


Abb. 2. Schematische Darstellung eines Spiral-CT-Gerätes mit kontinuierlichem Tischvorschub

der sich kontinuierlich in z-Richtung durch die Röntgenröhre hindurchbewegt. Die Drehbewegung der Röntgenröhre ist aufgrund des Gehäuses von außen nicht sichtbar.

Zwei Parameter sind unter anderem für die Untersuchung entscheidend: Kollimation (Breite des aufgenommenen Röntgenstrahls) und Tischvorschub pro Umdrehung (Pitch). Wenn der Tischvorschub kleiner gewählt wird als die jeweilige Detektorzeilenbreite, resultiert eine Überlappung der einzelnen Schichten. Dadurch kann eine höhere räumliche Auflösung erreicht werden. Aus den akquirierten Daten werden retrospektiv Datensätze für beliebige Schichten berechnet. Die Schichtdicke kann frei gewählt werden, ist jedoch nach unten durch die Kollimation limitiert.

Bei den ersten Spiral-CT-Geräten war die Rotationszeit der Gantry (Röntgenröhre mit Detektorzeile) zeitlich noch so begrenzt, dass sich innerhalb einer Atempause nur Untersuchungen mit großer Kollimation oder kleinem Untersuchungsvolumen durchführen ließen<sup>26(S.535)</sup>. Sie waren somit nicht für die kardiale Bildgebung geeignet.

### 3.1.3 Grundlagen der kardialen Computertomographie

Die Anforderungen, die eine adäquate Darstellung der Koronararterien an die Bildgebung stellt, sind extrem hoch. Zum einen ist eine hohe zeitliche Auflösung notwendig, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Zum anderen erfordert eine angemessene Visualisierung kleiner, komplexer anatomischer Strukturen, wie sie die Koronararterien darstellen, eine hohe räumliche Auflösung - möglichst im Submillimeterbereich. Gleichzeitig muss das gesamte Herz innerhalb einer Atempause untersucht werden, um Atmungsartefakte zu vermeiden. Das heißt, für einen kardialen CT-Scan steht ein Zeitraum von etwa 20 Sekunden zur Verfügung<sup>5(S.8)</sup>.

Ein wichtiger Schritt war 1994 die Einführung von Subsekunden-Spiral-CT-Geräten (Rotationszeit: 0,75 Sekunden) durch die Erfindung der Schleifringtechnologie, die eine kontinuierliche Rotation von Röntgenröhre und Detektor um den Patientisch ermöglicht<sup>19(S.923)</sup>. Die Begrenzung in der räumlichen Auflösung bei der Einzelschicht-Akquisition schränkte die Nutzbarkeit für die kardiale Bildgebung jedoch erheblich ein.

Die Einführung der 4-Zeilen-Computertomographie bedeutete einen entscheidenden Schritt in der Verbesserung der räumlichen und zeitlichen Auflösung. Es wurden erstmals Rotationszeiten von 0,5 Sekunden und eine Kollimation von bis zu 1 mm Schichtdicke möglich. Diese Technik nutzt den fächerförmigen Röntgenstrahl, um mit vier in axialer Richtung aneinander liegenden Detektorzeilen vier Schichten gleichzeitig aufzuzeichnen. Für die kardiale CT-Untersuchung bedeutet diese Technik, dass die Untersuchungszeit verkürzt und/oder die Kollimation verringert werden kann. Dadurch lässt sich die axiale Auflösung wesentlich erhöhen<sup>11(S.94)</sup>.

Die nächste Generation von CT-Geräten Anfang 2002 konnte mit 16-Zeilen-Detektoren nochmals einen weiteren Schritt zur Verbesserung der räumlichen Auflösung beitragen. Mit ihnen wurde eine Kollimation bis 0,75 mm erreicht. Außerdem weisen diese 16-Zeilen-CT-Geräte mit 0,42 Sekunden pro Umdrehung noch einmal deutlich kürzere Rotationszeiten auf<sup>5(S.8)</sup>.

Der nächste Schritt in der Weiterentwicklung von CT Geräten ist der 64-Zeilen-Computertomograph. Dieser arbeitet mit einem 32-Zeilen-Detektor-Feld. Zusätzlich bewegt sich die Strahlenquelle in der Röntgenröhre mehr als 4000 mal pro Sekunde periodisch in longitudinaler Richtung zwischen zwei Punkten (z-flying

focal spot) <sup>6 (S.2536)</sup>. Dies ermöglicht die Erstellung von jeweils zwei Bildern pro Zeile, also effektiv 64-Zeilen in einer Umdrehung. Mit diesem Gerät kann eine Kollimation bis 0,6 mm bei noch kürzeren Untersuchungszeiten von ca. 10-12 Sekunden erzielt werden. Außerdem verringert sich die Rotationszeit bei den 64-Zeilen-CT-Scannern auf 0,33 Sekunden, sodass sich die zeitliche Auflösung weiter verbessert.

### 3.2 Bildrekonstruktion

Aus den aufgenommenen Rohdatensätzen werden anhand von geeigneten Algorithmen Schnittbilder rekonstruiert. Die kontinuierliche Datenakquisition während des Scans erlaubt Schichtrekonstruktion zu verschiedenen Zeitpunkten des Herzzyklus <sup>17(S.2052)</sup>. Das simultan zum Scan aufgenommene EKG dient dabei zur retrospektiven Selektion der Datensegmente, die im gewünschten Zeitfenster der Herzaktion aufgenommen wurden. Gewöhnlich erfolgt die Bildrekonstruktion in der Mitte bis Ende der Diastole, da zu diesem Zeitpunkt die Herzbewegung am geringsten ausgeprägt ist. Mit Hilfe eines Algorithmus werden aus den kollimierten Rohdaten axiale Schichten rekonstruiert <sup>5(S.9)</sup>. Die folgende Abbildung 3 zeigt, wie aus einem kontinuierlichen Scan eine Serie von Bildstapeln in aufeinander folgenden Herzzyklen erstellt wird. Wenn ein längeres Zeitintervall aus einer Herzaktion zur Rekonstruktion verwendet werden kann (bei niedriger Herzfrequenz), lässt sich ein ganzer Bildstapel aus einer Herzaktion erstellen.

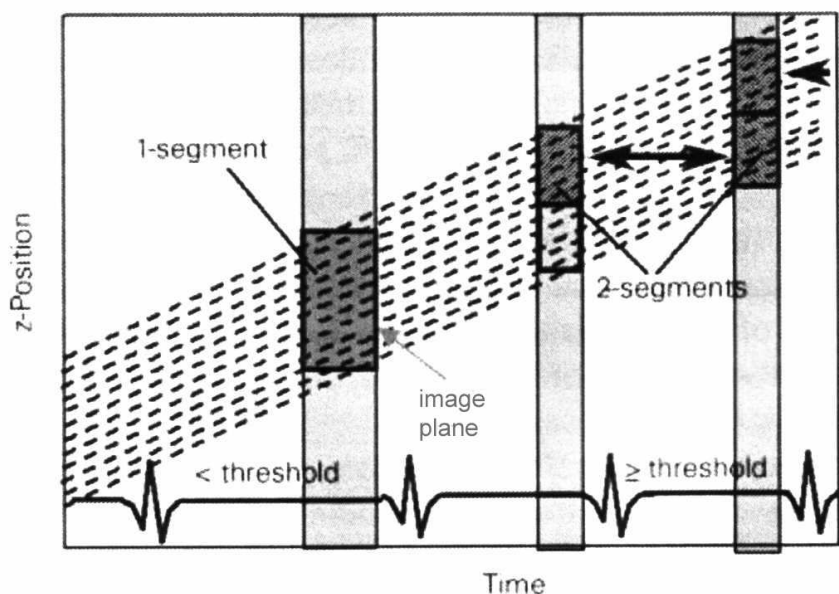
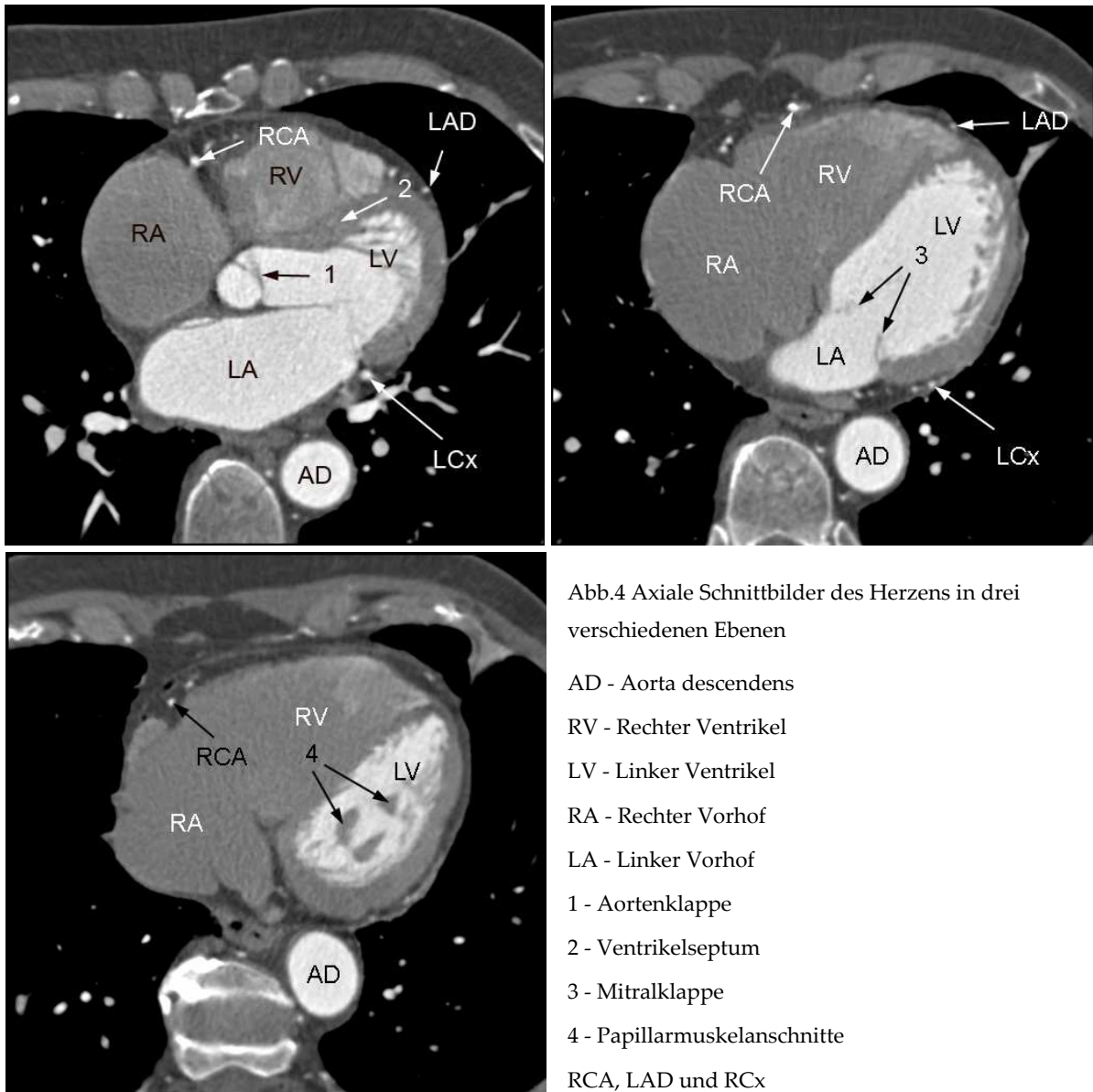


Abb. 3 . EKG-gesteuerte Bildrekonstruktion aus aufeinander folgenden Herzaktionen in der Mehrschicht-Computertomographie <sup>5(S.10)</sup>

Dagegen  
müssen

Aufnahmen aus zwei jeweils aufeinander folgenden Herzaktionen zur Rekonstruktion verwendet werden, wenn nur ein kurzes Zeitintervall für die Rekonstruktion zur Verfügung steht. Abbildung 4 zeigt kardiale Strukturen in axialen Schnittbildern.



Aus den axialen Schnittbild-Datensätzen können verschiedene zwei- und dreidimensionale Bildrekonstruktionen zur Darstellung der Koronararterien in ihrem Verlauf erstellt werden <sup>1(S.121)</sup>: Für die Darstellung können die Multiplanare Reformation (MPR), die Maximum Intensity Projection (MIP) und die Volume Rendering Technique (VRT) verwendet werden. Mit der Multiplanaren Reformation werden beliebige Schnittebenen (siehe Abb. 5) berechnet, die

willkürlich im Raum liegen können und somit interessante Strukturen z.B. eine Koronararterie in ihrem Verlauf darstellen können. Dabei entspricht jedes Voxel demjenigen im axialen Schnittbild-Datensatz



Abb. 5a und b. Curved MPR im Verlauf der RCA vom Abgang aus der Aorta ascendens (AA) entlang des rechten Vorhofs (RA) bis in die Peripherie. Links mit 120 kV, rechts mit 100 kV aufgenommen. Im linken Bild zeigt sich ein kalzifizierter Plaque (Ca), im rechten Bild ist die RCA frei von Plaques.

Die Maximum Intensity Projection (MIP) dagegen fasst mehrere in der jeweiligen Achse übereinander liegende Voxel zusammen und weist ihnen den Wert der maximalen Intensität in diesem Bereich zu. So können z.B. Gefäßverläufe und Verkalkungen in einem Gefäßabschnitt besser dargestellt werden. Auch diese Rekonstruktion kann in beliebigen Schnittebenen durchgeführt werden. In unserer Studie wurden jeweils drei MIP-Rekonstruktionen parallel und orthogonal zur Herzachse erstellt und für die Auswertung verwendet. Dabei entspricht die linke anteriore schräge Projektion (LAO) einem Querschnitt senkrecht zur anatomischen Herzachse (siehe Abb. 6a), die rechte anteriore schräge Projektion (RAO) stellt einen Längsschnitt parallel zur Herzachse von der rechten Herzseite aus dar (s. Abb. 6b) und die craniale rechts-anteriore schräge Projektion (RAO cranial) entspricht einem Schnitt parallel zur Herzachse von cranial (s. Abb 6c).

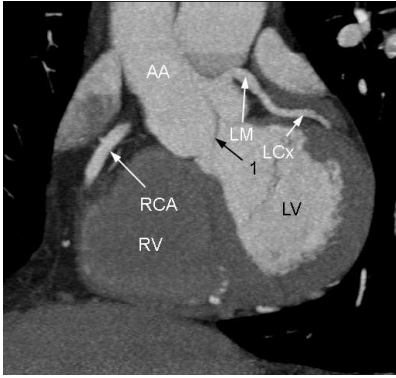


Abb. 6a. MIP LAO. Abgang des linken Hauptstamms (LM) aus der Aorta (AA), Aortenklappe (1), LCx und Anschnitt der RCA.

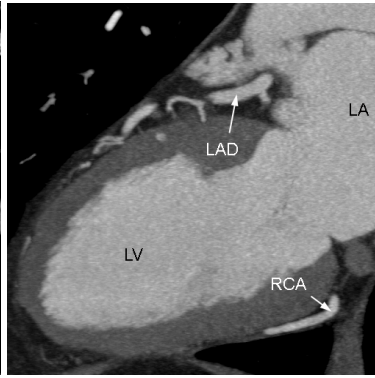


Abb. 6b. MIP RAO. LAD mit Seitenästen und Endast der RCA.

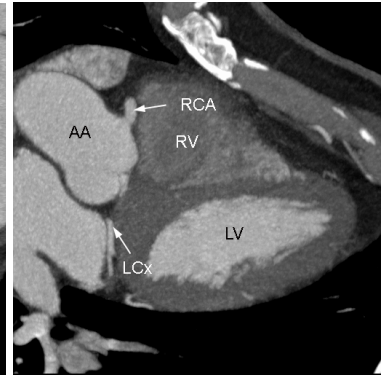


Abb.6c. MIP RAO cranial. Abgang der RCA aus der Aorta und erstes Drittel der LCx.

Die dritte Darstellungstechnik stellt die Volume Rendering Technique (VRT) dar. Dabei wird jedem Dichtewert eine Farbnuance zugeordnet und eine dreidimensionale Darstellung erstellt. Diese Technik eignet sich besonders für die übersichtliche Darstellung anatomischer Gegebenheiten und für Demonstrationszwecke (Abb. 7 a und b).

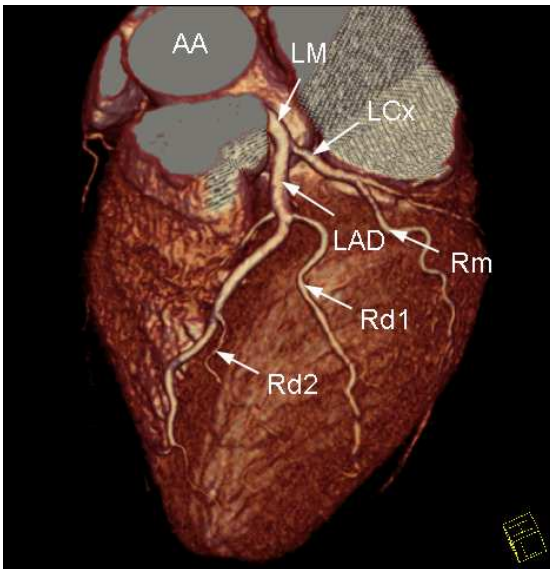


Abb. 7a. VRT. Abgang der linken Koronararterie (6) aus der Aorta ascendens (AA) und Aufzweigung in LAD und LCx mit den jeweiligen Diagonal- (Rd1, Rd2) bzw. Marginalästen (Rm).

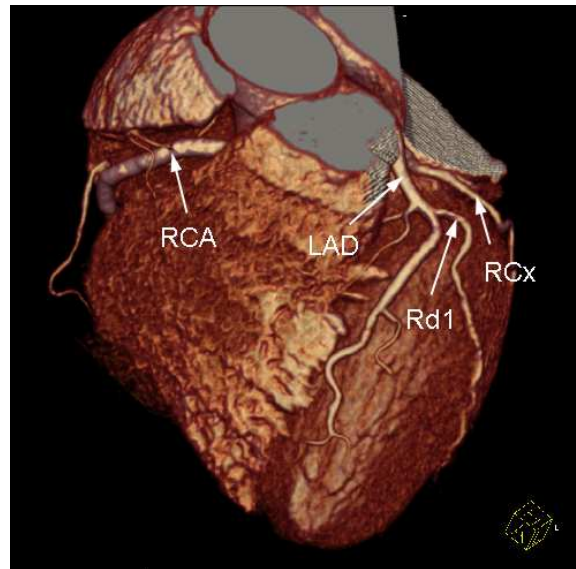


Abb. 7b. VRT. LAD mit Diagonalast (Rd1), RCx und mittleres Segment der rechten Koronararterie (RCA).

### 3.3 Strahlendosis

#### 3.3.1 Grundlagen zur Dosisabschätzung

Bei der Bestimmung von Röntgenstrahlung wird zwischen Strahlenexposition und Strahlendosis unterschieden <sup>7(S.166)</sup>. Die Strahlenexposition bezieht sich auf die Anzahl von Ionisierungsereignissen in der Luft, die Röntgenstrahlung erzeugen. Die Strahlendosis dagegen bezieht sich auf die Röntgenenergie, die vom Körper des Patienten aufgenommen wird. Anhand von Untersuchungen mit thermolumineszenten Dosimetern kann als wichtigster Wert für die Strahlendosis der CT-Dosis-Index CTDI (in Gy) bestimmt werden. Der CTDI<sub>vol</sub> ist ein Wert, der für MSCT-Untersuchungen die Überlappung der Schichten und die damit verbundene Summierung der Strahlendosen mit einrechnet. In Standard-CT-Untersuchungen wird er automatisch aus den eingestellten Scan-Parametern berechnet und im Untersuchungsprotokoll angegeben. Für die Berechnung des Dosis-Längen-Produkts wird der CTDI<sub>vol</sub> mit der Scanlänge multipliziert.

Für Patienten ist es jedoch interessanter, welches Gesundheitsrisiko mit der Strahlenexposition, der sie bei der koronaren CT-Untersuchung ausgesetzt sind, verbunden ist. Dabei spielen vorhersehbare dosisabhängige Faktoren (z.B. Hautreizung bei sehr hohen Dosen, wie sie in der Tumor-Therapie verwendet werden) und wenig vorhersehbare Zufallseffekte wie die Karzinogenese eine wichtige Rolle. Hierfür stehen Risikoabschätzungen aus Untersuchungen an Atombomben-Überlebenden zur Verfügung.

Jedes Gewebe im Körper weist jedoch bei gleicher Strahlendosis eine unterschiedliche Empfindlichkeit auf. Daher wird versucht, anhand von computergestützten Simulationen die Dosis für jedes Organ im Körper abzuschätzen und diese durch einen Gewichtungsfaktor auf seine Strahlenempfindlichkeit zu beziehen. Dieser Wert wird als effektive Strahlendosis bezeichnet und in mSv angegeben.

#### 3.3.2 Dosisabschätzung in der Studie

In unserer Studie wurde die effektive Dosis der CT-Angiographie anhand einer Methode der European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT berechnet<sup>13</sup>. Diese lässt eine relativ genaue Abschätzung der effektiven Strahlendosis in der CT-Angiographie zu. Die effektive Dosis wird berechnet, indem das Dosis-Längen-Produkt mit einem Konversionskoeffizienten



multipliziert wird. Der Konversionskoeffizient beträgt für die Thoraxregion  $k=0,017 \text{ mSv} \times \text{mGy}^{-1} \times \text{cm}^{-1}$  und ist ein Mittelwert von männlichen und weiblichen Modell-Untersuchungen. Das Dosis-Längen-Produkt und der CT-Volumen-Dosis-Index, der einen Mittelwert der Strahlendosis in x-, y- und z-Richtung darstellt, wurden dem Untersuchungsprotokoll entnommen, in dem die relevanten Strahlenexpositionsparameter für die individuelle CT-Untersuchung zusammengefasst sind.

### 3.3.3 Strategien für die Strahlendosis-Reduktion

Zur Dosisreduktion wurde, wenn möglich, ein spezieller Algorithmus – EKG-abhängige Dosis-Modulation genannt – verwendet, der die Röhrenstromstärke anhand der EKG-Ableitung während des Scans verändert. Da die Bewegung des Herzens während der Diastole am geringsten und in der Systole am höchsten ist, wird die beste Bildqualität mit den geringsten Bewegungsartefakten während der Diastole erreicht. Deshalb reduziert der Algorithmus während der Systole automatisch die Röhrenstromstärke auf 20% des Ausgangswertes (Abb. 8). In dieser Studie wurde auf die EKG-abhängige Dosis-Modulation verzichtet, wenn während der Vorbereitungszeit Arrhythmien beobachtet wurden und in Einzelfällen, in denen man eine optimale Bildqualität für den gesamten Herzzyklus benötigte. Der untersuchende Arzt entschied bei jedem Patienten individuell über den Einsatz der EKG-abhängigen Dosis-Modulation.

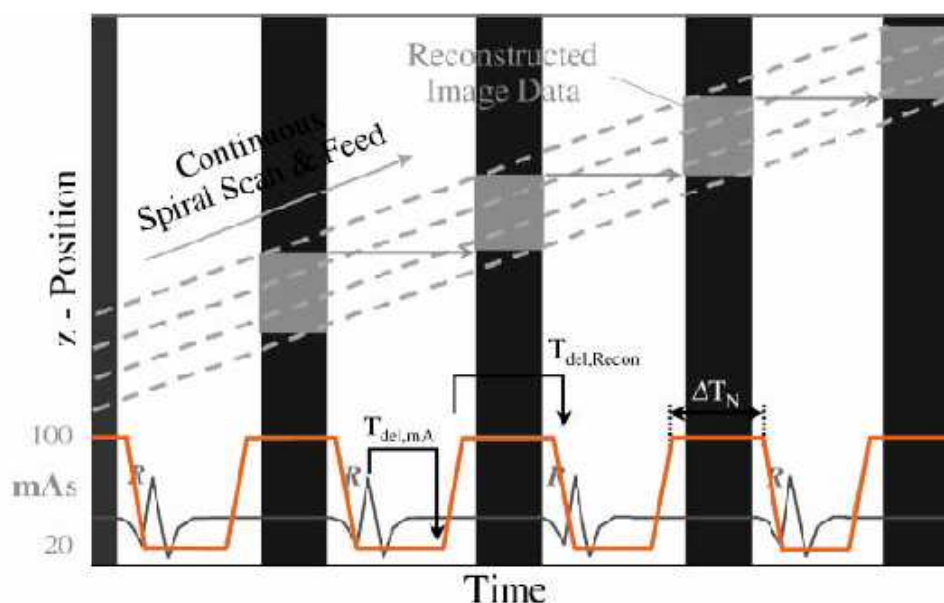


Abb. 8. EKG-abhängige Dosis-Modulation Einsatz der EKG-abhängigen Dosis-Modulation in einer 4-Zeilen-Spiral-CT-Untersuchung zur Reduktion der Strahlendosis. Reduktion der Röhrenstromstärke (rote Linie) auf 20% in der Systole und Datenakquisition in der Enddiastole (schwarze Balken)<sup>9(S.1082)</sup>.

Ein weiterer Ansatzpunkt für die Strahlendosisverringeringung ist die Reduktion der Röhrenspannung. Da die Strahlendosis bei Verringerung der Spannung mit dem Quadrat der Röhrenspannung abnimmt, lässt sich schon mit einer relativ geringen Reduktion der Röhrenspannung eine deutliche Abnahme der Dosis erreichen. Eine reduzierte Spannung beeinflusst zusätzlich die Bildqualität positiv, wenn jodhaltiges Kontrastmittel verwendet wird. Wegen der hohen Atommasse von Jod erhöht sich die Absorption der Röntgenstrahlung durch das Kontrastmittel bei Verwendung einer niedrigeren Röntgenenergie <sup>8(5.432)</sup>. Die Absorption der Photonen durch das Umgebungsgewebe dagegen wird durch die Reduktion der Spannung weniger beeinflusst. Dadurch verstärkt sich der Kontrast zwischen den Kontrastmittel-gefüllten Gefäßen und dem umgebenden Gewebe.

Die Reduktion der Röhrenspannung kann jedoch insbesondere bei adipösen Patienten mit einer Verschlechterung der Bildqualität und einer Zunahme des Bildrauschens einhergehen. Deshalb wurde die Entscheidung, in welchen Untersuchungen das Scan-Protokoll mit reduzierter Röhrenspannung verwendet werden konnte, jeweils dem Ermessen des Untersuchers überlassen.

### **3.4 Patientenkollektiv**

In die vorliegende retrospektive Studie wurden 1035 Patienten eingeschlossen, die im Zeitraum von Juni 2002 bis Mai 2005 eine kardiale CT-Angiographie in der kardioradiologischen Abteilung des Deutschen Herzzentrums München erhielten. Dabei wurde bis September 2004 ein 16-Zeilen-System und danach ein 64-Zeilen-CT-Gerät verwendet. Die relevanten Untersuchungsdaten und die Ergebnisse der kontrastmittel-verstärkten CT-Untersuchungen wurden in einem speziellen MSCT-Auswertungsprogramm gesammelt und in einer Oracle Datenbank gespeichert.

### **3.5 Vorgehen**

#### *3.5.1 Untersuchungsmethode*

Die Patienten wurden mit einer Verweilkanüle in einer peripheren Vene in Rückenlage auf dem Untersuchungstisch positioniert und mit EKG-Elektroden versehen. Über diese erfolgte eine kontinuierliche EKG-Aufzeichnung. Patienten mit einer Herzfrequenz von mehr als 60/min erhielten zur Frequenzsenkung über den venösen Zugang 5-20 mg Metoprolol intravenös. Zusätzlich bekamen alle Patienten zur Gefäßdilatation 0,8 mg Nitroglycerin sublingual. Alle Aufnahmen

fanden in tiefer Inspiration statt. In einer ersten Übersichtsaufnahme erfolgte die Lokalisation des Herzens mit Festlegung des Scanbereichs. Für die Kontrastmittelaufnahme wurde zunächst nach Bolus-Injektion von 20 ml Kontrastmittel durch wiederholte Einzelschichtaufnahmen in Höhe der Aorta ascendens die Passagezeit des Kontrastmittels vom venösen Zugang bis zum Herzen bestimmt. Abbildung 9 zeigt die Kontrastmittelpassage im Pulmonalarterienhauptstamm (9a) und wenige Sekunden später die Kontrastmittelfüllung von Aorta ascendens und beginnende Kontrastierung der Aorta descendens (9b).

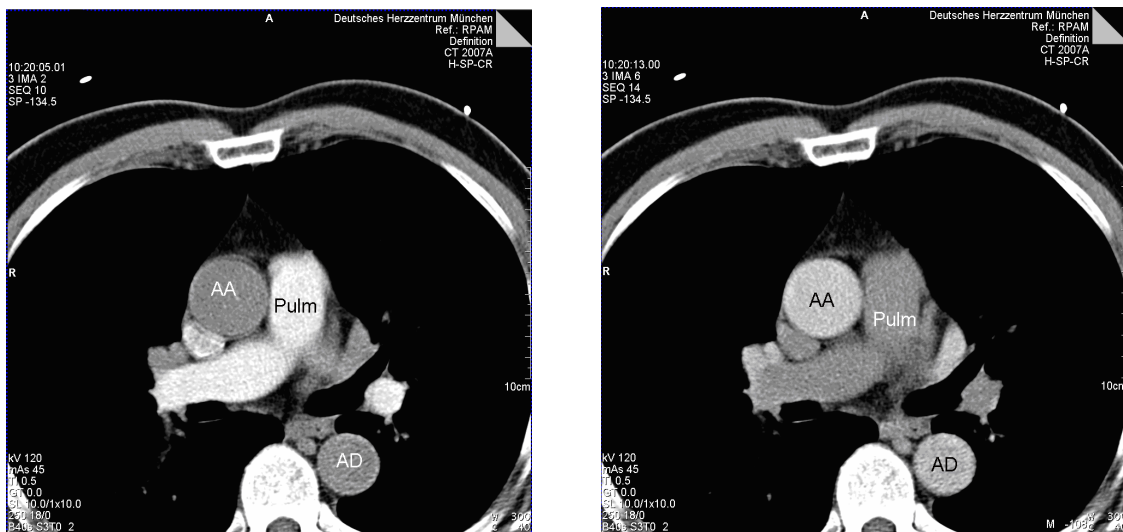


Abb. 9 a und b. Bestimmung der Kontrastmittelpassagezeit durch wiederholte Einzelschichtaufnahmen auf Höhe der Aorta ascendens (AA). 8a. Kontrastmittel erreicht Pulmonalarterienstamm (Pulm). 8b. Kontrastmittel erreicht Aorta ascendens und descendens (AD).

Bei der eigentlichen Kontrastmittel-Untersuchung wurde das Kontrastmittel (350 mg Iod/ml) dann intravenös mit einer Flussgeschwindigkeit von 4,0 bis 5,0 ml/s appliziert.

Die 16-Zeilen-CT-Untersuchungen wurden mit einer Kollimation von 0,75 mm und einer Gantry-Rotationszeit von 0,420 s durchgeführt. Zusätzliche Akquisitionsparameter wurden der jeweiligen Untersuchung individuell angepasst, um die CT-Angiographie zu optimieren: Der Pitch betrug zwischen 0,16 und 0,21 und die Röhrenstromstärke zwischen 500 und 700 mAs. Mit dem 64-Zeilen-CT wurden 64 überlappende Schichten mit einer Kollimation von 0,6 mm pro Rotation aufgezeichnet, die Gantry-Rotationszeit betrug 0,330 s, der Pitch lag zwischen 0,18 und 0,20 und die Röhrenstromstärke zwischen 633 und 945 mAs. Aus dem Spiral Datensatz wurden mit Hilfe des Algorithmus Kernel B30f transaxiale Bilder mit einer Schichtdicke von 1,0 mm für das 16-Zeilen- bzw. 0,6 mm für das 64-Zeilen-CT

rekonstruiert. Als Standard-Protokoll wurde das Scan-Protokoll mit 120 kV Röhrenspannung ohne EKG-abhängige Dosis-Modulation für 16- und 64-Zeilen-CT definiert. Mit diesem wurden die jeweiligen Parameter der Scan-Protokolle zur Dosisreduktion verglichen. Wegen der Verschiedenheit der Datenakquisition des 16-Zeilen- und des 64-Zeilen-CTs wurde jedoch kein Vergleich zwischen beiden Systemen durchgeführt.

### 3.5.2 Auswertung der Bildqualität

Die Auswertung der Bilder erfolgte durch zwei unabhängige in der CT-Koronarangiographie erfahrene Auswerter, in der Regel durch einen Kardiologen und einen Radiologen, unter Verwendung der axialen Schichten und drei Dünnschicht-MIPs.

Nr. des Segments	
1	Proximale RCA (A. coronaria dex.)
2	Mediale RCA
3	Distale RCA
4	R. descendens posterior und R. posterolateralis der RCA
5	LM (Linker Hauptstamm)
6	Proximale LAD (R. interventricularis ant.)
7	Mediale LAD
8	Distale LAD
9	1. R. diagonalis der LAD
10	2. R. diagonalis der LAD
11	Proximale LCx (R. circumflexus sin.)
12	R. marginalis sinister
13	Distale LCx
14	R. posterolateralis der LCx
15	R. descendens posterior der LCx

Tab. 1. Segmenteinteilung der Koronararterien

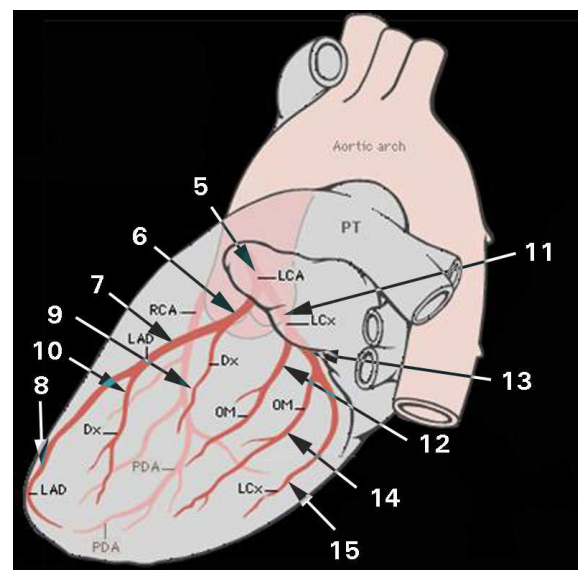
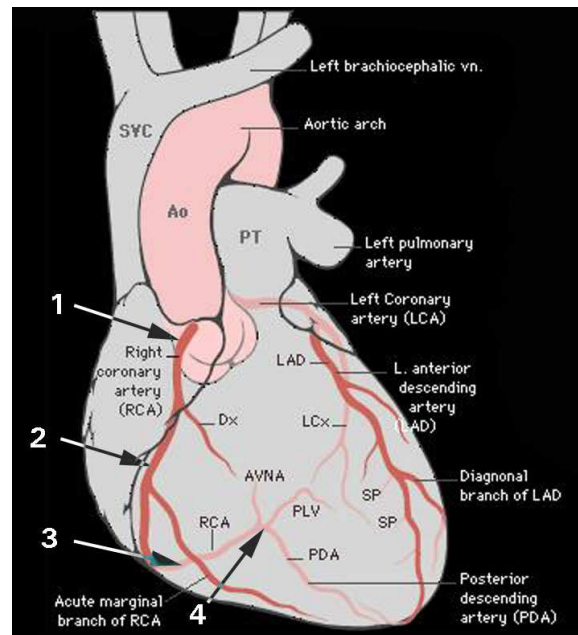


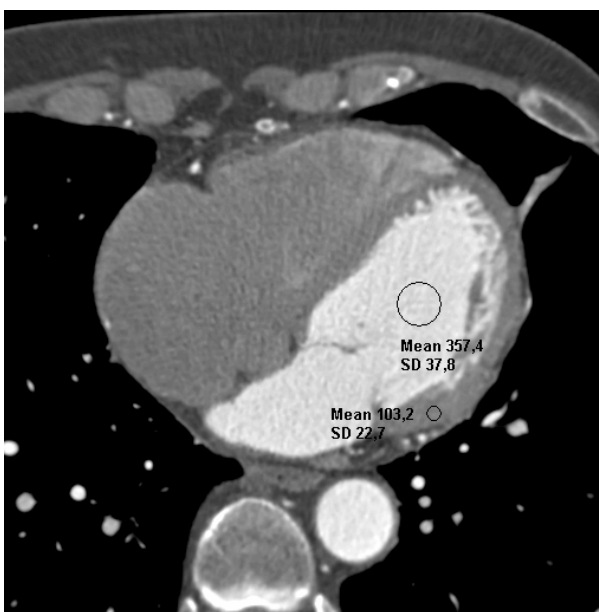
Abb. 10 a und b. Übersicht der Koronararterien im Schemabild mit Einteilung in die jeweiligen Segmente.

Entsprechend der modifizierten Klassifikation der „American Heart Association“<sup>2</sup> (S.31-33) wurde jede Hauptarterie in mehrere Abschnitte unterteilt. Für jeden einzelnen dieser Abschnitte wurde jeweils die Gefäßgröße (Durchmesser  $<$  oder  $\geq$  2,0 mm) und für alle Gefäße  $\geq$  2,0 mm die Bildqualität bestimmt (siehe Abb. 10, Tab. 1).

Die Beurteilung erfolgte durch Angabe der qualitativen Bildqualität für jedes Segment mit einem Durchmesser von mindestens 2,0 mm. Folgende Kriterien fanden Verwendung:

- Gute Bildqualität: gut kontrastierte Koronararteriensegmente ohne Bewegungsartefakte, die nur geringe oder keine Kalzifikation aufwiesen, sodass eine gute diagnostische Beurteilung des Stenosegrads möglich war.
- Eingeschränkte Bildqualität: Koronararteriensegmente mit mäßigen Bewegungsartefakten oder mit reduzierter Kontrastierung. Eine diagnostische Beurteilung des Stenosegrades ist jedoch möglich.
- Unzureichende Bildqualität: Koronararteriensegmente mit ausgeprägten Kalzifikationen, implantierten Stents, ausgeprägten Bewegungsartefakten oder schlechter Kontrastierung des Gefäßlumens. Eine Beurteilung des Stenosegrades ist nicht möglich.

Als objektive (quantitative) Messwerte für die Bildqualität wurden außerdem das Bildrauschen sowie das Verhältnis von Kontrast und Signal zum Bildrauschen verwendet.



innerhalb des linken Ventrikels und dem

Das Bildrauschen wurde gemessen, indem die Standardabweichung der Dichtewerte (in Hounsfield Einheiten, HU) innerhalb einer Region des linken Ventrikels bestimmt wurde (Abb.11). Der Kontrast wurde definiert als Differenz zwischen der mittleren Dichte eines Bereichs

Abb.11. Messung der mittleren Dichtewerte (Mean) und der jeweiligen Standardabweichung (SD) im Cavum des linken Ventrikels und in der Ventrikelwand.

Mittelwert der Dichte der Ventrikelwand (Abb. 11). Das Verhältnis von Kontrast zum Bildrauschen wurde somit berechnet als Quotient aus Kontrast dividiert durch den Wert für das Bildrauschen. Der Wert für das Signal wurde im proximalen Segment der RCA und im linken Hauptstamm (LM) als mittlere Dichte dieser beiden Gefäßlumina bestimmt (siehe Abb. 12). Das Verhältnis vom Signal zum Bildrauschen setzte sich damit aus diesem Mittelwert dividiert durch das Bildrauschen zusammen.

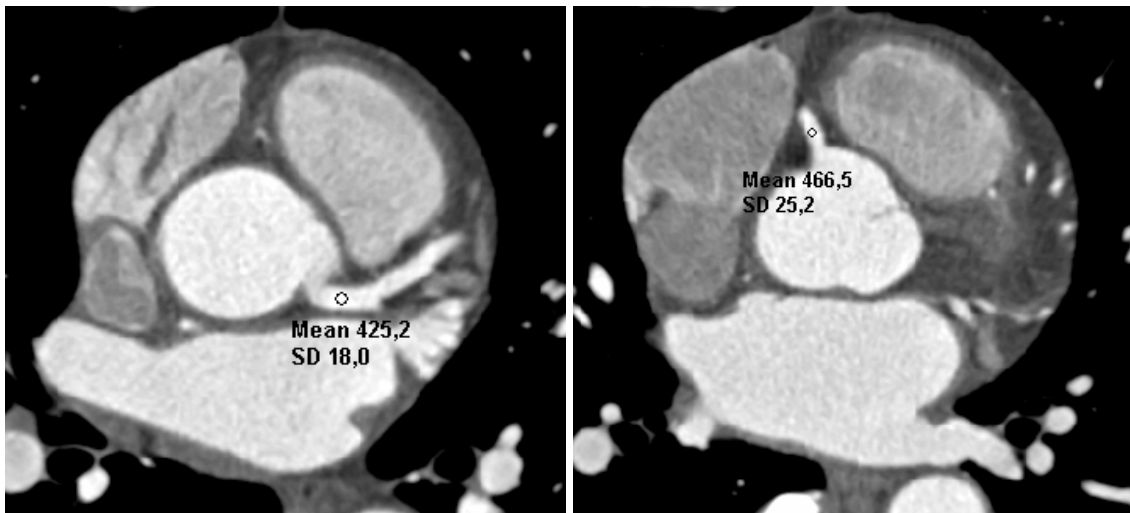


Abb.12. Messung der mittleren Dichtewerte (Mean) und der jeweiligen Standardabweichung (SD) im Lumen des LM und im proximalen Anteil der RCA

In den 16-Zeilen-CT-Untersuchungen wurden die Bildqualitätsparameter anhand von 1,0 mm dicken Schichten bestimmt, im 64-Zeilen-CT betrug die Schichtdicke 0,6 mm.

### 3.5.3 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse sind als Anzahl (n), Verhältnis (in %) oder Mittelwert (+/- Standardabweichung) angegeben. Für diskrete Variablen (z.B. Beurteilbarkeit von Koronararteriensegmenten) wurden die zwei Gruppen wenn möglich anhand des  $\chi^2$ -Test oder des exakten Tests nach Fisher verglichen. Variablen mit Verhältnisskalenniveau (z.B. Strahlendosiswerte) wurden mit Hilfe des t-Tests (zweiseitig mit unverbundenen Stichproben) ausgewertet. Die Unterschiede wurden als signifikant angenommen, wenn der zweiseitige p-Wert unter 0,025 lag (das gewöhnliche Level von unter 0,05 korrigiert nach der Bonferroni-Methode für zwei geplante Vergleiche zwischen dem Standard CT-Scan-Protokoll und den zwei untersuchten Protokollen für die Dosisreduktion).

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Patientencharakteristika

Zwischen Juli 2002 und Mai 2005 wurde bei insgesamt 1035 CT-Koronarangiographie-Untersuchungen die jeweilige effektive Strahlendosis bestimmt, davon 436 (42,1%) mit dem 16-Zeilen-CT und 599 (57,9%) mit dem 64-Zeilen-CT. In Tabelle 2 sind die Charakteristika der untersuchten Patienten zusammengefasst. Das Alter der untersuchten Patienten lag im Durchschnitt bei 59 Jahren, etwa 71% der Patienten waren Männer. Die Indikation zur Durchführung einer computertomographischen Koronarangiographie wurde bei etwa einem Drittel der Patienten aufgrund von thorakalen Schmerzen gestellt. Die 64-Zeilen-CT-Angiographie wurde wesentlich häufiger zum Ausschluss einer koronaren Herzerkrankung bei erhöhten kardiovaskulären Risikofaktoren (arterielle Hypertonie, Nikotinabusus, Hypercholesterinämie, Diabetes mellitus) und zur Beurteilung von kardialen Bypässen durchgeführt, wohingegen die Indikation für eine CT-Koronarangiographie mit dem 16-Zeilen-CT häufiger aufgrund einer geplanten elektrophysiologischen Untersuchung oder eines positiven Stresstestes bei asymptomatischen Patienten gestellt wurde (siehe Tab. 2).

	16-Zeilen-CT	64-Zeilen-CT	P-Wert
Anzahl der Patienten	436	599	
Alter in Jahren	59,1 ±10,8	59,3 ±11,8	0,84
Männer, n (%)	311 (71,3)	433 (72,3)	0,74
Indikation für die Untersuchung			
Thorakale Schmerzen, n (%)	154 (35,3)	185 (30,9)	0,13
Dyspnoe, n (%)	4 (0,9)	8 (1,3)	0,76
Positiver Stresstest, n (%)	60 (13,8)	37 (6,2)	<0,01
Bypass-Beurteilung, n (%)	13 (3,0)	94 (15,7)	<0,01
Erhöhtes kardiovask. Risiko, n (%)	59 (13,5)	134 (22,4)	<0,01
Vor elektrophys. Untersuchung, n (%)	116 (26,6)	81 (13,5)	<0,01
Koronarstent-Beurteilung, n (%)	6 (1,4)	12 (2,0)	0,45
Andere, n (%)	24 (5,5)	48 (8,0)	0,12

Tab.2. Charakteristika der untersuchten Patienten

## 4.2 CT-Angiographie

Von den durchgeführten Untersuchungen wurden insgesamt 82,2% mit EKG-abhängiger Dosis-Modulation durchgeführt ohne einen signifikanten Unterschied in der Häufigkeit der Verwendung dieses Dosis-Modulations-Algorithmus zwischen 16-Zeilen- und 64-Zeilen-CT. Die Untersuchung mit reduzierter Röhrenspannung wurde mit dem 16-Zeilen-CT-Gerät in 35,1% der Fälle und mit dem 64-Zeilen-CT in 11,4% der Untersuchungen durchgeführt ( $p < 0,01$ ). Die Abschätzung der effektiven Dosis ergab bei Zusammenfassung aller Untersuchungen für die 16-Zeilen-CTA  $6,4 \pm 1,9$  mSv und für die 64-Zeilen-CTA  $11,0 \pm 4,1$  mSv ( $p < 0,01$ ). Tabelle 3 fasst die Charakteristika der CT-Untersuchungen zusammen.

	16-Zeilen-CT	64-Zeilen-CT	P-Wert
EKG-abhängige Dosis-Modulation			0,36
mit Dosis-Modulation, n (%)	364 (83,5)	487 (81,3)	
ohne Dosis-Modulation, n (%)	72 (16,5)	112 (18,7)	
MSCT Röhrenspannung			<0,01
120 kV, n (%)	283 (64,9)	531 (88,6)	
100 kV, n (%)	159 (35,1)	68 (11,4)	
Dosisabschätzung, (mSv)	$6,4 \pm 1,9$	$11,0 \pm 4,1$	<0,01

Tab.3. Charakteristika der CT-Untersuchungen und Dosisabschätzung für die beiden CT-Geräte

## 4.3 Vergleich der Scan-Protokolle

Um den Einfluss verschiedener Scan-Protokolle auf die Strahlendosis und die Bildqualität zu untersuchen, wurden Patienten mit möglichst vergleichbaren Charakteristika, die typische kardiale CT-Untersuchungen repräsentierten, aus der Patientengesamtheit ausgewählt und in drei Untergruppen für jedes CT-Gerät eingeteilt. Die Herzfrequenz der Patienten während der Untersuchung betrug etwa 60 Schläge pro min und der mittlere Body Mass Index (BMI) der ausgewählten Patientenpopulation lag bei  $26,6 \pm 3,7$  kg  $\times$  m<sup>-2</sup>. Etwa 68% der Patienten waren Männer. Die Scanlänge lag bei ca. 125 mm. Dabei bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Gruppen (siehe Tab. 4).



Die Untergruppen sahen im Einzelnen folgendermaßen aus:

- Gruppe 1: Untersuchungen mit einer Röhrenspannung von 120 kV **ohne** EKG-abhängige Dosis-Modulation (Standard)
- Gruppe 2: Untersuchungen mit einer Röhrenspannung von 120 kV und **mit** Einsatz der EKG-abhängigen Dosis-Modulation
- Gruppe 3: Untersuchungen mit einer Röhrenspannung von **100 kV** und **mit** Einsatz der EKG-abhängigen Dosis-Modulation

Diese drei Untergruppen wurden jeweils für 16- und 64-Zeilen-CT-Untersuchungen erstellt. Für den Vergleich wurde die Gruppe 1 als Standard-Untersuchung festgelegt. Tabelle 4 gibt einen Überblick über die Charakteristika der sechs Gruppen. In zwei der Gruppen konnten nur jeweils 30 Patienten eingeschlossen werden, da die Anzahl der mit dem jeweiligen Protokoll untersuchten Patienten zu gering war. In die anderen 4 Gruppen wurden jeweils 50 Patienten eingeschlossen.

#### 4.3.1 Dosisreduktion

In der Untersuchung mit dem 16-Zeilen-CT ergab sich für die Verwendung des Scan-Protokolls mit Dosis-Modulation bei gleicher Röhrenspannung (120 kV) eine signifikante Verringerung der abgeschätzten effektiven Dosis von  $10,6 \pm 1,2$  mSv auf  $6,4 \pm 0,9$  mSv ( $p < 0,01$ ), was einer Dosisreduktion von 40% entspricht (siehe Tabelle 4). Auch im 64-Zeilen-CT verringerte sich die abgeschätzte Dosis mit dem 120 kV- Protokoll und Dosis-Modulation von  $14,8 \pm 1,8$  mSv auf  $9,4 \pm 1,0$  mSv, womit die effektive Dosis um 37% abnahm.

Bei Verwendung reduzierter Röhrenspannung von 100 kV zusätzlich zur EKG-abhängigen Stromstärkemodulation konnte die Dosis noch weiter reduziert werden. Es ergab sich beim 16-Zeilen-CT eine abgeschätzte Dosis von  $5,0 \pm 0,3$  mSv und beim 64-Zeilen-CT eine Dosis von  $5,4 \pm 1,1$  mSv. Damit betrug die relative gesamte Dosis-Reduktion im Vergleich zwischen dem 120 kV-Protokoll ohne Dosis-Modulation und dem 100 kV-Protokoll mit Dosis-Modulation zwischen 53% und 64 % ( $p < 0,01$  für 16-Zeilen- und 64-Zeilen-CT). Abbildung 13 zeigt die Dosisreduktion durch Verwendung der EKG-abhängigen Dosis-Modulation und der Reduzierung der Röhrenspannung.

	16-Zeilen-CT			64-Zeilen-CT		
	120 kV ohne Dosis-Modulation	120 kV mit Dosis-Modulation	100 kV mit Dosis-Modulation	120 kV ohne Dosis-Modulation	120 kV mit Dosis-Modulation	100 kV mit Dosis-Modulation
Anzahl der Patienten	30	50	50	50	50	30
Männlich, n (%)	20 (67)	33 (66)	34 (68)	34 (68)	36 (72)	21 (70)
BMI, kg/m <sup>2</sup>	26,9 ±3,2	27,5 ±4,5	26,4 ±2,9	26,2 ±3,2	26,6 ±4,7	25,6 ±2,3
Herzfrequenz pro min	61,3 ±11,3	60,7 ±9,5	57,8 ±5,3	60,1 ±10,4	57,5 ±7,2	57,0 ±8,2
Scanlänge, mm	128,2 ±11,8	125,9 ±9,2	124,0 ±7,7	125,9 ±12,5	123,9 ±11,8	122,0 ±17,7
Röhrenstromstärke, mAs	510,0 ±40,3	304,5 ±42,3 <sup>#</sup>	387,6 ±18,9 <sup>#</sup>	870,0 ±55,6	551,0 ±58,2 <sup>*</sup>	537,8 ±50,7 <sup>*</sup>
Pitch	0,18 ±0,01	0,18 ±0,01	0,21±0,02 <sup>#</sup>	0,2 ±0	0,2 ±0	0,2 ±0
CTDI <sub>vol</sub> , Gy	42,1±3,6	25,2 ±2,9 <sup>#</sup>	19,4 ±1,0 <sup>#</sup>	58,8 ±6,3	38,3 ±3,1 <sup>*</sup>	22,0 ±1,8 <sup>*</sup>
Bildrauschen, HU	29,3 ±6,9	28,3 ±6,8	36,9 ±9,4 <sup>#</sup>	39,2 ±10,2	37,7 ±8,6	50,0 ±10,4 <sup>*</sup>
Kontrast/Bildrauschen	7,3 ±3,1	8,1 ±3,4	8,8 ±2,9	6,4 ±2,1	6,7 ±2,3	7,0 ±1,9
Signal/Bildrauschen	11,1 ±3,9	11,9 ±4,3	11,9 ±3,7	8,9 ±2,5	9,2 ±2,8	9,2 ±2,5
Dosisabschätzung, mSv	10,6 ±1,2	6,4 ±0,9 <sup>#</sup>	5,0 ±0,3 <sup>#</sup>	14,8 ±1,8	9,4 ±1,0 <sup>*</sup>	5,4 ±1,1 <sup>*</sup>

Tab.4. Übersicht über die drei Untergruppen mit verschiedenen Scan-Protokollen.

Patientencharakteristika, Scanparameter, Bildqualitätsparameter und Dosisabschätzung.

#: p<0,025 im Vergleich zum 16-Zeilen-CT-Protokoll mit 120 kV ohne Dosis-Modulation

\*: p<0,025 im Vergleich zum 64-Zeilen-CT-Protokoll mit 120 kV ohne Dosis-Modulation

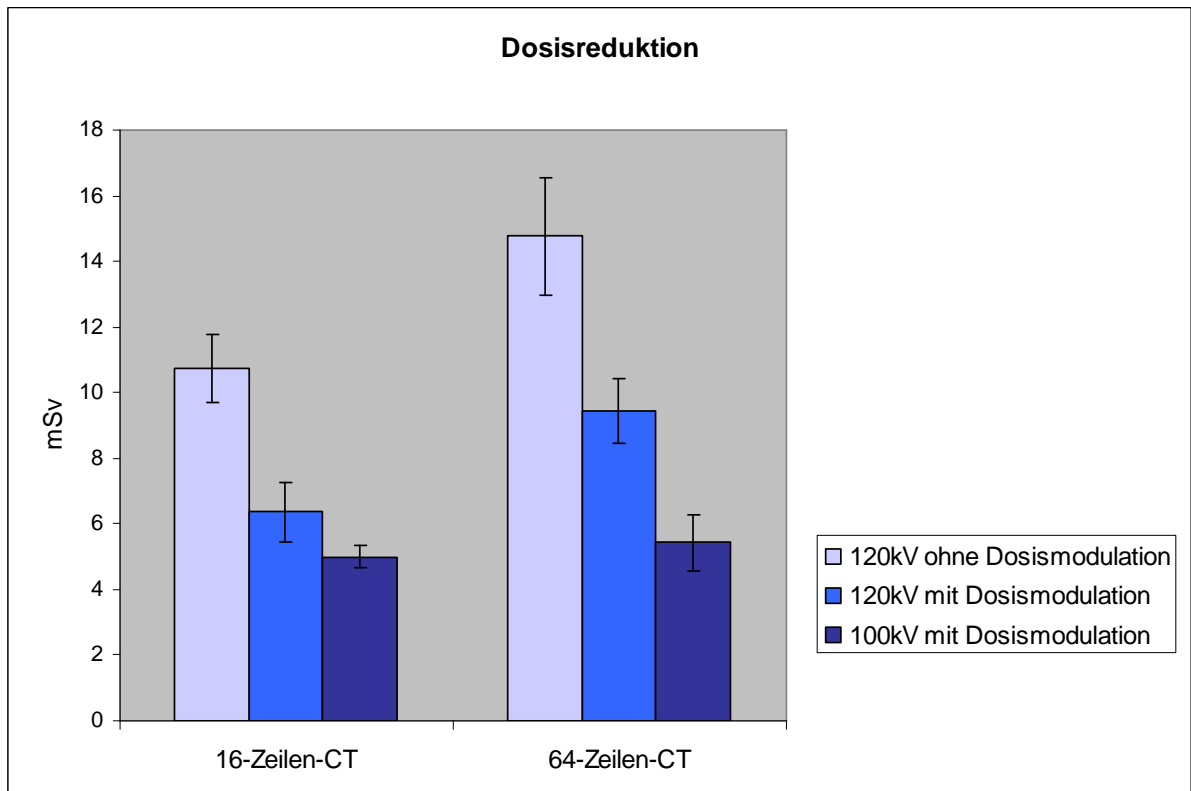


Abb. 13. Dosisreduktion (mSv) +/- Standardabweichung durch den Einsatz von EKG-abhängiger Dosis-Modulation und durch die Reduktion der Röhrenspannung auf 100 kV mit dem 16-Zeilen- und dem 64-Zeilen-CT-Gerät

#### 4.3.2 Objektive Bildqualitätsparameter

Für die Beurteilung der Bildqualität wurden das Bildrauschen, das Verhältnis vom Kontrast zum Bildrauschen und das Verhältnis vom Signal zum Bildrauschen quantitativ bestimmt. Für das Bildrauschen ergab sich dabei in den Untersuchungen ohne und mit EKG-abhängiger Dosis-Modulation kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Protokollen. Die Verwendung des Protokolls mit reduzierter Röhrenspannung (100 kV) bewirkte im Gegensatz dazu einen signifikanten Anstieg des Bildrauschens von  $29,3 \pm 6,9$  HU auf  $36,9 \pm 9,4$  HU mit dem 16-Zeilen-CT bzw. von  $39,2 \pm 10,2$  HU auf  $50,0 \pm 10,4$  HU mit dem 64-Zeilen-CT (siehe Abb. 14).

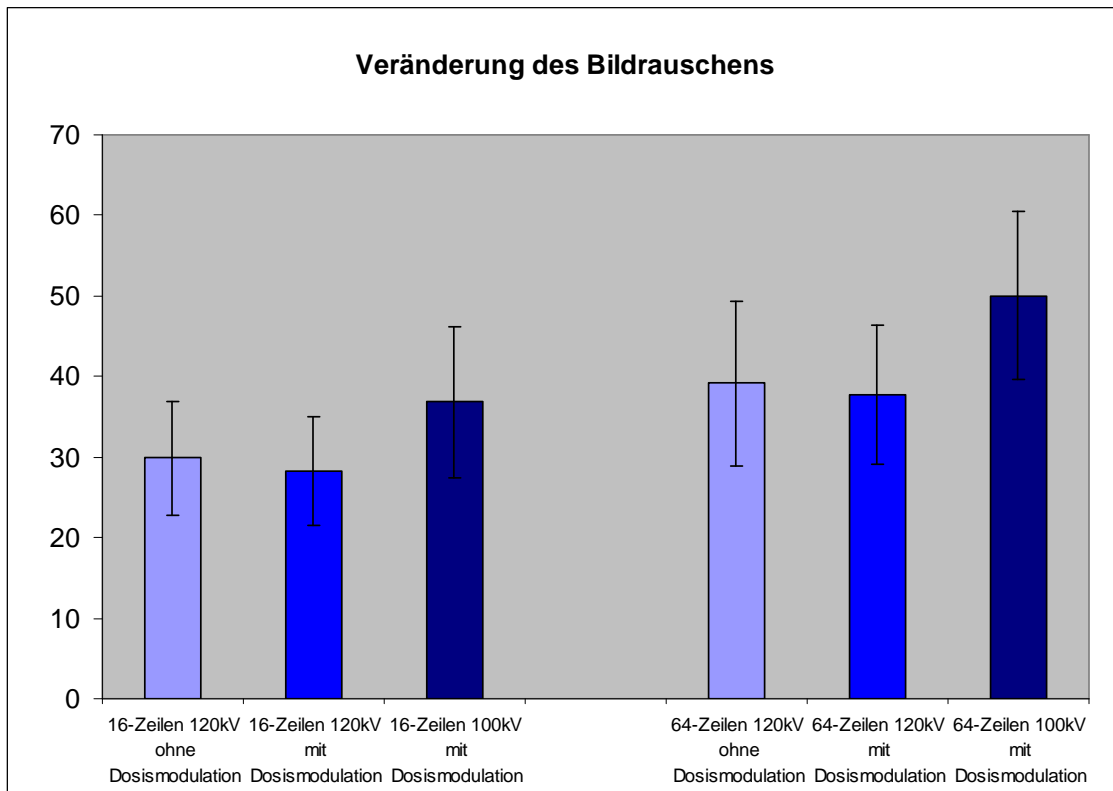


Abb.14. Veränderung des Bildrauschens durch die Dosisreduktionsmaßnahmen. Wert (blau) in HU +/- Standard-Abweichung.

Mit beiden CT-Geräten ergab sich kein signifikanter Unterschied im Verhältnis vom Kontrast zum Bildrauschen und im Verhältnis vom Signal zum Bildrauschen zwischen den verschiedenen Protokollen. Es zeigte sich jedoch jeweils ein Trend zu einem höheren und damit besseren Verhältnis vom Kontrast zum Bildrauschen in den Untersuchungen mit Dosis-Modulation und zusätzlich reduzierter Röhrenspannung sowohl in der 16-Zeilen- als auch in der 64-Zeilen-CT-Untersuchung (s. Abb. 15 und 16).

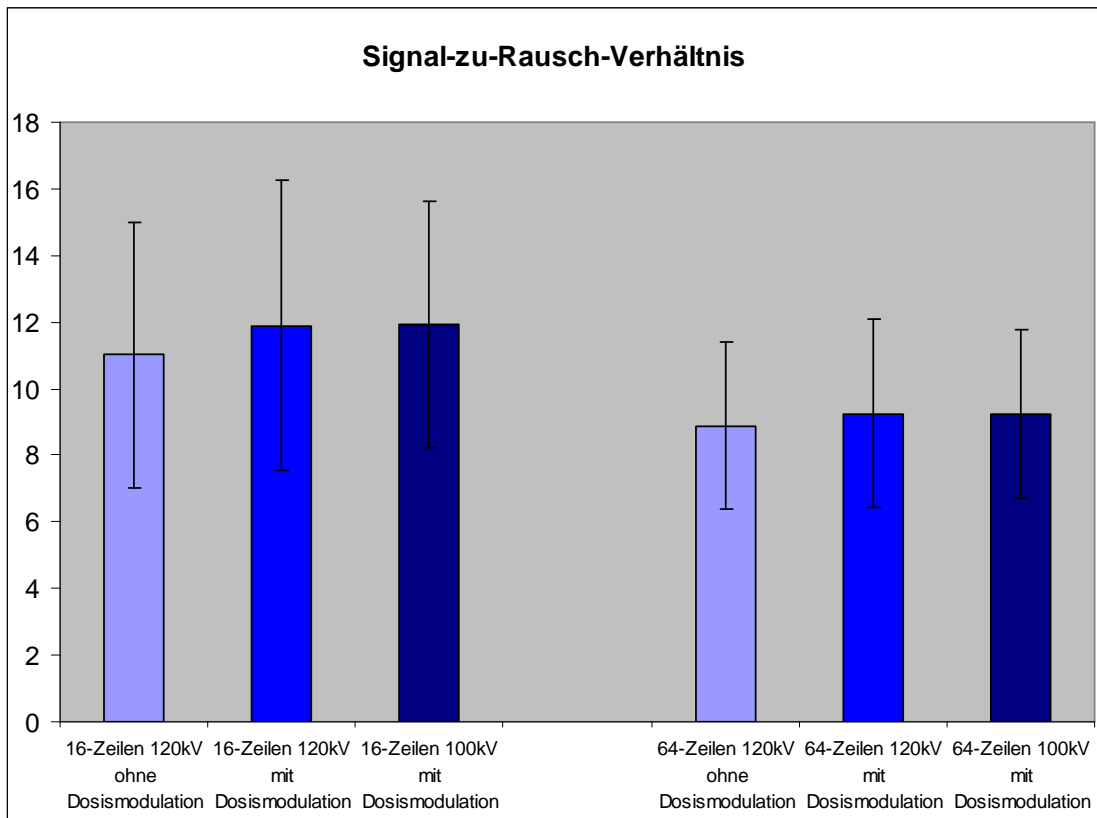


Abb. 15. Veränderung des Verhältnisses vom Signal zum Bildrauschen durch die Dosisreduktionsmaßnahmen. Mittelwert (blau), +/- Standard-Abweichung

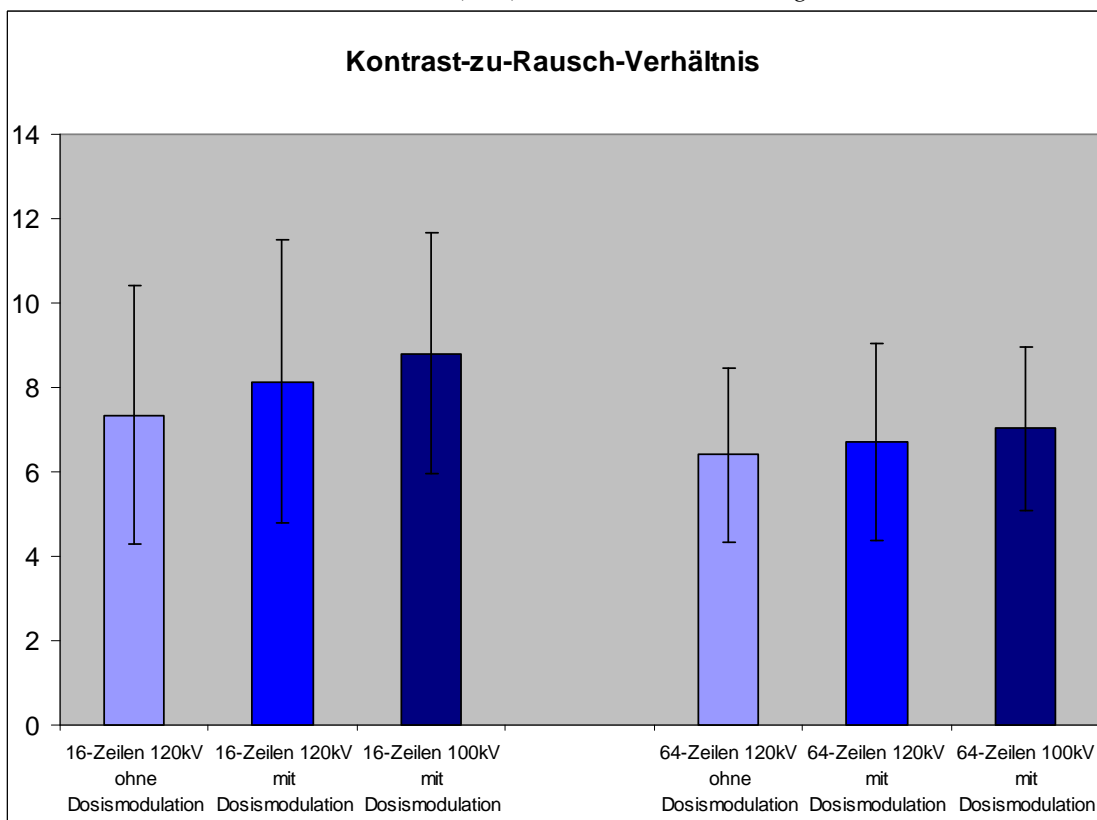


Abb. 16. Veränderung des Verhältnisses vom Kontrast zum Bildrauschen durch die Dosisreduktionsmaßnahmen. Mittelwert (blau), +/- Standard-Abweichung.

### 4.3.3 Diagnostische Bildqualität

Als weiterer Parameter wurde die diagnostische Bildqualität bestimmt. Hierfür wurde die artefaktfreie Darstellung der einzelnen Koronararteriensegmente beurteilt und die Beurteilbarkeit des Stenosegrades der einzelnen Abschnitte geprüft. Insgesamt fand eine Evaluation von 3492 Segmenten statt, von denen jeweils die Größe und die Qualität der Darstellung bestimmt wurden. 694 (19,9%) der Segmente stellten sich mit einem Durchmesser  $< 2,0$  mm zu klein für eine Evaluation der diagnostischen Bildqualität dar. Die übrigen 2798 Segmente waren zu 84,5% von guter diagnostischer Qualität, 4,3% wurden als eingeschränkt beurteilbar eingestuft und 11,2% waren diagnostisch nicht beurteilbar. Dabei ergab sich keine Verschlechterung der diagnostischen Bildqualität bei Verwendung der Dosis-Modulation oder des 100 kV-Scan-Protokolls. In Abb. 17 fällt vielmehr auf, dass beim 64-Zeilen-CT unter Verwendung des Dosis-Modulations-Algorithmus die höchste Anzahl von Gefäßsegmenten mit diagnostisch guter Qualität gefunden wurde.

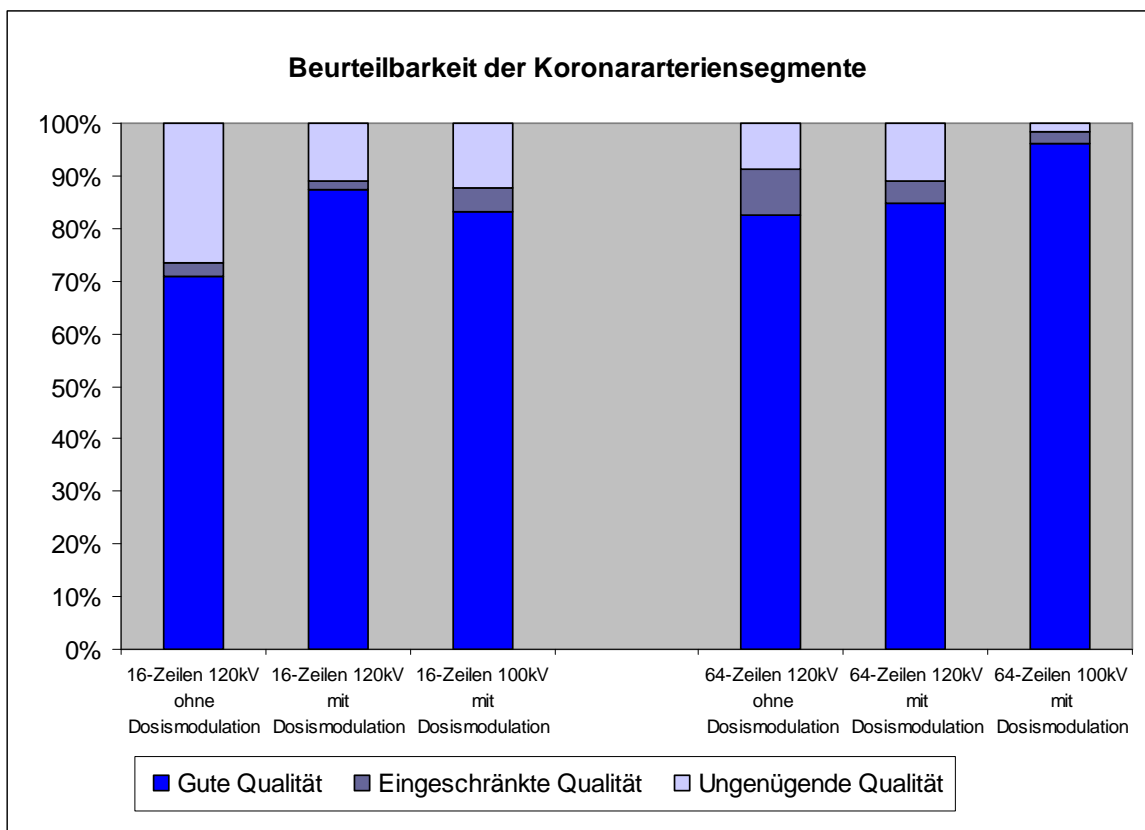


Abb. 17. Überblick über die diagnostische Bildqualität für die verschiedenen Scan-Protokolle: Prozentsatz der Koronarsegmente mit guter Qualität, mit eingeschränkter Beurteilbarkeit und diagnostisch nicht beurteilbare Segmente.

Tabelle 5 stellt die Ergebnisse der diagnostischen Bildqualität für die einzelnen Untersuchungsprotokolle dar. Der Hauptgrund für eine Nicht-Beurteilbarkeit von Segmentabschnitten waren ausgeprägte Bewegungsartefakte und/oder starke Kalzifikationen der Gefäße.

	16-Zeilen-CT			64-Zeilen-CT		
	120 kV ohne Dosis- Modulation	120 kV mit Dosis- Modulation	100 kV mit Dosis- Modulation	120 kV ohne Dosis- Modulation	120 kV mit Dosis- Modulation	100 kV mit Dosis- Modulation
Gesamtzahl der Koronarsegmente	368	668	679	690	687	400
Kleine Koronarsegmente, n (%)	78 (21,2)	156 (23,4)	122 (18,0)	137 (19,9)	139 (20,2)	62 (15,5)
Gesamtzahl der beurteilten Segmente	290	512	557	553	548	338
Segmente mit guter diagnostischer Qualität, n (%)	206 (71,0)	448 (87,5)	464 (83,3)	457 (82,6)	464 (84,7)	325 (96,1)
Segmente mit eingeschränkter diagnostischer Qualität, n (%)	7 (2,4)	8 (1,6)	25 (4,5)	48 (8,7)	24 (4,4)	8 (2,4)
Ungenügende diagn. Qualität, nicht beurteilbare Segmente, n (%)	77 (26,6)	56 (10,9)	68 (12,2)	48 (8,7)	60 (10,9)	5 (1,5)

Tab. 5. Übersicht über die diagnostische Bildqualität für die einzelnen Untersuchungsprotokolle

## 5. Diskussion

### 5.1 Effektive Strahlendosis in der 16-Zeilen- und 64-Zeilen-Computertomographie

Die vorliegende Studie untersuchte die abgeschätzte effektive Strahlendosis der MSCT-Koronarangiographien in der klinischen Routine. Dabei ergaben sich für das 64-Zeilen-CT Gerät deutlich höhere Dosiswerte als für das 16-Zeilen-CT-Gerät. Dies erklärt sich durch die höhere räumliche und zeitliche Auflösung der 64-Zeilen-CT-Untersuchung.

Die höhere räumliche Auflösung ist eine Voraussetzung für eine exakte Bestimmung des koronaren Gefäßstenosierungsgrades und der Menge der kalzifizierten und nicht-kalzifizierten Plaques. Diese Verbesserung der Auflösung wurde durch eine Verringerung der Kollimation und damit der Schichtdicke erreicht. Somit würde sich die Zahl der nicht-absorbierten Photonen pro Schicht verringern. Die Bildqualität hängt jedoch direkt von der Anzahl der Photonen ab, die auf den Detektor auftreffen <sup>16(S.917)</sup>. Um eine Verschlechterung der Bildqualität zu vermeiden, muss deshalb die Anzahl der ausgesendeten Photonen gesteigert und somit die Röhrenstromstärke erhöht werden. Damit erhöht sich auch die effektive Strahlendosis <sup>14(S.2224)</sup>.

Die Verbesserung der zeitlichen Auflösung wird durch eine erhöhte Rotationsgeschwindigkeit der Röntgenröhre erreicht. Um dabei eine gleichbleibende Bildqualität zu erhalten, muss wiederum die Photonenemissionsrate und somit die Röhrenstromstärke erhöht werden. Daraus resultiert eine weitere Erhöhung der Strahlendosis.

Zusätzlich kann durch die verbesserte zeitliche Auflösung in der 64-Zeilen-CT-Untersuchung ein größerer Bereich des Thorax innerhalb einer Atempause aufgezeichnet werden. Daher ist es seit der Einführung des 64-Zeilen-CTs möglich, auch Patienten mit einem relativ langen Scanbereich, d.h. vor allem Patienten zur Beurteilung von koronaren Bypässen, nicht-invasiv zu untersuchen. Da in die Gesamtuntersuchung der effektiven Dosis für die beiden CT-Geräte konsekutiv alle durchgeführten Untersuchungen aufgenommen wurden, auch diejenigen zur Beurteilung von Bypässen, ist die mittlere Scanlänge in der Studie mit dem 64-Zeilen-CT-Gerät höher als in den Untersuchungen mit dem 16-Zeilen-Gerät.



Nachdem sich die Scanlänge direkt auf die effektive Dosis auswirkt, resultiert daraus eine höhere Gesamtstrahlendosis für die 64-Zeilen-CT-Untersuchung in der klinischen Alltagsanwendung in dieser Studie.

## **5.2 Nutzen-Risiko-Abwägung für die CT-Koronarangiographie**

Jede Strahlenexposition ist theoretisch mit dem Risiko einer DNA-Schädigung und dem Risiko einer Tumorinduktion verbunden. Dabei treten stochastische Strahlenschäden zufällig auf, es existiert keine Schwellendosis. Die Wahrscheinlichkeit eines Auftretens nimmt mit der Höhe der Strahlendosis zu. Das Risiko für eine Krebserkrankung bei einer Ganzkörperexposition von insgesamt 1000 mSv liegt bei ca. 5% <sup>20</sup>. Dennoch können auch wesentlich kleinere Strahlendosen Krebserkrankungen wie z.B. Leukämien, Mamma-Karzinome oder Bronchial-Karzinome induzieren. Die Latenzzeit von der Strahlenexposition bis zum Auftreten eines Tumors beträgt bei soliden Tumoren im Durchschnitt etwa 20 Jahre.

Die koronare Herzerkrankung stellt jedoch in den westlichen Industrieländern sowohl bei Frauen wie auch bei Männern die häufigste Todesursache dar. Durch Einsatz der CT-Angiographie können kardiovaskuläre Erkrankungen von Patienten mit einem erhöhten Risiko frühzeitig erkannt werden gegebenenfalls und entsprechende Therapien eingeleitet werden. Außerdem können Patienten mit einer bekannten koronaren Herzerkrankung in regelmäßigen Zeitabständen überwacht werden, um eine Progression der Erkrankung rechtzeitig zu erkennen. Das Durchschnittsalter der untersuchten Patienten liegt bei etwa 60 Jahren. Somit läge das Erkrankungsalter für eine Tumorerkrankung bei einer mittleren Latenzzeit von 20 Jahren selbst im ungünstigsten Fall (Tumorinduktion durch einmalige Strahlenexposition von 10 mSv) bei ca. 80 Jahren.

Insgesamt ist also das Risiko einer Tumorinduktion durch die koronare CT-Angiographie gegenüber dem Nutzen dieser Untersuchung für den Patienten als gering einzustufen. Dennoch sollte jede Möglichkeit genutzt werden, die Strahlendosis für den Patienten so niedrig wie möglich zu halten.

## **5.3 Dosis-Modulations-Algorithmen**

Als eine weitere Fragestellung dieser Studie wurde daher der Einsatz von Algorithmen zur Strahlendosisreduktion untersucht. Gewöhnlich wird bei der

kardialen CT-Untersuchung nur ein kurzer Abschnitt des Herzzyklus zur Bildrekonstruktion verwendet. In der Regel wird hierfür das Rekonstruktionsintervall in die Mitte der Diastole gelegt, da zu diesem Zeitpunkt die Bewegung des Herzens und somit die Bewegungsunschärfe am geringsten ist. In konventionellen CT-Untersuchungen werden Daten, die in dieser Zeitspanne liegen, durch eine Kopplung mit dem simultan aufgezeichneten EKG für die Bilderstellung genutzt, die übrigen Daten werden ignoriert. Diese Technik wird „retrospective gating“ genannt.

### 5.3.1 EKG-abhängige Dosis-Modulation

Bei Verwendung der EKG-abhängigen Dosis-Modulation wird die Röhrenstromstärke in Abhängigkeit von der simultan aufgezeichneten EKG-Ableitung verändert. Dabei wird die volle Röhrenstromstärke in der Mitte der Diastole appliziert, sodass hier eine optimale Bildqualität erreicht wird. In der übrigen Zeit des Herzzyklus ist die Röhrenstromstärke um 80% reduziert, woraus eine Verringerung der Strahlendosis resultiert. Da der Zeitpunkt der Stromstärkeverminderung mit Hilfe des Algorithmus anhand der vorausgehenden drei Herzaktionen berechnet wird, ist es möglich, dass beim Auftreten von Arrhythmien wie z.B. Extrasystolen, die Stromstärke zu einem falschen Zeitpunkt reduziert wird. Dadurch kann sich die Bildqualität für diesen Abschnitt der Untersuchung erheblich verschlechtern. Daher ist dieser Algorithmus für Patienten mit bekannten Arrhythmien nicht geeignet. Diese Patienten stellen jedoch momentan eine Minderheit bei kardialen CT-Angiographien dar. In unserer Studie zeigte sich, dass der Algorithmus der EKG-abhängigen Dosis-Modulation bei 82,2% der untersuchten Patienten verwendet werden konnte. Man kann zwar nicht mit 100% Sicherheit ausschließen, dass unerwartet auftretende Extrasystolen die Bildqualität erheblich verschlechtern, jedoch ist dies sehr unwahrscheinlich, wenn die Patienten, bei denen der Algorithmus angewendet wird, vorher sorgfältig ausgewählt werden. Dies zeigt sich auch an der konstanten Bildqualität bei Verwendung dieses Dosis-Modulations-Algorithmus in der vorliegenden Studie.

Da gewöhnlich für die Untersuchung mit Dosis-Modulation nur die Aufnahmen während der Diastole verwendet werden, ist die Stromstärke während des Moments der Bilderstellung bei Verwendung der Dosis-Modulation gleich hoch wie ohne Verwendung der Dosis-Modulation. So verwundert es nicht, dass sich

sowohl für das Verhältnis vom Signal zum Bildrauschen als auch das Verhältnis vom Kontrast zum Bildrauschen ähnliche Werte für beide Aufnahmetechniken ergeben.

Insgesamt zeigte sich bei Verwendung der EKG-abhängigen Dosis-Modulation eine signifikante Dosisreduktion von 40% (16-Zeilen-CT) bzw. 37% (64-Zeilen-CT). Dies bedeutet, dass durch Einsatz dieser Technik die effektive Strahlendosis für Patienten, bei denen eine CT-Koronarangiographie durchgeführt wird, erheblich vermindert werden kann. Dies ist besonders wichtig für Patienten, die im Laufe ihres Lebens wiederholte koronare Angiographien benötigen, wie es bei Patienten mit koronarer Herzerkrankung oft der Fall ist.

### 5.3.2 *Verminderung der Röhrenspannung*

In einem zweiten Schritt wurde die zusätzliche Verwendung einer verringerten Röhrenspannung (100 kV) bei gleichzeitigem Einsatz der Dosis-Modulation und ihr Einfluss auf die Strahlendosis untersucht. In pädiatrischen CT-Untersuchungen wurde eine reduzierte Röhrenspannung schon früher eingeführt, ohne dass dabei eine Verschlechterung der Bildqualität in Kauf genommen werden musste <sup>25(S.730)</sup>. Da durch eine Spannungsverringering die effektive Dosis mit dem Quadrat der Spannung abnimmt, führt schon eine relativ geringe Spannungsreduktion zu einer deutlichen Dosisreduktion.

Im Vergleich zum Untersuchungsprotokoll mit 120 kV und ohne Dosis-Modulation zeigte sich in unserer Studie eine deutliche Reduktion der Strahlendosis bei Verwendung der reduzierten Röhrenspannung mit 100 kV. Die relative Dosisreduktion gegenüber der Standarduntersuchung betrug für die 16-Zeilen-CT-Untersuchung 53% und für die 64-Zeilen-CT-Untersuchung 64%, also deutlich mehr als durch Dosis-Modulation allein zu erreichen ist. Der Unterschied in der relativen Dosis-Reduktion zwischen den beiden CT-Geräten liegt vor allem an geringfügigen Unterschieden bei anderen Scanparametern wie Pitch, Scanlänge und Herzfrequenz.

Die Untersuchung der Bildqualität ergab eine Verbesserung der Signalintensität durch Verwendung der Röhrenspannung von 100 kV. Dies liegt daran, dass bei verringerter Röhrenspannung die Absorption der Strahlung durch das Kontrastmittel zunimmt und sich somit die Gefäße röntgendichter darstellen.

Gleichzeitig verstärkt sich jedoch auch das Bildrauschen. Grund dafür ist eine Erhöhung des photoelektrischen Effekts und eine Abnahme der Compton-Streuung <sup>4(5.529)</sup>. Da sich sowohl das Signal und der Kontrast als auch das Bildrauschen erhöhen, veränderte sich weder das Verhältnis vom Signal zum Bildrauschen noch das Verhältnis vom Kontrast zum Bildrauschen signifikant bei Verwendung des Scan-Protokolls mit 100 kV-Röhrenspannung.

Um die Zunahme des Bildrauschens bei Verringerung der Spannung zu verhindern, wurde für nicht-kardiale CT-Untersuchungen eine Erhöhung der Röhrenstromstärke vorgeschlagen <sup>24(5.172)</sup>. Dies lässt sich jedoch mit den eingesetzten Herz-CT-Geräten momentan nur begrenzt verwirklichen, da mit den vorhandenen Standardprotokollen die Möglichkeiten eingeschränkt sind, die Stromstärke weiter zu erhöhen. Somit muss versucht werden, eine Balance zwischen möglichst geringem Bildrauschen und möglichst geringer Strahlendosis zu finden.

### 5.3.3 Diagnostische Bildqualität

Zur Untersuchung der Auswirkungen der Dosis-Modulations-Algorithmen auf die diagnostische Qualität der Darstellung bestimmten wir die Anzahl der Koronargefäßsegmente mit guter oder eingeschränkter Bildqualität und die Zahl nicht-beurteilbarer Koronargefäßsegmente und verglichen die Anzahl bezogen auf die unterschiedlichen Scan-Protokolle. Dabei zeigte sich in der Analyse keine Verschlechterung der Bildqualität, sondern eher eine Tendenz zur Zunahme der Anzahl von Gefäßen mit guter Beurteilbarkeit, wenn Dosis-Reduktions-Protokolle verwendet wurden. Die Aussagekraft dieser Analyse wird jedoch eingeschränkt durch die Auswahl der Patienten, die mit dem Standard-Protokoll untersucht wurden. Dies waren besonders Patienten mit Rhythmusstörungen, für die sich ein Einsatz der Dosis-Modulation nicht eignete. Bei diesen Untersuchungen sind Störungen durch Bewegungsartefakte zu erwarten. So liegt möglicherweise eine Verfälschung des Ergebnisses durch einen Selektionsbias vor.

Der Einfluss der verschiedenen Scan-Protokolle auf die Darstellung von kalzifizierten und die Erkennung von nicht-kalzifizierten Plaques im Bereich der Gefäßwand ist bisher noch nicht bekannt. Daher müssen in dieser Hinsicht noch weitere Studien folgen.

#### 5.4 Grenzen der Studie

Ziel der vorliegenden Studie war nicht ein Vergleich von Bildqualität und Beurteilbarkeit der Koronarsegmente zwischen 16-Zeilen- und 64-Zeilen-CT-Scannern. Die im Studienaufbau bestehenden Unterschiede in der Bildakquisition zwischen den beiden Systemen lassen deshalb einen direkten Vergleich nicht zu. Es fällt jedoch auf, dass mit der 64-Zeilen-Untersuchung, die ja eine höhere zeitliche und räumliche Auflösung aufweist, tendenziell mehr Koronarsegmente beurteilbar waren als mit dem 16-Zeilen-CT. Da Bildqualitätsparameter wie das Bildrauschen, das Verhältnis vom Signal zum Bildrauschen und das Verhältnis vom Kontrast zum Bildrauschen im 64-Zeilen-CT eher eine Tendenz zur Abnahme der Bildqualität gegenüber dem 16-Zeilen-CT zeigen, deutet dies möglicherweise darauf hin, dass für die Bewertung von Koronargefäßen die Auflösung eine wichtigere Rolle spielt als die quantitativen Parameter.

In unserer Studie beschränkten wir uns auf die Ermittlung der Strahlendosis für die nicht-invasive Koronarangiographie. Ein Vergleich der CT-Koronarangiographie mit der konventionellen Herzkatheteruntersuchung im Bezug auf die Strahlendosis steht noch aus. In bisherigen Untersuchungen liegt die mittlere effektive Dosis für rein diagnostische Herzkatheteruntersuchungen mit 5,6 mSv in einem ähnlichen Bereich wie die 16-Zeilen-CT-Koronarangiographie <sup>3(5,634)</sup>.

Dennoch sollte eine strenge Indikationsstellung für die koronare CT-Angiographie erfolgen, denn wenn bereits Anamnese oder klinische Symptomatik eines Patienten das Vorliegen signifikanter Koronarstenosen wahrscheinlich erscheinen lassen, kann es sinnvoller sein, sofort eine invasive Koronarangiographie durchzuführen, um eine doppelte Belastung der Patienten bei Notwendigkeit einer Intervention zu vermeiden.

Insgesamt stellt die CT-Koronarangiographie eine attraktive nicht-invasive Möglichkeit zur Untersuchung der Koronararterien dar und bietet eine Alternative zur konventionellen Herzkatheteruntersuchung. Für die hierbei auftretende Strahlenbelastung gibt es bereits Möglichkeiten, diese für den Patienten zu verringern ohne dadurch die Untersuchungsqualität zu verschlechtern.

## **6. Zusammenfassung**

### **6.1 Hintergrund**

Die Mehrschicht-CT-Koronarangiographie hat in den letzten Jahren mehr und mehr Bedeutung für die nicht-invasive Untersuchung von Patienten mit erhöhtem Risiko für eine koronare Herzerkrankung gewonnen. Durch die Einführung der 16-Zeilen- und der 64-Zeilen-Computertomographie hat sich sowohl die räumliche als auch die zeitliche Auflösung verbessert, sodass die diagnostische Qualität deutlich zugenommen hat. Die Verbesserung der Auflösung bei der 64-Zeilen-CT-Untersuchung führt jedoch zu einer Erhöhung der Strahlendosis gegenüber der 16-Zeilen-CT-Koronarangiographie. Ziel der Studie war es daher, retrospektiv die Strahlendosis für die beiden CT-Geräte in der klinischen Routine zu untersuchen und den Einfluss unterschiedlicher Scan-Protokolle auf die Strahlendosis und die Untersuchungsqualität zu ermitteln.

### **6.2 Methoden und Ergebnisse**

Im Zeitraum von Juli 2002 bis Mai 2005 wurden 1035 Patienten CT-koronarangiographisch untersucht. Für diese Untersuchungen erfolgte eine Abschätzung der Strahlendosis im Vergleich zwischen dem 16-Zeilen- und dem 64-Zeilen-Computertomographen in der Alltagsanwendung. Zur Abschätzung der Strahlendosis für unterschiedliche Scanprotokolle wurden Untersuchungen mit und ohne EKG-abhängige-Dosis-Modulation sowie mit 120 kV bzw. mit 100 kV Röhrenspannung durchgeführt. Für diese CT-Untersuchungen wurden jeweils auch die Auswirkungen der unterschiedlichen Scan-Parameter auf die Bildqualität bestimmt. Dazu ermittelten wir quantitative Parameter (Bildrauschen, Verhältnis von Kontrast und Signal zum Bildrauschen). Außerdem wurden qualitative Parameter (diagnostische Segmentbeurteilbarkeit) untersucht.

In der klinischen Routineanwendung zeigte sich für das Gesamtkollektiv eine Strahlendosis von  $6,4 \pm 1,9$  mSv für die 16-Zeilen-CT-Koronarangiographie und  $11,0 \pm 4,1$  mSv für das 64-Zeilen-CT-Gerät ( $p < 0,01$ ). Beim 16-Zeilen-CT ergab sich durch Verwendung des Algorithmus zur EKG-abhängigen Dosis-Modulation eine Verringerung der effektiven Strahlendosis von  $10,6 \pm 1,2$  mSv auf  $6,4 \pm 0,9$  mSv ( $p < 0,01$ ), was einer relativen Dosisreduktion von 40% entspricht. Für das 64-Zeilen-CT zeigte sich eine Dosisverringerng von  $14,8 \pm 1,8$  mSv auf  $9,4 \pm 1,0$  mSv ( $p < 0,01$ )

mit Verwendung der Dosis-Modulation und somit eine relative Dosisreduktion von 37%. Durch zusätzliche Verwendung einer reduzierten Röhrenspannung von 100 kV verringerte sich die Strahlendosis um insgesamt 53% (16-Zeilen-CT) bzw. 64% (64-Zeilen-CT).

Bei Untersuchungen mit beiden CT-Geräten ergab sich kein signifikanter Unterschied im Verhältnis vom Kontrast zum Bildrauschen und im Verhältnis vom Signal zum Bildrauschen zwischen den verschiedenen Protokollen. Auch in der diagnostischen Bildqualität zeigte sich keine Verschlechterung durch die Verwendung von Dosis-Modulations-Algorithmen.

### **6.3 Schlussfolgerung**

Für die CT-Koronarangiographie zum Ausschluss einer koronaren Herzerkrankung und zur Kontrolle des Gefäßstatus ergibt sich in der klinischen Routineanwendung eine durchschnittliche Strahlendosis von 6,4 mSv für 16-Zeilen-CT-Untersuchungen und 11,0 mSv für 64-Zeilen-CT-Untersuchungen, wobei in der Studie mit dem 64-Zeilen-CT eine wesentlich bessere räumliche und zeitliche Auflösung erreicht wird.

Durch Einsatz der EKG-abhängigen Dosis-Modulation und durch Verringerung der Röhrenspannung lässt sich jedoch eine Reduktion der Strahlendosis erzielen, die dem Patienten zu Gute kommt, ohne dass dadurch die Qualität der Untersuchung abnimmt. Daher sollten diese Dosis-Modulations-Algorithmen möglichst immer verwendet werden, wenn die Untersuchungsvoraussetzungen dies zulassen.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Achenbach S. Klinischer Stellenwert der Cardio-CT-Koronarangiographie. *Herz*. 2003; 28:119-125
2. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, McGoon DC, Murphy ML, Roe BB. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation*. 1975; 51: 5-40.
3. Betsou S, Efstathopoulos EP, Katrictis D, Faulkner K, Panayiotakis G. Patient radiation doses during cardiac catheterization procedures. *British Journal of Radiology*. 1998; 71:634-639
4. Ertl-Wagner BB, Hoffmann RT, Bruning R, Herrmann K, Snyder B, Blume JD, Reiser MF. Multi-detector row CT angiography of the brain at various kilovoltage settings. *Radiology*. 2004; 231:528-35.
5. Flohr T, Küttner A., Bruder H, Stierstorfer K, Halliburton S, Schaller S, Ohnesorge B. Performance Evaluation of a Multi-Slice CT System with 16-Slice Detector and Increased Gantry Rotation Speed for Isotropic Submillimeter Imaging of the Heart. *Herz*. 2003; 28:7-19
6. Flohr T, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak A, McCollough C. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med Phys*. 2005; 32:2536-47.
7. Gerber T, Kuzo R, Morin R. Techniques and parameters for estimation radiation exposure and dose in cardiac computed tomography. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*. 2005; 21: 165–176
8. Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology*. 2000; 217: 430-435.
9. Jacobs T, Becker C, Ohnesorge B, Flohr T, Suess C, Schoepf U, Reiser M. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol*. 2002; 12: 1081-1086.



10. Kauffmann, GW. Röntgenfibel, Praktische Anleitung für Eingriffe in der Röntgendiagnostik und interventionellen Radiologie. Springer-Verlag. Berlin, 1995. 2. Auflage. 23-75.
11. Kopp A.F, Klingenberg-Regn K, Heuschmid M, Küttner A, Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Claussen C.D. Multislice Computed Tomography: Basic Principles and Clinical Applications. *Electromedica* 68. 2000; 2: 94-105.
12. Lacomis JM, Wigginton W, Fuhrman C, Schwartzman D, Armfield DR, Pealer KM. Multi-detector row CT of the left atrium and pulmonary veins before radio-frequency catheter ablation for atrial fibrillation. *Radiographics*. 2003; 23:35-48.
13. Luxembourg EC. European guidelines for quality criteria for computed tomography. 2000
14. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys*. 1999; 26:2223-30.
15. Mollet NR, Cademartiri F, Krestin GP, McFadden EP, Arampatzis CA, Serruys PW, de Feyter PJ. Improved diagnostic accuracy with 16-row multi-slice computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol*. 2005; 45:128-132.
16. Morin RL, Gerber TC, McCollough CH. Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart. *Circulation*. 2003;107:917-922.
17. Nieman K, Cademartiri F, Lemos P, Raaijmakers R, Pattynama P, de Feyter P. Reliable Noninvasive Coronary Angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation*. 2002; 106: 2051-2054.
18. Nieman K, Cademartiri F, Raaijmakers R, Pattynama P, de Feyter P. Noninvasive angiographic evaluation of coronary stents with multi-slice spiral computed tomography. *Herz*. 2003; 28:136-142.
19. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenberg-Regn K, Becker C, Schöpf U, Brünning R, Reiser M. Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT. *Radiologe*. 1999; 39: 923-931
20. Reiser M, Kuhn FP, Debus J. Radiologie. MLP Duale Reihe. Georg Thieme Verlag. Stuttgart 2004; 52-61.
21. Rist C, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Bastarrika G, Reiser MF, Becker CR. Indikationen für die Mehrschicht-CT-Angiographie der Koronararterien. *Radiologe*. 2004;44:121-129

22. Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Baum U, Giesler T, Derlien H, Moshage W, Bautz WA, Daniel WG, Kalender WA, Achenbach S. Investigation of aortocoronary artery bypass grafts by multislice spiral computed tomography with electrocardiographic-gated image reconstruction. *Am J Cardiol.* 2001; 88: 792-795.
23. Schwartzman D, Lacomis J, Wigginton WG. Characterization of left atrium and distal pulmonary vein morphology using multidimensional computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* 2003; 41: 1349-1357.
24. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul JF. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology.* 2004; 231: 169-74
25. Suess C, Chen X. Dose optimization in pediatric CT: current technology and future innovations. *Pediatr Radiol.* 2002;32:729-34; discussion 751-4.
26. Vogl TJ, Zeiher A, Moritz A, Herzog C. Mehrschicht Spiral-CT: Aktuelle Wertigkeit in der kardialen Bildgebung. *Hessisches Ärzteblatt.* 2003; 10: 535-538

## 8. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1. Schematische Darstellung der Bilderstellung in der Computertomographie
- Abb. 2. Schematische Darstellung eines Mehrschicht-Spiral-CT-Geräts mit kontinuierlichem Tischvorschub
- Abb. 3. EKG-gesteuerte Bildrekonstruktion aus aufeinander folgenden Herzaktionen in der Mehrschicht-Computertomographie
- Abb. 4. Axiale Schnittbilder des Herzens in drei verschiedenen Ebenen
- Abb. 5a und b. Curved MPR im Verlauf der RCA vom Abgang aus der Aorta ascendens (AA) entlang des rechten Vorhofs (RA) bis in die Peripherie. Links mit 120 kV, rechts mit 100 kV aufgenommen. Im linken Bild zeigt sich ein kalzifizierter Plaque (Ca), im rechten Bild ist die RCA frei von Plaques.
- Abb. 6a. MIP LAO. Abgang des linken Hauptstamms (LM) aus der Aorta (AA), Aortenklappe (1), LCx und Anschnitt der RCA.
- Abb. 6b. MIP RAO. LAD mit Seitenästen und Endast der RCA.
- Abb. 6c. MIP RAO cranial.  
Abgang der RCA aus der Aorta und erstes Drittel der LCx.
- Abb. 7a. VRT. Abgang der linken Koronararterie (LM) aus der Aorta ascendens (AA) und Aufzweigung in LAD und LCx mit den jeweiligen Diagonal- (Rd1, Rd2) bzw. Marginalästen (Rm).
- Abb. 7b. VRT. LAD mit Diagonalast (Rd1), RCx und mittleres Segment der rechten Koronararterie (RCA).
- Abb. 8. Dosis-Modulation:  
Einsatz der EKG-abhängigen Stromstärke-Modulation in einer 4-Zeilen-Spiral-CT-Untersuchung zur Reduktion der Strahlendosis. Reduktion der Röhrenstromstärke auf 20% in der Systole, Datenakquisition in der Enddiastole.
- Abb. 9 a und b. Bestimmung der Kontrastmittelpassagezeit durch wiederholte Einzelschichtaufnahmen auf Höhe der Aorta ascendens (AA).  
8a. Kontrastmittel erreicht Pulmonalarterienstamm (Pulm).  
8b. Kontrastmittel erreicht Aorta ascendens und descendens (AD).
- Abb. 10 a, b. Übersicht der Koronararterien im Schemabild mit Einteilung in die jeweiligen Segmente.
- Abb. 11. Messung der mittleren Dichtewerte (Mean) und der jeweiligen Standardabweichung (SD) im linken Ventrikellumen und in der Ventrikelwand.

- Abb. 12. Messung der mittleren Dichtewerte (Mean) und der jeweiligen Standardabweichung (SD) im Hauptstammlumen der linken Koronararterie und im proximalen Anteil der rechten Koronararterie
- Abb. 13. Dosisreduktion (mSv) durch den Einsatz von EKG-abhängiger Dosis-Modulation und durch die Reduktion der Röhrenspannung auf 100 kV mit dem 16-Zeilen- und dem 64-Zeilen-CT-Gerät
- Abb. 14. Veränderung des Bildrauschens durch die Dosisreduktionsmaßnahmen. Wert (blau) in HU, +/- Standard-Abweichung.
- Abb. 15. Veränderung des Verhältnisses vom Signal zum Bildrauschen durch die Dosisreduktionsmaßnahmen. Mittelwert (blau) in HU, +/- Standard-Abweichung .
- Abb. 16. Veränderung des Verhältnisses vom Kontrast zum Bildrauschen durch die Dosisreduktionsmaßnahmen. Mittelwert (blau) in HU, +/- Standard-Abweichung
- Abb. 17. Überblick über die diagnostische Bildqualität für die verschiedenen Scan-Protokolle. Prozentsatz der Koronarsegmente mit guter Qualität, mit eingeschränkter Beurteilbarkeit und diagnostisch nicht beurteilbare Segmente.