

Aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Univ.-Prof. Dr. Gerald Antoch

Experimentelle Studie zur Messung der Strahlenexposition und des Einflusses
verschiedener Softwaresysteme zur koronaren Kalk-Detektion bei EKG-
synchronisierter kardialer Mehrzeilen-Computertomographie

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Stefanie Brachten
2013

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez. Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf

Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. Antoch

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Rassaf

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

L.W. Poll, M. Cohnen, S. Brachten, K. Ewen, U. Mödder, (2002), Reduktion der Strahlenexposition bei der Mehrschicht-Spiral CT des Herzens durch EKG-synchronisierte Modulation des Röhrenstroms ("EKG Pulsing"). Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, Band 174 1500-1505

Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde die Mehrschicht-Computertomographie als alternatives, nicht-invasives Verfahren zur konventionellen Angiographie der Herzkranzgefäße von verschiedenen Seiten beleuchtet. Vor allem der Technik des „EKG-Pulsing“, einer Methode zur EKG-synchronisierten Röhrenstrommodulation, wurde besonderes Interesse zugewandt.

Zunächst wurden Dosiswerte bestimmt, die bei der Untersuchung der Herzkranzgefäße bzw. koronarer Bypässe mit Hilfe moderner 4-, 16- und 64-Zeilen MSCT mit und ohne „EKG-Pulsing“ zu erwarten sind. Die auftretende Strahlung wurde dabei mit Hilfe eines Alderson Rando-Phantoms unter Einsatz von Thermolumineszenzdosimetern gemessen und die korrespondierenden Werte wurden mittels Monte-Carlo-Verfahren berechnet. Eine maximale Reduktion der effektiven Strahlendosis von 44% im 4-, 45% im 16- und 46% im 64-Zeilen CT konnte unter Nutzung der Röhrenstrommodulation erzielt werden. Bei der Dosisabschätzung, die auf der Basis mathematischer Berechnungen unter Nutzung des gewichteten, effektiven CT-Dosisindex vorgenommen wurde, zeigte sich eine durchschnittliche Unterschätzung der gemessenen effektiven Dosis bis zu 20%.

Zusätzlich wurde das zu erwartende Krebsrisiko diskutiert und als wesentlicher Aspekt der Bildqualität das auftretende Bildrauschen bewertet. Das theoretische Mortalitätsrisiko, bedingt durch die während einer entsprechenden Untersuchung zugeführte Strahlendosis, nahm bei den durchgeführten Messungen am 64-Zeilen CT maximale Werte von 0.105% an. Dies entspricht etwa einem Risiko von 1:952 im Verlauf des Lebens an einem strahleninduzierten Tumor zu versterben und wurde im Protokoll zur Beurteilung der Koronararterien einer weiblichen Patientin ohne die Zuhilfenahme des „EKG-Pulsing“ erhoben. Die durch die Anwendung der EKG-synchronisierten Röhrenstrommodulation erzielte Reduktion der effektiven Stromstärke zeigte keine signifikanten Einflüsse auf Rauschintensität sowie Signal-Rausch-Verhältnis und damit auf die diagnostische Sicherheit.

Weiterhin wurde der Einfluss unterschiedlicher Software zur Quantifizierung koronarer Verkalkungen evaluiert. Im Vergleich verschiedener Algorithmen zur Koronarkalkquantifizierung ergaben sich hierbei bessere Cohen-Kappa-Koeffizienten für den Agatston im Vergleich zum Volumen Score bei insgesamt guter Übereinstimmung zwischen $\kappa = 0,796$ bis $0,966$.

Abkürzungen und Symbole

A	Ampere
A_i	Pixel mit Werten über 130 HE
AAD	<i>Adaptive Array Detector</i>
AAI	<i>Adaptive Axial Interpolation</i>
AMPR	<i>Adaptive Multiple Plane Reconstruction</i>
ASSR	<i>Advanced Single-Slice Rebinning</i>
ATA	Aorta thoracica ascendens
bpm	Herzfrequenz in Schlägen pro Minute
BWS	Brustwirbelsäule
C	Gewähltes mAs Produkt
c_{HA}	Kalibrierfaktor
CS	<i>Calcium Score</i>
CT	Computertomographie
$\overline{CT}$	Mittlerer Dichtewert einer kalzifizierten Läsion
$\overline{CT}_{Wasser}$	Mittlerer Dichtewert von Wasser
CTDI	Computertomographie-Dosisindex
$CTDI_{w,eff}$	Gewichteter, effektiver CT-Dosisindex
Cx	Arteria coronaria sinistra, Ramus circumflexus
D	Energiedosis
d	Distanz (Tischvorschub) entlang der z-Achse
DLP	Dosis-Längen-Produkt
E	Effektive Dosis
E_{rel}	Exposition konstant maximaler Strom in Relation zur Röhrenmodulation
EBCT	Elektronenstrahl-Computertomographie
EKG	Elektrokardiogramm
f_{mean}	Mittelwert der Konversionsfaktoren der Körperabschnitte
FRS	Framingham Risk Score
Gy	Gray
H	Organdosis
HDL	Lipoproteine hoher Dichte
HE	Hounsfield-Einheiten
HE_K	Maximale Dichte in Hounsfield-Einheiten je Läsion
ICRP	International Committee on Radiation Protection

IVUS	Intravaskulärer Ultraschall
K	Kalkscore nach Agatston
K_{CT}	Gerätefaktor
KHK	Koronare Herzkrankheit
kV	Kilovolt
LAD	<i>Left anterior descending</i> , Ramus interventricularis anterior
LCA	Linke Koronararterie
LCx	Ramus circumflexus der linken Koronararterie
LDL	Lipoproteine niedriger Dichte
LI	Lineare Interpolation
LiF	Lithiumfluorid
LM	<i>Left main</i> , Hauptstamm der Arteria coronaria sinistra
lp	Linienpaare
LVOT	Linksventrikulärer Ausflusstrakt
LWS	Lendenwirbelsäule
M	Akquirierte Aufnahmeschichten
m	Masse
mA_{min}	Minimaler Röhrenstrom
mA_{max}	Maximaler Röhrenstrom
mAs	Milliamperesekunde
MPVR	Multiplanare Volumenrekonstruktion
MRA	Magnetresonanzangiographie
MRT	Magnetresonanztomographie
MSCT	Mehrschicht-Spiral-Computertomographie
MW	Mittelwert
N	Anzahl der Rotationen
n	Anzahl der Detektorschichten
N_{Voxel}	Anzahl der Voxel
n·TV	Scanlänge
O	Festgelegte Organe
P	Projektion
P_B	Umrechnungsfaktor von $CTDI_{w,eff}$ zu CTDI
p_{HA}	Dichte einer homogenen Kalzifikation
PAI	Plasminogen Aktivator Inhibitor
Pixel	<i>Pictures x-ray element</i>
R	Strahlenart

r	Radius
RA	Rechter Vorhof
RAD	Ramus atrialis dexter
RAS	Ramus atrialis sinister
RAVD	Ramus atrioventricularis dexter
RAVS	Ramus atrioventricularis sinister
RCA	Arteria coronaria dextra
RCO	Ramus coni arteriosi
RD1	1. Diagonalast der linken Koronararterie
RD2	2. Diagonalast der linken Koronararterie
RIVA	Ramus interventricularis anterior
RIVP	Ramus interventricularis posterior
RMD	Ramus marginalis dexter
RMS	Ramus marginalis sinister
RNS	Ramus nodi sinuatriales
ROI	<i>Region of interest</i>
RPLD	Ramus posterolateralis dexter
RPLS	Ramus posterolateralis sinister
RSA	Rami septales anteriores
RSNA	Radiological Society of North America
RSP	Rami septales posteriores
RVD	Ramus ventricularis dexter
S	Kollimation
s	Schichtdicke
SD	Standardabweichung
SFOV	Messfeld
SRV	Signal-Rausch-Verhältnis
SSP	Schichtempfindlichkeitsprofil
Sv	Sievert
t	Zeit
T_{del}	Verzögerungszeit
T_{Scan}	Absolute Dauer des Scans
T_{rev}	Festgelegte Zeit vor Einsetzen der nächsten R-Zacke
T_{rot}	Rotationszeit
T_{RR}	Maximal zu erwartende Herzzykluszeit
TLD	Thermolumineszenzdosimeter

TNF- α	Tumornekrosefaktor α
TP	Truncus pulmonalis
V	Volumen
v	Tischgeschwindigkeit
V_{Voxel}	Volumen eines Voxels
Voxel	<i>Volume x-ray element</i>
VSD	Valvula semilunaris dextra
VSS	Valvula semilunaris sinistra
W	Wichtungsfaktor
w	Kollimatorweite
z	Tischposition
ΔT_N	Zeitintervall mit vollem Röhrenstrom
θ	Winkel

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	
1.1	Grundlagen	1
1.1.1	IVUS.....	3
1.1.2	EBCT.....	3
1.1.3	MRT	4
1.1.4	MSCT	5
1.2	Pathologie der Koronararterien	7
1.3	CT – Entwicklung und Funktionsweise	9
2.	Ziele der Arbeit	14
3.	Dosisreduktion	
	<i>Material und Methoden.....</i>	<i>16</i>
3.1	Bildrekonstruktion im Spiral-CT.....	16
3.2	Detektordesign der genutzten CT-Geräte.....	22
3.3	Messverfahren mittels TLD am Alderson-Rando-Phantom.....	25
3.4	Thermolumineszenzdosimetrie	28
3.5	EKG-Synchronisation	34
3.5.1	Prospektive EKG-Triggerung.....	31
3.5.2	Retrospektives EKG-Gating.....	32
3.6	EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation.....	37
3.7	Ermittlung von Organdosen und effektiver Dosis.....	37
3.8	Strahlenrisiken.....	41
3.9	Bildrauschen und Signal-Rausch-Verhältnis.....	47
	<i>Ergebnisse.....</i>	<i>49</i>
3.10	Dosisreduktion im 4-Zeilen-Spiral-CT des Herzens durch „EKG-Pulsing“	49
3.11	Dosisreduktion im 16-Zeilen-Spiral-CT des Herzens durch „EKG-Pulsing“	53
3.12	Dosisreduktion im 64-Zeilen-Spiral-CT des Herzens durch „EKG-Pulsing“	57
3.13	4-, 16- und 64-Zeilen-Spiral-CT im Vergleich	60
3.14	Ermittelte effektive Dosen in Hinblick auf die Publikation 60 der ICRP und die hierin empfohlenen Wichtungsfaktoren	63

3.15	Ermittelte effektive Dosen in Hinblick auf die Publikation 103 der ICRP und die hierin empfohlenen Wichtungsfaktoren	65
3.16	Bildrauschen und Signal-Rausch-Verhältnis im 4-, 16-, und 64-Zeilen-Spiral-CT	70
4.	Softwarevergleich	
	<i>Material und Methoden</i>	73
4.1	Darstellung der Koronararterien mit Hilfe der multiplanaren Volumenrekonstruktion.....	73
4.1.1	Ostien und proximale Segmente der Koronararterien.....	74
4.1.2	Rechte Koronararterie	75
4.1.3	Ramus interventricularis anterior der linken Koronararterie	77
4.1.4	Ramus circumflexus der linken Koronararterie	78
4.2	Algorithmen zur Koronarkalkquantifizierung.....	80
4.2.1	Agatston Score	80
4.2.2	Volumen Score	81
4.2.3	Äquivalenzmasse Calcium	82
4.3	Koronarkalkdetektion und –quantifizierung	84
	<i>Ergebnisse</i>	87
4.4	Einfluss verschiedener Softwaresysteme auf die Quantifizierung von Koronarkalk zur Risikostratifizierung bei KHK	87
5.	Diskussion	91
6.	Schlussfolgerungen	106
7.	Literaturverzeichnis.....	109
8.	Anhang	118
	Tabellarische Aufstellung zum Softwarevergleich	118

Einleitung

Grundlagen

Die koronare Herzerkrankung (KHK) stellt die häufigste Todesursache in Europa dar. Nach Angaben der WHO starben allein 2004 7,2 Millionen Menschen (12,2%) weltweit an den Folgen der koronaren Herzerkrankung (1). In Ländern mit hohem Einkommen wie Deutschland lag die Rate sogar bei 16,3% (1). Voraussagen hinsichtlich der KHK besagen, dass die Mortalität in Entwicklungsländern im Zeitraum von 1990 bis 2020 für Frauen um 120% und für Männer um 137% steigen wird (2). Im Vergleich dazu ist ein Anstieg der Mortalität in stärker entwickelten Nationen vor allem auf das Wachstum der Population älterer Menschen mit höherem Risiko zurückzuführen; die Zunahme der Mortalität wird auf 29-48% geschätzt (2). Bis 2020 werden koronare Herzerkrankungen laut Prognosen der WHO für 14,3 Millionen Todesfälle bei Männern und 13,0 Todesfällen bei Frauen weltweit verantwortlich sein (3).

Die koronare Herzkrankheit ist die Manifestation der Atherosklerose an den Herzkranzgefäßen. Sie umfasst eine Gruppe von Erkrankungen des Herzens unterschiedlicher Ätiologie mit der gemeinsamen Endstrecke der Koronarinsuffizienz. Zu den klinischen Erscheinungen kommt es im Rahmen flusslimitierender Koronarstenosen durch ein Missverhältnis zwischen Sauerstoffangebot und Sauerstoffbedarf des Herzmuskels.

Arterieller Hypertonus, Diabetes mellitus, erhöhtes Gesamt- und LDL-Cholesterin, erniedrigtes HDL-Cholesterin, Nikotinabusus, genetische Prädisposition, Adipositas, zunehmendes Alter oder männliches Geschlecht (vor dem 60. Lebensjahr) wurden in zahlreichen groß angelegten Langzeitstudien eindeutig als Risikofaktoren der koronaren Atherosklerose identifiziert (4). Eine richtungsweisende Risikostratifizierung anhand dieser Faktoren eröffnet die Möglichkeit zur Aufnahme präventiver Maßnahmen für Patienten mit voraussichtlich erhöhtem Risiko zur Entwicklung atheromatöser Koronarstenosen. Neben allgemeinen Maßnahmen wie Reduktion von Risikofaktoren (z.B. Rauchverbot, Gewichtsreduktion, Behandlung von Hypertonie, Diabetes mellitus und Hyperlipoproteinämie), regelmäßigem körperlichem Training und konsequenter Behandlung von Begleiterkrankungen, die das Ausmaß der KHK verstärken können, stehen heute auch eine Reihe von medikamentösen Therapien zur Reduktion von Perfusionsstörungen zur Verfügung. So konnte seit der Einführung von Lipidsenkern bei Patienten mit bekannter Koronargefäßerkrankung die Rate von kardialen Ereignissen um 20-30% gesenkt werden (Scandinavian Simvastatin Survival Study) (5).

Aus ökonomischen Gründen ist es aber nötig, die Personengruppe mit einem hohen koronaren Risiko zuverlässig zu erkennen, um gezielt präventiv tätig zu werden.

Nach Angaben der WHO sterben in Deutschland bei etwa 280.000 Opfern eines Herzinfarktes noch immer 34% vor Erreichen eines Krankenhauses (6). Oft gehen dem Infarkt dabei keine charakteristischen Symptome einer KHK wie Angina pectoris voraus (6). Eine effektive Reduktion der Mortalität infolge einer KHK kann daher nur erwartet werden, wenn die KHK behandelt wird, bevor sich die Erkrankung klinisch manifestiert.

Die invasive Darstellung der Herzkranzarterien mittels Herzkatheteruntersuchung stellt unverändert den Goldstandard zur exakten Diagnostik und Beurteilung einer KHK dar. In der Hand eines erfahrenen Untersuchers ist sie ein relativ sicheres und schnell durchführbares Verfahren, das in gleicher Sitzung eine interventionelle Therapie koronarer Läsionen gestattet. Es muss jedoch kritisch angemerkt werden, dass Frühformen der koronaren Arteriosklerose aufgrund des „Glagov-Phänomens“ mit der Angiographie nicht erkannt werden (7). Dabei reagiert das Koronargefäß auf eine durch die Arteriosklerose hervorgerufene Intimaverdickung kompensatorisch mit einer Zunahme der Gefäßquerschnittsfläche, bis ein Grenzwert von 40-45% oder eine Umfangszunahme um 80% erreicht ist (7). So ist bekannt, dass für ein akutes Koronarsyndrom vor allem die Ruptur einer vulnerablen Plaque verantwortlich ist und dass bei etwa 68% der Patienten mit akutem Myokardinfarkt das Infarktgefäß eine Stenose $<50\%$ aufweist, die der Angiographie entgeht (8).

In Europa und den USA werden pro Jahr ca. 2.500.000 diagnostische Herzkatheteruntersuchungen durchgeführt (9). Bis zu 40% davon ergeben allerdings keinen Hinweis für das Vorliegen einer KHK und werden von keiner operativen oder interventionellen Therapie gefolgt (9). Nach der Krankheitskostenrechnung des statistischen Bundesamtes wurden im Jahr 2002 allein in Deutschland 7 Milliarden Euro zur Behandlung der KHK ausgegeben (10).

Für den Patienten besteht bei der Koronarangiographie ein zwar geringes, jedoch nicht vernachlässigbares Risiko. Infolge der Invasivität ist vor allem mit Schwierigkeiten an der Punktionsstelle wie Infektion, Hämatombildung, Nachblutung, Fistelbildung, aber auch schwerwiegenderen Komplikationen wie Gefäßdissektion oder -ruptur, zerebralen Ischämien, Herzinfarkt oder Herzrhythmusstörungen zu rechnen (11). Die Möglichkeit der direkten, nicht-invasiven Darstellung der Koronararterien ist daher ein entscheidender Fortschritt für Patienten mit Verdacht auf das Vorliegen einer KHK.

Vor dem Hintergrund der hohen Kosten und der Invasivität der herkömmlichen Koronarangiographie besteht der Bedarf nach einem verlässlichen, nicht-invasiven diagnostischen Verfahren. Einen entscheidenden Fortschritt in der Erkennung behandlungsbedürftiger Patientenkollektive verspricht man sich nun vom direkten radiologischen Nachweis verkalkter Koronarplaques. Da das Volumen verkalkter Koronarplaques ungefähr ein Fünftel des Volumens nicht verkalkter Plaque ausmacht, kann davon ausgegangen werden, dass das Volumen kalzifizierter Plaques ein Indikator für das Vorhandensein und das Ausmaß weicher, relativ instabiler Plaques ist (12). Ein Scan, bei dem keine Verkalkungen der Herzkranzgefäße nachgewiesen werden, hat einen hohen negativ prädiktiven Wert (95%) zum Ausschluss einer signifikanten KHK (13).

IVUS

Der Intravaskuläre Ultraschall (IVUS) ist als ein ergänzendes invasives Bildgebungsverfahren anzusehen, welches für bestimmte Fragestellungen zusätzliche relevante Informationen liefern kann. Er liefert detaillierte Informationen über Lumen und Wandaufbau von Koronargefäßen und ist bezüglich verschiedener morphologischer Aspekte der Angiographie überlegen. Im Gegensatz zur Angiographie erlaubt er Einblicke in die Plaquebeschaffenheit und die Ausdehnung der Plaque über die Lumensilhouette hinaus. Auch kann der IVUS den Plaqueaufbau beschreiben, welcher für die Stabilität des Plaque vermutlich eine wesentliche Rolle spielt.

Die IVUS-optimierte Stentimplantation führt zu einem größeren akuten Lumengewinn im Vergleich zur angiographischen Kontrolle (14). Auch im Rahmen der Ballondilatation gibt es Hinweise, dass durch IVUS-gestützte Ballonauswahl ein besseres angiographisches Resultat erreichbar ist (14).

EBCT

Vor allem die native Koronarkalkquantifizierung (Calcium-Scoring) mittels Elektronenstrahl-Computertomographie (EBCT) stellte in den USA eine der Hauptanwendungen alternativer, nicht-invasiver Methoden zur Koronarangiographie dar. Die prognostische und diagnostische Wertigkeit der EBCT-Ergebnisse wird allerdings kontrovers diskutiert. Die Befürworter berufen sich auf Studien, bei denen der EBCT-Kalkscore eine höhere prognostische Genauigkeit für das Risiko eines kardialen Ereignisses als die bisher bekannten Risikofaktorenanalysen bieten (15).

Kritiker verweisen auf hohe Kosten, fehlende flächendeckende Verfügbarkeit von Geräten (laut der Herstellerfirma GE Imatron in Deutschland lediglich an 5 Standorten verfügbar (10)), die schlechte Reproduzierbarkeit quantitativer Koronarkalkscores und technische Limitierungen (begrenzte Schichtdicke, begrenzte räumliche Auflösung bei der dreidimensionalen Abbildung der Koronararterien, sequentielle Schichtführung).

Ein Schwerpunkt der EBCT in der Bildgebung des Herzens liegt auf der minimalinvasiven Darstellung von Koronargefäßstenosen. Die Sensitivität dieser Methoden in der Diagnostik signifikanter Stenosen liegt zwischen 73 und 92% bei einer Spezifität von 79 bis 94% (16).

Proximale Anteile der Koronargefäße, in denen hauptsächlich arteriosklerotische Läsionen entstehen, sind auf den ersten 4-6cm diagnostisch ausreichend durch die kontrastmittelgestützte EBCT-Angiographie darstellbar und der qualitativen Beurteilung einer Stenosierung zugänglich (17). Mit abnehmendem Gefäßdurchmesser der peripheren Koronargefäßabschnitte sind der Beurteilung einer Stenosierung durch die begrenzte Linienauflösung der EBCT aber Grenzen gesetzt. Hier beschränkt sich die mögliche Aussage auf ein Vorhandensein der Gefäßdurchgängigkeit (17).

Eine der bisher wohl größten und längsten *follow-up* Studien zur Entwicklung risikoangepasster multivariabler Modelle, die neben bekannten Risikofaktoren für kardiovaskuläre Erkrankungen auch die Koronarkalkmessung berücksichtigt, wurde 2007 von Matthew J. Budhoff et al. vorgelegt und betrachtet eine Gruppe von 25.253 asymptomatischen Personen. Während einer durchschnittlichen Beobachtungszeit im Anschluss an eine Koronarkalkmessung von $6,8 \pm 3$ Jahren zeigte sich der Kalziumscore als unabhängiger Voraussagewert der Mortalität. Die Ergänzung der traditionellen Risikofaktoren durch den Koronarkalkscore erbrachte einen signifikanten Anstieg des Korrelationskoeffizienten (0,61 für kardiovaskuläre Risikofaktoren vs. 0,81 für die Koronarkalkmessung, $p < 0,0001$) (18).

MRT

Vorteile der Magnetresonanztomographie (MRT) sind die große Flexibilität in der Wahl der Bildebene und die Möglichkeit, neben anatomischen auch funktionelle Informationen zu erhalten. Interessant für den Kardiologen sind vor allem die Untersuchungen der globalen und regionalen Ventrikelfunktion, der Myokardperfusion und Myokardbewegung (19).

Während die Magnetresonanztomographie wegen der Möglichkeit der multiplanaren Schnittführung und dem guten Weichteilkontrast für die Untersuchung des Herzens

(Herzvitien, Perikarderkrankungen etc.) bestens geeignet ist, ist die MR-Angiographie-Darstellung der Koronararterien noch nicht ausgereift (19).

Manning und Mitarbeiter konnten 1993 mit einer segmentierten zweidimensionalen Turbo-FLASH-Sequenz einen Nachweis signifikanter Stenosen der großen epikardialen Koronararterien mit einer Sensitivität von 90% und einer Spezifität von 92% führen (20). Diese guten Ergebnisse konnten allerdings von nachfolgenden Arbeitsgruppen mit Versuchsanordnungen in doppelblinder Form nicht reproduziert werden. Zwischen 1994 und 1995 lag die Sensitivität für die Erkennung von Stenosegraden $> 50\%$ zwischen 0 und 88% (21). Die diskrepanten Ergebnisse erklärt man sich retrospektiv durch unterschiedliche Bildinterpretation und subjektive Einschätzung des Stenosegrades (21). Mit neuen 3.0-Tesla Geräten konnten inzwischen in verschiedenen Studien Koronarstenosen mit hoher Sensitivität (91,6%) bei moderater Spezifität (83,1%) nachgewiesen werden (22).

Limitiert wird der Stellenwert der MRA der Koronararterien zur Zeit noch von der niedrigen Ortsauflösung, dem eingeschränkten Signal-Rausch-Verhältnis, der unzuverlässigen Quantifizierung von Stenosegraden vor allem im distalen Koronarbett, der Tendenz zur Überbewertung der Gefäßverengung aufgrund stenosebedingter Turbulenzen und der daraus resultierenden Spindephasierung und der weiterhin noch langen Scanzeiten. Trotz der wünschenswerten fehlenden Strahlenbelastung erscheint es auf Grund dessen unwahrscheinlich, dass die MRA die konventionelle Koronarangiographie bald vollständig ersetzen kann.

MSCT

Ein besonders zukunftssträchtiger Ansatz für die nicht-invasive Beurteilung der Kranzarterien des Herzens stellt die schnelle EKG-synchronisierte Mehrschicht-Spiral-Computertomographie (MSCT) dar. Dieses Verfahren hat in den letzten Jahren einen technologischen Sprung gemacht, der es ermöglicht, in bestimmten Fällen Herzkatheteruntersuchungen einzusparen. Ausschlaggebend hierfür war die Entwicklung neuer Gerätegenerationen, die im Spiralbetrieb gleichzeitig bis zu 4 Schichten aufzeichnen (inzwischen sind bereits 320-Zeiler verfügbar) (23). Reduzierte Rotationszeiten von unter 300ms führten zu einer Optimierung der zeitlichen Auflösung und zusammen mit einer Kollimation von unter 1mm resultierte eine deutliche Verbesserung der Bildqualität (23).

Die MSCT des Herzens erlaubt die Detektion von kalzifizierten Koronarplaques für die Quantifizierung der koronaren Kalklast als Screeningmethode.

Der Ausschluss von Koronarkalk (Score=0) ist das derzeit sicherste nicht-invasive Verfahren zum Ausschluss einer signifikanten Koronarstenose (24).

Darüber hinaus können zeitlich und räumlich hochauflösende Darstellungen der Herzmorphologie mittels CT-Koronarangiographie innerhalb nur einer Atemanhaltepause angefertigt werden. Auch ist die Darstellung der Morphologie nicht kalzifizierter, rupturgefährdeter atheromatöser Plaques möglich. Die Offenheit von koronaren Bypässen ist sicher zu beurteilen (25). Engstellen der Koronargefäße können mit einer Sensitivität von 81% bei einer Spezifität von 97% nachgewiesen werden (26).

Die besondere Bedeutung dieser Methodik liegt darin, dass MSCT-Geräte aufgrund ihrer universellen Einsetzbarkeit in kurzer Zeit flächendeckend verfügbar geworden sind.

Verglichen zur invasiven Herzkatheteruntersuchung wird diese Technik durch die hier zu untersuchenden Effekte des „EKG-Pulsings“ auf die Strahlenexposition, die während einer EKG-getriggerten MSCT-Untersuchung anfällt, noch interessanter.

Entscheidend für die Etablierung alternativer Verfahren in der klinischen Routinediagnostik der KHK werden neben der Verfügbarkeit und den Kosten die diagnostische Zuverlässigkeit und der validierte Benefit in der Patientenversorgung sein.

Pathologie der Koronararterien

Arterienverkalkungen sind schon lange bekannt; verkalkte Koronararterien wurden schon von Bellini (1683) und Thebesius (1708) beschrieben und Virchow (1858) erwähnte die Verkalkung als ein mögliches Spätstadium der Arteriosklerose.

Verkalkungen der Kranzarterien sind so gut wie immer (eine Ausnahme bildet z.B. die Arteriopathia calcificans infantum) mit einer Koronarsklerose verbunden (27). Häufigkeit und Schwere nehmen im Durchschnitt mit dem Lebensalter und der Ausprägung der Stenose zu (28, 29).

Die Entstehung einer arteriosklerotischen Läsion durchläuft mehrere Phasen. Der arteriosklerotische Prozess an den Koronarien beginnt mit einer Endothelschädigung und nachfolgender lipidreicher Infiltration der Gefäßwand. Einwandernde Makrophagen und Monozyten versuchen, die eingepressten Lipide zu phagozytieren. Durch Aufnahme von enzymatisch veränderter oder oxydierter LDL kommt es zur Bildung sogenannter Schaumzellen. Die aktivierten Makrophagen präsentieren T-Lymphozyten das phagozytierte Material und induzieren dadurch die Bildung von $\text{TNF-}\alpha$ und Interferon- γ . Die Wachstumsfaktoren wirken zellproliferativ und führen zur extrazellulären Matrixsynthese. Schließlich kommt es zur Ausfällung von Cholesterinkristallen und Einlagerung von Kalziumpräzipitaten. Man nimmt an, dass die Kalzifikation von atherosklerotischen Veränderungen Ausdruck einer Stabilisierung der Gefäßplaques ist (13, 30).

Im fortgeschrittenen Stadium wird die Plaque instabil. Die fibröse Kappe aus glatten Muskelzellen und extrazellulärer Matrix kann aufbrechen und legt den lipidreichen Kern frei. Eine akute Gefäßokklusion droht an Stellen, an denen sich in Kontakt mit dem Blut ein thrombozytenreicher Thrombus ausbildet (31).

Das Risiko einer Plaqueruptur ist bei gering- und mittelgradigem Verkalkungsgrad hoch, während es bei ausgedehnten Kalzifikationen wieder abnimmt (32).

Als relevante Stenose einer Koronararterie wird eine Lumeneinengung auf weniger als 50% des Gefäßdurchmessers (entspricht 75% des Gefäßquerschnitts) angesehen. Hochgradige Stenosen zeigen eine Einengung um mindestens 75% des Gefäßdurchmessers (90% Querschnittsfläche) (33). Gould et al. konnten experimentell bei Hunden zeigen, dass in den Kranzarterien der Ruhefluss bis zu einem Stenosegrad von 60% ohne kompensatorische Erweiterung der Peripherie aufrechterhalten wurde (34, 35). Bei Stenosegraden von 60-85% kann der Ruhefluss unter Zuhilfenahme der peripheren Vasodilatation, die allein den

koronaren Blutfluss auf das Vierfache und mehr steigern kann, erreicht werden. Diese adaptive Erweiterung war aber bei > 85% Stenosen erschöpft (34, 35).

Diese Befunde machen verständlich, dass die meisten Patienten mit deutlicher Koronarsklerose von einer Ruheangina verschont bleiben, dass aber - bei der nicht schrankenlosen Dilatationsfähigkeit der kleinen intramyokardialen Arterien - nicht selten Belastungsanginen auftreten.

Frink et al. beschrieben an 200 obduzierten, morphologisch und röntgenologisch untersuchten menschlichen Herzen von über 30jährigen in 69% Verkalkungen in den Kranzarterien, meist im linken absteigenden Ast. Am häufigsten kamen sie mit 93% bei Infarktodesfällen vor und bei unter 60jährigen mit Angina pectoris in 89% (36).

Bei quantitativen Bestimmungen überwiegt in normalen Koronararterien, bezogen auf das Trockengewicht, das Gesamt-Cholesterin den Kalziumgehalt. In Lipidflecken fanden Fleckenstein-Grün et al. im Durchschnitt etwa gleiche Mengen Gesamt-Cholesterin und Kalzium, in fibrösen Herden schon deutlich mehr Kalzium und in komplizierten Plaques sogar etwa 80mal soviel wie in gesunden Segmenten derselben Altersgruppe (37). Die Kalziumablagerungen setzen sich überwiegend aus Calciumhydroxylapatit ($\text{Ca}^{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) zusammen, das auch einen Hauptbestandteil der Knochen darstellt.

Computertomographie – Entwicklung und Funktionsweise

Der englische Physiker G.N. Hounsfield stellte 1967 als erster den Prototyp eines computergestützten Tomographen vor. 1972 stand dann ein kommerziell erhältlicher Computertomograph für die Elektro Musical Industries (EMI Ltd.) zur Verfügung.

Aufgrund der herausragenden Auswirkungen des CT in Bezug auf die radiologische Bildgebung wurden G.N. Hounsfield und A. Cormack 1979 dafür mit dem Nobelpreis ausgezeichnet. Cormack hatte am Groote Schuur Hospital in Kapstadt eine Methode zur Berechnung der Absorptionsverteilung von Gamma- und Röntgenstrahlung im menschlichen Körper entwickelt und damit wesentliche physikalische Grundlagen für die CT geschaffen (38).

Um ein CT-Bild zu erzeugen, werden von einem rotierenden Röntgenstrahler, aus verschiedenen Positionen des Drehkreises um die Körperlängsachse, breit gefächerte Röntgenstrahlungsimpulse ausgesandt (siehe Abb. 1). Entsprechend des über den Strahlenweg im Objekt auftretenden Absorptionsverhaltens, wird im Detektor ein Schwächungsprofil für die jeweilige Schicht aufgezeichnet. Dieses liefert dem Computer die Informationen, die er benötigt, um für jedes Volumenelement (Voxel) des untersuchten Körpers einen Schwächungskoeffizienten zu berechnen. Jedes Voxel ist einem Bildelement zugeordnet, so dass eine Bildmatrix entsteht. Definiert ist das Volumen eines Voxel in z-Richtung durch die Schichtdicke und in der Schnittebene durch die Einstellung der Matrixelementgröße (39).

Um eine Zuordnung eines Volumens im CT (ROI = *region of interest*) zu einem bestimmten Gewebe treffen zu können, wurden verschiedene Dichtewerte in Relation zur sogenannten Hounsfield-Skala gesetzt. In Hounsfield-Einheiten (HE) werden die ermittelten Schwächungskoeffizienten im Verhältnis zur Schwächung in Wasser (festgelegt als 0 HE) und in Luft (festgelegt als -1000 HE) angegeben. Diese Werte werden dann in Helligkeitswert oder Farbwert übersetzt und auf dem Bildschirm bzw. Film ausgegeben (39).

Aus der großen Bandbreite der Graustufen können anschließend Bereiche ausgewählt werden, in denen z.B. kleine oder große Schwächungsunterschiede besonders gut befundet werden können (Fensterung).

Geräte der ersten Generation verwendeten einen einzigen Röntgenstrahlendetektor. Röhre und Detektor bewegten sich auf beiden Seiten des Patienten gegenüberstehend und fest gekoppelt parallel zu einer Geraden. Die Messungen erfolgten entlang dieser Geraden in einer Richtung senkrecht zur Vorschubbewegung des Patienten.

Nach jeder aufgenommenen Projektion rotierte das gesamte System um jeweils 1° und die Messungen wiederholten sich, bis eine Datenprojektion von 180° erreicht war. Scanner der 2. Generation, die nach dem gleichen Prinzip arbeiteten, fügten Detektoren hinzu, so dass man gleichzeitig mehrere Projektionen erfassen und dadurch die Akquisitionszeit vermindern konnte.

Charakteristisch für diese Scanner war eine Akquisitionszeit von ca. 35 Minuten für 12 Schichten bei 13mm Schichtdicke mit einer Matrix von $80 \cdot 80$ Pixel. Dies beschränkte die anfänglichen Anwendungen auf Körperteile, deren Bewegungen man sicher kontrollieren konnte. Häufigstes Anwendungsgebiet war die kraniale Bildgebung.

Weitreichende Verbesserungen der CT-Technik in den folgenden Jahren mit verkürzter Aufnahmezeit und besserer zeitlicher Auflösung waren nötig, um an eine Beurteilung auch der schwer darstellbaren Koronararterien zu denken. Neben dem geringen Kaliber erschweren der geschwungene Verlauf sowie die ausgeprägten Pulsationen der Koronargefäße während des Herzzyklus und die Atemexkursionen des Patienten die artefaktfreie Darstellung der Herzkranzgefäße in einer vorgewählten Schichtdicke.

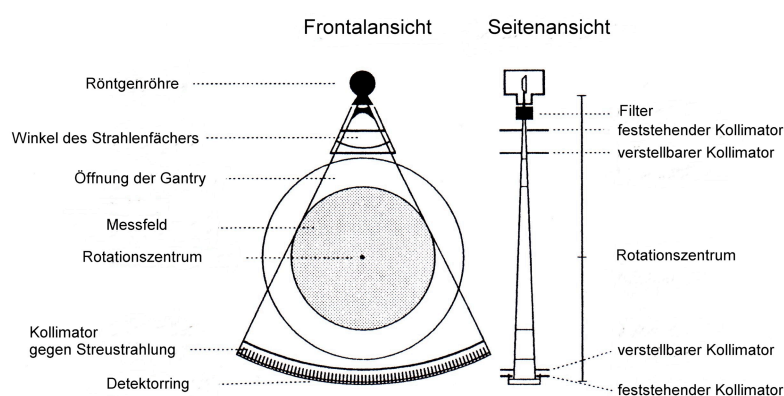


Abb. 1 : **Funktionsprinzip konventioneller CT-Scanner** (mit freundlicher Genehmigung der Shaker Verlags GmbH entnommen aus 39)

Bereits 1981 wurden mit noch recht langsamen Scannern erste Versuche unternommen, einzelne Schichten des Herzens in ausgesuchten Herzphasen mit prospektiver EKG-Triggerung (siehe Seite 31) und retrospektivem EKG-Gating (siehe Seite 32) aufzunehmen.

Lackner und Thurn nutzten hierfür ein CT-Gerät der 3. Generation. Erst die Scanner der 3. Generation mit ihrem steten Fächerstrahl und einer Röntgenröhre mit einem gegenüberliegenden Ring bestückt mit mehreren Hundert Detektoren machten die CT wirklich praktikabel, indem sie die Scanzeit auf wenige Sekunden pro Schicht senkten. Im Gegensatz zur Akquisitionszeit für ein Bild im Jahr 1972 von 300 Sekunden, boten die neuen Geräte nun eine Rotationszeit von 2 Sekunden. Schichtdicken von unter 1mm und eine zeitliche Auflösung von etwa 0.5sec wurden realisiert. Auch die Ortsauflösung in der Schnittebene von 3 Linienpaaren pro cm (lp/cm) verbesserte sich auf 10-15 lp/cm unter Verwendung der typischen 512^2 Matrix.

Die Technik der EKG-Synchronisation war zu diesem Zeitpunkt allerdings durch die Akquisition einzelner dicker Schichten mit Aufnahme eines nur kleinen Gesamtvolumens auf die Diagnostik großer Strukturen des Herzens beschränkt. Auch war die Einführung in die klinische Routine noch dadurch eingeschränkt, dass speziell geschultes Personal in Ermangelung standardisierter Scanprotokolle individuell für jeden Patienten die Rotationszeit unter interaktiver Anpassung zur jeweiligen Herzfrequenz auswählen musste.

Um der starken Eigenbewegung des Herzens zu begegnen, war eine drastische Verkürzung der Akquisitionszeit zur hochauflösenden kardialen Bildgebung von Nöten. Dieser Forderung suchte man durch die Entwicklung einer völlig neuen CT-Technik zu begegnen. Sogenannte Scanner der 4. Generation ohne größere mechanisch bewegliche Bauteile für extrem schnelle Datenakquisition ($\geq 50\text{ms}$) wurden 1982 von Boyd und Lipton eingeführt.

In der Elektronenstrahl-Computertomographie (EBCT) wird die Röntgenstrahlung durch die Fokussierung von Elektronen auf einen semizirkulär angeordneten Targetring erzeugt. Mechanische Bewegung entfällt, da der Elektronenstrahl elektromagnetisch kontrolliert auf beliebige Anteile des Wolframtargets gelenkt werden kann, an denen die Bremsstrahlung generiert werden soll. Registriert wird die durchtretende Strahlung dann über einen fixierten Detektorenkranz, der sich auf der Gegenseite des Targets befindet (40).

Weitgehend abgelöst wurden die in Deutschland installierten EBCT-Scanner mittlerweile durch MSCT-Scanner, welche die neueste Generation konventioneller Computertomographen darstellen.

Die revolutionären Aufnahmeprinzipien der Einzelschicht-Spiral-CT wurden 1989 von W.A. Kalender eingeführt. Im Gegensatz zum sequentiellen CT wird in der Spiral-CT der Patiententisch kontinuierlich durch die Gantry bewegt, während der Fokus relativ zum Patienten eine spiralförmige Bahn beschreibt (41).

Durch die kontinuierliche Translationsbewegung des Patienten durch die Gantry gibt es nun keine Verzögerungen zwischen einzelnen Schnitten mehr. Während der Verfügbarkeitsfaktor

$$F = \text{Schnittakquisitionszeit} / (\text{Schnittakquisitionszeit} + \text{Zeit zwischen 2 Scans})$$

im herkömmlichen Scanner durch die zeitliche Verzögerung zwischen 2 Schichten noch 20-25% betrug, konnte er im Spiralmodus nun auf 100% gehoben werden. Folglich können Spiralscanner in der gleichen Zeit einen 4- bis 5fach längeren Volumendatensatz aufzeichnen, als die herkömmlichen Scanner zu Beginn der 80er Jahre.

Spiral-CT-Geräte gewährleisteten die Stromversorgung mit der Schleifringtechnik. Es müssen keine elektrischen Kabel mehr mitgeführt werden, welche die Zahl der Umdrehungen begrenzen würden. Vielmehr haben im typischen Fall zahlreiche elektrisch leitfähige Bürsten auf dem stationären Teil Kontakt zu einem Satz paralleler stromleitender Ringe auf dem rotierenden Teil. Mit der kontinuierlichen Erfassung eines kompletten Volumens war erstmals die Möglichkeit gegeben, das Zentrum der rekonstruierten Schicht im Nachhinein und nach freiem Ermessen auf die z-Achse zu legen. Die Aufnahme von echten Volumendatensätzen bildete auch die Grundlage dreidimensionaler Bildnachverarbeitungstechniken wie der CT-Angiographie.

Bei vorgegebener Untersuchungsdauer lassen sich eine größere Volumenabdeckung oder verbesserte axiale Auflösung mit einem CT-Gerät einerseits durch Steigerung der Rotationsgeschwindigkeit, andererseits durch gleichzeitige Aufnahme von mehr als einer Schicht erreichen. Dann wird auch die Leistung der Röntgenröhre besser genutzt.

Ein erster Schritt zur Mehrzeiligkeit war der im Jahr 1993 eingeführte 2-Schicht Spiral-Scanner Elscint TWIN, der allerdings noch keine Subsekunden-Rotation aufwies. Anlässlich der Jahrestagung der RSNA (Radiological Society of North America) wurden 1998 dann von verschiedenen Herstellern 4-Schicht-Spiral-Scanner vorgestellt. Siemens, Picker und Toshiba verkürzten dabei die Scanzeit pro 360° auf nur noch 0.5 Sekunden. Im Vergleich zu einem typischen CT-Scanner mit einer Rotationszeit von einer Sekunde und einzeiligem Detektor ergibt sich eine Verkürzung der Volumen-Aufnahmezeiten um den Faktor 8.

Im Vergleich zu Einzelschicht-CT-Systemen war durch die Einführung des 4-Zeilen CT 1998 ein Meilenstein in Bezug auf erhöhte Scangeschwindigkeit mit gleichzeitiger Aufnahme von 4 Schichten und eine dadurch deutlich dünnere kollimierte Schichtdicke (bis zu 4·1mm) gelegt worden. Die verbesserte axiale Auflösung eröffnete zusammen mit hervorragender Beurteilbarkeit von Strukturen mit niedrigem Kontrast neue Möglichkeiten für EKG-kontrollierte CT-Untersuchungen des Herzens.

Der in der hier vorgestellten Untersuchung verwendete MSCT-Scanner Siemens SOMATOM Volume Zoom erreicht unter Nutzung zusätzlicher Optionen, wie des EKG-Gatings eine lückenlose Volumenabdeckung des Herzens innerhalb einer Atemanhaltepause.

Neben hochauflösenden CT-Angiographien der Koronararterien demonstrierten eine Reihe klinischer Studien auch das Potenzial des MSCT, lipidreiche, fibröse und verkalkte Plaques der Koronararterien aufzudecken und zu unterscheiden (42, 43). Trotz aller Fortschritte blieben einige Herausforderungen für die CT-Bildgebung des Herzens und der Koronararterien für die Untersuchung von Patienten mit höheren Pulsraten sowie von eingeschränkt kooperationsfähigen Patienten, die ihren Atem nicht für wenigstens 30sec anhalten können, bestehen.

Die neue Generation von Mehrschicht CT-Geräten, wie das hier untersuchte 16-Zeilen CT SOMATOM Sensation 16, Siemens AG, Forchheim, hat das Potenzial, diese Herausforderungen zu meistern. Mit einer verbesserten Gantry-Rotationszeit von 0.42sec und der gleichzeitigen Aufnahme von 16 Schichten mit Schichtdicken bis zu 0.75mm erschloss sich ein neues Spektrum klinischer Applikationsmöglichkeiten. Während für Gantry-Rotationszeiten von 0.5sec eine zeitliche Auflösung von 125-250ms erreicht wird, resultierte nun eine zeitliche Auflösung von 105-210ms.

So zeigt die klinische Erfahrung beispielsweise, dass aufgrund der eingeschränkten zeitlichen Auflösung die diagnostischen Resultate der bisherigen MSCT-Scanner Herzfrequenzen voraussetzen, die 65-70bpm nicht überschreiten (44). Durch die verkürzte Rotationszeit und eine bestmögliche zeitliche Auflösung von 105msec erweiterte sich das Spektrum der Herzraten, die für klinische Routineuntersuchungen zugänglich sind, weiter.

Das SOMATOM Sensation 64 als Gerät der neuesten Generation schließt nun die noch verbleibenden Lücken. Mit einer weiter verbesserten Gantry-Rotationszeit von minimal 0.33sec und der gleichzeitigen Aufnahme von 64 Schichten mit Schichtdicken bis zu 0.6mm sind nun feinste Details bei nochmals verkürzten Scanzeiten darstellbar. Durch die höchste Auflösung mit Abbildung von 15 Linienpaaren pro cm, was etwa einer aufgelösten Objektgröße von 0.33mm entspricht, können selbst dünne Herzkranzgefäße scharf abgebildet werden. In Sachen Bildqualität, Auflösung und Geschwindigkeit setzte das SOMATOM Sensation 64 so neue Maßstäbe in Bezug auf eine frühe Diagnose und Behandlung.

Ziele der Arbeit

Aufgrund der hohen klinischen wie auch ökonomischen Relevanz der koronaren Herzerkrankung und des, wenn auch geringen, jedoch nicht vernachlässigbaren Risikos im Rahmen der konventionellen diagnostischen Angiographie der Herzkranzgefäße, besteht der Bedarf nach einer verlässlichen nicht-invasiven Diagnostik.

Ziel dieser Arbeit ist es, die retrospektive EKG-getriggerte Mehrschicht-Computertomographie des Herzens als alternatives, nicht-invasives Verfahren von verschiedenen Seiten zu beleuchten.

Neben einer Darstellung des aktuellen Stellenwertes der MSCT des Herzens als Screeningverfahren und seiner Limitationen ist es aufgrund der anfallenden Strahlenexposition vorrangiges Ziel der vorliegenden Arbeit, die mögliche Reduktion der Strahlenexposition bei der MSCT durch Verwendung des „EKG-Pulsing“, einer Methode zur EKG-synchronisierten Röhrenstrommodulation, zu bestimmen.

Hierzu werden vergleichende Messungen an drei verschiedenen Gerätetypen (4-, 16- und 64-Zeilen-Spiral-CT) unter Verwendung spezifischer Protokolle zur Quantifizierung koronarer Verkalkungen sowie zur Darstellung von Koronararterien und Bypässen jeweils mit und ohne „EKG-Pulsing“ angefertigt. Zur Beurteilung des Einflusses unterschiedlicher Herzfrequenzen erfolgt die Messung unter Simulation von Frequenzen von 60 und 80/min.

Um eine Korrelation zur tatsächlich anfallenden Strahlenbelastung herzustellen, werden neben Messung der auftretenden Strahlung mit Hilfe eines Alderson Rando-Phantoms unter Einsatz von Thermolumineszenzdosimetern die korrespondierenden Werte mittels Monte-Carlo Verfahren berechnet.

Basierend auf den gemessenen Organdosen bzw. der effektiven Dosis sowie den durch die internationale Strahlenschutzkommission empfohlenen Risikokoeffizienten soll eine Abschätzung des potentiellen Strahlenrisikos, dabei insbesondere des zu erwartenden Krebsrisikos, sowie ein Abwägen des verfahrenstechnischen Risikos gegenüber der zugeführten Strahlendosis erfolgen. Zur vergleichenden Bewertung erfolgt die Berechnung der Strahlenrisiken nach den Empfehlungen des ICRP Publikation 60 und 103.

Um neben der Untersuchung der Strahlenbelastung bei unterschiedlichen Protokollen auch eine Aussage über die Güte der erzielten Aufnahmen machen zu können, werden im Zuge der Phantommessungen auch Signalintensitäten aufgezeichnet. Als wesentlicher Aspekt der Bildqualität und damit der diagnostischen Sicherheit sollen das auftretende Bildrauschen im

Verhältnis zur Signalintensität in den jeweiligen Protokollen bewertet und Einflüsse auf das Signal-Rausch-Verhältnis herausgearbeitet werden.

In einer weiteren Messreihe an einem Mehrschicht-Spiral-CT der 3. Generation erfolgt im Rahmen der Auswertung einer Studie an 38 Patienten mit koronarer Herzerkrankung oder Verdacht auf KHK die Evaluierung des Einflusses unterschiedlicher Software zur Quantifizierung koronarer Verkalkungen bzw. der Vergleich von drei verschiedenen Algorithmen zur Koronarkalkquantifizierung (Agatston Score, Volumen Score und Äquivalenzmasse Calcium). Insbesondere die resultierende Einteilung in eine der empfohlenen Risikogruppen mit den hieraus erwachsenden Empfehlungen soll kritisch hinterfragt werden.

Dosisreduktion - Material und Methoden

Bildrekonstruktion im Spiral-CT

Im Gegensatz zur konventionellen (sequentiellen) CT hat die kontinuierliche Tischbewegung bei der Spiralabtastung zur Folge, dass sich das durchstrahlte Objektvolumen mit dem Projektionswinkel ändert. Daher muss zur Bildrekonstruktion noch ein Verarbeitungsschritt, die so genannte z-Interpolation, vorgeschaltet werden. Bei in z-Richtung inhomogen aufgebauten Objekten würden die bei der Spiralabtastung erfassten Primärdaten sonst zu Bewegungsartefakten führen. Das Ziel der Vorverarbeitung ist es, für eine bestimmte Position im Objekt (Tischposition) einen Messdatensatz zu erzeugen, der für diese Position möglichst alle Projektionen von 0° bis 360° enthält. Im einfachsten Fall wird zwischen den Messdaten linear interpoliert, die in der gleichen Röhrenwinkelstellung, jedoch an unterschiedlichen Tischpositionen, gewonnen wurden.

Kalender et al. stellten 1990 die Voraussetzungen für die sogenannte 360° lineare Interpolation (LI) vor. Den Datensatz hierfür erhält man durch Interpolation der Messdaten, die im Abstand d entlang der z-Achse bzw. im Abstand von 360° auf dem Kreisumlauf an den Positionen z_1 und $z_1 + d$ erfasst wurden (41). Die Rekonstruktion beginnt also mit der Annahme, dass sich aus verschiedenen Projektionen, wie man sie bei anderen Tischpositionen, aber mit identischen Projektionswinkeln erhielte, eine Annäherung einer Projektion P bei Tischposition z_0 und Winkel θ gewinnen lässt.

$$P(z_0, \theta) = (1 - W) \cdot P(z_1, \theta) + W \cdot P(z_1 + d, \theta) \quad [1]$$

Ist $z_0 = z_1$ oder aber $z_0 = z_1 + d$ (d.h. die gewünschte Projektion wurde tatsächlich akquiriert), dann wird nur die passende, schon erfasste Projektion verwendet. Dazwischen, also für $z_1 < z_0 < z_1 + d$ werden die beiden nächstgelegenen Projektionen mit dem Winkel θ linear und umgekehrt proportional ihrer Entfernung von z_0 gewichtet.

$$\text{Wichtungsfaktor } W = (z_0 - z_1) / d \quad [2]$$

Indem der Beitrag der Messdaten also nach dem Abstand von der gewünschten Schichtposition z_0 gewichtet wird, ist eine Rekonstruktion von Schnittbildern an beliebigen Positionen innerhalb des abgetasteten Bereichs möglich.

Die Strecke d , die sich der Tisch während einer Abtastung bewegt, wird dabei wie folgt definiert:

$$d = t_A \cdot v_T \quad [3]$$

t_A = Zeit für eine Abtastung

v_T = Tischgeschwindigkeit

Die Messdaten, die für die Berechnung einer Schicht herangezogen werden, stammen beim Pitch 1 aus einem Bereich, der der doppelten Schichtdicke s entspricht. Es kommt daher im Vergleich zur Einzelschichttechnik zu einem eingeschränkten Schichtempfindlichkeitsprofil (SSP).

Eine Reihe neuerer Spiralalgorithmen wurden entwickelt, die den Effekt der Verbreiterung des Schichtprofils reduzieren sollten, indem sie den zur Spiralinterpolation verwendeten Datenbereich einschränken.

Der sogenannte 180° LI-Algorithmus macht sich beispielsweise die Tatsache zu Nutzen, dass für jeden Projektionswinkel Interaktionspartner schon nach einer 180°-Rotation des Systems vorhanden sind. Jeder Projektionsstrahl ergibt den gleichen gesuchten Messwert, indem die Durchstrahlung aus jeweils entgegengesetzten Richtungen erfolgt. Die „komplementären Daten“ erhält man also, wenn Röntgenröhre und Detektor lediglich ihre Position vertauscht haben.

Aus dem gemessenen Spiraldatensatz lässt sich ein synthetischer Datensatz berechnen (sog. *Rebinning*), der hinsichtlich der Projektionsrichtungen um 180° versetzt ist. Benutzt man zur Interpolation diese beiden Datensätze, so ist der Abstand der für die Interpolation herangezogenen Messdaten nicht d , sondern $d/2$. Die effektive Schichtdicke sowie die Verbreiterung des Schichtprofils sind bei der 180° LI daher deutlich geringer.

Wegen der schmälere Schichtprofile bei klinisch notwendigen Pitchwerten von 1.5 bis 2 hat sich heute trotz ihrer größeren Artefaktanfälligkeit und ihres erhöhten Bildrauschens fast ausschließlich die 180 LI Interpolation durchgesetzt.

Auch für die neuen MSCT mit mehreren Detektorzeilen ist das Prinzip der z-Interpolation anwendbar. Für jede gewünschte Schichtposition werden aus den Daten aller M Aufnahmeschichten die beiden Messwerte zur z-Interpolation gesucht, die dieser Position am nächsten benachbart sind. Man spricht deshalb dann von 180° MLI-Algorithmen.

Überträgt man die 180° Interpolationstechnik auf eine Mehrschicht-Spirale, geht allerdings die kontinuierliche Pitchwahl verloren. Der neue Ansatz der Adaptiven Axialen Interpolation (AAI) wurde zur Behebung dieses Problems im vorgestellten 4-Zeilen CT umgesetzt. Für jeden Projektionswinkel werden dazu die Beiträge aller Messstrahlen berücksichtigt, die innerhalb einer einstellbaren Maximalentfernung ($z_{\max}$) von der Bildebene liegen. Je größer $z_{\max}$ ist, desto breiter wird das Schichtprofil. Die Messdaten werden mit einer frei wählbaren Gewichtungsfunktion gemäß ihrem Abstand von der Bildebene gewichtet. So lässt sich die Form des Schichtprofils in weiten Grenzen variieren. Da bis zu einem Pitch von 8 die Maximalentfernung zweier Messstrahlen auf der Drehachse die kollimierte Einzelschichtdicke s nie überschreitet, kann eine vom Pitch unabhängige Spiral-Schichtdicke eingestellt werden. Der Röhrenstrom wird automatisch so angepasst, dass auch das Bildrauschen und die Dosis pitchunabhängig werden.

Herkömmliche Bildrekonstruktionsverfahren, wie die allgemein gebräuchliche Faltungs-Rückprojektions-Rekonstruktion, setzen voraus, dass die Messstrahlen der Röntgenröhre in einer Ebene senkrecht zur Patientenlängsachse (z -Achse) verlaufen. Abbildung 2 verdeutlicht am Beispiel eines Scanners mit 4 Schichten, dass dies hier näherungsweise nur die inneren Detektorzeilen erfüllen. Je weiter außen die Detektorzeile liegt, umso größer ist der sogenannte Cone-Winkel, um den die Messstrahlen gegen eine auf der z -Achse senkrecht stehende Ebene geneigt sind. Aus Abbildung 2 ist auch ersichtlich, dass sich dadurch eine Schichtverschmierung δs in axialer Richtung ergibt.

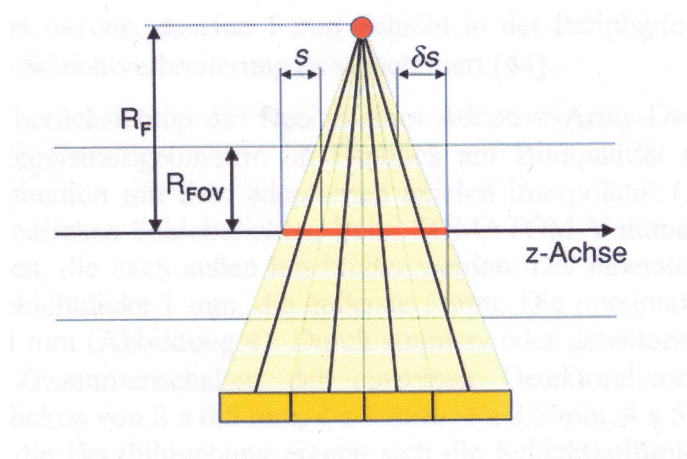


Abb. 2 : **Geometrie eines N-Schicht Scanners für den Fall $N=4$** (mit freundlicher Genehmigung der Springer Science & Business Media entnommen aus 45)

Abkürzungen: R_F = Fokus-Drehzentrumsabstand, R_{FOV} = Radius

des Messfeldes, s =, nominelle Schichtdicke,

δs = Schichtverschmierung

Für die äußerste Schicht eines Mehrschicht-CT-Scanners gilt:

$$\delta s = (N-1) \cdot s \cdot \frac{R_{FOV}}{R_F} \quad [4]$$

R_{FOV} = Radius des Messfeldes

R_F = Fokus-Drehzentrumsabstand

s = nominelle Schichtdicke

Zur Vermeidung von Bildartefakten sollte die Schichtverschmierung nicht größer als die nominelle Schichtdicke sein. Mit $R_{FOV} = 250\text{mm}$ und $R_F \approx 600\text{mm}$ ergibt sich aus obiger Gleichung [4] für die maximale Schichtanzahl $N \leq 4$. Bei CT-Geräten mit mehr als 4 Schichten darf die Kegelstrahl-Geometrie der Messstrahlen nicht länger vernachlässigt werden, da sonst schwerwiegende Bildartefakte entstanden.

Die *Adaptive Multiple Plane Reconstruction* (AMPR) unterdrückt Kegelstrahl-Artefakte und erhält dabei die klinischen Vorzüge der mit 4-Schicht-CT-Geräten eingeführten AAI: freie Wahl des Pitch bei Spiraluntersuchungen, Unabhängigkeit der Spiralschichtdicke vom Pitch, volle Dosisnutzung bei allen Pitch-Werten.

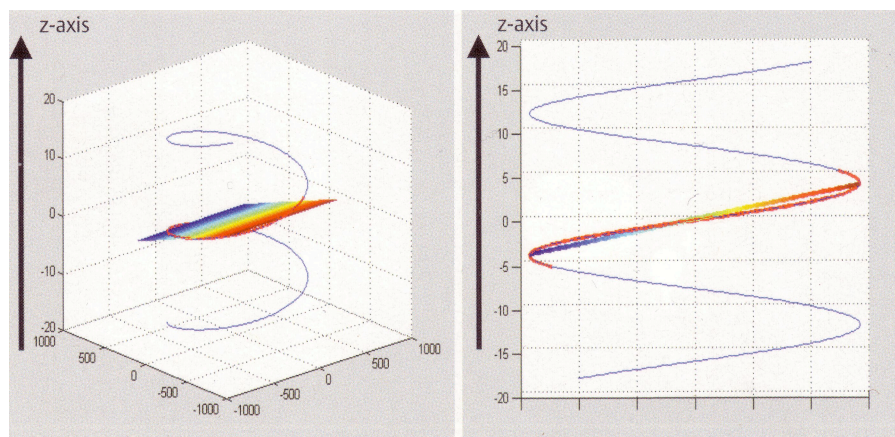


Abb. 3 : **Illustration des ASSR-Verfahrens für einen 16-Zeilen CT-Scanner beim Pitch 1.5** (mit freundlicher Genehmigung der Georg Thieme Verlags KG entnommen aus 46)

Die blaue Linie repräsentiert den Weg des Fokus in Form einer Spirale. Ein partielles Scanintervall von etwa 240° (rot markiert) wird zur Bildrekonstruktion genutzt.

Der Advanced Single-Slice Rebinning-Algorithmus (ASSR) ist ein wichtiger Zwischenschritt auf dem Weg zum neu entwickelten AMPR, der im vorgestellten 16-Zeilen CT realisiert wurde. Im ASSR wird ein partielles Scanintervall von etwa 240° zur Bildrekonstruktion genutzt. Die Bildebene steht nicht länger senkrecht zur Patientenachse. Stattdessen ist sie schräg gelagert, um dem Weg des Fokus in Form einer Spirale zu entsprechen. Für jeden Blickwinkel dieses partiellen Messfeldes (rot markiert in Abb. 3) liegt der Fokus in oder nahe der Bildebene. So sind die Messstrahlen, die sich in oder nahe der Bildebene befinden, für die Bildrekonstruktion verfügbar. Damit sind die Bedingungen für übliche zweidimensionale Faltungs-Rückprojektions-Rekonstruktionen mit optimaler Bildqualität erfüllt.

In einem abschließenden Schritt der z-Reformierung werden die traditionellen axialen Bilder durch Interpolation zwischen den schrägen Originalbildebeneen berechnet.

Das ASSR-Verfahren liefert gute Bildqualität bei vernünftigem Berechnungsaufwand, jedoch ohne den Pitch frei wählen zu können. Soll allerdings der Pitch reduziert werden, um die überlappende Spiralakquisition auszuschöpfen und die Dosisnutzung zu optimieren, stößt es an seine Grenzen.

Zur vollständigen Dosisnutzung, die im Rahmen medizinischer Anwendungen wünschenswert ist, müssen für einen 16-Zeilen-Scanner bei einem Pitch von 1 Daten einer ganzen 360° - Rotation für jedes Bild genutzt werden. Es besteht keine Möglichkeit die Bildebene schräg zu legen, um dem Weg der Spirale zu entsprechen.

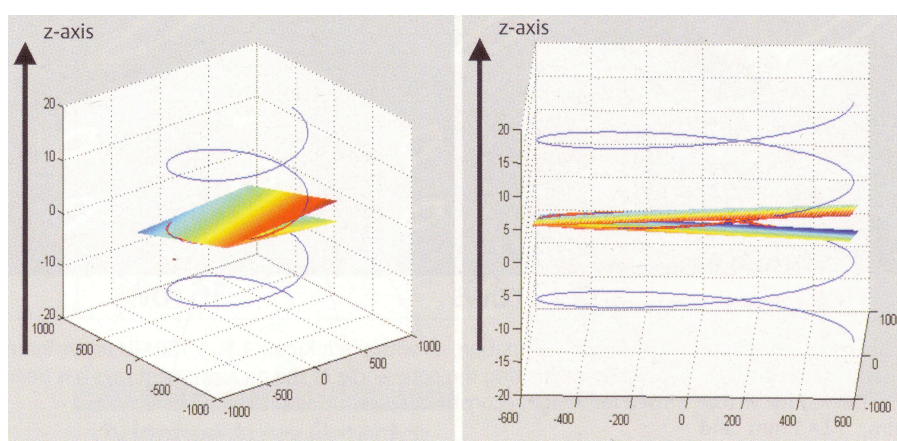


Abb. 4 : **Illustration des AMPR-Algorithmus** (mit freundlicher Genehmigung der Georg Thieme Verlags KG entnommen aus 46),
der eine Lösung für die Limitationen des ASSR-Verfahrens bietet

Eine Lösung dieses Problems wurde in Form des AMPR-Algorithmus gefunden.

Statt alle verfügbaren Daten für ein einziges Bild zu nutzen, werden sie in Bildstücke in jeweils schrägen Bildebenen geteilt (siehe Abb. 4). Diese Bildstücke können dann individuell an den Weg der Spirale angepasst werden und breiten sich fächerförmig aus, wie die Seiten eines Buches.

Für das obige Beispiel werden 360° MSCT-Daten in 2 partielle Bilder geteilt, die jeweils überlappende 240° Datensegmente nutzen. Die Anzahl der Bilder pro Projektionswinkel (die Anzahl der „Seiten“ im Buch) ist genauso wie die Länge des Datenintervalls pro Bild abhängig vom Pitch.

Die endgültigen Bilder mit voller Dosisnutzung werden dann mittels einer passenden axialen Interpolation aus den schrägen partiellen Bildebenen berechnet. Form und Breite der Interpolationsfunktion sind frei wählbar. Unterschiedliche Schichtempfindlichkeitsprofile und daher unterschiedliche Schichtdicken können so im Schritt der z-Reformierung einfach abgestimmt werden.

Der z-Springfokus des 64-Zeilen CT-Gerätes stellt wiederum neue Ansprüche an die Bildrekonstruktion. Der Röntgenfokus bewegt sich hier nicht nur in z-Richtung, sondern ebenso radiär. Diese Bewegung erklärt sich durch den typischen Winkel der Anode ε von etwa 7-9 Grad (47).

Die Bewegung in z-Richtung ist so festgelegt, dass zwei aufeinander folgende Aufnahmen immer um eine halbe kollimierte Schichtdicke in Patientenlängsachse im Drehzentrum verschoben werden. Die Bewegungen in beide Richtungen müssen in das *Rebinning* einbezogen werden, um die parallelen Daten aus dem Fächerstrahl zu interpolieren. Erst diese können dann als Grundlage für den AMPR-Algorithmus genutzt werden (47).

Detektordesign der genutzten CT-Geräte

Im SOMATOM Volume Zoom sorgt ein Adaptive Array Detektor (AAD) für eine flexiblere Wahl unterschiedlicher Schichtdicken. Für jede Position im Strahlenfächer stehen 8 in z-Richtung unterschiedlich breite Detektorelemente zur Verfügung, die unterschiedlich zusammengefasst werden können (siehe Abb. 5).

4·5.0mm ergeben sich, wenn die äußeren Elemente direkt ausgelesen werden und die jeweils innen liegenden 2.5 plus 1.5 plus 1mm zusammengefasst werden. Bei 2.5mm wird analog vorgegangen. Bei 4·1.0mm bzw. 2·0.5mm wird die weiterhin eingesetzte Kollimierung zur Schichtdefinition benötigt. Der Kollimator wird so zugefahren, dass nur 1.0mm der 1.5mm Detektorsegmente ausgeleuchtet werden. Außer bei den Submillimeter-Schichten ergibt sich also pro Rotation die simultane Aufnahme von 4 Schichten. Die maximale Abdeckung in z-Richtung beträgt 20mm.

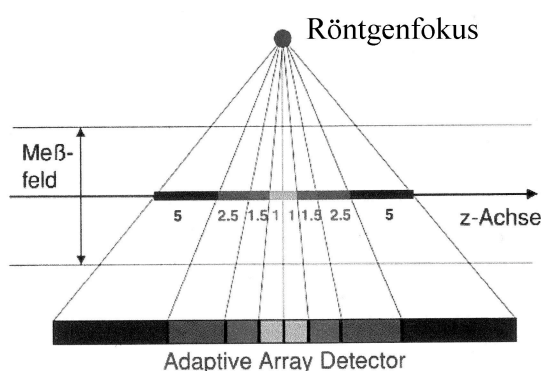


Abb. 5 : **Konstruktionsprinzip des Adaptive Array Detektor, wie er im Siemens SOMATOM Volume Zoom genutzt wird** (mit freundlicher Genehmigung der Springer-Verlags GmbH entnommen aus 45)
Der Detektor besteht aus 8 Zeilen, die nach außen hin breiter werden und im Drehzentrum Schichtdicken von 1 bis 5mm definieren.

Auch das 16-Zeilen CT-System SOMATOM Sensation 16 nutzt einen AAD. Er besteht aus 24 Detektorzeilen. Die 16 zentralen Zeilen definieren im Drehzentrum die Schichtdicke 0.75mm. Die 4 äußeren auf beiden Seiten definieren eine Schichtdicke von 1.5mm. Durch geeignetes Zusammenschalten der einzelnen Detektorelemente ergeben sich Schichtdicken von 0.75mm, 1.5mm, 3.0mm, 4.5mm, 6.0mm, 9.0mm und 12mm (46).

Da die Schichtdicke im Spiralmodus letztendlich durch z-Filterung bestimmt wird, kann jede Schichtdicke gleich oder größer der ursprünglichen kollimierten Weite (0.75mm oder 1.5mm) nachträglich realisiert werden (siehe Abb. 6).

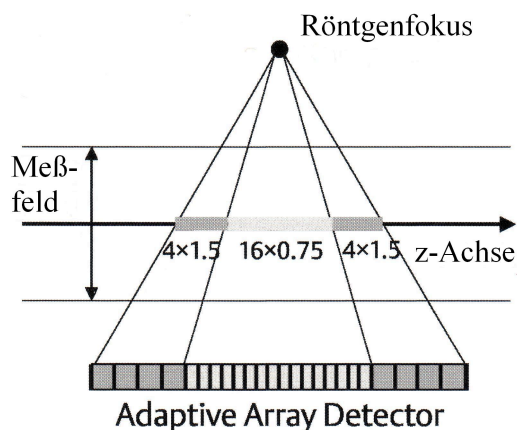


Abb. 6 : **Konstruktionsprinzip des Adaptive Array Detektors, der im Siemens SOMATOM Sensation 16 genutzt wird** (mit freundlicher Genehmigung der Georg Thieme Verlags KG entnommen aus 46)

Der Detektor besteht aus 24 Zeilen, die im Drehzentrum Schichtdicken von 0.75 bis 12mm definieren.

Der Adaptive Array Detektor im SOMATOM Sensation 64 besteht aus 40 Detektorelementen mit einer kollimierten Schichtdicke von 0.6mm der zentralen 32 Segmente. Die 4 äußeren Zeilen definieren eine Schichtdicke von 1.2mm. Die Abdeckung in Längs- bzw. z-Richtung beträgt 28.8mm. Durch geeignetes Zusammenschalten der Signale aus einzelnen Detektorzeilen werden die Standardkollimationen $32 \cdot 0.6\text{mm}$ und $24 \cdot 1.2\text{mm}$ (im Drehzentrum) realisiert. Weiterhin können Schichtdicken bis zu 10mm rekonstruiert werden (siehe Abb. 7). Das untersuchte CT-Gerät benutzt eine periodische Bewegung des Brennflecks im Röntgenstrahler in der Patientenlängsrichtung, um die Anzahl der gleichzeitig aufgenommenen Schichten pro Rotation zu verdoppeln. Der Elektronenstrahl wird dazu innerhalb der Röntgenröhre auf seiner Bahn zur Anode elektromagnetisch abgelenkt. Dadurch entstehen zwei Foki, die bis zu 5000 Mal pro Sekunde oszillieren, und dementsprechend auch zwei in Patientenlängsachse verschobene Röntgenstrahlen. Sie sind jeweils um die Hälfte einer Detektorschichtdicke auf der z-Achse versetzt. Durch diese sogenannte z-Springfokus-Technologie können nun 64 überlappende 0.6mm Schichten aufgenommen werden. Das Abtastmuster entspricht dem eines Detektors mit der Kollimierung $64 \cdot 0.3\text{mm}$, was im Vergleich zu konventionellen CT-Systemen zu einer deutlich höheren Auflösung führt (48).

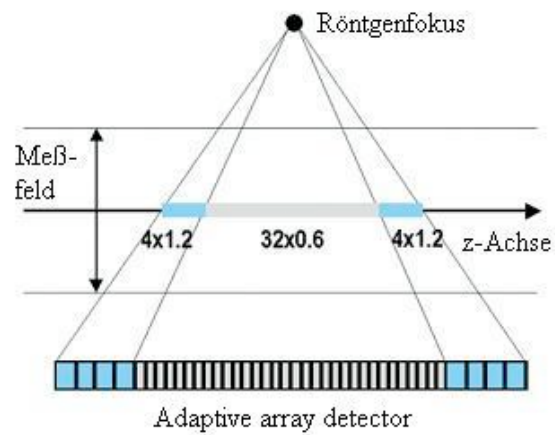


Abb. 7 : **Konstruktionsprinzip des Adaptive Array Detektor, wie er im Siemens SOMATOM Sensation 64 genutzt wird** (mit freundlicher Genehmigung der Georg Thieme Verlags KG entnommen aus 47)

Der Detektor besteht aus 40 Zeilen, die die Rekonstruktion von Schichtdicken zwischen 0.6 und 10mm erlauben

Messverfahren mittels TLD am Alderson-Rando-Phantom

Die Patientenexposition wurde an einem Alderson-Rando-Phantom gemessen, welches aus gewebeäquivalentem Kunststoff aufgebaut ist. Somit zeigt es bei Untersuchungen mit Röntgenstrahlen ein dem menschlichen Körper annähernd vergleichbares Streu- und Absorptionsverhalten. Das Phantom ist in parallel zur Transversalebene liegende Scheiben von 3cm Dicke zerteilt. In speziell vorgesehene Bohrungen können Thermolumineszenzdosimeter (TLD) eingeführt werden, mit deren Hilfe die für das entsprechende Organ anfallende Strahlenexposition gemessen werden kann. Die Bestückung des Phantoms mit TLD wurde in Anlehnung an die durch Poguntke 1997 beschriebene Verteilung durchgeführt (49). Insgesamt wurden TLD an 30 Markierungen des Alderson-Rando-Phantoms positioniert. Vor allem Organe, deren Strahlenexposition sich zu großen Teilen in der Berechnung der effektiven Dosis widerspiegelt bzw. solche mit hoher Strahlensensitivität wie Testes und Ovarien, wurden bevorzugt mit TLD bestückt. Bei der Bestimmung der Dosis, der größere Organe wie Leber oder Lunge ausgesetzt waren, wurden bis zu 6 TLD pro Organ verwendet und der Mittelwert gebildet. Die Dosis des roten Knochenmarks setzt sich aus Einzelmessungen an Schulterblatt, zwei Rippen, BWS und LWS zusammen, die mit festgelegten Wichtungsfaktoren der Knochen multipliziert wurden. Die Hautdosis wurde mit Hilfe von vier TLD im primären Strahlenfeld an der Vorder- bzw. Rückseite des Phantoms bestimmt. Zur Vermeidung eines Messfehlers durch einfallendes Licht waren die TLD in schwarze Folie eingeschweißt.

Bei der Bestimmung der Strahlenexposition der Haut sollten die TLD nach Norm 0.7mm unterhalb der Oberfläche des Alderson-Rando-Phantoms positioniert sein (50). Bei den vorgenommenen Messungen wurden sie direkt auf der Oberfläche des Phantoms befestigt. Ausgleichend auf die dadurch voraussichtlich tendenziell zu hohen Messwerte wirkt allerdings die Tatsache, dass keine Hautdosiswerte außerhalb des Nutzstrahlenganges erstellt wurden (diese dürften niedriger als im primären Strahlenfeld sein). Insgesamt sind aber größere Auswirkungen eventueller Messabweichungen auf die effektive Dosis nicht zu erwarten, da die Haut als Organ nur mit dem Wichtungsfaktor 0.01 in die Berechnung der effektiven Dosis eingeht.

Die Kenntnis der Organdosis bei der Beurteilung des Strahlenrisikos durch Röntgenuntersuchungen ist vor allem für strahlensensible Organe von besonderer Wichtigkeit.

Die den einzelnen Organen zugeordneten Wichtungsfaktoren wurden vom ICRP (International Committee on Radiation Protection) herausgegeben (51):

Organe und Gewebe	Wichtungsfaktoren
Keimdrüsen	0.20
rotes Knochenmark	0.12
Dickdarm	0.12
Lunge	0.12
Magen	0.12
Blase	0.05
Brust	0.05
Leber	0.05
Ösophagus	0.05
Schilddrüse	0.05
Haut	0.01
Knochenoberfläche	0.01
andere Organe oder Gewebe*	0.05

Tabelle 1: **Gewebe-Wichtungsfaktoren zur Berechnung der effektiven Dosis nach ICRP 60**
(Daten entnommen aus 51)

* „Andere Organe und Gewebe“ setzen sich zusammen aus: Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Milz, Thymus, Prostata bzw. Gebärmutter/Gebärmutterhals. Bei der Berechnung der effektiven Dosis gilt, dass eines dieser Organe dann mit dem Faktor 0.025 zu multiplizieren ist, wenn seine Dosis höher liegt als die eines Organs mit eigenem spezifischem Wichtungsfaktor (51).

Unter der Organdosis versteht man den Quotienten aus der in einem Organ bzw. Gewebe absorbierten Energie und der Organ- bzw. Gewebemasse. Sie wird in der Regel als Äquivalentdosis in Sievert (Sv) angegeben.

Will man die Strahlenexposition verschiedener CT-Untersuchungen untereinander oder mit anderen Röntgenuntersuchungen vergleichen, so ist dies wegen der Vielzahl und Unterschiedlichkeit der Organdosen häufig schwierig. Besser als Organdosen ist hierfür die effektive Dosis geeignet.

Zur Berechnung der effektiven Dosis wird jede Organ(äquivalent)dosis mit dem entsprechenden Wichtungsfaktor, der die Strahlenempfindlichkeit des Organs berücksichtigt (aufgelistet in Tabelle 1), multipliziert und anschließend getrennt für Mann und Frau (auf Grund geschlechtsspezifischer Organe) addiert. Die effektive Dosis entspricht damit der Summe der gewichteten Organdosen. In der Summe ergeben die Wichtungsfaktoren über alle Organe und Gewebe den Wert 1.

Der so erhaltene Dosiswert ist für Vergleichs- und Optimierungszwecke hinsichtlich der Strahlenexposition gut geeignet. Als Vergleichsgrößen können z.B. die natürliche Strahlenexposition in Deutschland (ca. 2.4mSv pro Jahr) (52), andere CT-Geräte etc. herangezogen werden.

Das Strahlenrisiko sollte aus der effektiven Dosis nicht berechnet werden, da die Wichtungsfaktoren als Mittelwert über alle Altersgruppen und eine gesunde Population in der Regel nicht auf Patienten anwendbar sind (die Altersabhängigkeit der Risikofaktoren zeigt sich z.B. bei Kindern und Jugendlichen in einem gegenüber dem Mittelwert der Population bis um den Faktor 3 erhöhten Strahlenrisiko) (52).

Thermolumineszenzdosimetrie

Thermolumineszenzdosimeter (TLD) sind Kristallstrukturen mit der Eigenschaft, einfallende Strahlenenergie über längere Zeit zu speichern und diese bei Wärmezufuhr in Form von Licht wieder zu emittieren. Bei diesen Kristallstrukturen werden unter Einwirkung ionisierender Strahlung die äußeren Elektronen der Atomhülle in ein höheres Energieniveau angehoben. Die angeregten Elektronen kehren allerdings nicht wie üblich sofort spontan in ihre Ausgangslage zurück. Sie verharren bei den gewählten Strukturen mehrere Stunden bis zu Tagen in ihrem angeregten Zustand. Möglich ist dieses Verhalten durch Dotierung der Kristallstrukturen mit Fremdatomen (z.B. Mg, Ti, Mn), welche sogenannte Traps oder Elektronenfallen bilden, in denen äußere Elektronen der Kristallatome in oberhalb des Grundzustandes liegenden Energieniveaus gebunden werden. Aus diesem metastabilen Zustand können die meisten Elektronen nur durch Energiezufuhr wieder abgelöst werden. So können die Elektronen nach einer Erhitzung der TLD in einem Auswertegerät auf etwa 250 bis 300°C unter Aussendung sichtbaren Lichts in den Grundzustand zurückkehren.

Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten TLD bestehen aus Lithiumfluorid (LiF) in Stäbchenform von 1mm · 1mm · 6mm. Die Auswertung der Bestrahlung erfolgte an einem Thermolumineszenz-Detektor Modell Harshaw/Filtrol 2000D der Firma Harshaw. Die Stärke des emittierten Lichts kann hiermit photometrisch gemessen werden und wird in elektrischer Ladung angegeben, deren Wert proportional zur Dosis ist, die auf das TLD gewirkt hat.

Mit Hilfe eines geeigneten energieabhängigen Kalibrierfaktors, kann der Wert der elektrischen Ladung (angegeben in Coulomb) in die Einheit der Äquivalentdosis (in Sievert) umgerechnet werden. Der Kalibrierfaktor ergibt sich aus einer entsprechenden Kalibriermessung mit einer geeichten Ionisationskammer unter Berücksichtigung der Zusammensetzung des während der Messung genutzten Filters und der Spannung.

Während der Kalibrierung wird das TLD in direkter Nachbarschaft zur Ionisationskammer im Zentralstrahlbereich der Nutzstrahlung nach festgelegten Bedingungen bestrahlt. Das Verhältnis der in der Ionisationskammer gemessenen Energiedosis (gemessen in Gray) zur Anzeige des TLD in der Einheit der elektrischen Ladung (in Coulomb) entspricht dem Kalibrierfaktor. Durch den dimensionslosen Bewertungsfaktor der Strahlenqualität, der in die Definition der Äquivalentdosis eingeht, entspricht das Sievert (Einheit der Äquivalentdosis) einem Joule/kg = Gray (Einheit der Energiedosis). Mittels des Kalibrierfaktors ist es also möglich, durch Multiplikation mit dem bei der Auswertung des TLD erhaltenen Ladungswertes eine Dosisangabe sowohl in Gray, als auch in Sievert zu berechnen.

Um die Bildung lumineszenzfähiger Sauerstoffverbindungen an dem TLD während des Aufheizvorgangs zu vermeiden, wird im Heizraum eine Stickstoffatmosphäre generiert.

Der Dosismessbereich erstreckt sich bei Lithiumfluorid-TLD von 10^{-5} bis 10^2 Gy. Bei Untersuchungen mit TLD liegt die Messungenauigkeit, abhängig von der Höhe der Dosis und dem messtechnischen Aufwand bei deren Auswertung, im Prozentbereich (53). Da höhere Dosen präziser zu erfassen sind als geringe und um sicher im Dosismessbereich zu liegen, wurden pro Messvorgang 4 Scans durchgeführt. So sollten möglichst hohe Dosiswerte erzielt und eine Minimierung des möglichen Messfehlers erreicht werden. Um Ergebnisse für das untersuchende Protokoll zu erhalten, musste der gemessene Wert dann nur noch durch vier dividiert werden.

Da angeregte Elektronen nach größeren Zeiträumen auch spontan wieder in ihren Ausgangszustand übergehen können (sogenanntes *Fading*), wurden die TLD innerhalb von 12 Stunden nach den Messungen ausgewertet. Auch unter dem Einfluss von Tageslicht kann die im TLD gespeicherte Energie bereits spontan abgegeben werden. Um diesem Informationsverlust vorzubeugen, wurden die Dosimeter direkt nach ihrer Aufladung bis zum Zeitpunkt der Auswertung vor Lichteinfall geschützt aufbewahrt. Die Tendenz, gespeicherte Energie als Lumineszenzlicht spontan abzugeben und im Rahmen des *Fading* zu verlieren, ist bei den verwendeten Lithiumfluorid-TLD typischerweise gering. Die Messungenauigkeit ist infolge der durch Mehrfachscans erzielten hohen Dosiswerte, dem Lichtschutz und der kurzen Wartezeit zwischen Bestrahlung und Auswertung vernachlässigbar gering.

EKG-Synchronisation

Da unter Nutzung der üblichen Rekonstruktionsalgorithmen, bedingt durch die starke Bewegung des Herzens, die erzielten Aufnahmen oft artefaktreich und diagnostisch nicht aussagekräftig waren, wurden Anstrengungen unternommen, neue Techniken zu entwickeln, die eine höhere Bildqualität garantieren sollten. Besonders die Koronararterien, die dem Herzmuskel nah anliegen und sich dadurch während des Herzzyklus stark mitbewegen, sind auf Grund von Bewegungsartefakten schwer darstellbar.

Die Bewegungsintensität ist während der Vorhof- und Kammerkontraktion in der Systole am höchsten. Um also die bewegungsarme diastolische Füllungsphase zur Abbildung zu bringen, muss die Rekonstruktion so gut wie möglich mit dem Herzzyklus synchronisiert werden.

Das EKG des Patienten kann genutzt werden, um die CT-Daten mit einer gewünschten Phase des Herzzyklus abzugleichen. Gewöhnlich wird die R-Zacke des EKG als Bezugspunkt gewählt, um die Position der gewünschten Daten im Herzzyklus zu beschreiben.

Abgesehen von der freien Wahl einer definierten Phase des Herzzyklus, sollten die Aufnahmetechniken eine möglichst kurze effektive Scanzeit bieten. Das Zeitintervall des Herzzyklus, das einem Bild entspricht, sollte zumindest kurz genug sein, um die Auswahl langsamer Herzphasen ohne Bewegungsartefakte zu erlauben, und Bewegungsartefakte in allen anderen Phasen zu minimieren.

Die Dauer der Phase der niedrigsten Herzbewegung während der Diastole verkürzt sich mit steigender Herzfrequenz. Gemäß einer groben Schätzung ist eine zeitliche Auflösung von 250ms für eine bewegungsfreie Aufzeichnung bei Herzfrequenzen bis 70bpm nötig (54). Eine zeitliche Auflösung von 250ms pro akquirierter Schicht ist sowohl im hier zur Anwendung kommenden Siemens SOMATOM 4-Zeilen-CT bei einer Rotationszeit von 0.5 Sekunden, im 16-Zeilen-CT bei einer Rotationszeit von 0.4 Sekunden und im 64-Zeilen-CT mit 0.33 Sekunden zu verwirklichen. Da sich mit höheren Herzfrequenzen auch die Anforderungen an die zeitliche Auflösung erhöhen, können diese dennoch schlechtere Bildergebnisse bedingen.

Die beschriebenen, mit der Herzphase korrelierenden, Aufnahmemethoden werden in zwei Techniken unterteilt: die prospektive EKG-Triggerung und das retrospektive EKG-Gating. Diese beiden Methoden der EKG-Synchronisation sollen nun kurz vorgestellt werden.

Prospektive EKG-Triggerung

Prospektive Triggerung meint, dass vor der Datenakquisition ein relativer Punkt des RR-Intervalls gewählt wird, an dem der EKG-getriggerte Scan bzw. die Datenrekonstruktion startet. Die Verzögerung (*Delay*) nach der R-Zacke kann beispielsweise als Prozentsatz der voraussichtlichen RR-Intervallzeit für jeden Herzzyklus individuell berechnet werden (siehe Abb. 8). Üblicherweise wird die Verzögerung so gewählt, dass der Scan während der bewegungsarmen Diastole einsetzt. Je mehr vorhergegangene RR-Intervallzeiten gemittelt werden (üblich sind 3-5), um so effektiver kann die prospektive EKG-Triggerung auch für Patienten mit geringfügiger Arrhythmie arbeiten, da einzelne Extrasystolen weniger ins Gewicht fallen. Hong et al. erzielten beste Bildqualitäten mit einer Verzögerung von 50% des RR-Intervalls für die rechte und 60% des RR-Intervalls für den Ramus circumflexus der linken Kranzarterie. Optimale Bildqualitäten für den Ramus interventricularis anterior der linken Kranzarterie fanden sich sowohl mit einer Triggerung bei 50 als auch bei 60% des RR-Intervalls (55).

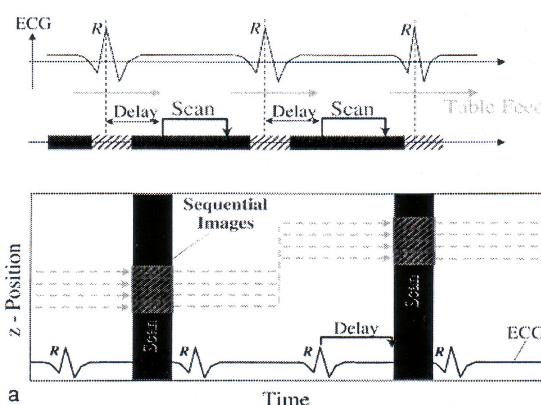


Abb. 8 : **Prinzip der prospektiven EKG-Triggerung** (mit freundlicher Genehmigung der Springer Science & Business Media entnommen aus 45)
mit nach jeder R-Zacke (R) verzögert einsetzender Scanzeit

Im Gegensatz zum retrospektiven EKG-Gating kann ein nicht optimal gewählter Zeitpunkt im Herzzyklus nicht korrigiert werden. Dies kann Ursache für ausgeprägte Bewegungsartefakte sein und führt dazu, dass einzelne Segmente nicht beurteilt werden können.

In der Vergangenheit wurde dieses Verfahren vor allem für die EBCT und die Einzelschicht-CT genutzt, kann aber heute genauso für die Mehrschichttechnik mit entsprechend simultaner

Aufnahme mehrerer Bilder angewandt werden. Somit ist bei einer $4 \cdot 2.5\text{mm}$ Kollimation ein Scan des gesamten Herzens innerhalb einer Atemanhaltepause von 15-20 Sekunden möglich. Die Akquisition eines kleinen Volumens mit jedem getriggerten Scan reduziert zudem die Wahrscheinlichkeit, eine Läsion durch Bewegungen des Herzens zu übersehen.

Retrospektives EKG-Gating

Retrospektive EKG-gegate Spiral-CT ist eine Methode, die Rekonstruktion eines kontinuierlichen Spiral-CT-Scans mit der durch EKG sichtbar gemachten Herzbewegung zu synchronisieren. Die Daten für die Bildrekonstruktion werden einer vorbestimmten Phase des Herzzyklus, gemäß einer bestimmten zeitlichen Beziehung zum Auftreten der R-Zacken, entnommen. Eine Phase geringer Herzbewegung (Diastole) ist gewöhnlich in einer mittleren Position des RR-Intervalls lokalisiert.

Im so genannten Absolute-Reverse-Modus definiert eine festgelegte Zeit T_{rev} vor dem Einsetzen der nächsten R-Zacke den Startpunkt für die Rekonstruktion des Datensatzes. Unter Nutzung unterschiedlicher T_{rev} können Bilder in inkrementell verschobenen Phasen des Herzzyklus rekonstruiert werden. Nachträglich ist eine Rekonstruktion von Schichten aus beliebigen Herzphasen an jeder z-Position möglich (siehe Abb. 9).

Kontinuierliche Volumenabdeckung kann aber nur erreicht werden, wenn der Pitch passend zur Herzfrequenz begrenzt wird.

$$\text{Pitch} < (n-1) T_{rot} / T_{RR} \quad [5]$$

Pitch = Tischvorschub pro Röhrenrotation, bezogen auf die kollimierte Schichtdicke SW_{koll} einer Einzelschicht

n = Anzahl der Detektorschichten

T_{rot} = Rotationszeit

T_{RR} = maximal zu erwartende Herzzykluszeit
(bei typischen Herzfrequenzen von 60-100bpm liegt die Dauer eines Herzzyklus im Bereich von 0.5 bis 1.0 Sekunden)

Um volle Volumenabdeckung zu gewährleisten, müssen die in verschiedenen Herzzyklen rekonstruierten Bildserien alle Subvolumina in der z-Richtung umfassen. Ist der Pitch zu hoch, würden Volumenlücken zwischen den Bildserien entstehen.

Während des EKG-gegateten Spiral-CT des Herzens werden die Daten wegen der stark überlappenden Messung mit einem geringen Pitch bei kontinuierlicher Röntgenbestrahlung erfasst. Daher erfordert diese Technik höhere Patientendosen als EKG-getriggerte Datensätze bei vergleichbarer Schichtdicke und Signal-Rausch-Verhältnis ($\approx$ Faktor 3). Dem gegenüber stehen eine Reihe wichtiger Vorteile des EKG-Gating:

Retrospektive EKG-Analyse ermöglicht eine bessere Adaptation an Änderungen der Herzfunktion; durch nachträgliche Auswertung können Extrasystolen von der Rekonstruktion ausgeschlossen werden. Mit prospektiver EKG-Triggerung kann die Abschätzung des nächsten RR-Intervalls bei plötzlich einsetzenden Frequenzänderungen falsch sein (z.B. Arrhythmie, Valsalva Manöver etc.) und Scans werden in ungleichen Herzphasen platziert. Auch erlaubt das EKG-Gating die Akquisition von Bildern aus dem gesamten Herzzyklus, während die EKG-Triggerung nur Daten aus einer zuvor festgelegten Phase liefert.

Das retrospektive EKG-Gating stellt eine schnellere Volumenabdeckung bereit, da Scandaten kontinuierlich aufgenommen werden. Gleichzeitig ist die räumliche Auflösung in z-Richtung höher, da Bilder in beliebigen überlappenden Schichten rekonstruiert werden können.

CT-Angiographie-Untersuchungen kleinster anatomischer Strukturen des Herzens und der Koronararterien verlangen einen EKG-gegateten Scan, da überlappende dünne Schichten und ein vernünftiges Signal-Rausch-Verhältnis benötigt werden.

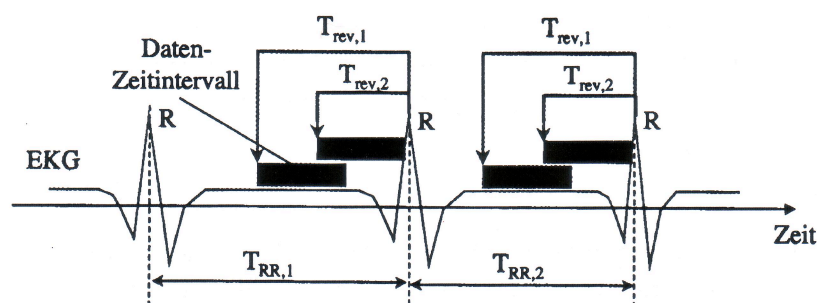


Abb. 9 : **Prinzip des retrospektiven EKG-Gatings** (mit freundlicher Genehmigung der Springer Science & Business Media entnommen aus 56)

mit konstantem Intervall T_{rev} vor jeder R-Zacke (R)

weitere Abkürzung: RR-Intervall (T_{RR})

EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation

In der EKG-gegateten Mehrschicht-Spiral CT des Herzens ergibt sich durch die kontinuierliche Röntgenexposition bei starker Schichtüberlappung und niedrigem Pitch eine relativ hohe Strahlenbelastung. Dies führt zu Dosiswerten, die um den Faktor von $1/\text{Pitch}$, verglichen mit nicht überlappenden Messungen, erhöht sind.

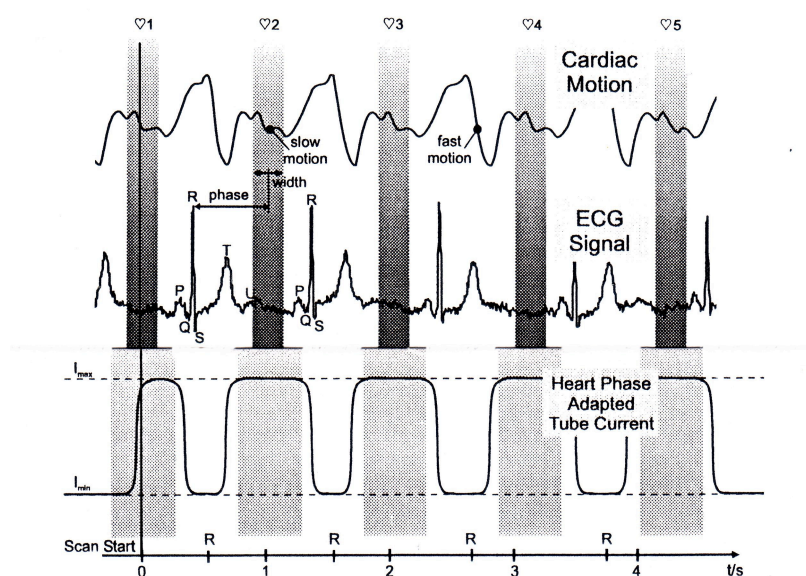


Abb. 10 : **Korrelation von Datenakquisition, Herzbewegungen, EKG und der dem Herzzyklus angepassten Röhrenstrommodulation mit entsprechender Dosisreduktion** (mit freundlicher Genehmigung der Shaker Verlags GmbH entnommen aus 39)

Abkürzungen: Zeit in Sekunden (t/s), EKG-Zacken nach Einthoven (P, Q, R, S, T), maximaler ($I_{\max}$) bzw. minimaler ($I_{\min}$) Röhrenstrom

Wenn allerdings eine durchgängige Rekonstruktion in allen Phasen des Herzzyklus nicht benötigt wird, sondern nur ein limitiertes Intervall des Herzzyklus (z.B. die bewegungsarme diastolische Phase) während der Rekonstruktion von Bedeutung ist, ist ein signifikanter Teil der aufgenommenen Daten und damit der Bestrahlung unnötig. Durch eine Reduktion des Röhrenstroms in jeder Phase des Herzzyklus, die von geringerem Interesse für die EKG-gegatete Rekonstruktion ist, kann somit die Röntgenexposition deutlich gesenkt werden. Während jedes Herzzyklus wird der Röhrenstrom mittels prospektiver EKG-Kontrolle in einem limitierten Bereich in der Diastole auf die übliche Höhe angehoben. In dieser Phase sollen die gewonnenen Daten später mit möglichst geringer Schichtdicke und einem hohen

Signal-Rausch-Verhältnis rekonstruiert werden können. Während des restlichen Teils des Herzzyklus kann der Röhrenstrom dann um etwa 80%, das entspricht einem Verhältnis zwischen minimalem und maximalem Röhrenstrom von $\text{mA}_{\min} = 0.2\text{mA}_{\max}$, reduziert werden. Daher ist wie Abbildung 10 veranschaulicht eine kontinuierliche Volumenrekonstruktion in allen Phasen des Herzzyklus immer noch möglich.

Um Bilder aus solchen Phasen mit abgesenktem Röhrenstrom zu erhalten, kann ein akzeptables Signal-Rausch-Verhältnis durch die Rekonstruktion dickerer Schichten erzielt werden.

Der Röhrenstrom als eine Funktion über die Zeit erlaubt eine einfache Abschätzung der Röntgenexposition abhängig von der Herzfrequenz. Die Exposition mit EKG-gegateter Röhrenstrommodulation in Relation zur Exposition mit konstant maximalem Röhrenstrom zeigt folgende Gleichung:

$$E_{rel} = \int_0^{T_{Scan}} \text{mA}(t) dt / \text{mA}_{\max} \cdot T_{Scan} \quad [6]$$

E_{rel}	=	Exposition mit EKG-gegateter Röhrenstrommodulation in Relation zu konstant maximalem Strom
T_{Scan}	=	absolute Dauer der Messung
$\text{mA}(t)$	=	Röhrenstrom in Milliampere (pro Zeiteinheit)
$\text{mA}_{\max}$	=	maximaler Röhrenstrom (z.B. während der Diastole) in Milliampere
dt	=	Distanz in z-Richtung (bezogen auf die Messzeit)

Wegen verschiedener Verzögerungen in der Adaptation des Röhrenstroms formt die Funktion des Röhrenstroms über die Zeit eine trapezförmige Kurve. Eine vollständige Reduktion des Röhrenstroms auf 0mA ist mit der hohen Frequenz, die für übliche Herzzykluszeiten nötig wäre, technisch nicht machbar.

Die Position des Fensters mit vollem Röhrenstrom im Herzzyklus muss vor der Messung definiert werden. Die Verzögerungszeit T_{del} zwischen einer wahrgenommenen R-Zacke und dem Einsetzen des ansteigenden Röhrenstroms muss ebenso, entsprechend vorliegender EKG-Gating Parameter, vor dem Scan berechnet werden.

Für beste Bildqualität kann die Länge des Zeitintervalls ΔT_N (= Intervall mit vollem Röhrenstrom während der Diastole) frei gewählt werden und so individuellen Änderungen des EKG-gegateten Intervalls für jeden Patienten angepasst werden. Zusätzlich kann eine Überlappung von ΔT_N mit dem Fenster der zeitlichen Auflösung (z.B. 250ms im verwendeten 4-Zeilen CT) eine inkonsistente prospektive EKG-Kontrolle des Röhrenstroms bei wechselnden Herzfrequenzen während der Messung kompensieren.

Ohnesorge et al. fanden beste Ergebnisse zur Reduzierung der Strahlenexposition und beste Flexibilität des EKG-Gatings bei einem festen Zeitintervall $\Delta T_N = 400\text{ms}$. Für normale Herzfrequenzen zwischen 50 und 90bpm konnte die Strahlenexposition bei einer Modulation des Röhrenstroms zwischen 100mA während der Diastole und 20mA während der Systole um 35-50% reduziert werden. Für höhere Herzfrequenzen verschlechtert sich die Dosisreduktion entsprechend, da die Zeitintervalle mit niedrigem Röhrenstrom sich verkürzen (54).

Ermittlung von Organdosen und effektiver Dosis

Da die meisten Organdosen der besonders strahlensensiblen Organe nicht direkt gemessen werden können, gibt es im Wesentlichen zwei Wege zu ihrer indirekten Bestimmung:

1. Messung der Organdosen in einem menschenähnlichen Phantom

Am häufigsten wird das hier verwendete Alderson-Rando-Phantom benutzt. Dieses wird mit TLD bestückt, die nach der Bestrahlung ausgewertet werden müssen. An ausgesuchten Stellen des Phantoms, die verschiedene Organe des Menschen repräsentieren und sowohl in Lage als auch Gewebeaufbau diesen vergleichbar sind, werden TLD positioniert. Nach der Bestrahlung erhält man durch die Auswertung der Dosimeter Organdosen.

Die Organdosis ($H_{O,R}$) dient als Grundlage zur Abschätzung der Wahrscheinlichkeit, einen Strahlenschaden zu erleiden. Sie berechnet sich als Produkt aus der mittleren Energiedosis ($D_{O,R,mittel}$), die ein Organ oder Gewebe (O) absorbiert, und einem Strahlenwichtungsfaktor (W_R). Der Wichtungsfaktor W_R beschreibt dabei die strahlenbiologische Wirkung der Strahlenart R und wird für Röntgenstrahlung gleich 1 gesetzt.

$$H_{O,R} = D_{O,R,mittel} \cdot W_R \quad [7]$$

Die effektive Dosis ist definiert als die Summe der gewichteten Organdosen für eine Auswahl von Organen. Gemessen wird sie nach folgendem Prinzip:

$$E = \sum_O W_O \cdot H_O \quad [8]$$

E	=	effektive Dosis in Sievert
O	=	festgelegte Organe
W_O	=	Wichtungsfaktoren
H_O	=	Organdosis

In die Berechnung der effektiven Dosis der Frau einfließende Organdosen (H_o) setzten sich aus den gemessenen Werten für Ovar, rotem Knochenmark, Lunge, Magen, Mamma, Leber, Speiseröhre, Schilddrüse, Haut und restlichen Organen (Mittelwert über alle Organe) zusammen. Die effektive Dosis des Mannes ergab sich unter Berücksichtigung entsprechender Gonaden und ohne Organdosis der weiblichen Brust.

Die Wichtungsfaktoren (W_o), welche die Strahlenempfindlichkeit des Organs berücksichtigen, wurden vom ICRP festgelegt und sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

2. Berechnung der Organdosen mit Hilfe mathematischer Methoden

Eine in den letzten Jahren zunehmend gebräuchliche mathematische Methode zur Ermittlung von Organdosen ist das so genannte Monte-Carlo-Verfahren. Dabei werden in einem mathematischen Phantom die Wechselwirkungen der Photonen mit dem „Phantomgewebe“ in einem Rechner simuliert.

Organdosen erhält man, indem man die Energieverluste der Photonen bei den Wechselwirkungsprozessen (Photoeffekt, Compton-Effekt) des jeweiligen Organs mit dem Umgebungsgewebe durch die Organmasse dividiert.

Die genutzte Software berechnet für jeden experimentellen CT-Durchlauf, anhand der eingestellten Parameter, den entsprechenden gewichteten, effektiven CT-Dosisindex (CTDI). Der CTDI ist eine technische Dosisgröße und wird von den Geräteherstellern als einer der Systemparameter angegeben. Faktoren, wie z.B. Filter, Scanner- und Strahlengeometrie, welche die Dosis beeinflussen, gehen in die Bestimmung des CTDI ein.

Der CTDI bezeichnet die in der Rotationsachse gemessene Dosis normiert auf die nominelle Schichtdicke. Zur Ermittlung des CTDI wird das Integral des Dosisprofils einer Einzelschicht senkrecht zur Schichtebene gebildet. Die Integration erfolgt dabei nicht nur über die betrachtete Schichtdicke, sondern beidseits davon über eine Distanz von jeweils 50mm. So werden auch Dosisbeiträge berücksichtigt, die auf Streustrahlung, Strahlendivergenz und begrenzte Güte der Ausblendung zurückzuführen sind.

Wird der CTDI in einem Phantom und nicht frei in Luft bestimmt, sollte angegeben werden, wo der CTDI im Phantom gemessen wurde (für x wird dann je nach vermessenem Bereich c= zentral, p= peripher oder w= gewichtet eingesetzt). Häufig wird mit dem gewichteten CTDI

gearbeitet, der zu einem Drittel den zentralen und zu zwei Dritteln den peripher bestimmten CTDI berücksichtigt. Der effektive CTDI bezeichnet den gewichteten CTDI geteilt durch den Pitch.

Von einer Arbeitsgemeinschaft der Europäischen Union wurde 1981 der heute allgemein verwendete ${}_n\text{CTDI}_{100,x}$ wie folgt definiert:

$${}_n\text{CTDI}_{100,x} = \frac{1}{M \cdot S} \cdot \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z)dz \quad [9]$$

M	=	Anzahl gleichzeitig akquirierter Schichten
S	=	Kollimation einer Schicht [mm]
D(z)	=	Energiedosis einer z-Position [mGy]
dz	=	Tischvorschub pro 360° Rotation in z-Richtung [mm]

Die Vereinheitlichung auf 100mAs wird durch das tiefgestellte n zum Ausdruck gebracht. 100 steht für die üblicherweise bestimmte Integrationslänge von 100mm.

Das Dosis-Längen-Produkt wurde eingeführt, um Dosiswerte für spezielle Protokolle oder Untersuchungen an unterschiedlichen Geräten besser vergleichen zu können. Es wird in mGy · cm angegeben.

$$\text{DLP} = C \cdot N \cdot M \cdot S \cdot {}_n\text{CTDI}_{100,w} \quad [10]$$

DLP	=	Dosis-Längen Produkt
C	=	gewähltes mAs Produkt
N	=	Anzahl der Rotationen (im Spiral-CT)

Da der CTDI eine messtechnische Größe ist, gestattet er für sich genommen keine Aussagen über die biologische Auswirkung der Strahlenexposition. Dieses leistet als patientenbezogene Dosisgröße die effektive Dosis.

Unter Nutzung der aufgeführten Parameter kann diese nach der folgenden Gleichung berechnet werden:

$$E[\text{mSv}] = \text{CTDI}_{w,eff} \cdot (n \cdot \text{TV}) \cdot 1/P_B \cdot f_{mean} \cdot k_{CT} \quad [11]$$

$\text{CTDI}_{w,eff}$	=	gewichteter, effektiver CTDI [mGy]
$n \cdot \text{TV}$	=	Scanlänge [cm]
P_B	=	Umrechnungsfaktor von $\text{CTDI}_{w,eff}$ zu CTDI_{Luft} (=0.49)
f_{mean}	=	Mittelwerte der Konversionsfaktoren für die betreffenden Körperabschnitte [mSv/(mGy·cm)]
k_{CT}	=	Gerätefaktor [dimensionslos]

Strahlenrisiken

Ausgangspunkt aller biologischen Strahlenschäden sind Strukturveränderungen der DNA. Besonders häufig treten Einzelstrangbrüche sowie abgespaltene oder modifizierte DNA-Basen auf, während Doppelstrangbrüche sowie lokale Häufungen mehrerer Schäden zwar seltener vorkommen, jedoch biologisch besonders relevant sind (51). Der überwiegende Anteil (ca. 99.9%) der Schäden kann durch zelleigene Enzyme repariert werden (51). Diejenigen Schäden, die nicht oder falsch repariert werden, können zweierlei Folgen für die Zelle haben.

1. Zum einen kann die betreffende Zelle ihre Fähigkeit zur Zellteilung verlieren, so dass sie anschließend zugrunde geht. Der Zelltod ist mit Abstand der häufigste Effekt biologischer Strahlenschäden. Die Zellabtötung führt zu den sogenannten deterministischen Strahlenschäden. Die Induktion von Gewebereaktionen ist hierbei durch eine Schwellendosis gekennzeichnet, da erst die dauerhafte Schädigung einer kritischen Population von Zellen eines Gewebes zu einer klinischen Manifestation eines Strahlenschadens führt. Gewebe mit hohen Zellteilungsquoten erweisen sich als besonders strahlenempfindlich. Es wird angenommen, dass im Dosisbereich bis zu etwa 100mGy kein Gewebe klinisch relevante funktionelle Beeinträchtigung zeigt (57). Oberhalb der Schwellendosis ergibt sich eine dosisabhängige Zunahme im Schweregrad des Schadens und eine Abnahme der Fähigkeit zur Gewebeerholung. Neben akuten Schäden, wie der akuten Dermatitis und der akuten Strahlenkrankheit kommt es auch zu chronisch-degenerativen, nicht kanzerösen Spätschäden, wie fibrotischen Gewebeveränderungen, Trübung der Augenlinse und vorübergehender oder dauerhafter Sterilität, sowie teratogenen Schäden nach Bestrahlung *in utero* (52).
2. Zum anderen kann es vorkommen, dass sich eine Zelle trotz Veränderung ihrer Erbinformation weiter teilt und damit die veränderten Eigenschaften auf ihre Nachkommen übertragen kann. Man spricht von einer Transformation oder Mutation der betreffenden Zelle, auf der die sogenannten stochastischen Strahlenschäden beruhen. Sie sind entscheidend für die Gesundheitsgefährdung im Bereich niedriger Strahlendosen und somit auch für die Abschätzung der Risiken der Röntgendiagnostik. Bei diesen Schäden, die zu neoplastischen Veränderungen und zu Erbkrankheiten führen, geht man von einer Zunahme der Eintrittswahrscheinlichkeit des Schadens proportional zur Erhöhung der Dosis ohne Schwellenwert aus. Die Höhe der Dosis beeinflusst dabei also nicht die Schwere der Erkrankung, sondern nur die Wahrscheinlichkeit ihres Auftretens.

Für niedrige Strahlendosen konnte eine Gefährdung allerdings bisher statistisch nicht signifikant belegt werden. Die meisten diagnostischen CT-Untersuchungen sind mit einer Dosis von einigen wenigen mSv verbunden. In Ermangelung statistisch belastbarer Erkenntnisse kann deren Risiko nur aufgrund der Annahme berechnet werden, dass sich die Dosis-Wirkungs-Kurve linear bis zum Nullpunkt fortsetzt und dass kein Schwellenwert existiert. Nach dem Modell der Linearität ohne Schwellendosis wird das Risiko damit zwar bei niedriger Dosis geringer, sinkt jedoch nie auf Null ab. Das bedeutet, dass bereits eine winzige Strahlendosis zu einer Mutation führen kann, wenn die Strahlung zu einem ungünstigen Zeitpunkt an einer ungünstigen Stelle der DNA eintritt. Mit steigender Strahlendosis erhöht sich allerdings die Wahrscheinlichkeit einer Mutation und damit der Entstehung einer malignen Neoplasie. Aufgrund der Erkenntnisse der grundlegenden zellulären Prozesse in Verbindung mit Daten zu Dosis-Wirkungs-Beziehungen wird in der aktuellen Verlautbarung des ICRP ausdrücklich die Auffassung unterstützt, dass es im Bereich kleiner Dosen unterhalb von 100mSv wissenschaftlich plausibel ist anzunehmen, dass die Inzidenz von Krebs oder von vererbaren Wirkungen direkt proportional zur Erhöhung der Organdosis ansteigt (57).

Gewebe	Risikokoeffizient [% Sv⁻¹]
rotes Knochenmark	0.5
Lunge	0.85
Dickdarm	0.85
Magen	0.7*
Brust	0.6*
Ösophagus	0.3
Blase	0.3
Leber	0.15
Ovar	0.1
Schilddrüse	0.08
Knochenoberfläche	0.05
Haut	0.02
Restkörper	0.5
Insgesamt	5.0% Sv ⁻¹

Tabelle 2 : **Zusätzliches Lebenszeitrisiko durch ionisierende Strahlen bei Ganzkörperexposition mit niedriger Einzeldosis unter 0.2Sv** (Daten entnommen aus 51)

Die Anfang 1991 von der ICRP veröffentlichten Zahlen führen laut Jung zu einer deutlichen Unterschätzung des Brustkrebsrisikos und zu einer ähnlich hohen Überschätzung des Magenkrebsrisikos für die deutsche Bevölkerung (58). Dies hängt damit zusammen, dass die Werte der japanischen Hiroshima-Nagasaki-Studie zur Quantifizierung des Strahlenkrebsrisikos entstammen. Da in Japan Magenkrebs wesentlich häufiger und Brustkrebs wesentlich seltener vorkommen als in Mitteleuropa, ergeben sich bei Anwendung des relativen Berechnungsmodells entsprechend abweichende Risikowerte. Die Originalwerte nach ICRP: Magen $1.1\% \text{ Sv}^{-1}$, Brust $0.2\% \text{ Sv}^{-1}$ sind daher entsprechend modifiziert.

Wenn auch in der neuesten Auflage der Empfehlungen des ICRP leicht veränderte Werte zur nominellen Risikostratifizierung für stochastische Wirkungen nach Strahlenexposition bei niedrigen Dosisleistungen unter 0.2Sv angegeben werden, betrachtet die Kommission dennoch den genäherten und gerundeten Risikokoeffizienten für die Gesamtsterblichkeit von $5\% \text{ pro Sv}$, auf dem auch die aktuellen internationalen Strahlenschutznormen beruhen, weiterhin als geeignet für die Zwecke des Strahlenschutzes (aktuelle Abschätzung des strahleninduzierten Krebsrisikos: $5,5\%$ für die gesamte Bevölkerung, $4,1\%$ für erwachsene Beschäftigte pro Sievert) (57).

Die in Tabelle 2 aufgeführten Risikokoeffizienten sind Mittelwerte, die beide Geschlechter und alle Altersgruppen umfassen. Um das individuelle Strahlenkrebsrisiko eines exponierten Patienten zu ermitteln, ist zusätzlich zu berücksichtigen, dass eine Strahlenexposition im jüngeren Lebensalter mit einem höheren Risiko verbunden ist und dass das Risiko mit zunehmendem Lebensalter abnimmt. Selbstverständlich können alle Risikoabschätzungen immer nur eine ungefähre Annäherung an das persönliche Risiko darstellen. In der letzten Empfehlung der ICRP werden zur genaueren Einschätzung jeweils gesondert für Geschlecht und Altersklassen spezifische Risikokoeffizienten angegeben.

Für vereinfachte Risikoabschätzungen wird empfohlen (51):

- für Kinder und Jugendliche (bis 18 Jahre) werden die Risikokoeffizienten von Tabelle 2 um den Faktor 3 erhöht
- für Personen zwischen 18 und 70 Jahren gelten die in Tabelle 2 aufgelisteten Risikowerte

- für Personen, die zum Zeitpunkt der Exposition das 70. Lebensjahr überschritten haben, sind die Risikowerte um den Faktor 0.2 zu verringern (aufgrund ihrer langen Latenzzeit werden strahleninduzierte Tumoren bei ihnen mit geringerer Wahrscheinlichkeit noch manifest)

Mit den in Tabelle 2 angegebenen Werten können die mit einer bestimmten Untersuchung verbundenen Strahlenrisiken abgeschätzt werden, wenn die entsprechenden Strahlendosen bekannt sind. Aufgrund der Linearität der Dosis-Wirkungs-Kurve kann das Risiko einer Ganzkörper- oder Teilkörperexposition durch Multiplikation des Risikokoeffizienten mit der betreffenden Strahlendosis ermittelt werden:

1. Falls man die Krebshäufigkeit für ein bestimmtes Organ ermitteln will, ist die gemessene Organdosis mit dem zugehörigen Risikokoeffizienten aus Tabelle 2 zu multiplizieren.

So errechnet sich beispielsweise aus der Lungendosis im „Coronary Standard“ Protokoll des 4-Zeilen CT ohne „EKG-Pulsing“ von 32.2mSv multipliziert mit $0.85\% \text{ Sv}^{-1}$ (Risikokoeffizient für einen Patienten im mittleren Lebensalter) ein Mortalitätsrisiko durch Lungenkrebs von $0.02737\% = 1 : 3654$. Bei dem gleichen Protokoll mit „EKG-Pulsing“ bei einer Herzfrequenz von 60bpm resultiert aus der Lungendosis von 16mSv ein Mortalitätsrisiko von $0.0135\% = 1 : 7407$.

Im Gegensatz dazu ergeben sich aus den im „Coronary Standard“ Protokoll des 16-Zeilen CT gemessenen Lungendosen von 50.27mSv ohne und 24.8mSv mit „EKG-Pulsing“ bei 60bpm Mortalitätsrisiken von $0.04272\% = 1 : 2341$ und $0.02108 = 1 : 4744$.

Im gleichen Protokoll des SOMATOM Sensation 64 liegen die gemessenen Lungendosen bei 70mSv ohne und 53.4mSv mit „EKG-Pulsing“. Dies entspricht einer Reduktion des Mortalitätsrisikos durch Lungenkrebs von $0.0595\% = 1:1681$ auf $0.04539\% = 1:2203$.

2. Der zweite Fall, der in der Praxis häufiger vorkommt, ist der, dass man das gesamte Krebsrisiko ermitteln will. Hierzu kann die gemessene effektive Dosis verwendet werden. Man geht dabei davon aus, dass beispielsweise ein effektiver Dosiswert von 2.9mSv (im Protokoll „Calcium Standard“ des 4-Zeilen CT ohne „Pulsing“, gemessen für Frauen) besagt, dass die inhomogene Dosisverteilung in verschiedenen Organen bei einer Thoraxaufnahme vom Risiko her einer homogenen Ganzkörperbestrahlung mit etwa 2.9mSv entspricht. Folglich ist dieser Dosiswert mit dem Koeffizienten für das gesamte

Krebsrisiko zu multiplizieren (individuelles Lebenszeitmortalitätsrisiko durch ionisierende Strahlen laut Tabelle 2 5% pro Sievert).

Das Mortalitätsrisiko, bedingt durch die während einer entsprechenden Untersuchung zugeführte Strahlendosis, berechnet sich für das Calcium Standard Protokoll des 4-Zeilen CT also z.B. als $0.0029\text{Sv} \cdot 5\%/\text{Sv} = 0.0145\%$. Im gleichen Protokoll, ebenfalls gemessen für weibliche Patienten, jedoch unter Nutzung des „EKG-Pulsing“ (Herz 4a) kann das Risiko an einem strahleninduzierten Tumor zu versterben auf etwa 0.009% gesenkt werden. Dies bedeutet, dass nicht mehr einer von durchschnittlich 6800 Patienten, die sich einer vergleichbaren Untersuchung unterziehen, sondern lediglich einer von über 11000 Patienten mit potentiell schwerwiegenden Folgen zu rechnen hat.

Kritisch muss allerdings angemerkt werden, dass die effektive Dosis in ihrer Anwendung keinen Aufschluss über die spezifische Dosis für einen einzelnen Menschen, sondern nur die Dosis für eine Referenzperson unter einer bestimmten Expositionsbedingung darstellt. Daher sowie aufgrund des bislang noch nicht eindeutig bestätigten Modells der Linearität ohne Schwellendosis mit der hiermit verbundenen Unsicherheit der gesundheitlichen Wirkungen nach Exposition niedriger Dosen ist die Berechnung einer hypothetischen Zahl von Krebsfällen kritisch zu beurteilen.

Auch das genetische Strahlenrisiko wurde durch das ICRP 2007 neu bewertet. Die gegenwärtige Abschätzung genetischer Risiken bis zur zweiten Generation wird mit $0,2\% \text{Sv}^{-1}$ für die gesamte Bevölkerung und mit $0,1\% \text{Sv}^{-1}$ für Erwachsene angegeben (57). In der ersten Generation machen sich im wesentlichen dominante Mutationen bemerkbar, während für die zweite und alle zukünftigen Generationen vorwiegend die rezessiven Mutationen für das Risiko verantwortlich sind (57).

Da das genetische Strahlenrisiko mit $0,2\% \text{Sv}^{-1}$ 25mal geringer als das Risiko für tödlich verlaufende Tumorerkrankungen ist, ist für die Abschätzung des gesamten Strahlungsrisikos einer exponierten Person vor allem das Strahlenkrebsrisiko zu beachten. Natürlich sollte trotzdem jede unnötige Strahlenexposition der Keimdrüsen vermieden werden, um das Risiko für Erbkrankheiten in den zukünftigen Generationen möglichst gering zu halten.

Entsprechend einer Unterrichtung durch das Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit aus dem Jahr 2007 stieg die mittlere effektive Dosis pro Einwohner in Deutschland von ca. 1,5mSv im Jahr 1996 auf ca. 1,8mSv im Jahr 2005 an (59).

Der festgestellte Dosisanstieg sei dabei im Wesentlichen durch die Zunahme der CT-Untersuchungshäufigkeit bedingt. Demgegenüber nimmt die effektive Dosis pro Kopf der Bevölkerung bei den restlichen Untersuchungsverfahren über die Jahre 1996 bis 2005 ab (59). Die Computertomographie sowie die ebenfalls dosisintensive Angiographie (einschließlich der interventionellen Maßnahmen) tragen weniger als 10% zu der Gesamthäufigkeit bei, ihr Anteil an der kollektiven effektiven Dosis betrug im Jahr 2005 jedoch etwa drei Viertel (59).

Bildrauschen und Signal-Rausch-Verhältnis

Der Begriff Rauschen wurde anfänglich in der Radiotechnik angewendet, um störende Geräusche bei der Übertragung und Verstärkung von Tonsignalen zu beschreiben (52). In der Radiologie fasst man heute unter Rauschen alle Abbildungsstörungen eines Bildes zusammen, die durch Projektions- und Abbildungsgesetze nicht beschrieben werden können. Rauschen bezeichnet alle wahrnehmbaren Störungen im Bild, die nichts mit dem darzustellenden Objekt zu tun haben und daher keine relevanten Informationen für den Betrachter bieten, der das Bild interpretieren soll.

Dominiert wird das Bildrauschen in der Spiral-CT durch (52):

- Statistische Schwankungen der Röntgenquanten
Die Fluktuationen im durchschnittlich gleichmäßigen Auftreffen von Quanten auf verschiedene Bereiche der Detektorfläche bezeichnet man als Quantenrauschen.
- Röhrenausgangsleistung
Proportional zur steigenden Strahlendosis steigt die Anzahl der Quanten, die einen Bereich treffen, und somit der Quantenfluss an. Ebenso werden die Unterschiede in der Anzahl der Quanten pro Bereich und damit das Quantenrauschen größer, jedoch nicht in dem Maße, wie das Bildsignal. Bei niedrigen Dosiswerten überwiegt der Einfluss des Quantenrauschens im Bild.
- Kollimatorweite w (durch die Blenden bestimmte Schichtdicke in mm)
Größere Werte für w ermöglichen einen größeren Photonenfluss und deshalb einen geringeren Rauschanteil bei sonst konstanten technischen Faktoren
- Scanzeit pro Bild
- Systemrauschen
Rauschen im Detektor, elektronisches Rauschen der Signalverstärker, Digitalisierungsrauschen des Bildprozessors

Ziel der Röntgendiagnostik ist es, mit minimaler Strahlenexposition diagnostisch aussagekräftige Bilder aufzunehmen. Ein Kompromiss zwischen begrenzter Strahlendosis mit begrenztem Quantenangebot und möglichst störungsfreier Darstellung kontrastarmer Details wird angestrebt.

Wird die auftreffende Strahlung durch Objekte, die vor dem Detektor angeordnet sind, stark geschwächt, erreichen weniger Röntgenquanten den Detektor und das Rauschen wird stärker. Durch Röhrenstrommodulation, also eine Anpassung der Röhrenstromstärke an die jeweiligen Schwächungswerte des zu scannenden Objekts, kann die Dosis deutlich reduziert werden.

Zur Messung des Rauschanteils werden im Bild die mittlere Strahlenintensität als Signal und die Schwankungen der Intensität um diesen Mittelwert als Rauschen gemessen. Es ist üblich, als Maß für die Größe des Rauschens die Standardabweichung anzugeben.

Der wichtige Zusammenhang zwischen Signal und Rauschen wird in der Messgröße Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) zusammengefasst. Diese Größe ist ein wesentliches Maß für die Güte eines Bildes.

$$\text{SRV} = \frac{\text{Signalintensität}}{\text{Rauschintensität}} = \frac{\text{Signalintensität}}{\text{Standardabweichung}} \quad [12]$$

Dosisreduktion – Ergebnisse

Dosisreduktion im 4-Zeilen-Spiral-CT des Herzens durch „EKG-Pulsing“

Die Untersuchungen zur Reduktion der Strahlenexposition wurden an einem Mehrzeilenspiralcomputertomographen des Typs „SOMATOM Volume Zoom“, der Firma Siemens durchgeführt. Zur Auswertung der erhaltenen Ergebnisse stand das Software-Paket „Heart View“ (Softwareversion „Somaris / 5VA 40C“, Siemens, Erlangen) zur Verfügung. Der Computertomograph entstammte dem Institut für Diagnostische Radiologie der Medizinischen Fakultät des UKD der Heinrich Heine Universität.

	Ohne “EKG-Pulsing”			Mit “EKG-Pulsing”				
	Herz 1	Herz 2*	Herz 3*	Herz 4a	Herz 4b	Herz 5a	Herz 5b	Herz 6
effektive mAs	100	400 (300)	330	64	74	186	218	201
KV	120	120	120	120	120	120	120	120
Schichtdicke [mm]	2.5	1	1	2.5	2.5	1	1	1
Tischvorschub [mm]	3.8	1.5	1.8	3.8	3.8	1.5	1.5	1.8
Pitch	1.52	1.5	1.8	1.52	1.52	1.5	1.5	1.8
Dauer [sec]	19.3	45.6	38	19.3	19.3	45.6	45.6	38
Länge [mm]	130	130	130	130	130	130	130	130
CTDI _{w,eff} [mGy]	9.4	45.6 (34.2)	37.6	6.1	7.0	21.3	24.9	22.9
Herzfrequenz [bpm]	60	60	60	60	80	60	80	60

Tabelle 3 : Technische Daten der Protokolle im 4-Zeilen CT

- * Die Ergebnisse der Herzprotokolle 2 und 3 ohne EKG-Pulsing wurden einer früheren Studie entnommen (50). Das Protokoll 2 wurde damals mit variierenden technischen Parametern (400mAs/120kV) durchgeführt. Bei beibehaltener Spannung (120kV) konnten die Werte für das nun weiter verwendete Protokoll mit 300mAs aus den vorliegenden Daten interpoliert werden (siehe Werte in Klammern).

Drei verschiedene MSCT-Protokolle zur Untersuchung der Herzkranzgefäße bzw. koronarer Bypässe sollten dabei verglichen werden.

Zur Quantifizierung koronarer Verkalkungen wird das Programm „Calcium Standard“ mit einer Schichtdicke von 2.5mm, einem Pitch von 1.52 bei einem Tischvorschub von 3.8mm verwendet („Herz 1“). Koronararterien oder Bypässe werden im „Coronary Standard“ bei einer 1mm-Schichtdicke, einem Tischvorschub von 1.5mm und einem Pitch von 1.5 zur Darstellung gebracht („Herz 2“). Um gezielt Bypässe zu beurteilen, wird das ganze Herz im Coronary Fast/Bypass-Modus mit einem Tischvorschub von 1.8mm bei einem Pitch von 1.8 gescanned („Herz 3“). Die Protokolle wurden unter Nutzung des retrospektiven „EKG-Pulsing“ bei einer Herzfrequenz von 60bpm („Herz 4a, 5a+6“) bzw. 80bpm („Herz 4b+5b“) unter Nutzung eines EKG-Simulators (ECG 2000 Patient Simulator, Dynatech Nevada) wiederholt (technische Daten aufgelistet in Tabelle 3).

Das Design der hier vorgestellten Messungen ist so gewählt, dass eine Vergleichbarkeit der verschiedenen Protokolle gewährleistet ist, indem die Röhrenspannung gleich gehalten wurde, während das mAs-Produkt innerhalb von Grenzen variiert wurde.

Durch EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation („EKG-Pulsing“) konnte eine erhebliche Reduktion der Strahlendosis erreicht werden. Das Calcium-Scoring Protokoll (Herz 1) ohne „EKG-Pulsing“ ergab höchste Organdosen für Organe im Bereich des Primärstrahlenfelds zwischen 8.5mGy (Lungen), 9.2mGy (weibliche Brust) bis zu 12.6mGy (Haut). Für das gleiche Protokoll konnten unter Nutzung des „EKG-Pulsings“ die Organdosen auf 4.9mGy (Lungen), 6.1mGy (weibl. Brust) und 8.2mGy (Haut) gesenkt werden. Das entspricht einer Dosisreduktion von 34% (weibl. Brust), 35% (Haut) bis zu 42% (Lungen). Für hoch auflösendes MSCT der Koronararterien mit einer Schichtdicke von 1.0mm (Herz 5a) waren die Organe im primären Strahlenfeld einer Strahlendosis von 16.0mGy (Lungen), 20.6mGy (weibl. Brust) und 27.0mGy (Haut) ausgesetzt. Verglichen mit den Organdosen des Protokolls „Herz 2“ ohne „EKG-Pulsing“, konnte eine Dosisreduktion von 28% (Haut) bis zu 41% (weibl. Brust und Lungen) erreicht werden. In Protokollen zur Bypass-Beurteilung (Herz 3) lagen die Organdosen im primären Strahlengang bei 32.2mGy (Lungen), 39.7mGy (weibl. Brust) und 54.3mGy (Haut).

Durch retrospektive EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation konnte eine Dosisreduktion von 41% (weibl. Brust) und 45% (Lungen und Haut) erzielt werden (Herz 6). Gonadale Dosen waren unter „EKG-Pulsing“ nie höher als 0.3mGy (siehe Tabelle 4).

[mGy]	Ohne “EKG-Pulsing“			Mit “EKG-Pulsing“				
	Herz 1	Herz 2	Herz 3	Herz 4a	Herz 4b	Herz 5a	Herz 5b	Herz 6
Schilddrüse	0.5	2.1 (1.6)	2.0	0.5	0.5	0.9	1.2	1.0
Ösophagus	4.1	18.0 (13.5)	14.6	2.4	2.9	7.9	9.6	8.5
weibl. Brust	9.2	46.6 (34.9)	39.7	6.1	6.4	20.6	25.7	23.6
Lungen	8.5	36.4 (27.3)	32.2	4.9	5.9	16.0	22.8	17.8
Magen	3.4	14.1 (10.6)	13.3	2.5	2.7	6.2	7.5	7.5
Leber	2.6	11.5 (8.6)	10.6	1.8	2.0	4.7	4.7	5.3
Gonaden (Ovar)	0.2	0.7 (0.5)	0.4	0.1	0.2	0.3	0.3	0.2
Gonaden (Hoden)	0.2	0.4 (0.3)	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3
Haut	12.6	50.1 (37.6)	54.3	8.2	8.8	27.0	32.3	29.8
Knochenmark	2.1	9.1 (6.8)	7.7	1.3	1.6	4.3	5.1	4.7

Tabelle 4 : **Organdosen [mGy] gemessen mittels LiF-TLD für verschiedene Protokolle mit und ohne EKG-Pulsing im 4-Zeilen CT**

In Protokollen mit einer Schichtdicke von 2.5mm zur Detektion von Koronarkalzifikationen ist durch den Nutzen des „EKG-Pulsings“ im Vergleich zum identischen Protokoll ohne modulierten Röhrenstrom bei Frau und Mann eine effektive Dosisreduktion von 38% möglich. So wird die effektive Dosis von 2.9mSv auf 1.8 mSv für Frauen und von 2.4mSv auf 1.5mSv für Männer verringert (Auflistung der effektiven Dosen in Tabelle 5).

	“Ohne EKG-Pulsing“			“Mit EKG-Pulsing“				
Protokoll	Herz 1	Herz 2	Herz 3	Herz 4a	Herz 4b	Herz 5a	Herz 5b	Herz 6
kV/mAs	120/100	120/400 (/300)	120/330	120/64	120/74	120/186	120/218	120/201
effektive Dosis (Frau, gemessen)	2.9	12.7 (9.5)	11.2	1.8	2.1	5.6	7.2	6.3
effektive Dosis (Frau, berechnet)	2.5	11.0 (8.6)	9.0	1.6	1.9	5.4	6.3	5.8
effektive Dosis (Mann, gemessen)	2.4	10.3 (7.7)	9.2	1.5	1.8	4.6	5.9	5.2
effektive Dosis (Mann, berechnet)	1.9	8.3 (6.5)	6.8	1.2	1.4	4.0	4.7	4.4

Tabelle 5 : **Effektive Dosen im 4-Zeilen CT** (mittels TLD gemessen, als auch berechnet) in Millisievert

Zusätzlich wurde auch die Strahlenexposition für Protokolle untersucht, die für die CT-Koronarangiographie genutzt werden. In diesen Protokollen mit einer Schichtdicke von 1mm (Herz 2 und 5a) und 120kV/300mAs wurde durch die Röhrenstrommodulation eine Dosisreduktion von 41% für Frauen bzw. 40% für Männer erreicht. Die erzielten effektiven Dosen von 5.6 mSv für Frauen und 4.6mSv für Männer unter EKG kontrollierter Röhrenstromabsenkung liegen im Bereich der Dosen, die während einer invasiven Routine-Koronarangiographie anfallen (3 bis 4mSv) (60).

Spezielle Protokolle zur Bypassuntersuchung mit einer Schichtdicke von ebenfalls 1mm (Herz 3 und 6) und 120kV, aber mit der elektrischen Stromstärke von 330mAs, zeigten unter EKG-Röhrenstrommodulation sogar Dosisreduktionen von 44% für Frauen und 43% für Männer.

Es ist bekannt, dass mathematische Abschätzungen der effektiven Dosis die Röntgenbelastung unterschätzen könnten (60). Auch hier ergaben die berechneten effektiven Dosen unter Nutzung des $CTDI_{w,eff}$ eine Unterschätzung der gemessenen Dosis in allen Protokollen (bis zu 20%).

Dosisreduktion im 16-Zeilen-Spiral-CT des Herzens durch „EKG-Pulsing“

Auch ein SOMATOM Sensation 16-Zeilen-Spiral-CT (Siemens AG, Forchheim) wurde auf die Vorteile der Dosisreduktion durch retrospektive EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation hin untersucht. Für die Untersuchung wurde das Software-Paket „Heart View“ (Version „Somaris / 5VA 50B“, Siemens, Erlangen) verwendet.

Der Computertomograph entstammte dem Mülheimer Radiologie Institut (MRI), Institut für Diagnostische und Interventionelle Therapie, Medizinische Computerwissenschaften der Universität Witten/Herdecke.

	Calcium Standard			Coronary Standard		
	Herz 1 60 bpm	Herz 1a 60 bpm	Herz 1b 80 bpm	Herz 2 60 bpm	Herz 2a 60 bpm	Herz 2b 80 bpm
Pulsing	nein	ja	ja	nein	ja	ja
effective mAs	133	78	85	500	280	315
KV	120	120	120	120	120	120
Schichtdicke [mm]	1.5	1.5	1.5	0.75	0.75	0.75
Tischvorschub [mm]	5.7	5.7	5.7	2.8	2.8	2.8
Pitch	1.32	1.32	1.32	1.35	1.35	1.35
Dauer [sec]	12.13	12.13	12.13	22.08	22.08	22.08
Länge [mm]	130	130	130	130	130	130
CTDI _{w,eff} [mGy]	9.64	5.63	6.21	41.96	23.59	26.08
Total mAs	1257	756	823	8187	4599	5191

Tabelle 6 : Technische Daten der Protokolle im 16-Zeilen CT

Im „Calcium Standard“-Protokoll zur Detektion intravasaler Kalkablagerungen ist bei einer Schichtdicke von 1.5mm und einem Pitch von 1.32 durch die erhöhte Detektoranzahl ein erhöhter Tischvorschub von 5.7mm und somit eine verkürzte Scandauer von 12.13 Sekunden

möglich („Herz 1“). Die etwa 7sekündige Zeiteinsparung im Vergleich zum 4-Zeilen-Spiral-CT mit 19.3 Sekunden Scandauer stellt vor allem für sehr junge, alte oder verwirrte Patienten eine Erleichterung dar, da sich die Atemanhaltepause deutlich verkürzt.

Um der verkürzten Diastolendauer bei höheren Herzfrequenzen und dadurch kürzeren Phasen abgesenkten Röhrenstroms Rechnung zu tragen, wurde auch hier ein Protokoll mit einer Herzfrequenz von 60bpm („Herz 1a“) bzw. 80bpm („Herz 1b“) unter „EKG-Pulsing“ gefahren. Koronararterien und Bypässe können im „Coronary Standard“ sogar in einer Schichtdicke unter einem Millimeter (0.75mm) bei einem Tischvorschub von 2.8mm und einem Pitch von 1.35 dargestellt werden („Herz 2“). Auch hier wurde das Protokoll unter Nutzung des retrospektiven „EKG-Pulsing“ bei einer Herzfrequenz von 60bpm („Herz 2a“) bzw. 80bpm („Herz 2b“) wiederholt (siehe Tabelle 6).

[mGy]	Calcium Standard			Coronary Standard		
	Herz 1 60 bpm	Herz 1a 60 bpm	Herz 1b 80 bpm	Herz 2 60 bpm	Herz 2a 60 bpm	Herz 2b 80 bpm
Pulsing	nein	ja	ja	nein	ja	ja
Schilddrüse	0.78	0.48	0.47	3.54	1.60	1.65
Ösophagus	4.72	2.45	3.07	20.19	11.56	12.80
weibl. Brust	8.81	5.19	6.18	44.69	26.29	30.83
Lungen	11.11	6.48	6.96	50.27	24.80	26.46
Magen	3.40	2.73	3.08	14.54	10.12	13.03
Leber	2.63	1.92	2.08	10.81	7.66	8.91
Gonaden (Ovar)	0.08	0.12	0.07	0.29	0.22	0.22
Gonaden (Hoden)	0.08	0.07	0.08	0.31	0.15	0.23
Haut	12.85	10.55	9.13	64.08	36.37	38.50
Knochenmark	2.55	1.52	1.65	11.25	6.50	7.16

Tabelle 7 : **Organdosen [mGy] gemessen mittels LiF-TLD für verschiedene Protokolle mit und ohne EKG-Pulsing im 16-Zeilen CT**

Wie in der ersten Versuchsserie wurde die Patientenexposition mittels Thermolumineszenzdosimetern in einem Alderson-Rando-Phantom gemessen.

Das Calcium-Scoring Protokoll (Herz 1) ohne „EKG-Pulsing“ ergab höchste Organdosen für Organe im Bereich des Primärstrahlenfelds zwischen 8.8mGy (weibliche Brust), 11.1mGy (Lungen) bis zu 12.9mGy (Haut). Im gleichen Protokoll konnten die Organdosen unter Nutzung des „EKG-Pulsing“ auf 5.2mGy (weibliche Brust), 6.5mGy (Lungen) und 10.6mGy (Haut) gesenkt werden. Das entspricht einer Dosisreduktion von 18% (Haut) bis zu 41% (Lungen und weibliche Brust). Unter höheren Herzfrequenzen (80bpm, Herz 1b) ließ sich immerhin noch eine Dosisersparung von 30% (weibliche Brust) und 37% (Lungen) erzielen. Für hoch auflösendes MSCT der Koronararterien mit einer Schichtdicke von 0.75mm (Herz 2) waren die Organe im primären Strahlenfeld einer Strahlendosis von 44.7mGy (weibliche Brust), 50.3mGy (Lungen) und 64.1mGy (Haut) ausgesetzt. Diese enorme Strahlenexposition erklärt sich durch die im Coronary Standard Protokoll der Software-Version Heart View „Somaris/ 5VA 50B“ voreingestellte effektive Stromstärke von 500mAs. Eine wünschenswerte Dosisreduktion von 43% (Haut), 41% (weibliche Brust) bis zu 51% (Lungen) konnte durch EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation erzielt werden (Herz 2a) (alle Organdosen im 16-Zeilen CT sind Tabelle 7 zu entnehmen).

	Calcium Standard			Coronary Standard		
Protokoll	Herz 1 60 bpm	Herz 1a 60 bpm	Herz 1b 80 bpm	Herz 2 60 bpm	Herz 2a 60 bpm	Herz 2b 80 bpm
Pulsing	nein	ja	ja	nein	ja	ja
kV/mAs	120/133	120/78	120/85,25	120/500	120/280	120/315
effektive Dosis (Frau, gemessen)	3.3	2.1	2.3	14.9	8.4	9.4
effektive Dosis (Frau, berechnet)	3.5	2.0	2.2	13.6	7.6	8.4
effektive Dosis (Mann, gemessen)	2.8	1.8	2.0	12.7	7.0	7.9
effektive Dosis (Mann, berechnet)	2.6	1.5	1.7	10.2	5.8	6.4

Tabelle 8 : **Effektive Dosen im 16-Zeilen CT** (mittels TLD gemessen, als auch berechnet) in Millisievert

Angefallene effektive Dosiswerte von 3.3mSv bei Frauen und 2.8mSv bei Männern wurden im Calcium Standard Programm sowie 14.9mSv bei Frauen und 12.7mSv bei Männern im Coronary Standard Programm gemessen. Auch bei dieser Messreihe zeigte sich eine leichte Unterschätzung der mathematisch ermittelten Werte für die effektive Dosis der Röntgenbelastung. Abgesehen von der Berechnung der effektiven Dosis des weiblichen Patienten im Calcium Standard Protokoll ohne „EKG-Pulsing“, die eine geringfügige Überschätzung von 0.2mSv ergab, fand sich eine durchschnittliche Abweichung von 0.1 bis maximal 2.5mSv nach unten.

Bei niedrigen Herzfrequenzen von 60 Schlägen pro Minute wurden unter EKG synchronisierter Röhrenstrommodulation effektive Dosiseinsparungen von 36% für Männer und Frauen im Calcium Standard Protokoll erzielt. Protokolle zur speziellen Untersuchung von Koronararterien mit einer Schichtdicke von 0.75mm (Herz 2a), zeigten unter „EKG-Pulsing“ sogar Dosisreduktionen von 44% für Frauen und 45% für Männer. Betrachtet man die beachtliche Verminderung der Stromstärke im Protokoll Herz 2a im Vergleich zu Herz 2 ohne „EKG-Pulsing“ von 500 auf 280mAs, so wird die große Dosisreduktion erklärlich. Den Hypothesen Jakobs et al. (61), die effektive mAs könne bei niedrigen Frequenzen stärker gesenkt werden als bei höheren, wurde wieder in Form der variierenden Herzfrequenzen Rechnung getragen. Mit 80bpm im Vergleich zu 60bpm stieg die effektive Dosis bis zu 11% in Calcium-Scoring Protokollen (Herz 1b), und bis zu 13% in Protokollen für die Koronar-CT (Herz 2b) (siehe Tabelle 8).

Dosisreduktion im 64-Zeilen-Spiral-CT des Herzens durch „EKG-Pulsing“

Auch die neueste Generation der Computertomographen mit der Möglichkeit zur gleichzeitigen Aufnahme von 64 Zeilen wurde in Form des SOMATOM Sensation 64 der Firma Siemens auf die Vorteile der Dosisreduktion durch EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation hin untersucht. Für die Untersuchung wurde die Somaris Software (Version „Somaris / 5VB19C“) mit der Benutzeroberfläche Syngo für die Befundung verwendet. Das CT-Gerät entstammte dem Institut für Diagnostische Radiologie der Medizinischen Fakultät des UKD der Heinrich Heine Universität.

	Calcium Standard		Coronary Standard	
	Herz 1	Herz 1a	Herz 2	Herz 2a
	70 bpm	70 bpm	70 bpm	70 bpm
Pulsing	nein	ja	nein	ja
effektive mAs	190	145	770	575
KV	120	120	120	120
Schichtdicke [mm]	1.2	1.2	0.6	0.6
Pitch	0.2	0.2	0.2	0.2
Dauer [sec]	10.76	10.76	13.18	13.18
Länge [mm]	133	133	133	133
CTDI _{w,eff} [mGy]	11.77	8.93	52.88	39.58
Total mAs	1281	977	6097	4609
DLP	186	140	814	609

Tabelle 9 : Technische Daten der Protokolle im 64-Zeilen CT

Wie bei den Messungen am 4- bzw. 16-Zeilen CT wurde ein „Calcium-Standard“-Programm zur Quantifizierung koronarer Verkalkungen, hier mit einer Schichtdicke von 1.2mm und einem Pitch von 0.2, verwendet („Herz 1“). Koronararterien oder Bypässe sollen im „Coronary Standard“ unter Nutzung einer im Vergleich zum „Calcium-Standard“ mit 190mA um 580mA höheren effektiven Stromstärke und reduzierter Schichtdicke von 0.6mm optimal zur Abbildung gebracht werden („Herz 2“). Beide Protokolle wurden unter Nutzung des retrospektiven „EKG-Pulsing“ bei einer Herzfrequenz von 70 Schlägen pro Minute („Herz 1a + 2a“) wiederholt (Auflistung der technischen Parameter in Tabelle 9).

[mGy]	Calcium Standard		Coronary Standard	
	Herz 1	Herz 1a	Herz 2	Herz 2a
	70 s/min	70 s/min	70 s/min	70 s/min
Pulsing	nein	ja	nein	ja
Schilddrüse	1.1	0.7	4.3	2.6
Ösophagus	9.9	5.2	32.4	22.1
weibl. Brust	15.7	9.9	77.0	50.3
Lungen	18.5	10.8	70.0	53.4
Magen	4.1	0.8	15.1	8.3
Leber	4.2	2.8	14.6	11.6
Gonaden (Ovar)	0.4	0.3	0.6	0.5
Gonaden (Hoden)	0.4	0.2	0.6	0.4
Haut	14.2	9.4	58.3	34.4
Knochenmark	4.2	2.6	17.6	12.2

Tabelle 10 : **Organdosen [mGy] gemessen mittels LiF-TLD für verschiedene Protokolle mit und ohne „EKG-Pulsing“ im 64-Zeilen CT**

Wie in den vorangegangenen Versuchsserien wurde die Patientenexposition mittels Thermolumineszenzdosimetern in einem Alderson-Rando-Phantom gemessen. Das Calcium-Scoring-Protokoll (Herz 1) ohne „EKG-Pulsing“ ergab wie erwartet höchste Organdosen für Organe im Bereich des Primärstrahlenfeldes zwischen 14.2mGy (Haut), 15.7mGy (weibl. Brust) bis zu 18.5mGy (Lungen). Im gleichen Protokoll konnten die Organdosen unter Nutzung des „EKG-Pulsing“ auf 9.4mGy (Haut), 9.9mGy (weibl. Brust) und 10.8mGy (Lungen) gesenkt werden (Herz 1a). Das entspricht einer Dosisreduktion von 34% (Haut) bis zu 42% (Lungen). Für hochauflösendes MSCT der Koronararterien (Herz 2) waren die Organe im primären Strahlenfeld einer Strahlendosis von 58.3mGy (Haut), 70.0mGy (Lungen) und 77.0mGy (weibl. Brust) ausgesetzt. Im Vergleich zu den Vorgängermodellen wurde die voreingestellte effektive Stromstärke im Coronary Standard-Protokoll der neuen Somaris Software erneut auf nun 770mA erhöht. Hierdurch erklärt sich die vor allem in diesem Protokoll stark erhöhte Strahlenexposition verglichen mit dem Somatom Sensation 16-Zeilen CT und in noch viel größerem Ausmaß mit dem Somatom Volume Zoom 4-Zeilen CT. Durch EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation konnte jedoch eine Dosisreduktion von 24% (Lungen), 35% (weibl. Brust) bis zu 41% (Haut) erzielt werden (Herz 2a). Gonadale Dosen lagen nie höher als 0.6mGy, konnten durch „EKG-Pulsing“ aber noch weiter auf 0.46mGy für die Ovarien und 0.45mGy im Falle der Testes reduziert werden (siehe Tabelle 10). Effektive Dosisreduktionen konnten durch Einsatz der EKG-synchronisierten Röhrenstrommodulation um 45-46% im Calcium Standard Programm und um 29-30% im Coronary Standard Programm erzielt werden (siehe Tabelle 11).

	“Ohne EKG-Pulsing“		“Mit EKG-Pulsing“	
Protokoll	Herz 1	Herz 2	Herz 1a	Herz 2a
kV/mAs	120/190	120/770	120/145	120/575
effektive Dosis (Frau, gemessen)	5.4	21.0	3.0	14.7
effektive Dosis (Mann, gemessen)	4.6	17.2	2.5	12.2

Tabelle 11 : Effektive Dosen im 64-Zeilen CT gemessen mittels TLD in Millisievert

4-, 16- und 64-Zeilen-Spiral-CT im Vergleich

Trotz ihres unbestreitbaren Nutzens für die medizinische Diagnostik, wird die MSCT oft angeschuldigt, den Patienten unzumutbar hohen Strahlendosen auszusetzen. Diesbezüglich zunächst einzeln untersucht, sollen nun Vertreter der letzten CT-Generationen gegenübergestellt werden.

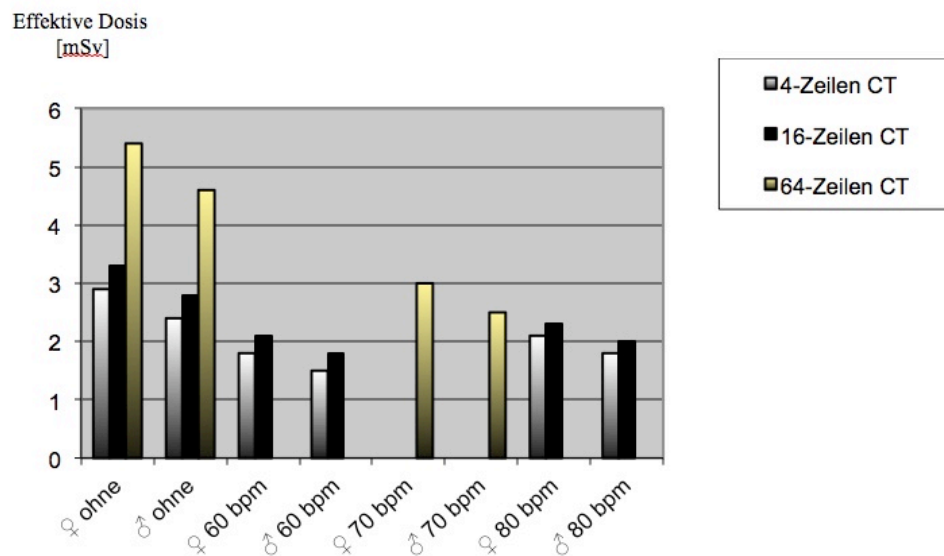


Diagramm 1: **Gegenüberstellung der gemessenen effektiven Dosiswerte in Millisievert (mSv) für Mann (♂) und Frau (♀) im „Calcium Standard“ Protokoll.**

Das Protokoll wurde im 4-, 16- und auch im 64-Zeilen CT jeweils „ohne“ oder mit „EKG-Pulsing“ bei verschiedenen Herzfrequenzen (bpm) untersucht

Sowohl für das Düsseldorfer 4-Zeilen-Spiral-CT SOMATOM Volume Zoom, das 64-Zeilen-Spiral-CT SOMATOM Sensation als auch für das im Mülheimer Institut beheimatete 16-Zeilen-Spiral-CT SOMATOM Sensation wurden die Protokolle „Calcium Standard“ zur Quantifizierung koronarer Verkalkungen und „Coronary Standard“ zur Beurteilung von Koronararterien und Bypässen untersucht. An allen Geräten wurden dabei Protokolle sowohl mit, als auch ohne EKG-gesteuerte Röhrenstrommodulation für Herzfrequenzen zwischen 60 und 80 Schlägen pro Minute ausgewertet.

Während einige Parameter der Softwarevoreinstellung entsprechend variierten, wurden im Sinne besserer Vergleichbarkeit der zu scannende Abschnitt mit 130-133mm und die Röhrenspannung mit 120kV konstant gehalten.

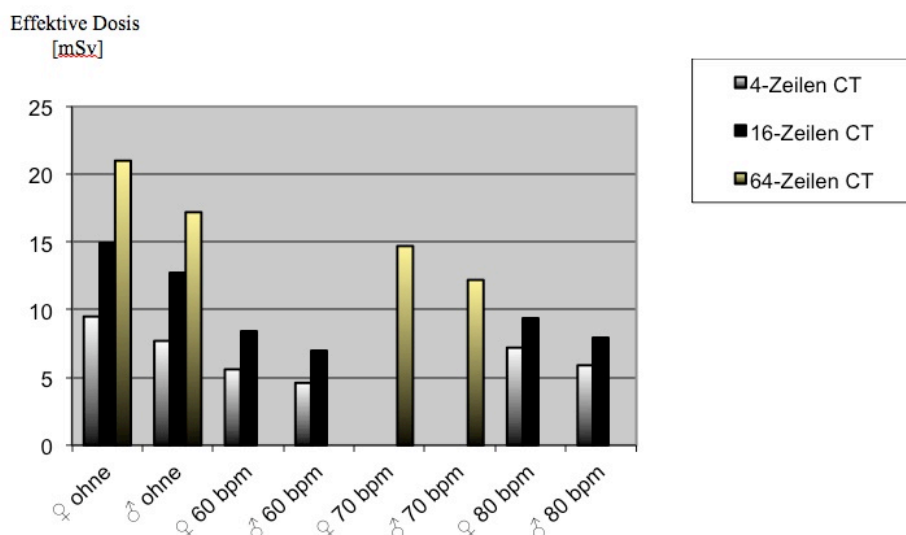


Diagramm 2: **Gegenüberstellung der gemessenen effektiven Dosiswerte in Millisievert (mSv) für Mann (♂) und Frau (♀) im „Coronary Standard“ Protokoll.**

Das Protokoll wurde im 4-, 16- und auch im 64-Zeilen CT jeweils „ohne“ oder mit „EKG-Pulsing“ bei verschiedenen Herzfrequenzen (bpm) untersucht

Die neue 16-Zeilen-Technologie erbrachte eine verbesserte Rotationszeit der Gantry von 420ms bei gleichzeitiger Aufnahme von 16 Schichten. Im Protokoll zur CT-Koronarkalkbestimmung konnte dadurch der Tischvorschub von 3.8mm im Vorgängermodell auf 5.7mm erhöht werden, der Pitch reduzierte sich von 1.52 auf 1.32 und eine Verkürzung der Scandauer um 7.17 Sekunden konnte erzielt werden.

Auch im Protokoll zur CT-Koronarangiographie wurde der Tischvorschub von 1.5mm im 4-Zeilen-CT auf 2.8mm erhöht, der Pitch von 1.5 auf 1.35 reduziert und die Scandauer um 23.52sec verbessert. Gleichzeitig wurde die Schichtdicke im Calcium Standard-Protokoll von 2.2 auf 1.5mm reduziert und konnte im Coronary Standard-Protokoll nun sogar unter einen Millimeter auf 0.75mm im 16-Zeiler verkleinert werden.

Durch die jüngste 64-Zeilen-Technologie mit auf 330ms verbesserter Rotationszeit der Gantry bei gleichzeitiger Aufnahme von 64 Schichten konnte eine weitere Verkürzung der Scandauer um 32.4sec zum 4-Zeilen-Gerät und um immerhin noch 8.9sec im Vergleich zum 16-Zeiler während des Coronary-Protokolls erreicht werden. Der Pitch wurde von 1.32 im 16-Zeilen CT auf nunmehr lediglich 0.2 reduziert.

Auch in der Software des neuen SOMATOM Sensation wurden sowohl für die Programme zur Calcium-Detektion als auch für diejenigen zur Darstellung der Herzkranzgefäße die voreingestellten Stromstärken erneut erhöht. Hieraus resultierten in allen Untersuchungen gemessene effektive Dosiswerte deutlich über den vergleichbaren Messungen im 4- und 16-Zeilen MSCT. Aus der vom Hersteller empfohlenen Erhöhung der Stromstärke im Protokoll zur Koronarkalkquantifizierung um 57mA im Vergleich zum 16-Zeilen CT resultierten maximale Dosiserhöhungen von 7.4mGy. Im Protokoll zur CT-Koronarangiographie, in welchem die effektive Stromstärke sogar um 270mA nach oben abgeändert wurde, kamen Erhöhungen der Organdosis von bis zu 32.3mGy ohne „EKG-Pulsing“ vor. Für das „Coronary-Standard“ Protokoll ergab sich im Vergleich zum 16-Zeilen CT eine durchschnittliche Erhöhung um 23%; im Vergleich zum 4-Zeilen CT sogar um 51%. Die Ergebnisse der Kalkdetektion im neuesten MSCT zeigten um 34% höhere Dosiswerte als im 16-Zeilen- und um 40% höhere Werte als im 4-Zeilen Gerät (immer ohne Berücksichtigung der minimalen gonadalen Dosen).

Eine ähnliche Sprache sprechen auch die gemessenen effektiven Dosiswerte. Alle effektiven Dosiswerte, die aus den Messungen am SOMATOM Sensation 64 entnommen werden konnten, übertrafen die ermittelten Werte am 16-Zeilen CT sowie am 4-Zeilen Gerät bei weitem. Im Protokoll zur Detektion von Koronarkalk lagen die effektiven Dosiswerte um durchschnittlich 39% über denen des 16-Zeilen und um 47% über denen des 4-Zeilen CT. Im „Coronary-Standard“ Protokoll übertraf die Dosis die des SOMATOM Sensation 16 um etwa 28%; die des SOMATOM Volume Zoom um etwa 47%.

Ermittelte effektive Dosen in Hinblick auf die Publikation 60 der ICRP und die hierin empfohlenen Wichtungsfaktoren

Nachfolgend in den Tabellen 12-14 nun die Schätzungen des gesamten Krebsrisikos resultierend aus den gemessenen effektiven Dosiswerten während der entsprechenden Untersuchung am 4-, 16- und 64 Zeilen CT. Zur besseren Veranschaulichung der Risiken erfolgt die Darstellung sowohl prozentual als auch als Häufigkeit.

	"Ohne EKG-Pulsing"			"Mit EKG-Pulsing"				
Protokoll	Herz 1	Herz 2	Herz 3	Herz 4a	Herz 4b	Herz 5a	Herz 5b	Herz 6
kV/mAs	120/100	120/400 (/300)	120/330	120/64	120/74	120/186	120/218	120/201
Frau	0.0145% 1:6897	0.0635% (0.0475%) 1:1575 1:2105	0.056% 1:1786	0.009% 1:11111	0.0105% 1:9524	0.028% 1:3571	0.036% 1:2778	0.0315% 1:3175
Mann	0.012% 1:8333	0.0515% (0.0385%) 1:1942 1:2597	0.046% 1:2174	0.0075% 1:13333	0.009% 1:11111	0.023% 1:4348	0.0295% 1:3390	0.026% 1:3846

Tabelle 12 : Schätzung des gesamten Krebsrisikos resultierend aus den gemessenen effektiven Dosiswerten während der entsprechenden CT-Untersuchung am 4-Zeilen CT

	Calcium Standard			Coronary Standard		
Protokoll	Herz 1 60 bpm	Herz 1a 60 bpm	Herz 1b 80 bpm	Herz 2 60 bpm	Herz 2a 60 bpm	Herz 2b 80 bpm
Pulsing	nein	ja	ja	nein	ja	ja
kV/mAs	120/133	120/78	120/85,25	120/500	120/280	120/315
Frau	0.0165% 1:6061	0.0105% 1:9524	0.0115% 1:8696	0.0745% 1:1342	0.042% 1:2381	0.047% 1:2128
Mann	0.014% 1:7143	0.009% 1:11111	0.01% 1:10000	0.0635% 1:1575	0.035% 1:2857	0.0395% 1:2532

Tabelle 13 : Schätzung des gesamten Krebsrisikos resultierend aus den gemessenen effektiven Dosiswerten während der entsprechenden CT-Untersuchung am 16-Zeilen CT

	Calcium Standard		Coronary Standard	
Protokoll	Herz 1 70 bpm	Herz 1a 70 bpm	Herz 2 70 bpm	Herz 2a 70 bpm
Pulsing	nein	ja	nein	ja
kV/mAs	120/190	120/145	120/770	120/575
Frau	0.027% 1:3704	0.015% 1:6667	0.105% 1:952	0.0735% 1:1361
Mann	0.023% 1:4348	0.0125% 1:8000	0.086% 1:1163	0.061% 1:1639

Tabelle 14 : **Schätzung des gesamten Krebsrisikos resultierend aus den gemessenen effektiven Dosiswerten während der entsprechenden CT-Untersuchung am 64-Zeilen CT**

Ermittelte effektive Dosen in Hinblick auf die Publikation 103 der ICRP und die hierin empfohlenen Wichtungsfaktoren

Ende 2007 wurden durch die Hauptkommission der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) neue Empfehlungen zur Verteilung der Gewebewichtungsfaktoren herausgegeben (Tabelle 15) (57).

Zu diesem Zeitpunkt waren unsere Messungen beendet und die Arbeit abgeschlossen. Dennoch sollen im Folgenden auch die entsprechend der aktuellen Publikation 103 empfohlenen Wichtungsfaktoren in den Berechnungen der effektiven Dosis berücksichtigt werden (Tabellen 16-18).

Organe und Gewebe	Wichtungsfaktoren	Summe der Wichtungsfaktoren
Rotes Knochenmark, Dickdarm, Lunge, Magen, Brust, „andere Organe und Gewebe“	0,12	0,72
Keimdrüsen	0,08	0,08
Blase, Ösophagus, Leber, Schilddrüse	0,04	0,16
Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen, Haut	0,01	0,04
	Gesamt	1,00

Tabelle 15 : **Überarbeitete Wichtungsfaktoren der ICRP Publikation 2007** (Daten entnommen aus 57)

Im Einzelnen ergaben sich Änderungen im Vergleich zu den in Tabelle 1 aufgeführten Faktoren zur Gewichtung der Gonaden, der Mammæ, der Blase, des Ösophagus, der Leber, der Schilddrüse und der „anderen Organe und Gewebe“, welche sich zusammensetzen aus: Nebennieren, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Milz, Thymus, Prostata bzw. Gebärmutter/Gebärmutterhals.

Während sich hierbei die Wichtungsfaktoren für Blase, Ösophagus, Leber und Schilddrüse nur unwesentlich von 0,05 in der Publikation 60 zu 0,04 in der Publikation 103 änderten, ergaben sich deutliche Abweichungen in der Gewichtung von Gonaden, Mammæ und der „anderen Organe und Gewebe“. Da die Gonaden in keinem der untersuchten Protokolle im primären Strahlenfeld lagen und auf diese jeweils nur sehr geringe Anteile der absoluten Dosen entfielen (Organdosen zwischen 0,07-0,7mGy), war auch durch die Änderung der Gewichtung von zuvor 0,20 auf nun 0,08 keine gravierende Verminderung der effektiven Dosen zu erwarten. Die 2,4fach höhere Gewichtung der Brustdrüse allerdings (Dosisanteil zuvor 5%, nach Änderung 12%), welche in allen Protokollen hohe Organdosen aufwies (5,5-77mGy), führte insbesondere bei der Berechnung für weibliche Patienten zu einem deutlichen Anstieg der effektiven Dosis.

Für die hier vorgestellten Messungen erhöhten sich durch die Neuerungen in allen Protokollen, dabei insbesondere für Frauen, die gemessenen effektiven Dosen. Im einzelnen ergab sich am 4-Zeilen CT eine durchschnittliche Erhöhung der effektiven Dosis für Frauen um 23% und für Männer um 6%, am 16-Zeilen CT für Frauen um 26% und für Männer um 15% sowie am 64-Zeilen CT eine Erhöhung für Frauen um 22% und für Männer um 5%.

	“Ohne EKG-Pulsing“			“Mit EKG-Pulsing“				
Protokoll	Herz 1	Herz 2	Herz 3	Herz 4a	Herz 4b	Herz 5a	Herz 5b	Herz 6
kV/mAs	120/100	120/400 (/300)	120/330	120/64	120/74	120/186	120/218	120/201
effektive Dosis (Frau, gemessen)	3.7	16.3 12.2	14.4	2.4	2.7	7.5	9.5	8.4
effektive Dosis (Mann, gemessen)	2.6	10.7 8.0	9.6	1.6	1.9	5.0	6.4	5.6

Tabelle 16 : Effektive Dosen im 4-Zeilen CT in Millisievert gemessen mittels TLD gewichtet nach ICRP Publikation 103

	Calcium Standard			Coronary Standard		
Protokoll	Herz 1 60 bpm	Herz 1a 60 bpm	Herz 1b 80 bpm	Herz 2 60 bpm	Herz 2a 60 bpm	Herz 2b 80 bpm
Pulsing	nein	ja	ja	nein	ja	ja
kV/mAs	120/133	120/78	120/85,25	120/500	120/280	120/315
effektive Dosis (Frau, gemessen)	4.1	2.6	4.3	19.1	10.8	12.2
effektive Dosis (Mann, gemessen)	3.1	2.0	3.6	13.7	7.6	8.5

Tabelle 17 : Effektive Dosen im 16-Zeilen CT in Millisievert gemessen mittels TLD gewichtet nach ICRP Publikation 103

	"Ohne EKG-Pulsing"		"Mit EKG-Pulsing"	
Protokoll	Herz 1	Herz 2	Herz 1a	Herz 2a
kV/mAs	120/190	120/770	120/145	120/575
effektive Dosis (Frau, gemessen)	6.7	27.8	3.9	19.2
effektive Dosis (Mann, gemessen)	4.8	18.5	2.6	13.1

Tabelle 18 : Effektive Dosen im 64-Zeilen CT in Millisievert gemessen mittels TLD gewichtet nach ICRP Publikation 103

Basierend auf obigen geänderten effektiven Dosen ergeben sich ebenfalls geänderte Schätzungen des gesamten Krebsrisikos wie in den Tabellen 19-21 dargestellt:

	“Ohne EKG-Pulsing“			“Mit EKG-Pulsing“				
Protokoll	Herz 1	Herz 2	Herz 3	Herz 4a	Herz 4b	Herz 5a	Herz 5b	Herz 6
kV/mAs	120/100	120/400 (/300)	120/330	120/64	120/74	120/186	120/218	120/201
Frau	0.0185% 1:5405	0.0815% (0.061%) 1:1227 (1:1639)	0.072% 1:1389	0.012% 1:8333	0.0135% 1:7407	0.0375% 1:2667	0.0475% 1:2105	0.042% 1:2381
Mann	0.013% 1:7692	0.0535% (0.04%) 1:1869 (1:2500)	0.048% 1:2083	0.008% 1:12500	0.0095% 1:10526	0.025% 1:4000	0.032% 1:3125	0.028% 1:3571

Tabelle 19 : Schätzung des gesamten Krebsrisikos resultierend aus den gemessenen effektiven Dosiswerten gewichtet nach ICRP Publikation 103 während der entsprechenden CT-Untersuchung am 4-Zeilen CT

	Calcium Standard			Coronary Standard		
Protokoll	Herz 1 60 bpm	Herz 1a 60 bpm	Herz 1b 80 bpm	Herz 2 60 bpm	Herz 2a 60 bpm	Herz 2b 80 bpm
Pulsing	nein	ja	ja	nein	ja	ja
kV/mAs	120/133	120/78	120/85,25	120/500	120/280	120/315
Frau	0.0205% 1:4878	0.013% 1:7692	0.0215% 1:4651	0.0955% 1:1047	0.054% 1:1852	0.061% 1:1639
Mann	0.016% 1:6250	0.01% 1:10000	0.018% 1:5556	0.0685% 1:1460	0.038% 1:2632	0.0425% 1:2353

Tabelle 20 : Schätzung des gesamten Krebsrisikos resultierend aus den gemessenen effektiven Dosiswerten gewichtet nach ICRP Publikation 103 während der entsprechenden CT-Untersuchung am 16-Zeilen CT

	Calcium Standard		Coronary Standard	
Protokoll	Herz 1 70 bpm	Herz 1a 70 bpm	Herz 2 70 bpm	Herz 2a 70 bpm
Pulsing	nein	ja	nein	ja
kV/mAs	120/190	120/145	120/770	120/575
Frau	0.033% 1:3030	0.0195% 1:5128	0.139% 1:719	0.096% 1:1042
Mann	0.024% 1:4167	0.013% 1:7692	0.0925% 1:1081	0.0655% 1:1527

Tabelle 21 : **Schätzung des gesamten Krebsrisikos resultierend aus den gemessenen effektiven Dosiswerten gewichtet nach ICRP Publikation 103 während der entsprechenden CT-Untersuchung am 64-Zeilen CT**

Vergleich von Bildrauschen und Signal-Rausch-Verhältnis im 4-, 16- und 64-Zeilen CT

Um neben der Untersuchung der Strahlenbelastung bei unterschiedlichen Protokollen auch eine Aussage über die Güte der erzielten Aufnahmen machen zu können, wurden im Zuge der Phantommessungen am 4-, 16- bzw. 64-Zeilen-CT auch Signalintensitäten sowie deren Standardabweichungen aufgezeichnet (Tabellen 22-25). Die Messungen verdeutlichen das Prinzip, dass das Verhältnis der Intensitäten von Signal und Rauschen proportional mit der Wurzel der Dosis ansteigt.

$$\text{SRV} \sim \sqrt{\text{Dosis}} \quad [13]$$

Abgesehen davon nimmt die gewählte Schichtdicke deutlichen Einfluss auf Abbildungsstörungen des Bildes im Sinne von Rauschen und damit auf die Bildinterpretation. Soll das Rauschen gezielt reduziert werden, kann eine dickere Schichtdicke gewählt werden. In einem einfachen Modell ist das zu erwartende Bildrauschen umgekehrt proportional zur Quadratwurzel der nominalen Schichtdicke.

$$\text{Bildrauschen} = \sqrt{\frac{1}{\text{Schichtdicke}}} \quad [14]$$

Rechnung getragen wird diesem Umstand in einer Gegenüberstellung des Signal-Rausch-Verhältnisses in den Messungen am 16-Zeilen MSCT mit einer Schichtdicke von jeweils drei Millimetern (Tabelle 23) und einem Millimeter (Tabelle 24).

Eine Besonderheit des untersuchten 64-Zeilen-CT ist die automatische Absenkung der Stromstärke bei abnehmendem Pitch (in den vorgestellten Messungen liegt der Pitch konstant bei nur 0.2), um die überlappende Spiralakquisition zu kompensieren. Die Strahlendosis ist daher unabhängig vom Pitch. Mit abnehmendem Pitch stehen mehr Daten für jedes Bild zur Verfügung. Dies wiederum kompensiert die Reduktion des Röhrenstroms und hält das Bildrauschen konstant, wenn alle Daten zur Bildrekonstruktion genutzt werden.

Protokoll	Herz 1	Herz 4a	Herz 4b	Herz 5a	Herz 5b	Herz 6
Lunge [MW±SD]	-595.5±18.2	-599.7±20.9	-598.5±18.5	-600.6±19.2	-590.9±19.3	-600.2±19.2
SRV	32.7	28.7	32.4	31.3	30.6	31.3
Luft [MW±SD]	-998.7±10.7	-996.7±11.8	-996.2±13.0	-997.2±13.5	-999.0±15.0	-996.0±12.9
SRV	93.3	84.5	76.6	73.9	66.6	77.2
Leber [MW±SD]	-17.6±26.0	-18.8±21.5	-17.4±24.6	-19.8±20.6	-19.5±25.7	-18.7±17.9
SRV	0.7	0.9	0.7	1.0	0.8	1.0
Herz [MW±SD]	-23.3±23.2	-21.8±27.1	-20.9±22.8	-18.8±26.1	-19.0±27.2	-23.4±25.0
SRV	1.0	0.8	0.9	0.7	0.7	0.9

Tabelle 22 : Mittelwert der Signalintensität (MW), Standardabweichung (SD) und Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) im 4-Zeilen-CT

Protokoll	Herz 1	Herz 1a	Herz 1b	Herz 2	Herz 2a	Herz 2b
Schichtdicke	3 mm					
Lunge [MW±SD]	-590.7±24.1	-588.5±23.8	-594.3±21.9	-594.7±12.5	-591.1±13.3	-594.6±15.2
SRV	24.5	24.7	27.1	47.6	44.4	39.1
Luft [MW±SD]	-992.5±13.6	-996.6±13.0	-999.9±14.1	-996.8±8.4	-997.8±7.1	-999.7±9.6
SRV	73.0	76.7	70.9	118.7	140.5	104.1
Leber [MW±SD]	-18.8±24.8	-18.2±27.6	-20.1±43.9	-19.9±12.2	-19.5±15.6	-19.0±26.7
SRV	0.8	0.7	0.5	1.6	1.3	0.7
Herz [MW±SD]	-18.5±23.2	-20.8±23.6	-19.8±25.9	-20.2±13.9	-20.6±14.0	-19.7±19.3
SRV	0.8	0.9	0.8	1.5	1.5	1.0

Tabelle 23 : Mittelwert der Signalintensität (MW), Standardabweichung (SD) und Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) im 16-Zeilen-CT bei einer Schichtdicke von 3mm

Protokoll	Herz 2	Herz 2a	Herz 2b
Schichtdicke	1mm		
Lunge [MW±SD]	-590,0±22,4	-594,0±20,9	-598,4±26,8
SRV	26.3	28.4	22.3
Luft [MW±SD]	-996.8±13.0	-998.4±13.0	-1000.8±14.4
SRV	76.7	76.8	69.0
Leber [MW±SD]	-19,0±21,4	-19,3±25,9	-16,6±48,6
SRV	0.9	0.7	0.3
Herz [MW±SD]	-20,0±24,4	-20,4±24,3	-20,4±41,5
SRV	0.8	0.8	0.5

Tabelle 24 : Mittelwert der Signalintensität (MW), Standardabweichung (SD) und Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) im 16-Zeilen-CT bei einer Schichtdicke von 1mm

Protokoll	Herz 1	Herz 1a	Herz 2	Herz 2a
Lunge [MW±SD]	-613.7±26.8	-581.0±31.7	-584.0±33.0	-591.3±17.7
SRV	22.9	18.3	17.7	33.4
Luft [MW±SD]	-971.9±33.3	-961.6±36.3	-995.4±15.9	-988.9±16.5
SRV	29.2	26.5	62.6	59.9
Leber [MW±SD]	-32.1±24.9	-37.7±23.8	-22.0±14.5	-25.3±14.7
SRV	1.3	1.6	1.5	1.7
Herz [MW±SD]	-25.9±35.9	-27.1±32.2	-21.9±54.6	-20.7±18.9
SRV	0.7	0.8	0.4	1.1

Tabelle 25 : Mittelwert der Signalintensität (MW), Standardabweichung (SD) und Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) im 64-Zeilen-CT

Softwarevergleich – Material und Methoden

Darstellung der Koronararterien mit Hilfe der multiplanaren Volumenrekonstruktion

Aufgrund der großen Bildanzahl und des räumlichen Präsentationseindrucks ist es zur Beurteilung der Koronararterien auf der Basis von CT-Bilddaten sinnvoll, die Bildanalyse mit dem Verfahren der multiplanaren Volumenrekonstruktion (MPVR) an einer Workstation vorzunehmen. Ein Vorteil dieser Software ist die Verfügbarkeit auf den meisten Nachverarbeitungskonsolen, so dass keine spezielle kardiale Software zur Bildrekonstruktion benötigt wird. Zum anderen erfolgt die Bildgenerierung relativ schnell.

Die multiplanare Volumenrekonstruktion kann auch zur Übersichtsdarstellung von koronaren Kalzifikationen angewendet werden. Hierzu stehen unter Online-Bedingungen die Werkzeuge von vier variablen Rekonstruktionsparametern zur Verfügung (62):

- 1 Das Zentrum der rekonstruierten Schicht kann auf dem Planungsbild verschoben werden, wobei es zur Übersicht hilfreich ist, vorab die „region of interest“ in das Planungsbild zu laden („Translation“).
- 2 Auf dem Planungsbild kann der *Slab* so lange um eine fixe Drehachse rotiert werden, bis die Arterie in der obliquen Rekonstruktionsebene längerstreckig erscheint („einfach-oblique Angulation“).
- 3 Verlässt auf dem erstellten Bild die interessierende Koronararterie kurzstreckig die Rekonstruktionsebene, kann versucht werden, mit Hilfe eines dickeren Rekonstruktionsvolumens den Arterienverlauf vollständig darzustellen, das heißt die Breite des *Slab* zu verändern („Slab-Dicke“).
- 4 Ist die gewünschte Koronararterie trotz dieser Parameteroptimierung nicht in ausreichender Länge darstellbar, muss eine zweifach geschrägte Raumebene rekonstruiert werden („doppelt-oblique Angulation“). Die zweite Raumschräge wird direkt auf der rekonstruierten ersten Ebene vorgenommen.

Unter Kenntnis des Verlaufs der Koronararterien wurden die CT-Einzelbilder von der Aortenwurzel bis zur Herzbasis nach diesem Schema analysiert.

Nach Präsentation der Normalanatomie werden nachfolgend für die drei großen Koronararterien die jeweiligen Rekonstruktionsschritte erläutert.

Ostien und proximale Segmente der Koronararterien

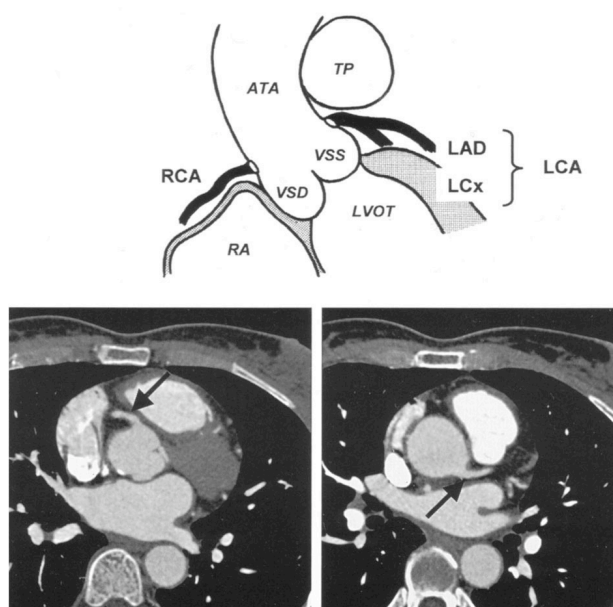


Abb. 11: **Anatomie des Sinus Aortae Valsalvae und der koronaren Ursprungssegmente.** Schemazeichnung in schräg-frontaler Ansicht und CT-Querschnitte in Höhe des Abgangs der rechten (Pfeil im Bild links unten) und der linken Koronararterie (Pfeil im Bild rechts unten) (mit freundlicher Genehmigung von Herrn Prof. Dr. Rainer Schmitt entnommen aus 62).

Abkürzungen: TP = Truncus pulmonalis, ATA = Aorta thoracica ascendens, VSD = Valvula semilunaris dextra, VSS = Valvula semilunaris sinistra, RA = rechter Vorhof, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt, RCA = rechte Koronararterie, LAD = Ramus interventricularis anterior, LCx = Ramus circumflexus, LCA = linke Konorararterie

Anatomie:

Die Kranzarterien entspringen in den Sinus aortae, die der Pulmonalklappe gegenüberliegen, dem sogenannten rechten bzw. linken Kranzarteriensinus. Gewöhnlich entspringen die Kranzarterien innerhalb des Sinus unterhalb der Aortenleiste und zwischen zwei Kommissuren. Der linke Kranzarteriensinus enthält in der Regel nur ein Ostium. Im rechten Sinus findet man dagegen gewöhnlich multiple Ostien. Das größte darunter gehört zu der rechten Kranzarterie. Kleinere Ostien, falls vorhanden, gehören zu den ersten Ästen, die sonst vom Hauptgefäß abgehen, wenn ein einziges Ostium existiert (63).

Die linke Kranzarterie (LCA) zieht aus dem linken Sinus aortae in die linksseitige Kranzfurche. Der Hauptstamm der linken Kranzarterie ist unterschiedlich lang (meist ≤ 1 cm) und teilt sich dann sogleich in den absteigenden Ramus interventricularis anterior und den

Ramus circumflexus. In etwa 30% der Fälle existiert ein dritter Ast, der an der Teilungsstelle des Hauptstammes entspringt. Dieser Ast, der sogenannte Ramus intermedius, verläuft schräg über die parietale Ventrikelwand (63). Die rechte Kranzarterie verläuft mit ihrem proximalen Segment zwischen Truncus pulmonalis und rechtem Herzohr innerhalb des Sulcus atrioventricularis dexter bis auf die Facies diaphragmatica und biegt in den Sulcus interventricularis posterior ab (siehe Abb. 11).

CT-Rekonstruktion:

Als Planungsebene dient die koronare Standardansicht, auf der eine mittlere Schicht im Sinus aortae aufgesucht wird. Der *Slab* wird so anguliert, dass die Region des RCA-Ostiums mehr kaudal und die des LCA-Ostiums mehr kranial erfasst wird. Durch Translation des angulierten *Slab* erfolgt die synchrone Erfassung der beiden Ostien und der proximalen Gefäßsegmente in den Sulci atrioventriculares (62).

Rechte Koronararterie (RCA)

Anatomie:

Die rechte Kranzarterie zieht aus dem rechten Kranzgefäßsinus direkt hinaus in die Kranzfurche. Sie gibt sofort den Ast für das Infundibulum (R. coni arteriosi, RCO) ab, wenn dieses Gefäß nicht ein selbständiges Ostium im Sinus besitzt. Bei etwa 55% der Individuen geht nun die Sinusknotenarterie aus der rechten Kranzarterie hervor (R. nodi sinuatriales, RNS) (62). Während ihres ganzen Verlaufs gibt die rechte Koronararterie weitere Äste für die Wand des rechten Vorhofs, der rechten Kammer und der Herzspitze ab (z.B. R. ventricularis dexter, RVD; R. atrialis dexter, RAD), die aber nicht immer eigens benannt werden.

Die rechte Kranzarterie zieht vorn im Sulcus coronarius weiter und gibt als nächsten größeren Ast den Ramus marginalis dexter (RMD) ab. Dann biegt sie in den dorsalen Abschnitt der Kranzfurche hinunter und zieht zur Crux cordis. Dort gibt sie im Fall einer Rechtsdominanz den absteigenden Ramus interventricularis posterior (RIVP) ab. Aus dem RIVP gehen Rami septales posteriores (RSP) zum Kammerseptum hervor (63).

Die Fortsetzung der rechten Kranzarterie bildet dann eine U-förmige Schleife, die an ihrem Scheitel die Arterie zur Versorgung des Atrioventrikularknotens abgibt (R. nodi

atrioventricularis). Das Endstück der rechten Kranzarterie hinter der Schleife versorgt gewöhnlich die untere Wand des linken Ventrikels und einen Teil der posteromedialen Papillarmuskelgruppe der Mitralklappe (R. atrioventricularis dexter, RAVD). Eine dominierende rechte Kranzarterie kann auch in einem Ast enden, der bis auf die Hinterfläche des linken Vorhofs zieht (R. posterolateralis dexter, RPLD) (siehe Abb. 12) (63).

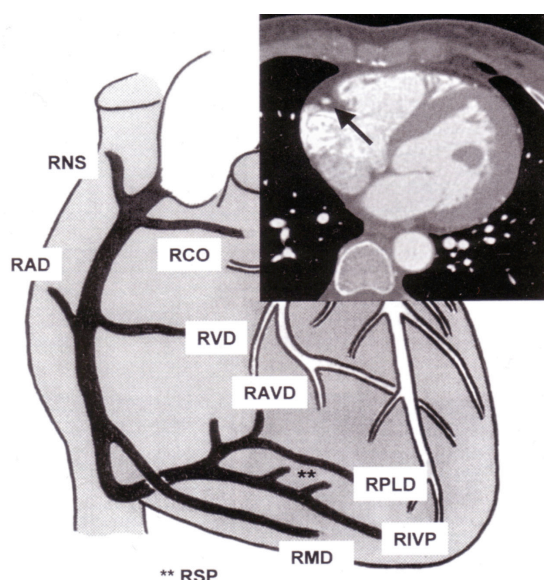


Abb. 12: **Anatomie der Arteria coronaria dextra.**

Schemazeichnung in frontaler Ansicht und CT-Querschnitt mit Verlauf der RCA im Sulcus atrioventricularis dexter (Pfeil) (mit freundlicher Genehmigung von Herrn Prof. Dr. Rainer Schmitt entnommen aus 62)

Abkürzungen: RNS = Ramus nodi sinuatriales, RAD = Ramus atrialis dexter, RCO = Ramus coni arteriosi, RVD = Ramus ventricularis dexter, RAVD = Ramus atrioventricularis dexter, RPLD = Ramus posterolateralis dexter, RIVP = Ramus interventricularis posterior, RSP = Rami septales posteriores, RMD = Ramus marginalis dexter

CT-Rekonstruktion:

In der axialen Angulation kann die A. coronaria dextra meist langstreckig vom Ostium bis zum Abgang des Sulcus interventricularis posterior vom Sulcus coronarius (Crux cordis) dargestellt werden. Nicht oder nur kurzstreckig zur Abbildung kommt der Ramus interventricularis posterior, da dieser die Raumbene in Richtung Sulcus interventricularis posterior verlässt (62).

Ramus interventricularis anterior der linken Koronararterie (RIVA / LAD)

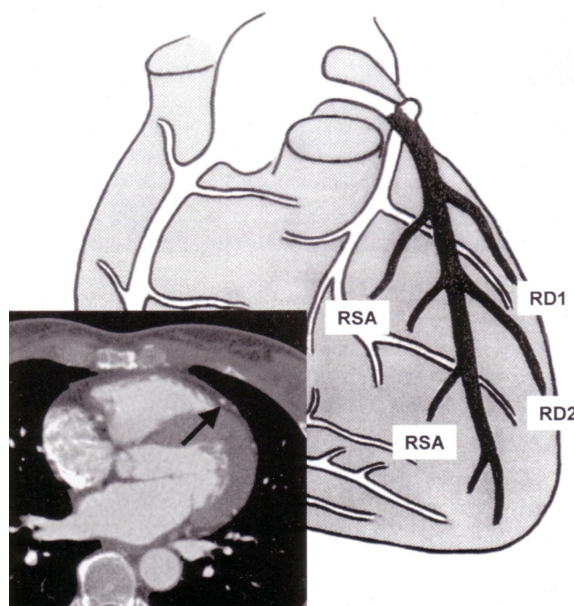


Abb. 13: **Anatomie des Ramus interventricularis anterior.** Schemazeichnung in frontaler Ansicht und CT Querschnitt mit Verlauf des LAD im Sulcus interventricularis anterior (Pfeil) (mit freundlicher Genehmigung von Herrn Prof. Dr. Rainer Schmitt entnommen aus 62)

Abkürzungen: RSA = Rami septales anteriores, RD1 = 1. Diagonalast, RD2 = 2. Diagonalast

Anatomie:

Der Ramus interventricularis anterior zieht im Sulcus interventricularis anterior abwärts zur Herzspitze. Sein Verzweigungsmodus ist variabel, doch entspringt häufig ein Diagonalast gleich nach dem Abgang vom Hauptstamm der linken Kranzarterie. Dieser Ramus diagonalis oder weitere Diagonaläste können aber auch weiter distal aus dem LAD abgehen und nach hinten ziehen, um den Margo obtusus zu versorgen (63).

Der Ramus interventricularis anterior wird in drei Abschnitte eingeteilt: proximales Drittel zwischen Bifurkation und Abgang des 1. Diagonalastes (RD1), mittleres Drittel zwischen 1. und 2. Diagonalast (RD2) sowie drittes Drittel distal des 2. Diagonalastes.

Unterwegs zur Herzspitze gibt der LAD eine Reihe von Ästen, Rami septales anteriores (RSA), ab, die senkrecht in den vorderen Teil der Kammerscheidewand ziehen. Der erste perforierende Ast entspringt meist schon innerhalb des ersten Zentimeters des LAD nach dessen Abgang und ist das größte Gefäß. Er gibt wichtige Äste für das ventrikuläre Erregungssystem ab. Diese perforierenden Äste liegen intramyokardial und nicht so sehr

extramyokardial. Auch der LAD kann, obwohl zumeist ein epikardiales Gefäß, ein Stück intramyokardial verlaufen, bevor er in seine epikardiale Position zurückkehrt (sog. Muskelüberbrückung) (63).

Das distale Stück des LAD umrundet gewöhnlich die Ventrikelspitze und läuft im Sulcus interventricularis posterior weiter. In welchem Ausmaß er die Hinterseite versorgt, richtet sich nach der Größe des Ramus interventricularis posterior und ist beträchtlichen Schwankungen unterworfen (siehe Abb. 13).

CT-Rekonstruktion:

In der axialen Standardansicht wird der *Cursor* auf den Anfangsteil des Gefäßes gesetzt und der *Slab* nach links-ventral so lange gedreht, bis der LAD langstreckig zur Abbildung kommt. Die optimierte Gefäßeinstellung muss gegebenenfalls durch Translation und Änderung der Dicke des *Slab* erwirkt werden. Zum Verfolgen des LAD um die Herzspitze wird häufig die Rekonstruktion in der zweiten Raumschrägung benötigt (62).

Ramus circumflexus der linken Koronararterie (LCx)

Anatomie:

Der andere vom Hauptstamm der linken Kranzarterie abgehende Ast ist der Ramus circumflexus. Nach seinem Ursprung aus dem linken Hauptstamm verläuft er im Sulcus atrioventricularis sinister in unmittelbarer Nähe zum Mitralring. In etwa 45% der Fälle gibt er sofort die Sinusknotenarterie (R. nodi sinuatrialis) ab (63). Vom proximalen Segment des LCx entspringt gewöhnlich auch ein Ramus marginalis sinister (RMS) annähernd rechtwinkelig und zieht auf die laterale Wand des linken Ventrikels.

Der Ramus circumflexus setzt seinen Verlauf in der Kranzfurche fort. Seine Größe hängt davon ab, ob die linke Kranzarterie zum dominierenden Gefäß wird. Wenn sie nicht dominiert, wird sein Versorgungsgebiet von der Ausdehnung der rechten Kranzarterie bestimmt. Wenn der LCx den Großteil oder die Gesamtheit der Facies diaphragmatica versorgt, gibt er weitere Äste für die Vorhof- und Kammermuskulatur ab und versorgt dabei auch die posteromediale Papillarmuskelgruppe (R. atrioventricularis sinister, RAVS; R. atrialis sinister, RAS). Er endet dann als Ramus posterolateralis sinister (RPLS) (siehe Abb. 14).

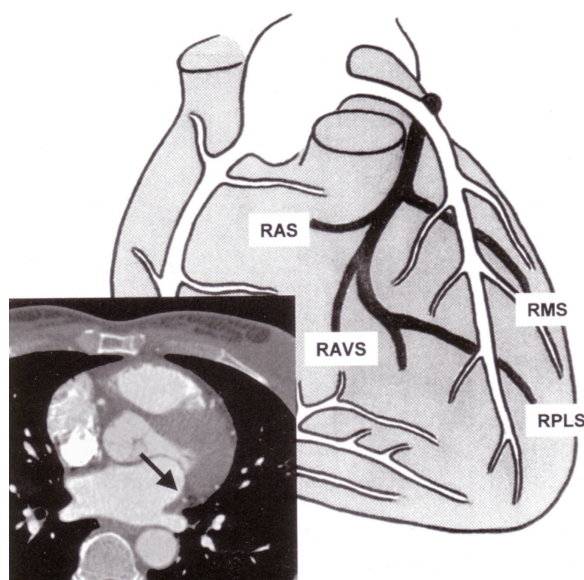


Abb. 14: **Anatomie des Ramus circumflexus.**

Schemazeichnung in frontaler Ansicht und CT-Querschnitt mit Verlauf des LCx im Sulcus atrioventricularis sinister (Pfeil) (mit freundlicher Genehmigung von Herrn Prof. Dr. Rainer Schmitt entnommen aus 62)

Abkürzungen: RAS = Ramus atrialis sinister, RAVS = Ramus atrioventricularis sinister, RMS = Ramus marginalis sinister, RPLS = Ramus posterolateralis sinister

CT-Rekonstruktion:

In der axialen Standardansicht muss die Bifurkation des Hauptstammes aufgesucht und hier der *Cursor* gesetzt werden. Der *Slab* wird nach links-dorsal auf die atrioventrikuläre Furche zwischen linkem Vorhof und linkem Ventrikel anguliert, bis der LCx langstreckig zur Abbildung kommt. Wegen des komplexen Gefäßverlaufs an der Dorsalseite des Herzens sind regelmäßig eine große *Slab*-Dicke und Doppelangulation nötig. Wegen des breiten *Slab* kann der LCx dann scheinbar intramyokardial verlaufen (62).

Algorithmen zur Koronarkalkquantifizierung

Wird die Prävalenz von Koronarkalk bei asymptomatischen Patienten für die Abschätzung eines zukünftigen kardialen Ereignisses zugrunde gelegt, führt dies bei jungen Patienten zu einer Überschätzung des koronaren Risikos. Besser als der alleinige Kalknachweis kann die quantitative Bestimmung der Menge des koronaren Kalziums eine Stenose im Koronargefäßsystem anzeigen (64).

Drei verschiedene Algorithmen zur Koronarkalkquantifizierung, die im Rahmen der hier vorgestellten Untersuchungen Verwendung fanden, sollen im Folgenden kurz erläutert werden. Nicht alle genutzten Softwareprogramme boten allerdings die Möglichkeit, den Koronarkalk mittels aller drei Algorithmen zu quantifizieren.

Agatston Score

Der Agatston Score ist seit seiner Einführung 1990 durch Agatston und Mitarbeiter die verbreitetste Methode zur Koronarkalkquantifizierung (65).

Kalzifizierte Läsionen im Herzen werden mit einem Schwellenwert von 130 HE anhand der CT-Dichtewerte detektiert. Der Schwellenwert von 130 HE ist empirisch gewählt, da keine spezifische CT-Dichte existiert, ab der eine Läsion als verkalkt charakterisiert werden kann.

Zur Unterdrückung des Signalrauschens werden nur Strukturen, die mindestens 2 benachbarte Pixel ausmachen, in die Berechnung eingeschlossen. Die Pixel mit Werten über 130 HE (A_i) werden mit einem Wichtungsfaktor (W_i) multipliziert und aufsummiert.

Der Calcium Score (CS_i) berechnet sich dann wie folgt:

$$CS_i = W_i \cdot A_i \quad [15]$$

HE_K entspricht der maximalen Dichte in Hounsfield-Einheiten je Läsion. Die entsprechende *region of interest* ist mit i gekennzeichnet.

$$\begin{aligned}
 W_i = \quad & 1 : \text{ wenn } 130 \text{ HE} \leq \text{HE}_K < 200 \text{ HE} & [\text{zu 15}] \\
 & 2 : \text{ wenn } 200 \text{ HE} \leq \text{HE}_K < 300 \text{ HE} \\
 & 3 : \text{ wenn } 300 \text{ HE} \leq \text{HE}_K < 400 \text{ HE} \\
 & 4 : \text{ wenn } 400 \text{ HE} \leq \text{HE}_K
 \end{aligned}$$

Die Summe aller Verkalkungen in allen koronaren Gefäßabschnitten ergibt den Kalkscore nach Agatston (K):

$$K = \sum_{\text{Läsionen}} \text{CS}_i \quad [16]$$

Die ursprüngliche Definition des Agatston Score sowie alle Literaturwerte basieren auf zusammenhängenden 3mm-Schichten in der EBCT. Da die Schichtdicke in die Berechnung des Agatston Scores nicht mit eingeht, muss für Untersuchungen, die mit anderen Schichtdicken als 3mm aufgenommen werden, ein äquivalenter Agatston Score berechnet werden. Werte von Schichten mit 1.5mm Schichtdicke müssen beispielsweise durch 2 geteilt werden etc.. Auch ein abweichender Schichtabstand wird von der Software entsprechend berücksichtigt und umgerechnet.

Volumen Score

Der Volumen Score (V) gibt das Volumen der gekennzeichneten Läsionen je Koronararterie in mm^3 an. Volumen Scores berechnet man durch Multiplikation der Anzahl der Voxel (N_{Voxel}) einer kalzifizierten Läsion im Bildvolumen mit dem Volumen eines Voxel (V_{Voxel}).

$$V = V_{\text{Voxel}} \cdot N_{\text{Voxel}} \quad [17]$$

Man muss dabei beachten, dass V nicht notwendigerweise das tatsächliche Volumen der Kalzifikation beschreibt, da es starr auf der gewählten Schwelle von 130 HE basiert.

V überschätzt daher das tatsächliche Volumen sehr dichter Kalzifikationen und unterschätzt das Volumen weniger dichter Kalzifikationen. Allein das Volumen von Kalzifikationen mit einer durchschnittlichen Dichte von etwa 260 HE ist vergleichbar dem tatsächlichen Volumen.

Zusätzlich kann diese Quantifikationsmethode zu größeren Abweichungen vom wirklichen Durchmesser der Kalzifikation führen, wenn Schichtdicken gewählt werden, die im Verhältnis zur Größe der Kalzifikation relativ breit sind. Für den bei hoher Schichtdicke wahrscheinlicheren Fall, dass ein Objekt von hoher Dichte deutlich kleiner als ein Voxel ist, würde es trotzdem mit dem vollen Volumen des Voxels in die Berechnung des Scores eingehen.

Becker und Mitarbeiter konnten zeigen, dass sich der Median der prozentualen Differenz unter Verwendung des dreidimensionalen Volumen Scores (13%) und des Agatston Scores (17%) statistisch nicht signifikant unterschied (60). Callister et al. hatten im gleichen Jahr mit 9% für den Volumen Score im Vergleich zu 15% für den Agatston Score sogar eine signifikant bessere Differenz zu Gunsten des Volumen Score gefunden (66). Der Volumen Score eignet sich diesen Ergebnissen zufolge ebenso gut wie der traditionelle Agatston Score zur Verlaufsbeurteilung einer Progression von Koronarkalzifikationen.

Äquivalenzmasse Calcium

Diese Scoringmethode nutzt die Masse an Kalziumhydroxylapatit zur Berechnung der Menge an Kalzium. Die Berechnung dieser sogenannten Äquivalenzmasse ist für das System kalibriert, auf dem die Calcium-Scoring Software installiert wurde sowie auf die Calcium-Scoring Protokolle abgestimmt, die vom Hersteller empfohlen werden.

Die Dichte einer homogenen Kalzifikation ist definiert als:

$$p_{HA} = m / V \quad [18]$$

Daraus resultiert, dass sich die Kalziummasse (m) in der betrachteten Schicht durch das Produkt aus Dichte (p_{HA}) und Volumen der Läsion (V) beschreiben lässt:

$$m = p_{HA} \cdot V \quad [19]$$

Aufgrund der Tatsache, dass die CT-Werte direkt proportional zur Dichte sind ($CT \propto p_{HA}$), erhält man durch Multiplikation des mittleren Dichtewert einer kalzifizierten Läsion in jeder Schicht ($\overline{CT}$) mit dem Volumen der Läsion:

$$m = c_{HA} \cdot \overline{CT} \cdot V \quad [20]$$

Um absolute Werte für die Kalziummasse zu berechnen, muss eine Kalibriermessung einer Kalzifikation mit bekannter Hydroxylapatitdichte p_{HA} durchgeführt werden.

Unter erneuter Verwendung der Beziehung $m = p \cdot V$ wird der Kalibrierfaktor c_{HA} berechnet als:

$$c_{HA} = \frac{m}{\overline{CT} \cdot V} = \frac{p_{HA} \cdot V}{\overline{CT} \cdot V} = \frac{p_{HA}}{\overline{CT}} \quad [21]$$

Die obige Gleichung setzt nach bestehender Definition voraus, dass die mittlere Dichte von Wasser $\overline{CT}_{Wasser}$ 0 HE beträgt. Ist ein exakt gemessener Dichtewert für Wasser aus der gleichen Kalibriermessung vorhanden, und ist dieser ungleich 0, kann diese Abweichung durch die Subtraktion des Dichtewertes für Wasser vom Dichtewert der Kalzifikation ausgeglichen werden.

$$c_{HA} = \frac{p_{HA}}{\overline{CT} - \overline{CT}_{Wasser}} \quad [22]$$

Koronarkalkdetektion und -quantifizierung

Durch den radiologischen Nachweis von Koronarkalk verspricht man sich eine Möglichkeit zur nicht-invasiven Diagnose und prognostischen Einschätzung der koronaren Herzkrankheit.

Die Quantifizierung von Verkalkungen hat das Ziel, prognostische Aussagen zum Risiko eines kardialen Ereignisses, z.B. einen Myokardinfarkt, Herzversagen oder den Tod zu erleiden, zu geben.

Bereits 1980 fanden Margolis und Mitarbeiter eine Korrelation des Ausmaßes einer Koronarsklerose unter Berücksichtigung des Alters mit der Prognose (67).

Da das Volumen verkalkter Koronarplaques ungefähr ein Fünftel des Volumens nicht verkalkter Plaques ausmacht (12), kann davon ausgegangen werden, dass das Volumen kalzifizierter Plaques ein Indikator für das Vorhandensein und Ausmaß weicher, relativ instabiler Plaques ist. Ein Scan, bei dem keine Verkalkungen der Herzkranzgefäße nachgewiesen werden, hat einen hohen negativen prädiktiven Wert (95%) zum Ausschluss einer signifikanten KHK (60). Daher ist der Nachweis von Koronarkalzifikationen bei Patienten mit unklaren thorakalen Beschwerden klinisch bedeutsam. Vor allem die Progression der diagnostizierten Atherosklerose ist ein wichtiger Vorhersagefaktor für das Auftreten eines koronaren Ereignisses.

Die American Heart Association hat festgestellt, dass der Nachweis von koronaren Verkalkungen bei folgenden Patienten klinisch bedeutsam ist (32):

1. Symptomatischen Patienten mit thorakalen Schmerzen
2. Screening von asymptomatischen Patienten mit einem erhöhten koronaren Risiko
3. Verlaufskontrolle einer bekannten Arteriosklerose unter entsprechender Therapie

Die Messung des Koronarkalks zeigt aber auch Limitationen. Bei einer Arteriosklerose kann gleichzeitig mit Kalzifikationen eines Koronargefäßes eine Remodellierung beobachtet werden, die mit einer Erweiterung des Gefäßlumens einhergeht. Es konnte gezeigt werden, dass Kalzifikationen zwar mit dem Ausmaß der Atherosklerose, nicht aber zwangsläufig mit dem Schweregrad und der Lokalisation von Koronargefäßstenosen korrelieren (64).

Bisher galt die EBCT als die sensitivste Methode zum nicht-invasiven Nachweis von Koronarkalk. So beschrieben Mautner et al. in einem histomorphometrischen Vergleich mit der EBCT in vitro an Koronararterienpräparaten eine sehr gute Übereinstimmung von

histologisch und computertomographisch gemessener Verkalkungsfläche pro Herz sowie von verkalkter Fläche und Agatston Score (Korrelationskoeffizient = 0.96) (68).

Inzwischen zeigten verschiedene vergleichende Studien, dass auch mittels der konventionellen CT mit prospektiver EKG-Triggerung vergleichbare Daten zur Quantifizierung von Koronarkalzifikationen gewonnen werden können (69, 70). Eine ähnlich gute Korrelation lässt sich auch für das MSCT erwarten.

Im Gegensatz zu einzeligen CT-Systemen ermöglicht die retrospektive Spiral-CT mit Mehrzeilendetektoren die lückenlose und äquidistante Abtastung des Herzvolumens. Zusätzlich bietet sich die Möglichkeit der Minimierung von Spiralartefakten durch geeignete Dateninterpolation zwischen den Detektorzeilen. Die mit retrospektivem Gating eines Spiraldatensatzes stark verkürzte Untersuchungsdauer minimiert Atemartefakte. In einer Atemanhaltephase können Bilder bei reduzierter kollimierter Schichtdicke erzeugt werden. Verbesserte 3D basierte Auswertungen des koronaren Kalkvolumens und der koronaren Anatomie werden dadurch ermöglicht.

Nach aktuellen Ergebnissen von Arbeitsgruppen aus Japan scheint die MSCT eine hohe Reproduzierbarkeit bei Koronarkalkquantifizierungen zu liefern (Interscan- und Interobservervariabilität am 64-Zeilen-CT < 11%) (71). Selbst differierende Herzfrequenzen (44-101 bpm) und variierender BMI (15,5-42,3 kg/m²) zeigten keine Korrelation zur Interscan- und Interobservervariabilität (71). Dies erscheint vor dem Hintergrund einer kurz- und mittelfristigen Verlaufskontrolle der koronaren Arteriosklerose unverzichtbar.

Die Identifikation von asymptomatischen Patienten setzt die Kenntnis von Scorewerten voraus, über deren Wert hinaus auf ein erhöhtes kardiales Risiko geschlossen werden kann.

Bisher wird postuliert, dass das Risiko eines asymptomatischen Patienten mit einem Scorewert oberhalb der 75. Perzentile eines alters- und geschlechtsspezifischen Kollektives über dem eines Koronargesunden liegt und entsprechende therapeutische Einflussnahme erfordert (72).

Calcium Score	Bewertung	klinische Bedeutung	Aussage in Bezug auf Alter und Geschlecht	kardio-vaskuläres Risiko	empfohlene Behandlung
0	keine nachweisbaren Verkalkungen	KHK zu 90-95% ausgeschlossen	zutreffend für Männer und Frauen > 40 Jahren, Ausnahme: jüngere Patienten	sehr niedrig	Aufklärung über Prävention
1 - 10	minimale Verkalkungen	Koronargefäß-Stenosen unwahrscheinlich	zutreffend für Männer und Frauen > 40 Jahren, Ausnahme: jüngere Patienten	niedrig	gezielte Aufklärung über Präventivmaßnahmen
11 - 100	geringe Verkalkungen	KHK möglich	größere Bedeutung bei Score >75. Perzentile	mäßig	Risikoanalyse und Prävention, Cholesterinkontrolle, Thrombozyten-aggregationshemmer
101 - 400	mäßiggradige Verkalkungen	nichtobstruktive KHK wahrscheinlich, stenosierende KHK möglich	größere Bedeutung bei Score >75. Perzentile	mäßig hoch	Cholesterinkontrolle, Thrombozyten-aggregationshemmer Belastungs-EKG
> 400	ausgedehnte Verkalkungen	hohe Wahrscheinlichkeit für signifikante KHK	größere Bedeutung bei Score >75. Perzentile	hoch	aggressive Risikoprophylaxe, evtl. pharmakologischer Stresstest zur Ischämieabklärung

Tabelle 26: **Referenzwerte des kardiovaskulären Risikos für asymptomatische Patienten in Abhängigkeit von der Koronarkalzifizierung und die daraus resultierenden Empfehlungen** (ursprüngliche Zusammenstellung der EBCT-Daten von Rumberger et al.) (Daten entnommen aus 72)

Softwarevergleich – Ergebnisse

Einfluss verschiedener Softwaresysteme auf die Quantifizierung von Koronarkalk zur Risikostratifizierung bei KHK

Das wachsende Interesse an der Quantifizierung koronarer Kalzifikationen hat zur Entwicklung verschiedenster Softwaresysteme für die Analyse der Rohdaten geführt. Unbekannt ist aber, ob diese Softwaresysteme vergleichbare Ergebnisse erzeugen.

Um den Einfluss verschiedener Systeme auf die Kalziumscorewerte zu vergleichen, wurden 38 Patienten mit Verdacht auf KHK (männlich: 26; weiblich: 12) mit einem mittleren Alter von 57 Jahren (Schwankung: 40-76 Jahre) untersucht. Bei den Studienteilnehmern, deren Daten für die Untersuchungen verwendet wurden, handelt es sich um Patienten mit koronarer Herzerkrankung oder Verdacht auf KHK, jedoch ohne instabile Angina pectoris. Im Rahmen ihres Aufenthaltes in der Düsseldorfer MNR Klinik wurden sie im Institut für diagnostische Radiologie an einem Mehrschicht-Spiral-CT der 3. Generation (Siemens SOMATOM Plus 4 Volume Zoom) untersucht (Votum der Ethikkommission an der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität: Referenznummer 1995).

Der Nativ-Scan zur Koronarkalkdetektion folgte folgendem Protokoll:

- | | |
|-------------------------------|---|
| ▫ Kollimation | 4 · 2.5mm |
| ▫ rekonstruierte Schichtdicke | 3.0mm |
| ▫ Inkrement | 1.5mm |
| ▫ Röhrenspannung | 120kV |
| ▫ Röhrenstrom | 100mA |
| ▫ Tischvorschub | 3.75mm/s |
| ▫ Faltungskern | Body Kern mittlerer Schärfe (B35f) |
| ▫ <i>Field of View</i> | 22cm |
| ▫ Matrix | 512 · 512 |
| ▫ EKG-Gating | retrospektiv, Diastole mit minimalen Bewegungsartefakten (z.B. 60% des RR-Intervalls) |
| ▫ Bildgebungsvolumen | kaudale Hälfte des Pulmonalarterien-Hauptstammes bis unterhalb des Herzens |
| ▫ Atemmanöver | Inspiration (Dauer 16-18 Sekunden) |

Unter Kenntnis des Verlaufs der Koronararterien wurde der Scan anhand der Einzelbilder von der Aortenwurzel bis zur Herzbasis durchgemustert. Identifizierte Kalzifikationen wurden den Gefäßprovinzen zugeordnet:

LM (<i>Left Main</i>)	=	Hauptstamm der A. coronaria sinistra
LAD (<i>Left Anterior Descending Artery</i>)	=	A. coronaria sinistra, Ramus interventricularis anterior
Cx (<i>Circumflex Artery</i>)	=	A. coronaria sinistra, Ramus circumflexus
RCA (<i>Right Coronary Artery</i>)	=	A. coronaria dextra

Der Kalziumscore wurde nach der Methode von Agatston und anhand des Volumen Scores quantifiziert. Die Patienten wurden entsprechend der so bestimmten Kalziumscores gemäß den Empfehlungen von Rumberger (72) in Risikogruppen eingeteilt (siehe Tabelle 26).

gemessener Scorewert	Agatston Score			Volumen Score		
	Software			Software		
	A	B	C	A	B	C
0	11	12	13	11	12	11
1 - 10	3	3	2	2	3	3
11 - 100	8	7	8	10	7	8
101 - 400	9	9	8	8	9	8
> 400	7	7	7	7	7	8

Tabelle 27: **Vergleich der 3 Softwaresysteme A, B und C bezüglich der gemessenen Agatston- und Volumen Scores in einem Patientenkollektiv.**

Aus differenten Scorewerten resultiert eine abweichende Einstufung der Patienten in die 5 Risikogruppen und damit eine abweichende Therapieplanung. Aufgeführt ist die absolute Anzahl von Patienten in einer Risikogruppe für die jeweilige Software.

Die gewonnenen Bilddaten wurden an 3 verschiedenen Workstationen unter Verwendung unterschiedlicher Softwareprogramme ausgewertet. Zunächst wurde hierfür die Workstation Wizard in der radiologischen Abteilung der Düsseldorfer Universität gewählt. Die „Calcium Scoring“ Software „Heart View“, Softwareversion „Somaris/ 5VA40C“, der Firma Siemens (Software A) stand dort für die Auswertung zur Verfügung.

Die akquirierten Bilddaten der 38 Patienten wurden danach auf einen digitalen Datenträger gespeichert, um an externen Workstationen anhand der identischen Bilddaten erneut quantifiziert zu werden. Im Mülheimer Radiologieinstitut standen das „Accuimage Scoring-System 1.49“ der Firma Accuimage (Software B) und die Virtuoso „Calcium Scoring Software“ der Firma Siemens, Version „VA 31“ (Software C), zur Verfügung. Da diese im Gegensatz zur Düsseldorfer Software die Bestimmung der Äquivalenzmasse Calcium nicht unterstützen, erfolgten alle Vergleiche lediglich anhand des Agatston- und Volumen-Scores (siehe Tabelle 27).

Eine geringe Abweichung der Dichte einzelner Plaques kann bei Überschreiten des Schwellenwertes zum nächst höheren Gewichtungsfaktor eine drastische Zunahme des Scorewertes bedeuten. Ebenso kann eine solche Abweichung die Zuordnung eines Patienten in eine höhere Risikogruppe bedingen und damit eine deutlich aggressivere Therapieempfehlung nach sich ziehen.

Die Ursache abweichender Scorewerte und damit der abweichenden Einstufung von Patienten in die 5 Risikogruppen kann auch in der Verwendung unterschiedlicher Software zur Quantifizierung des Koronarkalks liegen.

Unter Verwendung der Softwaresysteme A, B und C ergaben sich gleiche Risikoeinschätzungen gemäß Rumberger (72) für alle 3 Systeme nur bei sehr hohen Agatston Scores über 400. Für alle anderen Scorewerte fand sich die Einteilung von mindestens einem Patienten pro Risikogruppe in eine höher bzw. tiefer liegende Gruppe. Ausschlaggebend hierfür waren vor allem Scorewerte, die für eine Software kurz unterhalb, für die andere kurz oberhalb eines Risikoschwellenwertes lagen.

Um die Korrelation der erzielten Messwerte besser zu veranschaulichen, wurden die einzelnen Ergebnisse mittels des Cohen-Kappa-Koeffizienten zueinander in Beziehung gesetzt. Der Cohen-Kappa-Koeffizient misst die Übereinstimmung bei der Beurteilung

desselben Objektes durch verschiedene Prüfer bzw. Prüfsysteme. Ein Wert von 1 bedeutet perfekte Übereinstimmung. Ein Wert von 0 bedeutet, dass die Übereinstimmung nicht über das zufallsbedingte Maß hinausgeht.

Für den Agatston Score fanden sich folgende κ -Koeffizienten:

Software A und B 0.966

Software B und C 0.931

Software A und C 0.897

Für den Volumen Score fanden sich folgende κ -Koeffizienten:

Software A und B 0.898

Software B und C 0.830

Software A und C 0.796

Es zeigt sich für alle Softwareprogramme eine bessere Konkordanz der gemessenen Agatston Scorewerte im Vergleich zum Volumen Score. Auch wird sowohl für den Agatston als auch für den Volumen Score deutlich, dass sich die jeweils beste Übereinstimmung zwischen der Software A (Wizard) und Software B (Accuimage) ergab. Darauf folgte, ebenfalls für beide Scorewerte, die Übereinstimmungsgüte zwischen Software B und C (Virtuoso). Die schlechteste Übereinstimmung ergab der Vergleich der Software A und C.

Diskussion

Die Diagnostik von Herzerkrankungen ist den jeweiligen technischen Möglichkeiten folgend einer ständigen Weiterentwicklung unterworfen. Derzeit schließt diese gewöhnlich neben Klinik, (Belastungs-) EKG, Laboruntersuchungen, nuklearmedizinischen Methoden (Myokardszintigraphie, SPECT, PET) die Koronarangiographie ein. Die Herzkatheteruntersuchung ist heute unbestritten der Goldstandard in der Darstellung der Anatomie der Herzkranzgefäße. Als Resultat seiner invasiven Technik beinhaltet dieses Verfahren jedoch nach wie vor ein, wenn auch geringes, Mortalitätsrisiko von 0.15% bei einer Morbiditätsrate von 1.5% (73). Es wurde daher beständig nach nichtinvasiven Methoden zur Visualisierung der Koronararterien geforscht. Eine solche Methode, mit einer der Koronarangiographie vergleichbaren Genauigkeit, wäre von enormem klinischen Wert.

Die in den letzten Jahren stetig verbesserten Mehrzeilendetektorspiral-Computertomographen mit prospektiver EKG-Triggerung bzw. retrospektivem EKG-Gating ermöglichen die Detektion und Quantifizierung von verkalkten Läsionen und erlauben dadurch eine Aussage über Ausmaß und Verteilung von Koronargefäßverkalkungen. Die klinische Relevanz dieser Methode basiert auf der Annahme, dass Verkalkungen im Bereich der Koronararterien die typische Manifestation der Koronargefäßsklerose sind und eng mit dem Vorhandensein und der Ausdehnung einer koronaren Herzkrankheit korrelieren. Die Gefäßverkalkungen treten dabei nicht erst in einem Spätstadium, sondern bereits in den Frühstadien der Arteriosklerose auf und ermöglichen damit theoretisch eine Früherkennung (74).

Laut experimentellen Untersuchungen gibt es einen engen Zusammenhang zwischen dem Verkalkungsgrad und dem Plaquevolumen der arteriosklerotischen Koronararterien (75). Trotz dieser Proportionalität machen die kalzifizierten Plaque dabei allerdings nur etwa 10-15% des Gesamtplaquevolumens aus (76). Von Nachteil ist, dass lipidreiche und fibrinöse Plaques nicht erfasst werden. Hingegen findet man in Nachbarschaft instabiler Plaques, das heißt solchen, welche zu Plaquerupturen führen und die somit eine Ischämie verursachen können, fast immer auch Verkalkungen (12). Mittels in der MSCT bestimmten Kalkablagerungen kann also das Ausmaß der koronaren Atherosklerose abgeschätzt werden und es ergeben sich Möglichkeiten für die diagnostische und prognostische Einschätzung von symptomatischen und asymptomatischen Personen. Eine solche als Screening-Verfahren einsetzbare Methode erscheint besonders daher sinnvoll, da annähernd die Hälfte der Patienten keine typischen Symptome einer KHK wie Angina pectoris oder Belastungsdyspnoe Vor einem plötzlichen Herztod bemerkt (73).

Risikopatienten, die eine gezielte prophylaktische Behandlung im Sinne der Primärprävention benötigen, könnten somit identifiziert werden, bevor sich die Erkrankung klinisch manifestiert.

In der Konsensuskonferenz der American College of Cardiology Foundation und der American Heart Association in Zusammenarbeit mit der Society of Atherosclerosis Imaging and Prevention und der Society of Cardiovascular Computed Tomography aus dem Jahr 2007 wurde in Zusammenschau der bis zu diesem Zeitpunkt vorliegenden Studienergebnisse ein Patientenscreening aufbauend auf einem Risikobewertungsalgorithmus wie dem der Framingham Heart Study (FRS) der Vereinigten Staaten, der deutschen Prospective Cardiovascular Münster (PROCAM) oder des europäischen Systemic Coronary Risk Evaluation (SCORE) vorgeschlagen (27). Jeder dieser Algorithmen erlaubt die Abschätzung des absoluten 10-Jahres-Risikos für die Entwicklung eines Ereignisses wie eines koronaren Herztodes oder eines Myokardinfarktes anhand von Faktoren wie Alter, Geschlecht, Blutdruck, Nikotinabusus und Cholesterin-/Triglyceridwerten. In der Regel erfolgt eine Einstufung in die Kategorien hohes, mittleres und niedriges Risiko. Entsprechend dem FRS wird eine jährliche Rate von koronarem Herztod oder Myokardinfarkt von weniger als 1% in der Gruppe mit niedrigem Risiko, 1-2% in der Gruppe mit mittlerem Risiko und mehr als 2% in der Gruppe mit hohem Risiko angenommen. Neueste Ergebnisse unterstützen dabei die These, dass die Messung des Koronarkalkes die Möglichkeit eröffnet, die Wahrscheinlichkeit, einen koronaren Herztod oder einen Myokardinfarkt in den nächsten 3-5 Jahren zu erleiden, über diese Gruppierungen hinaus einzugrenzen (27, 77). Die kumulierten Evidenzen belegen, dass ein asymptomatischer Patient mit einem mittleren Risiko z. B. im FRS ein sinnvoller Kandidat für die Testung auf eine mögliche koronare Herzerkrankung mittels Koronarkalkmessung wäre (77). Insbesondere bei Nachweis eines Kalkscore von ≥ 400 kann trotz der Eingruppierung in ein mittleres Risiko nach dem FRS von einem tatsächlichen Risiko von $\geq 20\%$ in 10 Jahren und damit einer höheren Risikogruppierung ausgegangen werden (78). Im Gegensatz hierzu wird die zusätzliche Testung von Patienten mit einem niedrigen Risiko als wenig Erfolg versprechend angesehen. So wurde nachgewiesen, dass ein hoher Kalkscore zwar ein guter Prädiktor für ein hohes Risiko unter Patienten mit einem mittleren bis hohen FRS $>10\%$ ($p < 0,001$), jedoch nicht für Patienten mit einem niedrigen Risiko $<10\%$ ist (27). Ähnlich sieht das Konsensuskomitee die Sinnhaftigkeit einer Koronarkalkmessung bei Patienten mit hohem Risiko als nicht gegeben an, da diese bereits

durch die primäre Risikogruppierung Kandidaten zur intensivierten Therapie bzw. Reduktion der bestehenden Risikofaktoren basierend auf den aktuellen Leitlinien des National Center for Environmental Prediction sein sollten (27). Zu übereinstimmenden Ergebnissen gelangte man auch in der europäischen Heinz Nixdorf Recall Studie zur Vorhersage von Herzinfarkt und Herztod, in welcher die Anwendung des koronaren Kalkscreenings als Mittel der Reklassifizierung (egal ob Einstufung in eine höhere oder niedrigere Risikokategorie) bei Patienten mit mittlerer primärer Risikogruppierung als sinnvoll erachtet wird (79).

Eine noch nicht in die Konsensuskonferenz eingehende groß angelegte Studie wurde in der Zwischenzeit von Blaha et al. vorgestellt, die auch den Zusammenhang zwischen allgemeiner Mortalität (also nicht nur beruhend auf einem kardialen Ereignis) und koronarer Kalklast widerspiegelt. Hierbei waren unter 44.052 asymptomatischen Personen 45% mit einem Score von 0 aufzufinden. Die Rate aller Todesfälle lag in dieser Gruppe bei 0,87/1000 Personen/Jahr und erhöhte sich deutlich auf 7,48 Todesfälle bei einem Scorewert >10 (24).

Mittlerweile sind MSCT-Scanner in vielen westlichen Industrieländern flächendeckend verfügbar, so dass sich die Möglichkeit als Screening-Verfahren prinzipiell eröffnet. Bei der Vielfalt unterschiedlicher Rekonstruktionsverfahren sowie unterschiedlicher Untersucher stellt sich jedoch die Frage, inwieweit eine Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit der Koronarkalkmessungen gegeben wäre. Eine hohe Reproduzierbarkeit ist für kurz- und mittelfristige Verlaufsuntersuchungen der koronaren Arteriosklerose unverzichtbar.

Die durchgeführten Vergleichsmessungen unter Nutzung verschiedener Softwaresysteme ergaben gute Übereinstimmungen innerhalb der Messwerte. Für den Volumen Score lagen die Kappa-Koeffizienten zwischen 0.796 und 0.898. Eine noch bessere Übereinstimmung lieferte die Quantifikation mit Hilfe des Agatston Scores mit $\kappa = 0.897$ bis 0.966.

Alle Softwareprogramme berechneten für jede markierte Koronararterie die Scorewerte und vermerkten die Anzahl der ausgewählten Kalzifikationen. Dadurch zeigte sich, dass in den „Calcium Scoring“ Softwarevarianten bei zwar oft gut übereinstimmenden Scoringwerten häufig unterschiedlich viele Einzelmarkierungen zu verzeichnen waren (siehe genaue Werte im Anhang). Waren für einen Volumen Score von 342.8 in der Software A beispielsweise 6 Markierungen nötig, mussten für den entsprechenden Wert von 341.7 in der Software C 20 Markierungen gesetzt werden.

Da zur Berechnung des Volumen Score das geometrische Volumen der Gefäßläsion einem gemessenen Wert $[\text{Anzahl der Voxel } (N_{\text{Voxel}}) \cdot \text{Volumen eines Voxels } (V_{\text{Voxel}})]$ gegenübergestellt wird, entstanden bei völlig identischen Agatston Scores in vielen Fällen deutlich höhere Volumen Scores. Liegt die im Untersuchungsprotokoll verwendete Kollimation so zum Beispiel über der Größe der Kalkläsion, können erhebliche Abweichungen von den realen Diametern der Läsionen auftreten. Läsionen, die kleiner sind als ein Voxel können außerdem durch hohe Dichtewerte aufgrund des Partialvolumeneffektes durch Erfassung des ganzen Voxel-Volumens den Score beeinflussen.

Während Software A und B für einen Patienten mit einem Agatston Score von 17.4 bei einer Markierung gleiche Volumen Scores von 15.2 berechneten, ergaben die Berechnungen der Software C bei 2 Markierungen für denselben Agatston Score einen Volumen Score von 26.1. Der Volumen Score wurde so trotz identischer Agatston Scores mit Software A durch eine höhere Anzahl an Einzelmarkierungen durch die Software C bei drei weiteren Patienten als höher angegeben. Auch im Vergleich zur Software B finden sich solche Überschätzungen des Volumens bei Anwendung der Virtuoso Software. Die Abweichungen waren dabei zum Teil beträchtlich. Trotz gleicher Agatston Scores von 193.1, gaben Software A und B beispielsweise Volumen Scores von 169 an, während der Score der Software C mit 260 überdurchschnittlich darüber lag.

Eine besondere Limitation des Volumen Score liegt auch darin begründet, dass bei Verwendung eines Schwellenwertes für die Kalkdetektion (hier 130 HE) niemals das tatsächliche geometrische Volumen gemessen werden kann, da der geometrische Volumenanteil unterhalb des Schwellenwertes keine Berücksichtigung findet. Andererseits ist es, ähnlich wie allerdings auch beim Agatston Score, unumgänglich, einen Schwellenwert zu definieren, damit kalzifizierte Läsionen innerhalb von umgebenden Strukturen wie Blut oder Gewebe detektiert werden können.

Insbesondere der Agatston Score eignet sich nach den erhobenen Ergebnissen in besonderem Maße, um vergleichbare Ergebnisse in der klinischen Anwendung am Patienten trotz der Verwendung unterschiedlicher Softwaresysteme ohne relevante Messabweichungen der koronaren Kalklast zu bestimmen. Für serielle Untersuchungen wäre es nichtsdestotrotz wünschenswert, würden die Nachuntersuchungen anhand des gleichen CT-Gerätes und die Auswertung mit der gleichen Software durchgeführt.

In vorangegangenen Studien sprachen die Ergebnisse der Bewertung der Reproduzierbarkeit bei der Auswertung durch verschiedene Untersucher bereits dafür, dass von einer nahezu untersucherunabhängigen Beurteilung bei gegebener Schulung ausgegangen werden kann. Die Interobserver-Korrelation für den Agatston und Volumen Score lag mit Pearson'schen Korrelationskoeffizienten von $r = 0.99$ und 1.0 sehr hoch (80).

Auch konnte in späteren Studien nachgewiesen werden, dass sich eine gute Vergleichbarkeit bei der Bestimmung der absoluten Masse von Kalzifikationen unter Verwendung mehrerer 64-Zeilen MSCT des gleichen Herstellers und des gleichen Scanmodus (Sequentieller- vs. Spiralmodus) ergibt (81). Da sich jedoch selbst unter Verwendung des gleichen Scanners und des gleichen Modus noch, wenn auch geringfügige, Abweichungen der erhobenen Messwerte ergaben, ist es wichtig, die im Rahmen der vorgestellten Untersuchung erhobenen Differenzen zwischen den Geräten unterschiedlicher Generation, zu relativieren. So ergaben sich Abweichungen der gemessenen Masse zwischen den Geräten der gleichen Generation zwischen 1,5-3,4% (höchste Abweichungen für Kalzifikationen hoher Dichte) (81).

In beiden Studien wurden allerdings anthropomorphe Cardio-CT Phantome mit in Größe und Dichte vorbekannten Kalzifikationen zur Untersuchung der Vergleichbarkeit der erhaltenen Daten bestückt. Der Vorteil hierbei liegt in der Möglichkeit des Bezugs der erhaltenen Scores auf die absolute Masse und das definierte Volumen, welche vom Hersteller mit engen Toleranzgrenzen vorgegeben werden. Ein Nachteil solcher Studien an Kalibrierungsphantomen im Vergleich zu den vorgestellten Messungen an Patienten ist allerdings durch die Natur des Phantoms im Vergleich zum vielfach komplexeren und zudem bewegten Objekt gegeben, welches die angestrebten tatsächlichen Untersuchungsbedingungen weitaus genauer abbildet.

Weitere wichtige Aspekte, die Auskunft über die Güte des untersuchten Verfahrens geben, sind Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer prädiktiver Wert.

Insbesondere das vollständige Fehlen von Koronarkalk scheint für den Ausschluss einer KHK sowohl eine hohe Sensitivität als auch einen hohen negativen prädiktiven Wert aufzuweisen (82, 83). Neuere Studien (82) unterstreichen frühere Ergebnisse (83) mit Nachweis deutlich erhöhter Kalziumscores bei KHK-Patienten im Vergleich zu Patienten mit koronarangiographischem Ausschluss von Veränderungen der Herzkrankgefäße. Diese Studien zeigen zudem, dass bei Patienten ohne koronare Verkalkung in der MSCT eine KHK mit einem negativen prädiktiven Wert von 99% ausgeschlossen werden kann.

Ähnliche Ergebnisse erzielten auch Esteves et al. 2009 in ihrer Studie, in welcher mittels PET die myokardiale Perfusion bei Patienten mit vorangegangener Koronarkalkmessung bestimmt wurde. Lediglich bei einem der 99 Patienten mit einem Agatston Score von 0 war eine myokardiale Ischämie induzierbar, was ebenso einem negativen prädiktiven Wert von 99% entspricht (84).

Schon in Studien an den ersten 4-Zeilen MSCT-Geräten wurden hochgradig verengte Koronararterien mit einer Sensitivität von 58% detektiert. Die Sensitivität der Erkennung von Gefäßen, deren Lumen um weniger als die Hälfte eingeengt war, betrug 55% (85). Deutlich bessere Ergebnisse fanden sich unter Ausschluss nicht durch MSCT beurteilbarer Arterien. Überwiegend lagen die Gründe für die gestörte Evaluation in Bewegungsartefakten und Artefakten durch höchstgradige Gefäßverkalkungen.

Durch ihre Lage in der Kranzfurche sind die rechte Koronararterie und der Ramus circumflexus der linken Koronararterie einer stärkeren diastolischen Bewegung als die linke Koronararterie ausgesetzt. Die Bewegung wird überwiegend durch die Kontraktion der Vorhöfe während der Enddiastole verursacht. Dies korrespondiert mit der Tatsache, dass die Resultate speziell für die RCA, bedingt durch Bewegungsartefakte, regelmäßig signifikant schlechter als die der LAD sind (74).

Die Ergebnisse neuerer Studien zur Quantifikation von Koronarkalk mit Hilfe von 16-Zeilen MSCT-Geräten waren noch vielversprechender als die an den Vorgängermodellen mit 4 Detektorzeilen. Kuettner et al. berichteten in ihrer Studie an 60 Patienten, die sowohl eine konventionelle Koronarangiographie, als auch eine Untersuchung an einem 16-Zeilen CT durchliefen, von einer Sensitivität von 72% bei einer Spezifität von 97% (86). Auch in dieser Untersuchung wurde die Bildqualität jedoch als durch Bewegungsartefakte und Kalzifikationen eingeschränkt beschrieben. Ungeachtet dessen konnte die in der Herzkatheteruntersuchung verifizierte klinische Diagnose bei 97% aller Patienten korrekt gestellt werden (86). In einer Studie an einem 320-Zeilen-Gerät der neuesten Generation fand sich im Vergleich zu einer konventionellen Koronarangiographie keine signifikante ($p=0,08$) Abweichung in der Genauigkeit zur Detektion der KHK (87).

Trotz der guten Ergebnisse in diversen Studien, waren diese dennoch darauf ausgerichtet, hochgradige Stenosen vornehmlich in Koronargefäßsegmenten mit einem Durchmesser von wenigstens 2mm aufzuspüren. Eine Studie an einem 16-Zeilen Gerät, welche die Beurteilung auch der distal gelegenen Abschnitte und Seitenäste einschloss, lieferte eine Sensitivität von

63% zur Detektion hochgradiger Stenosen (88). Mit einer Sensitivität von 60 bis 98% (abhängig von der Einstufung in eine der nach Rumberger empfohlenen Risikogruppen entsprechend dem gemessenen koronaren Kalziumscore) demonstrieren die am 64-Zeilen CT erhobenen Befunde den technologischen Fortschritt der neuen Gerätegeneration (89). Dennoch konnte mit 42-88% weiterhin nur eine niedrige Spezifität zum Nachweis von Stenosen >50% erzielt werden. Trotz der stark verbesserten räumlichen Auflösung und der exzellenten Genauigkeit zur Abbildung des Stenosegrades in den Hauptsegmenten der LAD und RCA sowie im proximalen Anteil der LCx, können peripher gelegene Abschnitte der LCx und marginale Äste noch nicht detailliert genug abgebildet werden.

Ähnlich dem 4- und 16-Zeilen CT sind auch in der neuen Gerätegeneration ausgedehnte Kalzifikationen eine häufige Quelle falscher Klassifikationen, obwohl der Grad von Artefakten durch Partialvolumeneffekte und damit die Anzahl Falsch-Positiv und Falsch-Negativer Resultate weniger ausgeprägt erscheint.

In älteren Studien wurde außerdem regelmäßig darauf hingewiesen, dass durch die limitierte zeitliche Auflösung Bewegungsartefakte nur bei Patienten mit einer Herzfrequenz <65 Schläge/Minute verhindert werden könnten (62). Insbesondere durch Einführung sogenannter dual-source-Geräte (enthalten zwei aus Röntgenstrahler und Detektor bestehende Messsysteme, die um 90° versetzt in der Gantry angebracht sind) ist inzwischen eine auf ein Viertel verringerte Rotationszeit und damit eine nahezu von der Herzfrequenz unabhängige Darstellung zu erreichen (90). Trotz verbesserter zeitlicher Auflösung der neuesten Gerätegenerationen (zwischen 75-175ms (91)) erscheint aber auch weiterhin die Gabe eines negativ chronotropen Medikamentes (z.B. eines beta-Blockers) zur Reduktion der Herzfrequenz oftmals sinnvoll.

Abgesehen von den zu befürchtenden Nebenwirkungen der Herzkatheteruntersuchung als invasives Verfahren besteht auch hier eine nicht unerhebliche Strahlenexposition des Patienten. In Phantomstudien wurde durch einen erfahrenen Untersucher eine diagnostische Koronarangiographie unter Nutzung einer effektiven Dosis von 2.1mSv für Männer und 2.5mSv für Frauen durchgeführt (92). Es wird allerdings, abhängig von Untersucher und der zur Verfügung stehenden Ausrüstung, von effektiven Dosen bis zu 9.4mSv für eine komplette Koronarangiographie berichtet (93).

Vergleichende dosimetrische Untersuchungen an einem 4-Zeilen MSCT-Gerät bei einer Stromstärke von 100mA und Spannung von 120kV lieferten Strahlendosen für die Calcium-Detektion von 1.5-5.2mSv für Männer und 1.8-6.2mSv für Frauen. Die höchsten effektiven Dosen wurden im Protokoll zur CT-Koronarangiographie (120kV/300mA) mit 6.7-10.9mSv für Männer und 8.1-13.0mSv für Frauen gemessen (92). Vergleichbare Ergebnisse wurden auch in den hier vorgestellten Phantommessungen am Somatom Volume Zoom erzielt. Im entsprechenden Protokoll zur Quantifizierung des Koronarkalks unter Nutzung der gleichen Parameter (120kV/100mA) lag die Strahlenexposition für Männer bei durchschnittlich 2.4mSv, für Frauen bei 2.9mSv. Die Untersuchungen im Modus zur Darstellung von Koronararterien und Bypässen bei einer Stromstärke von 300mA ergaben effektive Dosiswerte für Männer von 7.7mSv und für Frauen von 9.5mSv. Durch die hohe Strahlendosis der Mammæ im Zentrum des Messbereichs liegen die effektiven Strahlendosen in allen Protokollen für weibliche Patienten über denen der männlichen.

Durch die Empfehlung zur Umverteilung der Gewebewichtungsfaktoren gemäß der neuesten Publikation des ICRP ergab sich 2007 eine deutliche Abweichung in der Gewichtung von Gonaden, Mammæ und der „anderen Organe und Gewebe“ (57). Da die Gonaden in keinem der untersuchten Protokolle im primären Strahlenfeld lagen und auf diese jeweils nur sehr geringe Anteile der absoluten Dosen entfielen (Organdosen zwischen 0,07-0,7mGy), war auch durch die Änderung der Gewichtung von zuvor 0,20 auf nun 0,08 keine gravierende Verminderung der effektiven Dosen zu erwarten. Die 2,4fach höhere Gewichtung der Brustdrüse allerdings (Dosisanteil zuvor 5%, nach Änderung 12%), welche in allen Protokollen hohe Organdosen aufwies (5,5-77mGy), führte insbesondere bei der Berechnung für weibliche Patienten zu einem deutlichen Anstieg der effektiven Dosis.

Bereits in früheren Arbeiten wurde auf diesen Effekt insbesondere in Protokollen zur Untersuchung des Herzens hingewiesen. So ergab sich bei der Messreihe an einem 64-Zeilen CT vom Typ „Somatom Sensation Cardiac 64“ der Firma Siemens im Protokoll zum Calcium-Scoring eine Erhöhung der effektiven Dosis von 4,6 auf 5,8mSv für Frauen und 3,9 auf 4,0mSv für Männer durch Umsetzung der neuen Richtlinien (94). In einem Protokoll zur CT-Koronarangiographie wurde ein Anstieg von 18,4 auf 23,9mSv für Frauen und von 14,8 auf 15,1mSv für Männer verzeichnet (44). Dies entspricht einer prozentualen Erhöhung von 21 bzw. 23% für Frauen und 2,5 bzw. 2% für Männer. Für die hier vorgestellten Messungen erhöhten sich durch die Neuerungen ebenfalls in allen Protokollen, dabei insbesondere für Frauen, die gemessenen effektiven Dosen.

Im einzelnen ergab sich am 4-Zeilen CT eine durchschnittliche Erhöhung der effektiven Dosis für Frauen um 23% und für Männer um 6%, am 16-Zeilen CT für Frauen um 26% und für Männer um 15% sowie am 64-Zeilen CT eine Erhöhung für Frauen um 22% und für Männer um 5%.

Ein Ansatz, die relativ hohe Strahlenexposition in der Mehrschicht-Spiral CT des Herzens zu reduzieren, lag in der Erprobung von Verfahren zur EKG-kontrollierten Röhrenstrommodulation. Der Vorteil der EKG-kontrollierten Rekonstruktion wurde zunächst in der Verbesserung der Bildqualität, abhängig von der Wahl des günstigsten Rekonstruktionszeitpunktes im Herzzyklus, gesehen. Verschiedene Studien ermittelten übereinstimmend beste Bildqualitäten mit einer Verzögerung zwischen 50 und 60% abhängig vom RR-Intervall (54, 55, 74).

Der neue Aspekt hinsichtlich EKG-kontrollierter Modi, der hier evaluiert wurde, ist die Möglichkeit der Dosisreduktion unter Nutzung EKG-synchronisierter Röhrenstromabsenkung. Durch eine Reduktion des Röhrenstroms in jenen Phasen des Herzzyklus, welche mit starken Bewegungsartefakten behaftet und somit von geringerem Interesse für die Rekonstruktion sind, kann die Strahlenexposition deutlich gesenkt werden. Die Position des Fensters mit vollem Röhrenstrom muss vor der Messung definiert werden, wenn die Modulation mittels prospektiver EKG-Kontrolle erfolgt. Die „EKG-Pulsing“-Technik weist also bei Patienten mit schwerer Arrhythmie Limitationen auf, da die Röhrenstrommodulation auf einer verlässlichen Voraussage des nächsten RR-Intervalls basiert. Unter Nutzung spezieller Softwareentwicklungen (*Advanced Arrhythmia Software*) konnte in neuen Studien jedoch bereits gezeigt werden, dass auch in Patientenkollektiven mit einer Herzfrequenzvariabilität > 10 Schläge/Minute bei Verwendung prospektiv getriggelter Modi hervorragende Bildqualitäten erzielt sowie nahezu alle Gefäßprovinzen zur Darstellung gebracht werden konnten (nicht diagnostizierbare Gefäßareale 0,1-0,6%) (95).

Eine weitere Einschränkung, welche die Nutzung der Pulsing-Technik mit sich bringt, ist die Festlegung auf eben jenes vorbestimmte Zeitintervall. Zur Optimierung der Bildqualität und optimaler Analyse der Herzfunktion können üblicherweise durch retrospektives EKG-Gating Bilder aus unterschiedlichen Phasen des RR-Intervalls aus den vorhandenen Daten ohne zusätzliche Strahlenexposition gewonnen werden. Wird von der Pulsing-Technik Gebrauch gemacht, ist die Rekonstruktion von Bildern hoher Qualität jedoch auf ein relativ kleines, zuvor gewähltes, Fenster limitiert.

Zu anderen Zeitpunkten des RR-Intervalls während der Phase abgesenkten Röhrenstroms können nur Rekonstruktionen von geringerer Qualität berechnet werden. Es muss also von Fall zu Fall entschieden werden, ob eine gute Bildqualität zu jedem Zeitpunkt des RR-Intervalls vorrangig ist, oder ob die Strahlenexposition durch EKG getriggerte Röhrenstrommodulation reduziert werden kann.

Schon die Auswertung der Messungen am 4-Zeilen CT SOMATOM Volume Zoom zeigten eine Senkung der effektiven Dosis im Falle des Calcium Standard Protokolls um 38 Prozent durch „EKG-Pulsing“. In den Programmen zur CT-Koronarangiographie mit einer Schichtdicke von 1mm wurde durch die Röhrenstrommodulation eine Dosisreduktion von 41% für Frauen bzw. 40% für Männer erreicht. Spezielle Protokolle zur Bypass-Untersuchung (330mA) zeigten unter „EKG-Pulsing“ sogar Dosisreduktionen von 44% für Frauen und 43% für Männer. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit Daten aus einer vorangegangenen Patientenstudie, die eine Dosisreduktion von 45% für Frauen und 48% für Männer ermittelte (61). In dieser Studie wurden die effektiven Dosen mittels einer kommerziell erhältlichen Software, welche die angezeigte effektive mAs nutzt, berechnet. Dieser methodische Unterschied muss beachtet werden, wenn die hier gemessenen Dosen von 1.8mSv (Frau) und 1.5mSv (Mann) mit den berechneten Dosen von 1.4mSv und 1.0mSv in der Patientenstudie verglichen werden. Jakobs et al. zeigten, dass der Röhrenstrom und damit die effektive mAs bei Patienten mit niedrigeren Herzfrequenzen stärker als bei solchen mit hohen Frequenzen gesenkt werden konnte (61).

Diesen Erkenntnissen wurde nun durch die Untersuchung verschiedener Herzfrequenzen Rechnung getragen. Mit 80bpm im Vergleich zu 60bpm steigt die effektive Dosis bis zu 20% in Calcium-Scoring-Protokollen des 4-Zeilen CT (Herz 4b), und bis zu 28% in Protokollen für die Koronarangiographie-CT (Herz 5b).

Im Sensation-16 der Firma Siemens konnte bei niedrigen Herzfrequenzen 36% der Dosis im Calcium Standard Protokoll eingespart werden. Protokolle zur speziellen Untersuchung von Koronararterien mit einer Schichtdicke von 0.75mm zeigten unter „EKG-Pulsing“ sogar Dosisreduktionen von 44% für Frauen und 45% für Männer. Mit 80bpm im Vergleich zu 60bpm stieg die effektive Dosis bis zu 11% in Calcium-Scoring Protokollen (Herz 1b), und bis zu 13% in Protokollen für die Koronar-CT (Herz 2b).

Diese Ergebnisse veranschaulichen die lineare Beziehung zwischen Herzfrequenz und Strahlenexposition bei Nutzung des „EKG-Pulsing“. Für hohe Herzfrequenzen nimmt der relative Nutzen der reduzierten Strahlenexposition ab, da die Phasen des herabgesetzten Röhrenstroms sich entsprechend verkürzen.

In vorangegangenen Studien wurde ein Programm zur Kalziumdetektion mit 140kV/133mAs durch den Hersteller (Siemens) vorgeschlagen. Gemäß neuerer Forschungsergebnisse wird heute, auf Grund besserer Vergleichbarkeit mit der EBCT (=Electron-Beam-Computed Tomographie), allerdings ein Programm mit 120kV/100mAs bevorzugt. Schon diese Verminderung der Röhrenspannung von 140kV auf 120kV und des Röhrenstroms von 133mAs auf 100mAs erbringt eine Dosisreduktion von 53% sowohl für Frauen (6.2mSv auf 2.9mSv) als auch für Männer (5.1mSv auf 2.4mSv) (96). Hinzu kommt die hier untersuchte weitere Dosisreduktion durch den Einsatz des „EKG-Pulsings“, die im Falle des Calcium Standard-Programmes (120kV/100mAs) weitere 38% Reduktion ausmacht. So wird die effektive Dosis von 2.9mSv nochmals auf 1.8 mSv für Frauen und von 2.4mSv auf 1.5mSv für Männer verringert.

Eine Abschätzung der effektiven Gesamtkörperdosis in der 16-Zeilen-Multidetektor-CT des Herzens findet sich in einer von Trabold et al. publizierten Arbeit. Abgesehen von einer Verkürzung der Scanstrecke um 10mm, wurde das „Calcium Scoring-Protokoll“ wie in der hier beschriebenen Anordnung verwendet (97). Dementsprechend findet sich eine sehr gute Korrelation mit den gemessenen Ergebnissen. Die bestimmten effektiven Dosiswerte von 2.9mSv für Männer und 3.6mSv für Frauen stimmten überaus gut mit den hier gemessenen Werten von 2.8mSv und 3.3mSv überein.

Neben der Bestimmung der effektiven Gesamtkörperdosis wurde durch die Arbeitsgemeinschaft um Trabold auch die Möglichkeit der Dosisreduktion durch die EKG-gesteuerte Dosismodulation evaluiert. Für Herzfrequenzen von 60bpm fanden sich effektive Ganzkörperdosen von 1.6mSv für Männer und 2.1mSv für Frauen, gegenüber den hier gemessenen 1.8mSv für Männer und 2.1mSv für Frauen. Der Benefit einer Dosisreduktion durch EKG-Pulsing in Abhängigkeit von verschiedenen Herzfrequenzen wurde nicht untersucht, jedoch auch ein Protokoll zur Darstellung von Koronararterien. Eine nochmalige Reduktion der Scanlänge auf 100mm und die Nutzung eines effektiven Röhrenstroms von 400 statt wie hier 500mAs, erschwert allerdings die Vergleichbarkeit (97). Wie zu erwarten, lagen die gemessenen Werte von 12.7mSv für Männer und 14.9mSv für Frauen daher über denen von Trabold et al. mit 8.1 und 10.9mSv angegebenen Dosen. Gleiches gilt für die mit der EKG-gesteuerten Dosismodulationstechnik wiederholten Messungen bei einer simulierten Herzfrequenz von 60bpm. Effektive Dosiswerte von 4.3mSv für Männer und 5.6mSv für Frauen stehen der hier gemessenen Ganzkörperstrahlenbelastung von 7.0 und 8.4mSv gegenüber.

Durch die direkte Proportionalität zwischen Strahlenexposition und Röhrenstrom war unter Verwendung eines Protokolls mit höherer Stromstärke zu erwarten gewesen, dass die effektive Dosis um etwa 25% im Vergleich zur Studie von Trabold (97) ansteigen würde. Entgegen der Empfehlung des Herstellers hatte sich die Arbeitsgruppe für ein Röhrenstromzeitprodukt von 400mAs entschieden, da ihnen eine ausreichende Bildqualität erreichbar erschien. In Kombination mit der 30mm kürzeren Scanlänge erklären sich also die im „Coronary Standard-Protokoll“ abweichenden Ergebnisse.

Die Voreinstellung einer höheren Stromstärke im Vergleich zum CT mit 4 Detektorzeilen verbleibt auch dann als Verbesserung fraglich, wenn man die Folgen bezüglich Organdosis und effektiver Dosis betrachtet. Wie aus den Diagrammen 1 und 2 sowie Tabellen 5 und 8 ersichtlich ist, lag die gemessene effektive Dosis in allen Untersuchungen und zum Teil deutlich über den vergleichbaren Messungen des 4-Zeilen CT. Bereits die um 33mA erhöhte effektive Stromstärke des Calcium Standard-Protokolls im 16-Zeilen-CT spiegelt sich in erhöhten Organdosen für Schilddrüse, Ösophagus, Lungen, Haut und Knochenmark wieder. Auch die entsprechenden Protokolle Herz 1a mit einer Reduktion von 14mA und Herz 1b mit 11mA im Vergleich zu den entsprechenden Protokollen Herz 4a und 4b des 4-Zeilen-CT zeigten erhöhte Organdosen für Ösophagus, Lungen, Magen, Leber, Haut und Knochenmark. Während aus den Veränderungen im Protokoll zur Koronarkalkquantifizierung nur maximale Dosiserhöhungen von 2.6mGy resultierten, waren Dosiserhöhungen von bis zu 26.4mGy die Folge der Änderungen im Protokoll zur CT-Koronarangiographie. So wurde die Stromstärke von 300mA im Coronary Standard-Protokoll des 4-Zeilen-CT auf 500mA in der Grundeinstellung des 16-Zeilen Coronary Standard-Protokolls verändert. Abgesehen von den minimalen gonadalen Dosen, die in beiden Fällen 0.5mGy nicht überschritten, ergab sich durch die Erhöhung der effektiven Stromstärke eine durchschnittliche Erhöhung der Organdosis von 35%. Um so mehr ist die bei niedrigeren Herzfrequenzen um 60bpm durch „EKG-Pulsing“ zu erzielende effektive Röhrenstromabsenkung um 44% auf 280mA und die damit verbundene massive Einsparung von Röntgenstrahlung zu begrüßen.

Eine deutliche Sprache sprechen auch die gemessenen bzw. berechneten effektiven Dosiswerte. Jede effektive Dosis der Protokolle Herz 1, 4a und 4b sowie Herz 2, 5a und 5b des 4-Zeilen-CT lag unter derjenigen der entsprechenden Protokolle Herz 1, 1a, 1b und Herz 2, 2a, 2b des SOMATOM Sensation 16. Auch hier stach wieder besonders das Coronary Standard-Protokoll ohne „EKG-Pulsing“ des 16-Zeilen-CT heraus, dessen gemessene und berechnete effektive Dosiswerte um durchschnittlich 27% über denen des Coronary Standard-Protokolls des 4-Zeilen-CT lagen.

Zur besseren Einschätzung der gemessenen Dosiswerte muss noch angefügt werden, dass die vorgestellten Geräte sich hinsichtlich ihrer Dosisnutzung unterscheiden. Das kollimierte Dosisprofil formt generell eine trapezförmige Kurve in axialer Richtung. In der Region, in der die Kurve ein Plateau bildet, beleuchten die Röntgenstrahlen, ausgesandt vom Fokus, den Detektor. In der Penumbra-Region beleuchtet nur ein Teil des Fokus den Detektor, während andere Teile vom Kollimator abgeschirmt werden. Der relative Anteil der „verschwendeten“ Dosis der Penumbra-Region nimmt mit abnehmender Schichtdicke zu. Andererseits nimmt sie aber mit steigender Anzahl gleichzeitig akquirierter Schichten ab. Daraus resultiert, dass z.B. die relative Dosisnutzung eines 4-Zeilen Scanners, wie des vorgestellten SOMATOM Volume Zoom, für eine 4·1mm Kollimation 70%, für eine 4·2.5mm Kollimation 85% beträgt. Das evaluierte 16-Zeilen CT SOMATOM Sensation dagegen hat bereits eine verbesserte Dosisnutzung von 76-82% für eine 16·0.75mm Kollimation und 85-89% für eine 16·1.5mm Kollimation. Abhängig ist der Prozentsatz der Dosisnutzung hier von der Größe des Fokus (bessere Dosisnutzung bei kleinerem Fokus). Sub-Millimeter-Schichten müssen deshalb aus Dosisgründen nicht mehr für spezielle Anwendungen reserviert bleiben, sondern stehen uneingeschränkt für die klinische Routine zur Verfügung.

Die direkte Proportionalität zwischen mAs-Produkt und Organdosis bzw. effektiver Dosis zeigte sich in den durchgeführten Untersuchungen deutlich. Im Vergleich der Coronary Standard-Protokolle führte die Erhöhung der effektiven Stromstärke um 40% im 16-Zeilen CT zu einer durchschnittlichen Erhöhung der Organdosis um 35% bzw. der effektiven Dosis um 27% im Vergleich zum Volume Zoom. Eine erneute Erhöhung der Stromstärke um ~35% im Vergleich zum 16-Zeilen CT führte zu einer durchschnittlichen Erhöhung der Organdosis um 23% bzw. der effektiven Dosis um 28% in den Messungen am SOMATOM Sensation 64. Durch die Variation der effektiven Stromstärke in den Vorgaben der Programme zur Kalkdetektion ergaben sich bei einer Bandbreite von 57mA prozentuale Unterschiede der Organdosen von 34% sowie von 39% der effektiven Dosiswerte.

Sehr wünschenswert ist auch im technisch am weitesten fortgeschrittenen CT mit 64 Detektorzeilen daher wieder die durch EKG-kontrollierte Röhrenstrommodulation zu erzielende Röhrenstromabsenkung um etwa 25% auf 575mA (bzw. 145mA) und die damit verbundene Einsparung von Röntgenstrahlung. Hier waren nun durch EKG-kontrollierte Röhrenstromabsenkung im Protokoll zur Calcium-Detektion Einsparungen der effektiven Dosis für Frauen von 44% und für Männer von 46% möglich. Einen geringeren Benefit erbrachte das Verfahren im Coronary Standard Protokoll mit einer Dosisreduktion von 30% für Frauen bzw. 29% für Männer.

Das Mortalitätsrisiko, bedingt durch die während einer entsprechenden Untersuchung zugeführte Strahlendosis, nahm bei den durchgeführten Messungen am 64-Zeilen CT maximale Werte von 0.105% an. Dies entspricht etwa einem Risiko von 1:952 im Verlauf des Lebens an einem strahleninduzierten Tumor zu versterben und wurde im Protokoll zur Beurteilung der Koronararterien einer weiblichen Patientin ohne die Zuhilfenahme des „EKG-Pulsing“ erhoben. Im gleichen Protokoll des 4-Zeilen Gerätes liegt das Mortalitätsrisiko, vor allem durch die hier abweichende empfohlene Voreinstellung des Gerätes auf deutlich geringere Stromstärken, mit 0.0475% noch bei weniger als der Hälfte des Risikos im Nachfolgermodell. Das theoretische Risiko für einen Patienten, der sich einer entsprechenden Untersuchung am SOMATOM Sensation 16 unterziehen würde, mit schwerwiegenden Folgeerkrankungen konfrontiert zu werden, liegt mit durchschnittlich 0.0745% zwischen den beiden erstgenannten Geräten. Betrachtet man die prozentualen Anteile, die das zu erwartende Mortalitätsrisiko besser veranschaulichen, so wird aber ersichtlich, dass sich das Risiko, welches aus den untersuchten Verfahren erwächst, überwiegend in einem überschaubaren Rahmen hält. Die meisten hypothetischen Krebsrisiken liegen, mit meist weniger als einer geschätzten Tumorerkrankung pro 4000 auf Verkalkungen der Herzkranzgefäße untersuchten Patienten, in einem akzeptablen Bereich.

Das Risiko, insbesondere in Protokollen mit empfohlener höherer Stromstärke, erreicht allerdings in einigen Fällen einen Bereich, in dem es besonderer Beachtung bedarf. Vor allem in den Messungen zur CT-Koronarangiographie nähern sich die Schätzungen dem schlechtesten Ergebnis mit 1:952 an.

Für den Radiologen sind daher profunde Kenntnisse über das Strahlenrisiko unabdingbar, da bei jeder CT-Untersuchung Nutzen und Risiko gegeneinander abzuwägen sind. Außerdem muss die CT-Technik im Sinne einer Dosisreduktion weiterhin stetig fortentwickelt werden. Ein erster wichtiger Schritt in diese Richtung ist das hier vorgestellte Verfahren zur EKG-modulierten Absenkung des Röhrenstroms.

Um neben der Untersuchung der Strahlenexposition bei unterschiedlichen Protokollen auch eine Aussage über die Güte der erzielten Aufnahmen machen zu können, erfolgte im Zuge der Phantommessungen auch die Aufzeichnung von Signalintensitäten und die Berechnung des Signal-Rausch-Verhältnisses als ein wesentliches Maß der Bildqualität.

Zunächst sollte eine Beeinflussung der Güte des Bildes durch die Technik der EKG-synchronisierten Röhrenstrommodulation abgeschätzt werden.

Betrachtet man die technischen Parameter der Protokolle Herz 1, 4a und 4b im 4-Zeilen-CT, so wird deutlich, dass durch das „EKG-Pulsing“ ausschließlich die effektive Stromstärke variiert wurde, während alle anderen Parameter konstant blieben. Unterschiede in Rauschintensität und Signal-Rausch-Verhältnis können also nur auf diesen einen Parameter zurückgeführt werden. Prinzipiell ist durch die Reduktion der Röhrenleistung eine Verschlechterung des Bildsignals zu erwarten. Die Reduktion der Stromstärke von 100mA im Protokoll Herz 1 auf durchschnittlich 64mA (Herz 4a) bzw. 74mA (Herz 4b) durch „EKG-Pulsing“ wirkte sich in den Protokollen Herz 4a und 4b aber durch keine signifikante Verschlechterung des Signal-Rausch-Verhältnisses aus. So variierten die Ergebnisse beispielsweise bei der Messung in der Lunge zwischen einem SRV von 32.7 (Herz 1), 28.7 (Herz 4a) und 32.4 (Herz 4b). Ähnliche Verhältnisse finden sich in den Protokollen Herz 1 (133mA), 1a (78mA) und 1b (85mA) des 16-Zeilen-CT. Auch hier schwankt das SRV nur unwesentlich. Bei Messungen in der Lunge beispielsweise zwischen einem SRV von 24.5 (Herz 1), 24.7 (Herz 1a) und 27.1 (Herz 1b). Das Signal-Rausch-Verhältnis in den Lungenmessungen des Coronary-Protokolls des 64-Zeilen CT (Herz 2a) wich zwar etwas stärker von dem des gleichen Protokolls ohne „EKG-Pulsing“ (Herz 2) ab, jedoch nicht zu Ungunsten der Messungen mit EKG-kontrollierter Röhrenstrommodulation: 33.4 (Herz 2a) und 17.7 (Herz 2). Vergleichbare Ergebnisse wurden in andere Studien erhoben, wobei sich bei einer durchschnittlichen Dosisreduktion von 47% keine messbare Verschlechterung des SRV fand (94). Im Gegensatz dazu nimmt die gewählte Schichtdicke deutlichen Einfluss auf Abbildungsstörungen des Bildes im Sinne von Rauschen und damit auf die Bildinterpretation. Dies zeigt sich eindrücklich im SRV der Reihe Herz 2, 2a und 2b des 16-Zeilen-CT, die getrennt für Schichtdicken von einem und drei Millimeter betrachtet wurden. Hier ergab sich durch die reduzierte Schichtdicke eine Verschlechterung des SRV zwischen 57 und 34% in allen Messungen. Soll das Rauschen also gezielt reduziert werden, kann eine dickere Schichtdicke gewählt werden. Eine solche würde jedoch wiederum der Darstellbarkeit kleinster Details entgegenwirken. Ein der 1mm-Rekonstruktion des 16-Zeilen CT vergleichbar gutes SRV bei noch geringerer Schichtdicke von 0.6mm erkaufte man sich im 64-Zeilen CT durch die nochmalige Erhöhung der Stromstärke auf 770mA im Protokoll Herz 2. Das SRV gemessen in Luft lag im 16-Zeilen-CT mit 76.7 (Herz 2) und 76.8 (Herz 2a) zwar etwas über den Werten im 64-Zeilen-CT: 62.6 (Herz 2) und 59.9 (Herz 2a), einige Werte der übrigen Messorte lagen aber zum Teil sogar über denen mit 1mm Schichtdicke: z.B. 22.3-28.4 (60 bzw. 80 bpm) im Vergleich zu 33.4 (bei 70 bpm) gemessen in der Lunge im jeweiligen Coronary-Protokoll mit „EKG-Pulsing“.

Schlussfolgerungen

Die hohe Prävalenz der koronaren Herzerkrankung und ihre große volkswirtschaftliche Bedeutung ließen mit der Entwicklung der Schnittbildverfahren die Hoffnung aufkommen, ein nichtinvasives Verfahren auch für die Darstellung der Herzkranzgefäße zur Verfügung zu haben. Heute ist mit dem Mehrzeilen-Computertomographen ein wertvoller Beitrag zur kardiologischen Diagnostik gegeben. Schon Untersuchungen an den ersten Mehrzeilen Geräten erbrachten vielversprechende Ergebnisse und empfahlen das MSCT als eine zukunftssträchtige Modalität zur nichtinvasiven Diagnostik der koronaren Herzkrankheit. Mit der Einführung der MSCT-Systeme mit 64 Detektorzeilen, Gantry-Rotationszeiten von nur 0.33 Sekunden, bestmöglicher Zeitauflösung von 83ms und dünnsten Spiralschichten von 0.6mm ist es nun möglich, den koronaren Gefäßbaum mit Abgrenzbarkeit auch kleinster Gefäßäste in einer einzigen Atemanhalteperiode mit exzellenter räumlicher und zeitlicher Auflösung abzubilden.

Verglichen mit Verfahren zur invasiven Darstellung der Herzkranzgefäße wie der konventionellen Koronarangiographie oder dem intravaskulären Ultraschall weist die MSCT jedoch eine höhere Strahlenexposition auf. Bei der Indikationsstellung für eines der Verfahren muss daher das jeweilige verfahrenstechnische Risiko gegenüber der zugeführten Strahlendosis abgewogen werden.

Der Nachweis und die Quantifikation von Koronarkalk haben nachweislich einen prognostischen Wert für bestimmte Patientensubgruppen. Bei solchen Patienten scheint der Nutzen des Calcium Scoring das Risiko eines Strahlenschadens deutlich aufzuwiegen.

Das Mortalitätsrisiko, bedingt durch die während einer Untersuchung der Herzkranzgefäße am 64-Zeilen CT zugeführte Strahlendosis, nahm bei den durchgeführten Messungen maximale Werte von etwa 0.105% an. In anderen Messungen lag das potentielle Risiko, an einem strahleninduzierten Tumor zu versterben, gemittelt über alle Patientensubgruppen bei gerade einmal 0.0075%. Selbst wenn davon auszugehen ist, dass das Mortalitätsrisiko im Falle elektiv durchgeführter Koronarangiographien um einiges niedriger liegen dürfte, als das in der Literatur angegebene mit 0.14% für ein unselektiertes Patientenkollektiv (12), ist die Relevanz des Strahlenrisikos daher zu relativieren.

Unter Wahrung einer ausreichenden Bildqualität sollten natürlich bei jeder CT-Untersuchung alle technischen Möglichkeiten zur Reduktion der Dosis ausgenutzt werden. Das hier untersuchte Verfahren zur EKG-synchronisierten Röhrenstrommodulation beweist sich dabei

als eine ausgesprochen sinnvolle Methode zur Minimierung der effektiven Dosis und sollte als Ergänzung der üblichen Protokolle Einzug in die CT-StandardEinstellungen finden.

In allen in dieser Arbeit vorgestellten Untersuchungen fand sich eine Reduktion der effektiven Dosis unter Nutzung des „EKG-Pulsing“ bis zu 46 Prozent. Die Bildqualität, evaluiert durch die Aufzeichnung von gemessenen Signalintensitäten, wurde hierdurch nicht merklich vermindert. Bei vergleichbaren Signal-Rausch-Verhältnissen mit und ohne Röhrenstromabsenkung ist kein signifikanter Einfluss auf die Aufdeckung koronarer Verkalkungen zu erwarten.

Eine Reihe unterschiedlicher Protokolle zur Durchführung der MSCT-Koronarangiographie wurden vorgeschlagen. Der empfohlene Röhrenstrom in den vorgestellten Protokollen variiert zwischen 100 und 190mA zur Kalkdetektion bzw. 300 und 770mA zur Beurteilung der Herzkranzgefäße. Bezüglich des optimalen Protokolls, welches möglichst niedrige Strahlenexposition mit hoher diagnostischer Bildqualität vereint, bestehen weiterhin kontroverse Meinungen. Fraglich ist, ob die erhöhte Strahlenexposition durch eine diagnostisch wertvolle Steigerung der Aussagekraft begründbar wird. Diese Fragestellung sollte in Zukunft zum Objekt weiterführender Studien gemacht werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die MSCT mit retrospektiver EKG-kontrollierter Röhrenstrommodulation einen interessanten Ansatz zur nichtinvasiven Visualisierung der koronaren Gefäße mit minimierter Strahlenexposition darstellt. Die fehlende Invasivität ist ein bedeutender Vorteil, den vor allem Patienten, die bereits eine Reihe von Herzkatheteruntersuchungen durchlaufen haben, zu schätzen wissen werden.

Nicht wie in der Katheterangiographie, mit der lediglich das Lumen eines Koronargefäßes dargestellt werden kann, können kontrastverstärkte MSCT-Untersuchungen außerdem neben der Weite des Gefäßinnenraums auch nicht verkalkte Plaques direkt abbilden.

Ein mögliches anderweitiges Einsatzgebiet der Koronarkalkmessung ist die Klärung der Genese unklarer Kardiomyopathien. Bei Patienten mit der klinischen Manifestation einer Kardiomyopathie ergibt sich hierdurch die Möglichkeit zur Differenzierung der ischämischen von der primär dilatativen Form. So wies eine größere Studie umfassend 120 Patienten mit Herzversagen unklarer Ätiologie eine 99%ige Sensitivität für das Vorliegen einer ischämischen Kardiomyopathie bei Nachweis von Koronarkalk (gemessen mittels Elektronenstrahl-CT) nach (98). Eine weitere potentielle Einsatzmöglichkeit des Koronarkalkscorings ist die Triage von Patienten mit Angina pectoris Beschwerden. Das Calcium Scoring stellt dabei ein schnelles und effizientes Screeningwerkzeug, insbesondere

für Patienten mit unspezifischen EKG-Veränderungen, negativen Herzenzymen oder atypischem Thoraxschmerz, dar. Anders als z.B. nuklearmedizinische Verfahren ist die Genauigkeit der Koronarkalkmessung nicht limitiert durch Faktoren wie die aktuelle Medikation und nur in viel geringerem Ausmaß auf die Mitarbeitfähigkeit des Patienten als bei konventionellen Belastungsuntersuchungen angewiesen.

Obwohl die Koronararterien durch computertomographische Aufnahmen heute mit hoher räumlicher Auflösung und guter Bildqualität darzustellen sind, können jedoch einige Artefakte, vor allem ausgelöst durch die Herzbewegung, noch nicht vollständig eliminiert werden. Gewisse Limitationen für Patienten mit schweren Arrhythmien oder sehr hohen Herzfrequenzen bleiben bestehen. Trotz aller vielversprechender Fortschritte bleiben somit immer noch einige Herausforderungen für die CT-Bildgebung des Herzens und der Koronararterien bestehen.

Literaturverzeichnis

1. World Health Organization: The global burden of disease: 2004 update. **2008**; 11-12.
2. Yusuf, S., et al.: Global burden of cardiovascular diseases: part 1: general considerations, the epidemiologic transition, risk factors, and impact of urbanization. *Circulation*. American Heart Association. **2001**; 104: 2746-2753.
3. MacKay J., Mensah, G. A.: The Atlas of Heart Disease and Stroke. World Health Organisation. **2012**; 74.
4. The European Society of Cardiology: European guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice. *European Heart Journal*. **2012**; 33: 1635-1701.
5. Pedersen, T.R., et al.: Lipoprotein changes and reduction in the incidence of major coronary heart disease events in the Scandinavian Simvastatin Survival Study (4S). *Circulation*. American Heart Association. **1997**; 97: 1453-1460.
6. Tunstall-Pedoe H., et al.: Contribution of trends in survival and coronary-event rates to changes in coronary heart disease mortality: 10-year results from WHO MONICA project populations. Monitoring trends and determinants in cardiovascular disease. *Lancet*. **1999**; 353: 1547-1557.
7. Glagov, S., et al.: Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries. *New England Journal of Medicine*. Massachusetts Medical Society. **1987**; 316: 1371-1375.
8. Knez, A., et al.: Bildgebende Verfahren in der Diagnostik des Herzens. *Radiologe*. Springer-Verlag. **2000**; 40: 103-110.
9. Windecker, S. et al.: Interventional cardiology in Europe. Working Group Coronary Circulation of the European Society of Cardiology. *European Heart Journal*. **1999**; 20: 484-495.
10. Stürzlinger, H., Antony, K., Pichlbauer, E.: Koronarkalkbestimmung mit CT-Verfahren bei asymptomatischen Risikopatienten. Deutsche Agentur für Health Technology Assessment des deutschen Instituts für medizinische Dokumentation und Information. **2006**; 35: 7-47.
11. Hess, Otto M.: Herzkatheter: Einsatz in Diagnostik und Therapie. Gabler Wissenschaftsverlage. **2000**; 122-127.
12. Rumberger, J.A., et al.: Coronary artery calcium area by electron-beam computed tomography and coronary atherosclerotic plaque area. A histopathologic correlative study. *Circulation*. American Heart Association. **1995**; 421: 277-290.

-
13. Haberl, R.: Herz-CT bei symptomatischen Patienten, Einsatz als Filter vor der invasiven Diagnostik. Cardiovasc. Urban & Vogel Medien und Medizin Verlagsgesellschaft. **2001**; 1(4): 14-18.
 14. Hausmann, D., et al.: Intrakoronarer Ultraschall. Zeitschrift für Kardiologie. Steinkopff Verlag. **2000**; Supplement I, I/11-I/14.
 15. Arad, Y., et al.: Prediction of coronary events with electron beam computed tomography. Elsevier. **2000**; 36(4): 1253-1260.
 16. Moshage, W., et al.: Nichtinvasive Darstellung von Koronararterien mittels Elektronenstrahltomographie. Zeitschrift für Kardiologie. Steinkopff Verlag. **2000**; 89 (Supplement 1): I/15-I/20.
 17. Rienmüller, R. et al.: Electron beam computerized tomography (EBCT) of the heart. Radiologe. Springer Verlag. **1997**; 37(5): 410-416.
 18. Budoff, M.J., et al.: Long-Term Prognosis Associated With Coronary Calcification. Journal of the American College of Cardiology. Elsevier. **2007**; 49: 1860-1870.
 19. Gaa, J.; Lehmann, K.-J.; Georgi, M.: MR-Angiographie und Elektronenstrahl-CT-Angiographie. Georg Thieme Verlag. **2000**; 99-104, 182-188.
 20. Manning, W.J., et al.: A preliminary report comparing magnetic resonance coronary angiography with conventional angiography. New England Journal of Medicine. Massachusetts Medical Society. **1993**; 328: 828-832.
 21. Globits, S., et al.: Koronargefäßdiagnostik mittels Magnetresonanztomographie. Journal für Kardiologie. Krause & Pachernegg GmbH, Verlag für Medizin und Wirtschaft. **2003**; 10(1-2): 50-55.
 22. Yang, Q., et al.: Contrast-Enhanced Whole-Heart Coronary Magnetic Resonance Angiography at 3.0-T. Journal of the American College of Cardiology. Elsevier. **2009**; 54(1): 69-76.
 23. Ghadri, J. R., et al.: Image quality and radiation dose comparison of prospectively triggered low-dose CCTA: 128-slice dual-source high-pitch spiral versus 64-slice single-source sequential acquisition. The International Journal of Cardiovascular Imaging. Springer Verlag. **2012**; 28(5): 1217-1225.
 24. Blaha, M., et al.: Absence of coronary artery calcification and all-cause mortality. Journal of the American College of Cardiology: Cardiovasc Imaging. Elsevier. **2009**; 2(6): 692-700.

-
25. Smekal, von A., et al.: Proximale Anastomosen aortokoronarer Bypässe. Beurteilung mittels EKG-getriggter Einzeilencomputertomographie. Radiologe. Springer Verlag. **2000**; 40: 130-135.
 26. Niemann, K., et al.: Coronary Angiography with Multi-Slice Computed Tomography. Lancet. **2001**; 357: 599-603.
 27. Greenland, P. et al.: ACCF/AHA 2007 Clinical Expert Consensus Document on Coronary Artery Calcium Scoring By Computed Tomography in Global Cardiovascular Risk Assessment and in Evaluation of Patients With Chest Pain. Journal of the American College of Cardiology. Elsevier. **2007**; 49: 378-402.
 28. Gertz, S.D., et al.: Composition of atherosclerotic plaques in the four major epicardial coronary arteries in patients > 90 years of age. The American Journal of Cardiology. Excerpta Medica. **1991**; 67: 1228-1233.
 29. Möhlenkamp, S., et al.: Die Atheroskleroseprogression ist bei stenosierender KHK im Vergleich zur nicht-stenosierenden KHK beschleunigt. Nachweis durch serielle Elektronenstrahltomographie. Zeitschrift für Kardiologie. Steinkopff Verlag. **1998**; 87 (Supplement 1): 93.
 30. Ihling, C.: Pathomorphologie der koronaren Arteriosklerose. Herz. Urban & Vogel Verlag. **1998**; 23: 69-77.
 31. Hort, W.: Pathologie des Endokard, der Kranzarterien und des Myokard. Springer-Verlag. **2000**; 272-277.
 32. Wexler, L. et al.: Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods and clinical implications. A statement for health professionals from the American Heart Association. Writing Group. Circulation. American Heart Association. **1996**; 94(5): 1175-1192.
 33. Lapp, H., Krakau I.: Das Herzkatheterbuch: Diagnostische und interventionelle Herzkathetertechniken. Georg Thieme Verlag. **2010**; 192-197.
 34. Gould K.L.; Lipscomb,K.; Hamilton,G.W.: Physiologic basis for assessing critical coronary stenosis. Instantaneous flow response and regional distribution during coronary hyperemia as measures of coronary flow reserve. The American Journal of Cardiology. Excerpta Medica. **1974**; 33: 87-94.

-
35. Gould, K.L.; Lipscomb, K.; Calvert, C.: Compensatory changes of the distal coronary vascular bed during progressive coronary constriction. *Circulation. American Heart Association.* **1975**; 51: 1085-1094.
 36. Frink, R.J. et al.: Significance of calcification of the coronary arteries. *The American Journal of Cardiology. Excerpta Medica.* **1970**; 26: 241-247.
 37. Fleckenstein-Grün, G., et al.: Role of calcium in atherosclerosis – experimental evaluation of antiarterosclerotic potencies of Ca antagonists. In: Just, H., Hort, W., Zeiher, A.M. (eds) *Arteriosklerosis. New Insights into pathogenetic mechanisms and prevention.* Springer. **1994**; 145-159.
 38. Fishman, E.K.; Jeffrey, R.B.: *Spiral-CT, Prinzipien, Techniken und klinische Anwendung.* Georg Thieme Verlag. **2000**; 3-8.
 39. Ulzheimer, S.: *Cardiac Imaging with X-ray Computed Tomography: New Approaches to Image Acquisition and Quality Assurance.* Institut für medizinische Physik (IMP), Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. Shaker Verlag. **2001**; 1-93.
 40. Kalender, W.A., et al.: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology. RSNA.* **1990**; 176(1): 181-183.
 41. Klöppel, R.; Heuser, L.: *Spiral-CT.* Verlag Hans Huber. **1999**; 13-29.
 42. Schroeder, S., et al.: Noninvasive detection of coronary lesion by multislice computed tomography: results of the New Age pilot trial. *Catheterization and Cardiovascular Intervention.* John Wiley and Sons. **2001**; 53(3): 352-358.
 43. Schroeder, S., et al.: Accuracy of Density Measurements Within Plaques Located in Artificial Coronary Arteries by X-Ray Multislice CT: Results of a Phantom Study. *Journal of Computer Assisted Tomography.* Lippincott Williams & Wilkins. **2001**; 25: 900-906.
 44. Leber, A. W., et al.: Diagnostic accuracy of dual-source multi-slice CT-coronary angiography in patients with an intermediate pretest likelihood for coronary artery disease. *European Heart Journal. European Society of Cardiology.* **2007**; 28: 2354-2360.
 45. Ohnesorge, B., et al.: *Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT.* Radiologe. Springer-Verlag. **1999**; 39: 923-931.

-
46. Flohr, Thomas, et al.: New technical developments in multislice CT, Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning, Part 2: Sub-Millimeter 16-Slice Scanning and Increased Gantry Rotation Speed for Cardiac Imaging. *RöFo, Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. Georg Thieme Verlag. **2002**; 174: 839-845, 1022-1027.
 47. Flohr, Thomas, et al.: Performance Evaluation of a 64-Slice CT System with z-Flying Focal Spot. *RöFo, Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. Georg Thieme Verlag. **2004**; 176: 1803-1810.
 48. Flohr, Thomas, et al.: Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Medical Physics*. American Association of Physicists in Medicine. **2005**; Volume 32(8): 2536-2547.
 49. Poguntke, H.-P.: Erfüllt die Computertomographie unter besonderer Berücksichtigung der Spiral-CT die Grundsätze der Röntgenverordnung? *Dissertationsschrift der Universität Düsseldorf*. **1997**.
 50. Cohnen, M., et al.: Radiation Exposure in Multi-Slice CT of the Heart. *RöFo, Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. Georg Thieme Verlag. **2001**; 173: 295-299.
 51. International Commission on Radiation Protection. Recommendation of the ICRP. ICRP Publication 60. Oxford: Pergamon Press. **1990**, 292.
 52. Ewen, K., et al.: *Moderne Bildgebung. Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle*. Georg Thieme Verlag. **1998**; 21-37, 46-54, 169-170.
 53. Krieger, Hanno: *Strahlungsmessung und Dosimetrie*. Vieweg-Teubner Verlag. **2011**; Abschnitt II, 291-310.
 54. Ohnesorge, B., et al.: *Multi-slice CT in Cardiac Imaging*. Springer-Verlag. **2002**; 1-57.
 55. Hong, C., et al.: ECG-gated Reconstructed Multi-Detector Row CT Coronary Angiography: Effect of Varying Trigger Delay on Image Quality. *Radiology*. RSNA. **2001**; 220: 712-717.
 56. Ohnesorge, B.; et al.: *Herzbildgebung mit schneller, retrospektiv EKG-synchronisierter Mehrschichtspiral-CT*. *Radiologe*. Springer-Verlag. **2000**; 40: 111-117.

-
57. International Commission on Radiation Protection Annals of the ICRP, Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Elsevier. **2007**; 33-121.
58. Jung, H.: Strahlenrisiko. Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren. Thieme Verlag. **1995**; 162: 91-98.
59. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, Unterrichtung durch die Bundesregierung: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr **2007**; 35-42.
60. Becker, C.R., et al.: Methoden zur Quantifizierung von Koronarkalzifikationen mit der Elektronenstrahl- und der konventionellen Computertomographie. Radiologe. Springer-Verlag. **1998**; 38: 1006-1011.
61. Jakobs, T.F., et al.: Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating : reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. European Radiology. Springer-Verlag. **2002**; 12: 1081-1086.
62. Schmitt, R.; et al.: Mehrzeilen-Spiral-CT der Koronararterien: Übersichtliche Gefäßdarstellung unter Verwendung einer Standard-Software. Röntgenpraxis. Urban & Fischer Verlag. **2002**; 54: 127-140.
63. Anderson, R.H.; Becker, A.E.: Anatomie des Herzens. Georg Thieme Verlag. **1982**; 120-128.
64. Schmermund, A.; et al.: Klinische Bedeutung koronarer Kalkablagerungen in der Elektronenstrahltomographie. Zeitschrift für Kardiologie. Steinkopff Verlag. **2000**; Supplement 1, I/34-I/42.
65. Agatston, A.S. et al.: Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. Journal of the American College of Cardiology. Elsevier. **1990**; 15(4): 827-32.
66. Callister, T.Q., et al.: Coronary artery disease : improved reproducibility of calcium scoring with an electron-beam CT volumetric method. Radiology. RSNA. **1998**; 208: 807-814.
67. Margolis, J.R., et al.: The diagnostic and prognostic significance of coronary artery calcification. A report of 800 cases. Radiology. RSNA. **1980**; 137: 609-616.
68. Mautner, G.C., et al.: Coronary artery calcification: assessment with electron beam CT and histomorphometric correlation. Radiology. RSNA. **1994**; 192(3): 619-623.

-
69. Becker, C. R., et al.: Coronary Artery Calcium Measurement. Agreement of Multirow Detector and Electron Beam CT. *American Journal of Roentgenology*. American Roentgen Ray Society. **2001**; 176: 1295-1298.
70. Reinsch, N. et al.: Comparison of dual-source and electron beam computed tomography for the assessment of coronary artery calcium scoring. *British Journal of Radiology*. The British Institute of Radiology. **2012**; 85(1015): e300-306.
71. Horiguchi, J.; et al.: Effect of heart rate and body mass index on the interscan and interobserver variability of coronary artery calcium scoring at prospective ECG-triggered 64-slice CT. *Korean Journal of Radiology*. The Korean Radiological Society. **2009**; 10(4): 340-346.
72. Rumberger, J.A.; et al.: Electron beam computed tomographic coronary calcium scanning: a review and guidelines for use in asymptomatic persons. *Mayo Clinic Proceedings*. **1999**; 74(3): 243-252.
73. Achenbach, S., et al.: Noninvasive Coronary Angiography by Retrospectively ECG-Gated Multislice Spiral CT. *Circulation*. American Heart Association. **2000**; 102(23) : 2823.
74. Kopp, A. F., et al.: Coronary Arteries: Retrospectively ECG-gated Multi-Detector Row CT Angiography with Selective Optimization of the Image Reconstruction Window. *Radiology*. RSNA. **2001**; 221: 683-688.
75. Sangiori, G., et al.: Arterial calcification and not lumen stenosis is correlated with atherosclerotic plaque burden in humans: A histologic study of 723 coronary artery segments using nondecalfying methodology. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier. **1998**; 31: 126-133.
76. Raggi P., et al.: Computed tomography for atherosclerosis and coronary artery disease imaging. *Discovery Medicine*. **2010**; 9(45): 98-104.
77. Arad Y., et al.: Coronary calcification, coronary disease risk factors, C-reactive protein, and atherosclerotic cardiovascular disease events: the St. Francis Heart Study. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier. **2005**; 46(1): 158-65.
78. Greenland, P. et al.: Coronary artery calcium score combined with Framingham score for risk prediction in asymptomatic individuals. *Journal of the American Medical Association*. **2004**; 291: 210-215.

-
79. Erbel R, et al.: Net reclassification improvement is particularly high when coronary artery calcium scoring is focused on intermediate risk subjects: The Heinz Nixdorf Recall Study. *Circulation. American Heart Association*. **2009**; 120: 425.
80. Poll, L.W.: Computertomographie des Herzens. Experimentelle und klinische Studien zur Wertigkeit der hochauflösenden schnellen EKG-synchronisierten Mehrschicht-Spiral-Computertomographie (MSCT) in der nicht-invasiven Darstellung atherosklerotischer Wandveränderungen der Koronargefäße. Habilitationsschrift an der Universitätsklinik Düsseldorf. **2002**; 54-55.
81. Dijkstra, H.; et al.: Coronary calcium mass scores measured by identical 64-slice MDCT scanners are comparable: a cardiac phantom study. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*. Springer Verlag. **2010**; Volume 26, Number 1: 89-98.
82. Raab, C.I.: Diagnostik der Koronaren Herzerkrankung durch Bestimmung des Koronarkalks in der Mehrzeilen-Computertomographie. Dissertationsschrift an der Ludwig-Maximilians-Universität München. **2007**; 40-50.
83. Erbel, R.; et al.: Electron beam computed tomography for detection of early signs of coronary arteriosclerosis. *European Heart Journal*. **2000**; 21: 720-732.
84. Esteves, F.P. et al.: Absent coronary artery calcium excludes inducible myocardial ischemia on computed tomography/positron emission tomography. *International Journal of Cardiology*. Elsevier. **2011**; 147(3): 424-427.
85. Achenbach, S.: Detection of Coronary Artery Stenoses by Contrast-Enhanced, Retrospectively Electrocardiographically-Gated, Multislice Spiral Computed Tomography. *Circulation. American Heart Association*. **2001**; 103: 2535-2538.
86. Kuettner, Axel, et al.: Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier. **2004**; 44 (Issue 6): 1230-1237.
87. Gang, S., et al.: Evaluation of CT coronary artery angiography with 320-row detector CT in a high-risk population. *British Journal of Radiology. British Institute of Radiology*. **2012**; 85: 562-570.
88. Hoffmann, U., et al.: Predictive value of 16-slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease. *Circulation. American Heart Association*. **2004**; 110 : 2638-2643.

89. Budoff, M. J., et al.: Diagnostic accuracy of coronary artery calcium for obstructive disease: Results from the ACCURACY trial. *International Journal of Cardiology*. Elsevier. **2013**; 166(2): 505-508.
90. Matt, D., et al.: Dual-Source CT Coronary Angiography: Image Quality, Mean Heart Rate, and Heart Rate Variability. *American Journal of Roentgenology*. **2007**; 187, No. 3: 567-573.
91. Halliburton, S.: State-of-the-art in CT hardware and scan modes for cardiovascular CT. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*. Elsevier. **2012**; 6(3): 154-163.
92. Hunold, P., et al.: Radiation Exposure during Cardiac CT: Effective Doses at Multi-Detector Row CT and Electron-Beam CT¹. *Radiology*. RSNA. **2003**; 226: 145-152.
93. Broadhead, D., et al.: The impact of cardiology on the collective effective dose in the North of England. *British Journal of Radiology*. **1997**; 70(833): 492-497.
94. Epal, S.: Strahlenexposition des Patienten bei Untersuchungen mit einem 64-Zeilenspiralcomputertomographen. Dissertationsschrift an der Universität Düsseldorf. **2009**; 40-50.
95. Lee, A. M., et al.: Coronary computed tomography angiography during arrhythmia: Radiation dose reduction with prospectively ECG-triggered axial and retrospectively ECG-gated helical 128-slice dual-source CT. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*. Elsevier. **2012**; 6(3): 172-183.e2.
96. Cohnen, M., et al.: Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. *European Radiology*. Springer-Verlag. **2003**; 13(5): 1148-1153.
97. Trabold, T., et al.: Estimation of Radiation Exposure in 16-Detector Row Computed Tomography of the Heart with Retrospective ECG-gating. *RöFo, Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren*. Georg Thieme Verlag. **2003**; 175: 1051-1055.
98. Budoff, M.J., et al.: Usefulness of electron beam computed tomography scanning for distinguishing ischemic from nonischemic cardiomyopathy. *Journal of the American College of Cardiology*. Elsevier. **1998**; 32: 1173-1178.

Anhang Softwarevergleich

Patient	Arterie	Software A			Software B			Software C		
		Volumen Score	Agatston Score	Anzahl	Volumen Score	Agatston Score	Anzahl	Volumen Score	Agatston Score	Anzahl
1										
	LM	40,7	47,9	2	40,7	47,9	2	57	47,9	3
männlich	LAD	83,8	90,2	9	83,7	89,3	7	138,2	89,3	9
	LCx	44,8	54,9	3	44,8	54,9	3	62	54,9	5
geboren 21.04.27	RCA	0,3	0,9	1	0,3	0,9	1	2,8	0,9	1
untersucht 06.11.01										
	Total	169,7	194	15	169,5	193	13	260	193,1	18
2										
	LM	9,3	6,9	1	9,3	6,9	1	14,3	6,9	2
männlich	LAD	53,1	66,8	4	53	65,7	2	73,3	67	4
	LCx	16,1	18,8	4	34,3	39,5	7	16,2	5,4	5
geboren 26.08.41	RCA	11,9	16,6	2	14,8	20,1	4	25,9	16,6	2
untersucht 30.10.01										
	Total	90,3	109,1	11	111,4	132,2	14	129,6	95,9	13
3										
	LM	4,2	2,9	1	24,5	35,3	2	8,6	2,9	2
männlich	LAD	21,8	34,8	3	1,8	3,1	2	31,5	34,8	3
	LCx	48,8	51,3	6	40,5	43,2	3	41,5	32,2	2
geboren 16.06.30	RCA	253,4	298,7	3	253,4	297,8	3	214,6	272	5
untersucht 05.02.02										
	Total	328,2	387,7	13	320,2	379,3	10	296,1	341,9	12
4										
	LM	1,7	2,3	1	1,7	2,3	1	0	0	0
männlich	LAD	169,3	232,1	6	139,6	211,7	4	229,8	206,6	12
	LCx	29,2	24,2	6	26,3	20,9	2	26,3	20,6	3
geboren 08.09.42	RCA	133,6	130,5	8	132,7	128,4	5	164	121,5	13
untersucht 21.02.02										
	Total	333,8	389,1	21	300,3	363,3	12	420,1	348,6	28
5										
	LM	79,4	93,4	2	79,4	93,4	2	57,2	54,2	3
männlich	LAD	432,3	601,1	10	451,8	657,8	9	533,8	593,9	10
	LCx	45,6	58,5	8	44,5	56,7	5	85,1	79,9	8
geboren 26.09.41	RCA	26,4	32,5	3	26,4	32,5	3	65,8	40,2	4
untersucht 17.01.02										
	Total	583,8	785,5	23	602,1	840,4	19	741,9	768,2	25
6										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	388,2	539,6	9	400,1	533,3	5	436,1	534,8	10
	LCx	2,7	2	2	2,1	1,1	1	2,7	0,9	1
geboren 09.12.44	RCA	13,3	13,6	6	12,1	10,2	4	31,3	13,6	8
untersucht 12.12.01										
	Total	404,2	555,3	17	414,3	544,6	10	470,1	549,4	19
7										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	44,9	70,6	4	48	75,4	6	56,7	50,1	4
	LCx	0,7	1	1	0	0	0	3,1	1	1
geboren 12.09.55	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 10.12.01										
	Total	45,6	71,6	5	48	75,4	6	59,7	51,1	5
8										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	68,6	95,3	2	68,6	95,3	2	73,1	95,3	3
	LCx	0	0	0	0	0	0	0	0	0
geboren 29.04.43	RCA	137,3	173,7	2	137,3	173,2	2	152,3	166,7	4
untersucht 11.12.01										
	Total	205,9	269	4	205,9	268,5	4	225,4	262	7

[illegible]

Patient	Arterie	Software A			Software B			Software C		
		Volumen Score	Agatston Score	Anzahl	Volumen Score	Agatston Score	Anzahl	Volumen Score	Agatston Score	Anzahl
25										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	LCx	12,3	17,7	1	0	0	0	0	0	0
geboren 05.03.52	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 17.01.02										
	Total	12,3	17,7	1	0	0	0	0	0	0
26										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	55,9	69,8	4	55,9	69,8	4	103,4	68,9	4
	LCx	247	299,7	10	246,3	298,3	7	243,8	292,6	11
geboren 06.10.25	RCA	470	648,6	11	514,4	688,5	10	542	638,7	16
untersucht 29.01.02										
	Total	772,9	1018,1	25	816,6	1056,6	21	889,2	1000,3	31
27										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
weiblich	LAD	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	LCx	0	0	0	0	0	0	0	0	0
geboren 12.03.40	RCA	0	0	0	0	0	0	2,3	0,8	1
untersucht 12.12.01										
	Total	0	0	0	0	0	0	2,3	0,8	1
28										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	LCx	0	0	0	0	0	0	0	0	0
geboren 16.09.59	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 12.12.01										
	Total	0	0	0	0	0	0	0	0	0
29										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	217,4	253,6	7	218,3	256,5	8	277	249,9	10
	LCx	70,3	73,9	3	67,5	72,9	1	93,8	76,1	8
geboren 08.09.29	RCA	194	209,7	11	193,9	208,9	10	251,5	207,8	15
untersucht 05.11.01										
	Total	481,7	537,2	21	479,7	538,3	19	622,3	533,8	33
30										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
weiblich	LAD	9,4	21,4	1	9,4	21,4	1	21,4	21,4	1
	LCx	18,8	14,4	6	0,4	1,3	1	3,2	1,1	1
geboren 24.03.46	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 13.11.01										
	Total	28,2	35,8	7	9,8	22,7	2	24,6	22,4	2
31										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
weiblich	LAD	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	LCx	44,3	42,4	1	44,3	42,4	1	68,6	39,7	2
geboren 13.08.53	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 01.02.02										
	Total	44,3	42,4	1	44,3	42,4	1	68,6	39,7	2
32										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	LCx	0	0	0	0	0	0	0	0	0
geboren 28.11.53	RCA	0	0,3	1	0	0	0	0,8	0,3	1
untersucht 01.02.02										
	Total	0	0,3	1	0	0	0	0,8	0,3	1

Patient	Arterie	Software A			Software B			Software C		
		Volumen Score	Agatston Score	Anzahl	Volumen Score	Agatston Score	Anzahl	Volumen Score	Agatston Score	Anzahl
33										
	LM	2,8	3,1	2	2,8	2,5	2	8	2,7	3
männlich	LAD	28,6	32,7	3	28,6	32,7	3	59,7	23,7	4
	LCx	0	0	0	0	0	0	0	0	0
geboren 07.09.41	RCA	1,4	1,9	1	1,4	1,9	1	5,7	1,9	1
untersucht 05.02.02										
	Total	32,8	37,7	6	32,8	37,1	6	73,4	37,3	8
34										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
weiblich	LAD	15,2	17,4	1	15,2	17,4	1	26,1	17,4	2
	LCx	0	0	0	0	0	0	0	0	0
geboren 18.06.35	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 05.02.02										
	Total	15,2	17,4	1	15,2	17,4	1	26,1	17,4	2
35										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	LCx	1,1	2,5	1	1,1	2,5	1	0	0	0
geboren 18.03.49	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 30.01.02										
	Total	1,1	2,5	1	1,1	2,5	1	0	0	0
36										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
weiblich	LAD	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	LCx	2,1	1	1	2,1	0,9	1	2,8	0,9	1
geboren 05.10.53	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 01.02.02										
	Total	2,1	1	1	2,1	0,9	1	2,8	0,9	1
37										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
weiblich	LAD	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	LCx	0	0	0	0	0	0	0	0	0
geboren 08.09.55	RCA	0	0	0	0	0	0	0	0	0
untersucht 05.03.02										
	Total	0	0	0	0	0	0	0	0	0
38										
	LM	0	0	0	0	0	0	0	0	0
männlich	LAD	16,4	16,7	2	16,4	16,7	2	26,7	16,7	2
	LCx	0	0	0	0	0	0	7,9	2,6	1
geboren 25.05.53	RCA	19,9	12	2	19,9	11,7	2	33,2	11,1	4
untersucht 05.03.02										
	Total	36,3	38,7	4	36,3	28,4	4	67,8	30,4	7

Danksagung

Diese Arbeit wurde am Institut für diagnostische Radiologie des Universitätsklinikums Düsseldorf unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. U. Mödder durchgeführt. Herrn Professor Mödder danke ich für seine wertvollen Anregungen, sein stetes Interesse und die herzliche Motivation.

Ich danke Herrn Prof. Dr. G. Antoch für die freundliche Unterstützung meiner Arbeit nach Übernahme der Leitung des Institutes für diagnostische und interventionelle Radiologie.

Bei Herrn Prof. Dr. Ewen möchte ich mich für die hilfsbereite Betreuung und die kooperative Zusammenarbeit seitens der Landesanstalt für Arbeitsschutz bedanken.

Frau G. Teubert von der Landesanstalt für Arbeitsschutz danke ich in diesem Zusammenhang für ihre umfangreiche und engagierte Mitarbeit bei den Auswertarbeiten.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. L. W. Poll für das interessante Thema der Arbeit, seine umfassende, kontinuierliche und hilfsbereite Betreuung sowie das persönliche Interesse über wissenschaftliche Fragestellungen hinaus.

Herrn Prof. Dr. M. Cohnen danke ich für seine wertvolle Hilfestellung sowohl bei der Beantwortung spezifischer radiologischer Fragestellungen als auch für seine Betreuung der experimentellen Untersuchungen.

Recht herzlich bedanke ich mich weiterhin bei Herrn Dr. R. Willers aus dem Rechenzentrum der Universität Düsseldorf für die Beratung und seine Ermutigung, einen kleinen Schritt in das große Feld der Statistik zu wagen.

Ich bedanke mich beim Shaker Verlag, beim Springer- und Thieme-Verlag sowie bei Herrn Prof. Dr. Rainer Schmitt für die freundliche Genehmigung zur Illustrierung meiner Arbeit mit den durch diese veröffentlichten Darstellungen.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meiner Familie für die vielen Einzelheiten von unschätzbarem Wert, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

03.01.2013, Stefanie Brachten