

Aus dem Institut für klinische Radiologie
der Städtischen Kliniken Neuss - Lukaskrankenhaus GmbH
Lehrkrankenhaus der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Leitung: Professor Dr. med. Mathias Cohnen

**Einfluss eines iterativen Rekonstruktionsverfahrens der vierten Generation
auf die objektive und subjektive Bildqualität am Beispiel der
Niedrigdosis-Cardio-CT**

Dissertation

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

vorgelegt von
Amir Hossein Bigdeli
2014

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

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

Dekan

Referent: Prof. Dr. med. Cohnen

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. med. Kubitz

**In Liebe und Dankbarkeit
meinen Eltern Zahra und Hassan, meiner Ehefrau Maryam und meinem Sohn Arvin
gewidmet.**

**In Gedenken an meinen Großvater Sadegh
(1925 bis 2012)**

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Kröpil P., Bigdeli A. H., Nagel H. D., Antoch G., Cohnen M.

„Impact of Increasing Levels of Advanced Iterative Reconstruction on Image Quality in Low-Dose Cardiac CT Angiography.“

RöFo (2014); 186(6); 567–575.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	3
2 Material und Methoden	6
2.1 Patientenpopulation	6
2.2 Cardiale CT-Angiographie (CCTA).....	7
2.2.1 Besonderheiten der CCTA.....	7
2.2.2 Niedrigdosis-Protokoll.....	8
2.2.3 Datenrekonstruktion.....	10
2.3 Datennachverarbeitung.....	11
2.4 Datenrekonstruktion mit dem iDose®-Prototyp.....	12
2.5 Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR)	14
2.5.1 Definition.....	14
2.5.2 Noise Power Spectrum (NPS)	15
2.5.3 Zusammenhang zwischen Dosis und Bildqualität.....	15
2.5.4 Berechnung des CNR.....	16
2.6 Subjektive Beurteilung der Bildqualität.....	18
2.7 Statistische Auswertungen.....	19
3 Ergebnisse	20
3.1 Dosis	20
3.2 Veranschaulichung der objektiven Bildqualität.....	21
3.2 Vergleich der subjektiven Bildqualität.....	26
3.2.1 Interobserver-Variabilität.....	26
3.2.2 Subjektive Bewertung	27
3.3 Vergleiche zwischen objektiver und subjektiver Bildqualität.....	29
3.4 Einfluss von Multi-Resolution bei der subjektiven Beurteilung	30
4 Diskussion	35
4.1 Stellenwert der MSCT in der Diagnostik der KHK.....	35
4.2 Maßnahmen zur Dosisreduktion	37
4.2.1 Reduktion des mAs-Produktes	37
4.2.2 Reduktion der Röhrenspannung.....	37

4.2.3 EKG-gesteuerte Röhrenstrommodulation („ECG-Pulsing“)	38
4.2.4 Prospektive EKG-Triggerung	39
4.2.4.1 High-Pitch Dual-Source-CT	40
4.2.4.2 „Step-and-Shoot“-Technik	42
4.2.4.3 Vor-und Nachteile der prospektiven EKG-Triggerung	43
4.3 Rekonstruktionsverfahren	44
4.3.1 Gefilterte Rückprojektion (FBP)	44
4.3.2 Iterative Rekonstruktionsalgorithmen (IR)	45
4.3.2.1 IR im Bilddatenraum	47
4.3.2.2 Modellbasierte IR (MBIR)	47
4.3.2.3 Statistikbasierte IR	48
4.3.2.4 iDose [®]	49
4.4 Diskussion der Ergebnisse	50
4.4.1 Auswirkungen von iDose [®] auf die objektive Bildqualität	50
4.4.2 Auswirkungen von iDose [®] auf die subjektive Bildqualität	55
4.4.3 Auswirkung der Multifrequenz-Rauschunterdrückung	60
4.4.4 Artefakte	63
4.5 Limitationen der vorliegenden Studie	65
4.6 Schlußfolgerung	67
5 Zusammenfassung	68
6 Literaturverzeichnis	70
7 Abbildungsverzeichnis	77
8 Tabellenverzeichnis	79
9 Abkürzungsverzeichnis	80
10 Danksagung	81
11 Eidesstattliche Versicherung	82

1 Einleitung

Die koronare Herzkrankheit (KHK) ist die häufigste Todesursache in den Ländern der westlichen Zivilisation. Bei Männern nimmt die Erkrankungshäufigkeit ab dem 45. Lebensjahr zu, bei Frauen ab dem 50. Lebensjahr [1]. Schätzungen sagen voraus, dass im Jahre 2050 die Herz-Kreislaufkrankungen weltweit an erster Stelle der Todesstatistik stehen werden [2]. Neben einem Ruhe-/Stress-EKG und einer Echokardiographie wird im Rahmen der Diagnostik der KHK auch der Zustand der Koronararterien beurteilt. Hier hat sich als Standarduntersuchung die invasive Katheterangiographie etabliert. Doch in zunehmendem Maße wird heute bei bestimmten Indikationen [3] auch auf die nicht-invasive CT-Angiographie (CCTA) zurückgegriffen, die wesentlich kostengünstiger [4] und risikoärmer als die Katheterangiographie ist [5]. Der ausgezeichnete negative Vorhersagewert eines normalen CCTA schließt das Vorhandensein einer KHK bei symptomatischen Patienten aus [6].

An dieser Stelle sei auf eine aus dem Jahr 2006 stammende metaanalytische Aufarbeitung von 29 unterschiedlichen Studien zur Evaluation der KHK hingewiesen, in der Hamon et al. [7] der CCTA im Vergleich zur Herzkatheteruntersuchung eine Sensitivität von über 90% bei der Detektion von Koronarstenosen über 50% zuschreiben.

Chinnaiyan et al. [8] bezeichnen die CCTA als eine Methode mit ausgezeichneter Genauigkeit, um den Schweregrad von Koronarstenosen zu untersuchen und als die wahrscheinlich beste nicht-invasive Untersuchung zur Diagnostik der koronaren Herzkrankheit.

Für eine adäquate Befunderstellung muss die Herz-CT-Untersuchung drei wichtigen Anforderungen genügen. Zum einen wird eine hohe zeitliche Auflösung benötigt, um das Herz in relativ kurzer Zeit mit so wenig Bewegungsunschärfe wie möglich abzubilden, und zum anderen eine hohe räumliche Auflösung, um die Koronararterien, die ein Durchmesser von 2 bis 3 mm aufweisen, regelrecht abbilden zu können. Da in jüngerer Zeit die Strahlenexposition durch die Computertomographie in den Fokus der Kritik geraten ist, wird dieser Aspekt besonders bei der CCTA, die als Hochdosisuntersuchung gilt, zu beachten sein.

In Tabelle 1 sind die effektiven Strahlendosen der konventionellen Koronarangiographie im Vergleich zu CCTA mit retrospektiver und prospektiver EKG-Triggerung aufgeführt.

Untersuchungsmodalität	Strahlenexposition
- konventionelle invasive Koronarangiographie	2 – 16 mSv
- CCTA mit retrospektiver EKG-Triggerung	6,4 – 14,7 mSv
- CCTA mit prospektiver EKG-Triggerung	< 5 mSv

Tab. 1: Effektive Dosis der konventionellen Koronarangiographie und der CCTA [9].

Erwähnenswert ist die steigende Zahl der weltweit durchgeführten CCTA. Allein in den Vereinigten Staaten wurden beispielsweise im Jahre 2006 etwa 300.000 CCTA mit einer kollektiven effektiven Dosis von 6000 Sv durchgeführt [10], welche wiederum zu einem potentiellen Gesundheitsrisiko für die Bevölkerung werden könnte [11].

Nach Schätzungen von Brenner et al. sind 1,5 bis 2% aller in der Zukunft neu diagnostizierten Tumoren der Strahlenexposition durch die Computertomographie zuzuschreiben [12].

Es ist wichtig zu wissen, dass die CT-Untersuchung des Herzens trotz des relativ geringen Untersuchungsvolumens eine besonders dosisintensive Untersuchung ist [11], wobei die relativ hohen Dosiswerte sich aus der Beziehung zwischen einen möglichst geringen Bildrauschen, einer hohen Ortsauflösung und einer hohen Zeitauflösung ergeben [11, 13]. Aufgrund dieser Erkenntnisse muss besonders darauf geachtet werden, dass die Indikation zur CCTA korrekt gestellt ist [3], und dass die applizierte Strahlendosis „so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar“ sein muss (ALARA-Prinzip, engl. für „As Low As Reasonably Achievable“) [13].

Es existiert heutzutage eine Vielzahl von Möglichkeiten, die eine merkliche Reduktion der Strahlendosis bewirken. Häufig wird diese Reduktion jedoch mit gewissen Einschränkungen bei der Bildqualität erkaufte. Die technische Herausforderung besteht darin, einen Kompromiss zwischen Dosisreduktion und diagnostischer Aussagefähigkeit der Aufnahmen zu finden. Dies geschieht hauptsächlich auf der Ebene der Bildverarbeitung durch sekundäre Rechenoperationen wie Gauß'sche Glättungsalgorithmen. Einen vielversprechenden Lösungsansatz bieten hier die iterativen Rekonstruktionsalgorithmen (IR).

Thema der vorliegenden Arbeit war, die Auswirkung der neuesten Generation des von der Firma Philips entwickelten adaptiven iterativen Rekonstruktionsalgorithmus (IR) genannt iDose[®] auf die Beurteilbarkeit von Niedrigdosis-CT-Untersuchungen des Herzens zu untersuchen. Die mit IR erstellten Bilder werden durch Modifikationen am Rohdatensatz und sekundärer Bildnachbearbeitung rekonstruiert.

Folgende Fragestellungen sollen im Rahmen dieser Arbeit näher betrachtet werden:

1. Wie ändert sich die objektiv messbare Bildqualität anhand des aus Dichtemessungen berechneten Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses (CNR) durch Anwendung des iDose[®]-Algorithmus im Vergleich zum bisherigen Standard-Algorithmus (gefilterte Rückprojektion (FBP))?
2. Wie ändert sich die subjektive Bildqualität der einzelnen Algorithmusstufen, die durch drei unabhängige Radiologen mit unterschiedlicher Berufserfahrung bewertet wird?
3. Wie wirkt sich eine Multifrequenz-Rauschunterdrückung, genannt Multi-Resolution, auf die subjektive Bildqualität aus?
4. Kommt es durch den Einsatz des IR-Algorithmus zu neuartigen Effekten oder Artefakten?

2 Material und Methoden

2.1 Patientenpopulation

In diese Studie wurden die Daten von 30 konsekutiven Patienten eingeschlossen (15 Männer, 15 Frauen) und retrospektiv ausgewertet, die sich in der Zeit von 14.07.2011 bis 26.08.2011 in der klinischen Routine einer kontrastverstärkten MSCT-Untersuchung des Herzens mit prospektiver EKG-Triggerung („Step-and-Shoot“-Technik) unterzogen hatten.

Der Altersdurchschnitt der in dieser Studie untersuchten Patienten lag bei $61,3 \pm 12,9$ Jahren (22 bis 81 J.).

Anamnestisch wiesen alle Patienten mindestens einen Risikofaktor für eine KHK auf:

Der mittlere Body Mass Index (BMI) lag bei $25,4 \pm 4,6 \text{ kg/m}^2$. 19 Patienten (9 Frauen, 10 Männer) hatten eine arterielle Hypertonie und 16 Patienten (10 Frauen, 6 Männer) litten an Hyperlipidämie. Bei 4 Patienten lag Diabetes mellitus vor (3 Frauen, 1 Mann). 1 Patient wies eine Chronisch Obstruktive Lungenerkrankung (COPD) auf. 4 Patienten hatten zum Untersuchungszeitpunkt bereits einen Myokardinfarkt erlitten und bei einem Patienten lag ein vorangegangener Apoplex vor.

1 Patient nahm zum Untersuchungszeitpunkt Antiarrhythmika und 18 Patienten β -Blocker ein.

Die Herzfrequenz (HF) der Patienten während der Untersuchung variierte zwischen 45 und 68 Schlägen pro Minute und die mittlere HF betrug 57 Schläge pro Minute.

Falls erforderlich, wurde die Herzfrequenz durch die intravenöse Gabe eines β -Blockers (Beloc[®] 5 mg, AstraZeneca, Wedel, Deutschland) unmittelbar vor dem Scan gesenkt. Patienten mit Arrhythmien oder einer Herzfrequenz von mehr als 78 bpm wurden nicht mit „Step-and-Shoot“ untersucht und somit nicht in die Studie eingeschlossen.

Alle Patienten erhielten Nitroglycerin sublingual (0,4 mg Nitrolingual[®] akut, Hohenlockstedt, Deutschland) vor CCTA.

Für diese retrospektiv ausgerichtete Studie wurden bereits befundene diagnostische CT-Untersuchungen ausgewählt, die alle klinisch indiziert waren (siehe Tabelle 2) und mit etablierten Niedrigdosisprotokollen durchgeführt wurden. Für die retrospektive Datenauswertung liegt ein positives Votum der zuständigen Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf vor. Aus Datenschutzgründen wurden die Untersuchungen vor der Weiterverarbeitung anonymisiert.

Myokardischämie	2
Patienten mit niedrigem bis mittlerem Risikoprofil nach Farmingham	14
Bekannte KHK und Z.n. Stentimplantation mit erneuten thorakalen Beschwerden	11
Instabile Angina pectoris	1
Atypische Angina pectoris	1
Pathologisches EKG	1

Tab. 2: Indikationen zur CCTA.

2.2 Cardiale CT-Angiographie (CCTA)

2.2.1 Besonderheiten der CCTA

Die CT-Untersuchung des Herzens unterscheidet sich wesentlich von einer CT der anderen Körperregionen. Die wichtigste technische Anforderung ist die hohe Untersuchungsgeschwindigkeit, um die starken mehrdimensionalen Bewegungen im Rahmen der Herzkontraktion einzufrieren. Für die Bildgebung wird eine Phase der relativen Bewegungsruhe in der mittleren Diastole ausgenutzt, deren Länge von der Herzfrequenz des Patienten abhängt. Des Weiteren handelt es sich bei den Koronararterien um sehr feine anatomische Strukturen, deren mittlere Durchmesser etwa 3 mm und weniger als 1,5 mm in den distalen Abschnitten betragen, so dass hohe Anforderungen an die Ortsauflösung des bildgebenden Systems gestellt werden [14].

2.2.2 Niedrigdosis-Protokoll

Die Untersuchungen erfolgten mit individuell angepasster Dosis mit prospektiver EKG-Triggerung in sequentieller „Step-and-Shoot“-Technik an einem 256 Schicht-CT-Gerät (Brilliance iCT 256, Philips Healthcare, Niederlande). Die Aufnahmeparameter sind in Tabelle 3 aufgeführt.

Röhrenspannung	120 kV	5 Patienten
	100 kV	25 Patienten
Strom-Zeit-Produkt [mAs]	172 ± 39	
Rotationszeit [s]	0,27	
Zeitauflösung [ms]	135	
Kollimation [mm]	128 x 0,625	
Tischvorschub [mm]	62,8	
Scanlänge [cm]	12,7 ± 0,6	
Volumen-CTDI (CTDI _{vol}) [mGy]	9,8 ± 3,9	
Dosislängenprodukt (DLP) [mGy·cm]	124 ± 47	

Tab. 3: Aufnahmeparameter der CT-Untersuchungen.

Die Patienten wurden in Rückenlage und in „Feet-First-Position“ auf dem CT-Tisch gelagert. Um Artefakte zu reduzieren, wurden die Arme des Patienten über dem Kopf außerhalb des Scanbereichs gelagert (siehe Abbildung 1).



Abb. 1: Philips Brilliance iCT 256 (Philips Healthcare, Niederlande).

Etwaige Metallgegenstände wurden aus dem Strahlenfeld entfernt. Die Patienten wurden an ein Dreikanal-EKG angeschlossen. Das abgeleitete EKG-Signal steuerte während der Untersuchung den Zeitpunkt der Aufnahme axialer CT-Bilder (EKG-Triggerung). Alle Aufnahmen wurden während einer Atemanhaltephase durchgeführt.

Für die Durchführung der kontrastmittelverstärkten Koronarangiographie wurde ein nichtionisches Kontrastmittel Imeron[®] 350 (Iomeprol, 350 mg/ml Jod, Bracco Imaging Deutschland GmbH) über eine antecubitale Verweilkanüle verabreicht, wobei die Flussrate und die Kontrastmittelmenge an das Körpergewicht adaptiert wurden (siehe Tabelle 4). Patienten mit Bypässen erhielten unabhängig vom Körpergewicht 110 ml Kontrastmittel mit einer Flussrate von 5 ml/s.

Körpergewicht [kg]	Kontrastmittelmenge [ml]	Flussrate [ml/s]
< 90	85	5
90 bis 100	95	5,5
100 bis 110	105	6
> 110	115	7

Tab. 4: Menge und Flußrate des Kontrastmittels nach Körpergewicht.

Das Kontrastmittel wurde mit Hilfe des Doppelkopfinjektors Stellant[®] (Medrad, Pennsylvania, USA) appliziert. Nach dem Prinzip des Bolustracking wurde die Ankunft des Kontrastmittels in der Aorta descendens mit Hilfe eines Testbolus ermittelt.

Sämtliche Untersuchungen wurden mit individuell angepassten Dosisparametern durchgeführt. Hierzu wurden aus den axialen Bildern des nativen Kalziumscore-Scans der Querdurchmesser (D_{lat}) und der a.p.-Durchmesser (D_{ap}) des Thorax auf Höhe der Leberkuppe ermittelt und daraus der effektive Durchmesser bestimmt:

$$D_{eff} = \frac{D_{lat} + D_{ap}}{2}$$

Der so gewonnene effektive Durchmesser entspricht dem Wert, den die geräteeigene Dosisautomatik (DoseRight ACS) patientenindividuell ermitteln würde. Da DoseRight ACS bei CCTA-Protokollen jedoch nicht zur Verfügung steht, wurden die optimierten Aufnahmeparameter anhand des effektiven Durchmessers ausgewählt (siehe Tabelle 5). Diese Protokolle stellen einen in der klinischen Routine etablierten Kompromiss aus möglichst niedriger Dosis bei zumindest guter diagnostischer Bildqualität dar.

Protokoll	D _{eff}	Röhrensprungung (kV)	Strom-Zeit-Produkt (mAs)	Anzahl der Patienten
1	<25,5 cm	80	125	0
2	25,5 bis 29 cm	100	100	5
3	29 bis 32,5 cm	100	150	7
4	32,5 bis 36 cm	100	200	13
5	36,5 bis 39,5 cm	120	200	5
6	>39,5 cm	140	185	0

Tab. 5: „Step-and-Shoot“-Protokolle adaptiert nach dem effektiven Thoraxdurchmesser.

Im untersuchten Patientenkollektiv betrug der Mittelwert des Querdurchmessers $34,1 \pm 3,9$ cm und der Mittelwert des a.p.-Durchmessers $25,9 \pm 3,4$ cm.

Die Häufigkeitsverteilung der gewählten Protokolle wird in Abbildung 2 graphisch dargestellt.

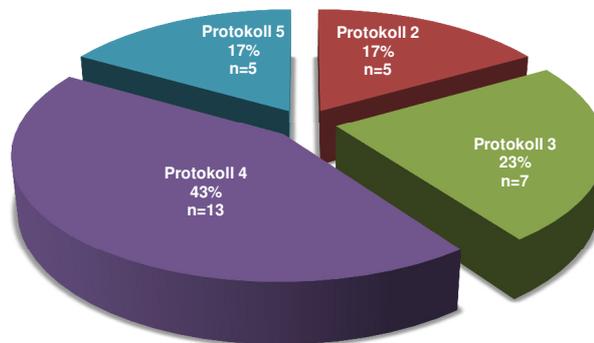


Abb. 2: Häufigkeitsverteilung der gewählten Protokolle.

2.2.3 Datenrekonstruktion

Bewegungsartefakte sind nach wie vor eine der Hauptursachen für eine eingeschränkte Beurteilbarkeit der Koronararterien, so dass die Auswahl eines geeigneten Zeitfensters innerhalb des Herzzyklus für die Bilddatenrekonstruktion entscheidend ist, um eine qualitativ hochwertige Darstellung des Herzens und der Koronararterien zu erhalten [15].

Als Hilfsmittel dient hier die EKG-Synchronisation, um die Herzbewegung zu berücksichtigen. Das Zeitfenster für die Bilddatenrekonstruktion wird anhand eines Prozentwertes zwischen zwei R-Zacken bestimmt. In der Literatur wird das optimale systolische Rekonstruktionsintervall bei $44,4 \pm 3,8\%$ RR und das optimale diastolische Rekonstruktionsintervall $77,4 \pm 3,7\%$ RR angegeben [16]. Bei allen in dieser Arbeit untersuchten Fällen wurde die Rekonstruktion automatisiert bei 78% RR vorgenommen.

2.3 Datennachverarbeitung

Je nach Einsatzgebiet stellt die moderne Computertomographie dem Anwender umfangreiche Datennachverarbeitungsmethoden zur Verfügung. Im Rahmen dieser Arbeit wurden neben den axialen Rekonstruktionen auch an den Gefäßverlauf angepasste multiplanare Reformationen (MPR) und die Volumendarstellung (VR) verwendet (siehe Abbildung 3).

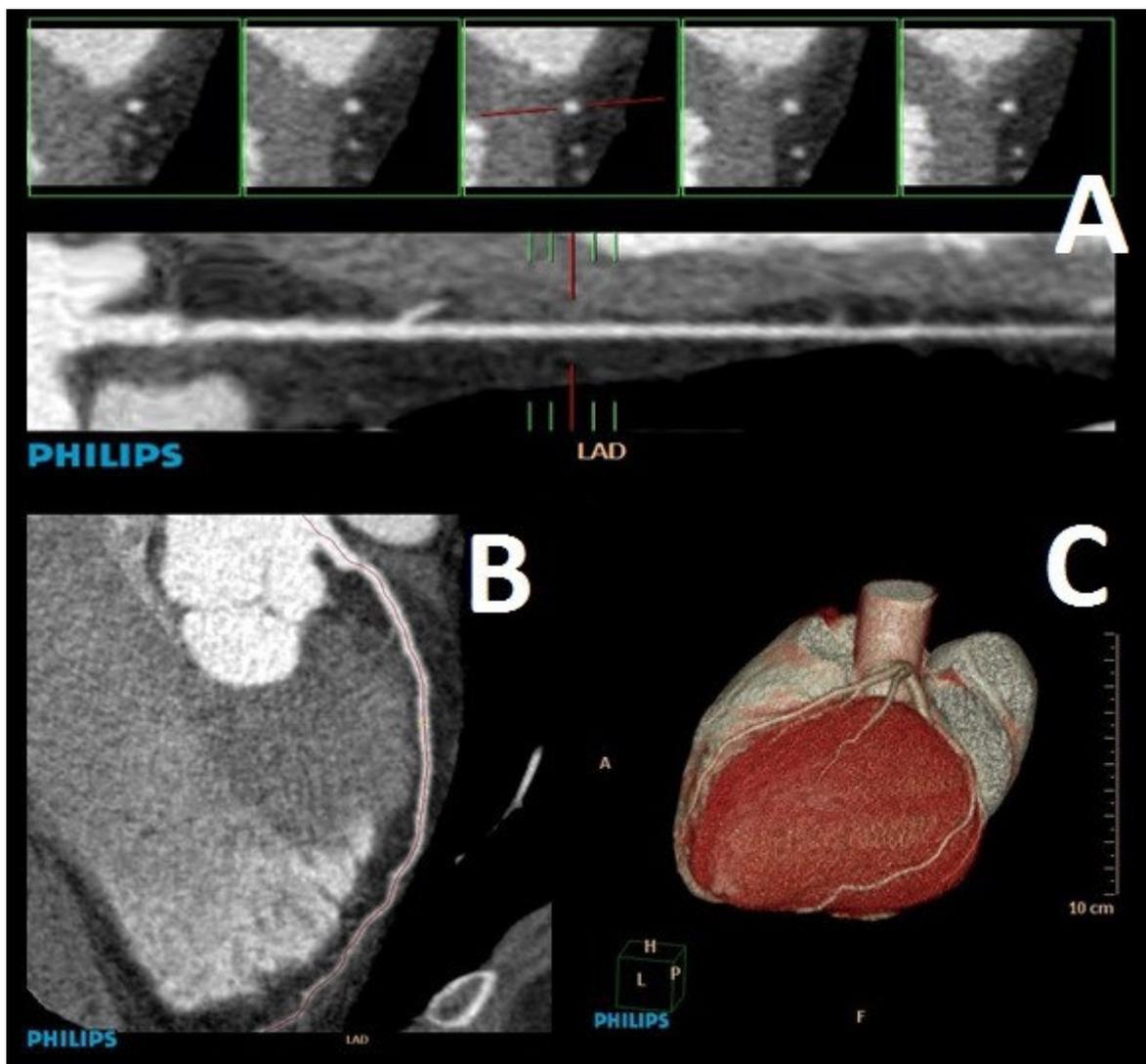


Abb. 3: Rekonstruktionen am Beispiel der LAD (gestreckte MPR (A), gekrümmte MPR (B) und Volumendarstellung (C)).

2.4 Datenrekonstruktion mit dem iDose[®]-Prototyp

Die anonymisierten Rohdaten wurden von der CT-Konsole auf eine externe Festplatte kopiert und auf eine separat aufgebaute Workstation mit installierter Software für iterative Rekonstruktionen (iDose[®]-Prototyp, Philips Healthcare, Niederlande) übertragen (siehe Abbildung 4). Auf der Bedienoberfläche des Prototypen gab es die Möglichkeit, über ein Pull-Down-Menü die iDose[®]-Stufe 0 (FBP), 20, 30, 50, 60, 70 und 80 einzustellen (siehe Abbildung 5).

Als weitere Option konnte der sogenannte „Multi-Resolution“-Modus ausgewählt werden, welcher das Rauschleistungsspektrum des Bildes dahingehend beeinflusst, dass es sich in seiner Zusammensetzung einer gefilterten Rückprojektion (FBP) annähert. Damit wird eine Verschiebung der Rauschfrequenz (Noise Power Spectrum, NPS, siehe Kapitel 2.5.2) während der Rauschunterdrückung verhindert, um die natürliche Bildstruktur zu erhalten. Laut Hersteller sollte es nur für hohe iDose[®]-Stufen und in solchen Fällen benutzt werden, bei denen eine höhere Kontrastauflösung nicht das primäre Ziel ist. Als weitere Auswahlmöglichkeiten bestehen die Unterscheidung zwischen Kinder und Erwachsene sowie Körperregion (Head/Body).



Abb. 4: iDose[®]-Prototyp-Hardware mit Rekonstruktionsrechner (links) und Bedienungsrechner (rechts).

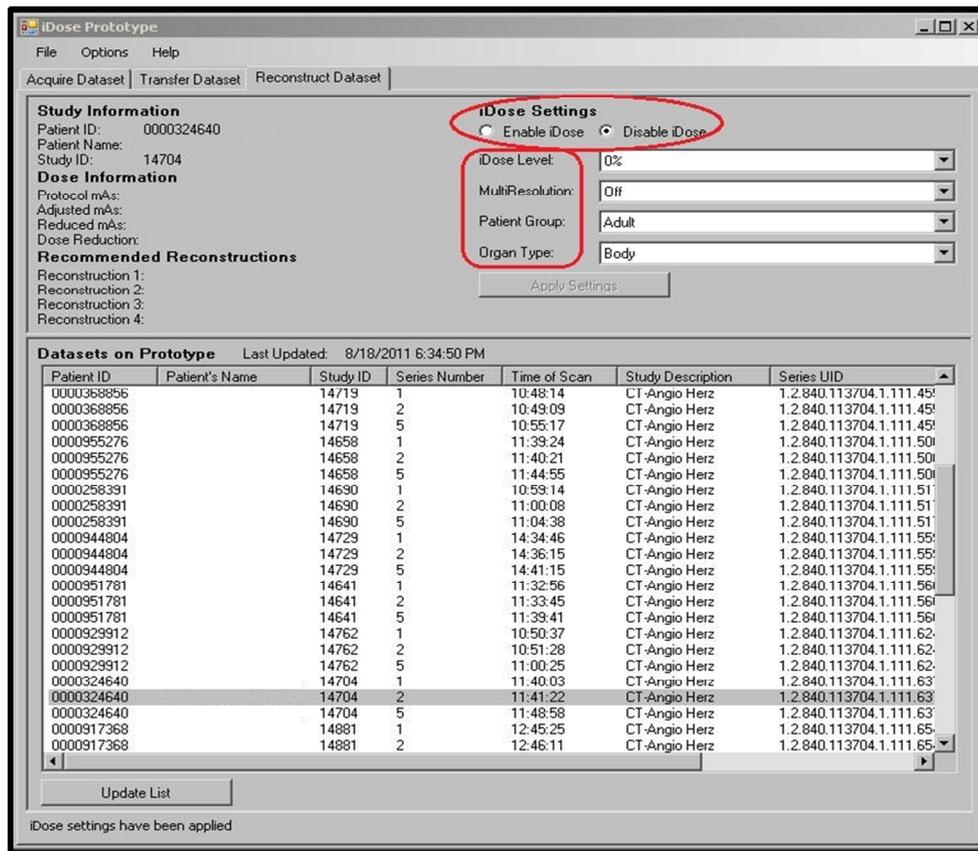


Abb. 5: Bedienoberfläche des iDose[®]-Prototyps.

Für die Studie wurden die Rohdaten zwecks Vergleichsmöglichkeit zunächst ohne iterative Rekonstruktionsalgorithmen (d.h. mit gefilterter Rückprojektion, FBP), rekonstruiert. Danach folgten iterative Rekonstruktionen in den iDose[®]-Stufen 30, 50, 70 und 80, jeweils mit zwei unterschiedlichen Faltungskernen (Rekonstruktionskernel). CB (cardiac standard) und XCB (xres standard) werden nur für Herzuntersuchungen verwendet und führen zu einer Bildglättung, mit dem Unterschied, dass der XCB-Kernel zusätzlich eine Gefäßrandverstärkung im Sinne einer Kantenbetonung mit der Folge eines erhöhten Bildrauschens bewirkt (siehe Tabelle 6). Die iDose[®]-Stufen 50, 70 und 80 wurden zusätzlich auch unter Verwendung des Multi-Resolution-Modus rekonstruiert. Somit wurden pro Patient 16 Rekonstruktionen durchgeführt.

Kernel	Beschreibung/Verwendung	Wirkung auf die HU-Werte
CB	Glatt, nur Herzscans	Keine Wirkung auf die HU-Werte
XCB	Glatt mit Kantenbetonung, nur Herzscans	Leichte Änderungen der HU-Werte der kontrastmittelgefüllten Strukturen

Tab. 6: Funktionsweise des CB- und des XCB-Kernels (Philips Healthcare, Niederlande).

2.5 Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR)

2.5.1 Definition

Bei der Röntgenbildgebung spielt das Rauschen neben dem Kontrast eine entscheidende Rolle, denn die Röntgendichte einer Struktur muss sich hinreichend von der Dichte des Hintergrundes abheben, um als Bilddetail erkennbar zu sein [17]. Das Bildrauschen wird überwiegend vom sogenannten Quantenrauschen bestimmt, d.h. von der Anzahl der im Bildempfänger absorbierten zufällig auftreffenden und nicht zur Nutzstrahlung zählenden Photonen [17]. Die Absorption von Röntgenstrahlung ist ein statistischer Prozess, so dass die statistisch bedingte Schwankung zwischen benachbarten Bildpunkten umso höher ausfällt, je kleiner die Anzahl der pro Bildpunkt absorbierten Röntgenquanten ist [17]. Diese korreliert mit der Fläche des absorbierten Spektrums, die wiederum proportional zur Detektordosis ist (D_{det}) [17].

Nach den statistischen Gesetzen ist das Rauschen R proportional zum Kehrwert der Wurzel aus der Bildempfängerdosis [17]. Im CT-Bild lässt sich das Rauschen durch die Bestimmung der Standardabweichung (S.D.) der CT-Werte aller Pixel innerhalb einer „Region of Interest“ (ROI) in Hounsfield-Einheiten [HU] ermitteln. Um Verfälschungen zu vermeiden, muss die ROI in einen möglichst großen und homogenen Bereich gelegt werden (z.B. Aorta). Im CT-Bild ist der Kontrast durch die Differenz der CT-Werte des interessierenden Details (z.B. einer mit Kontrastmittel gefüllten Koronararterie) und des unmittelbar angrenzenden Hintergrundes (z.B. Herzwand oder perikardiales Fettgewebe) gegeben. Hierzu werden ROIs in die jeweiligen Bereiche gelegt und der Mittelwert der CT-Werte aller Pixel innerhalb der ROI bestimmt.

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) lässt sich dann mittels folgender Gleichung quantifizieren:

$$CNR = \frac{CT\text{-Wert (Detail)}[HU] - CT\text{-Wert (Hintergrund)}[HU]}{S.D. (Aorta)[HU]}$$

[HU] = Hounsfield-Unit, S.D. = Standardabweichung

2.5.2 Noise Power Spectrum (NPS)

Das Rauschleistungsspektrum (engl. Noise Power Spectrum, NPS) beschreibt die Frequenzverteilung des Rauschens im CT-Bild. Durch Platzierung einer ROI wird die Standardabweichung der CT-Zahl [HU] innerhalb dieses ROIs bestimmt [18]. Diese Kennzahl repräsentiert die Summe des Rauschens in allen Frequenzbereichen innerhalb des ROIs und entspricht annäherungsweise dem Gesamtrauschen des Bildes [18].

Die Höhe und die Zusammensetzung der Frequenzverteilung hat neben anderen Faktoren Einfluss auf den Bildeindruck [18]. D.h. selbst wenn zwei Bilder dasselbe Gesamtrauschen aufweisen, besteht die Möglichkeit, dass die Frequenzverteilung des Rauschens nicht identisch ist und die Bilder unterschiedlich aussehen.

Eine Änderung der Frequenzverteilung bei Verwendung rauschreduzierender Algorithmen kann dazu führen, dass die Bilder vom befundenden Radiologen als zu stark geglättet und wachstartig oder „plastifiziert“ empfunden werden [18]. Dies ist laut Hersteller besonders dann der Fall, wenn eine merkliche Verschiebung des Rauschspektrums hin zu niedrigen Frequenzen erfolgt [18]. Der Hersteller gibt an, dass iDose[®] im Vergleich zu älteren Vorgängerversionen mittlerweile nur zu einer unwesentlichen Verschiebung des NPS von etwa 5,3% führt, was zur Erhaltung des bekannten Bildcharakters führt [18].

In der vorliegenden Version der iDose[®]-Prototypen war es möglich, diese Funktion manuell durch Aktivieren des Parameters „Multi-Resolution“ einzuschalten. Um den Effekt zu untersuchen, wurde dies bei den Stufen 50, 70 und 80 durchgeführt.

2.5.3 Zusammenhang zwischen Dosis und Bildqualität

In der Computertomographie existiert ein enger Zusammenhang zwischen Dosis und Bildqualität, welche durch die Brooks'sche Formel ausgedrückt wird [19]. Sie ist abhängig von variablen Parametern wie Schichtdicke, Objektdicke, Rauschen und effektiver Strahlbreite. Wird einer dieser Parameter verändert, so muss auch die verwendete Dosis verändert werden, falls das Bildrauschen nicht zunehmen soll.

Das Bildrauschen und die Dosis stehen demnach in einem inversen quadratischen Zusammenhang zueinander. Beispielsweise muss bei einer gewünschten Halbierung des Rauschens die Dosis vervierfacht werden.

2.5.4 Berechnung des CNR

Nach dem Abschluss der Rekonstruktionen wurden die Bilddaten von der externen Festplatte auf die EBW (Extended Brilliance Workstation, V4.5.2.40007, Philips Healthcare, Niederlande), eine spezielle CT-Workstation, übertragen, welche den Volumendatensatz in allen Ebenen und Rekonstruktionsverfahren in Echtzeit berechnet und darstellt. Zur Berechnung des CNR wurden zunächst Dichtemessungen in den Koronararterien, in der Aorta ascendens, im Septum cardiale sowie im subcutanen Fettgewebe durchgeführt, indem ROIs an vordefinierten Stellen platziert wurden (siehe Abb. 6).

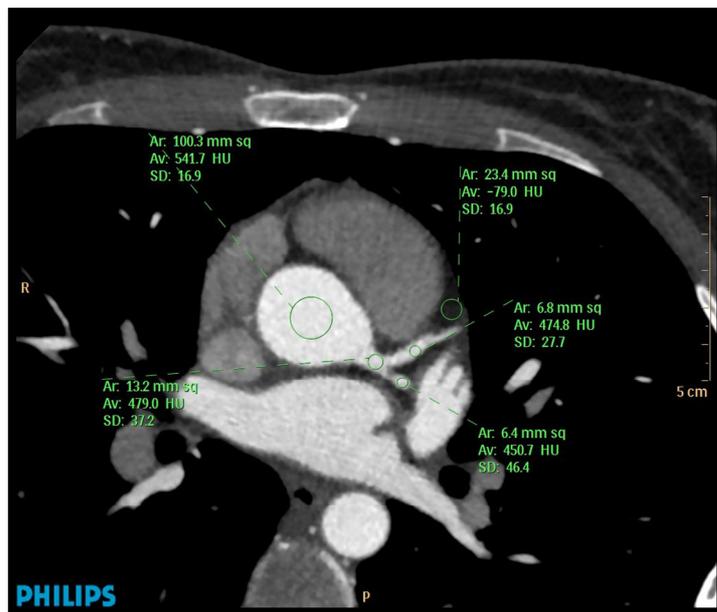


Abb. 6: Dichte- und Rauschmessungen an vordefinierten Strukturen.

Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) ergab sich dann aus der Division von Kontrast durch das Bildrauschen (siehe Kapitel 2.5.1).

Beispielhafte Berechnung des CNR im LAD anhand von Abbildung 6:

$$CNR = \frac{479 - (-79)}{16,9} = 33,0$$

Des Weiteren erfolgte die Platzierung von ROIs im umgebenden Fettgewebe der jeweiligen Gefäße, um auch hier die Standardabweichung als Maß des Hintergrundrauschens zu bestimmen.

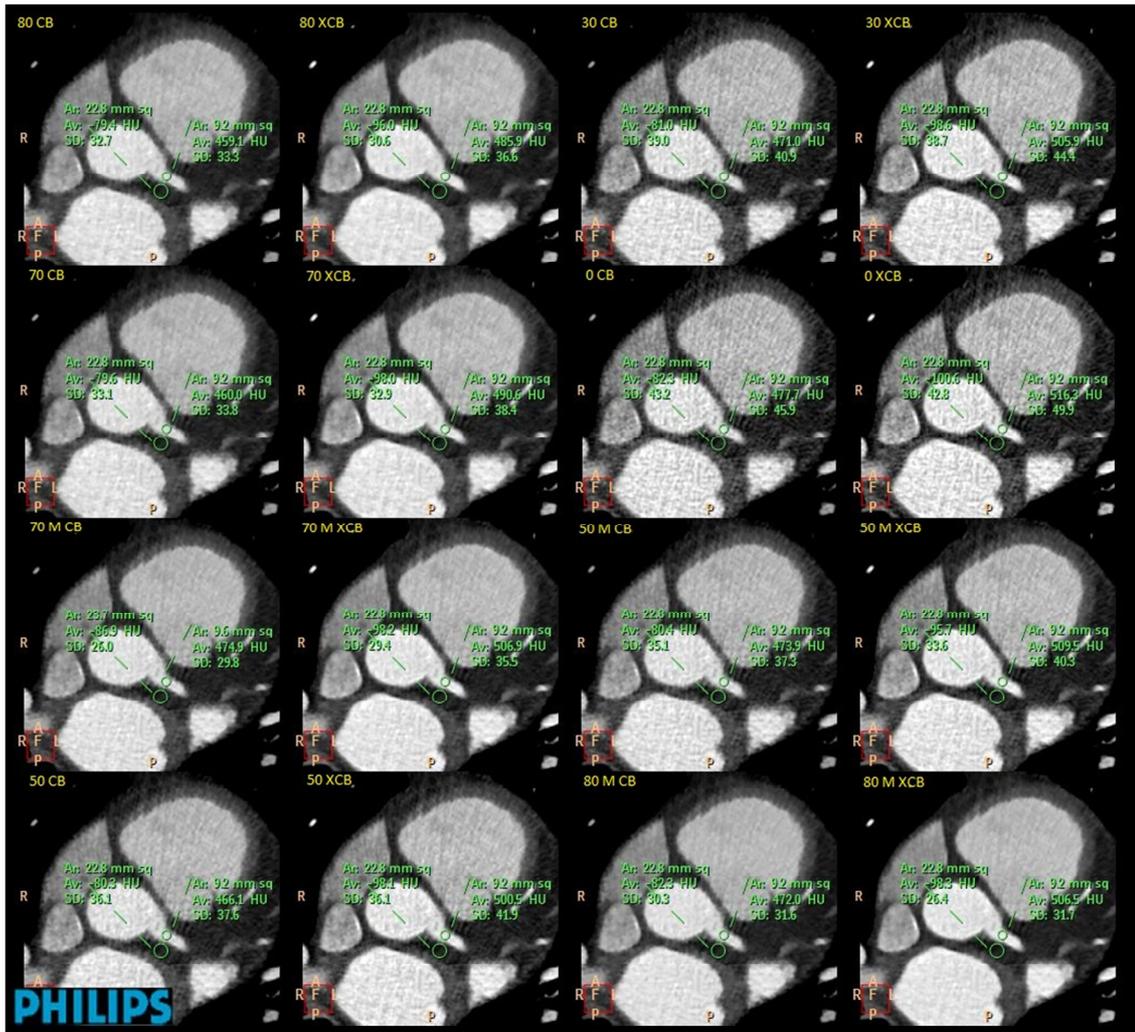


Abb. 7: Platzierung der ROIs am Beispiel der LAD in verschiedenen iDose®-Stufen.

Um eine exakte Vergleichbarkeit der verschiedenen iDose®-Stufen zu gewährleisten, wurden die ROIs zunächst in der Stufe iDose® 0 CB platziert und dann mittels Copy-and-Paste-Verfahren auf die übrigen 15 Stufen übertragen, die in einer 4x4-Matrix angeordnet waren (siehe Abb. 7). Die gemessenen Werte wurden anschließend in ein Tabellenkalkulationsprogramm übertragen (Microsoft Excel® 2010).

In folgenden Gefäßabschnitten wurden bei allen Rekonstruktionen und in allen Datensätzen CNR-Messungen durchgeführt: rechte Koronararterie (RCA) im proximalen und distalen Abschnitt, linke Koronararterie (LCA), Ramus interventricularis anterior (LAD) im proximalen und distalen Abschnitt, Ramus circumflexus (RCX) im proximalen und distalen Abschnitt, Ramus diagonalis I (RD I) und Ramus marginalis I (OM I).

2.6 Subjektive Beurteilung der Bildqualität

Für die subjektive Beurteilung wurden 11 Patienten ausgewählt: 4 Patienten mit Normalbefunden, 3 mit Gefäßstenosen, 3 mit Status nach PTCA und Stent und einer mit Status nach Bypass-Operation. Die subjektive Beurteilung erfolgte neben den axialen Schnittbildern auch an den gestreckten und gekrümmten Rekonstruktionen der interessierenden Gefäße. Dazu wurden die Bilddaten erneut von der externen Festplatte auf die EBW (Extended Brilliance Workstation, V4.5.2.40007, Philips Healthcare, Niederlande) übertragen. Anschließend wurde für jedes einzelne Gefäß in jedem einzelnen rekonstruierten Bildstapel die gestreckte und gekrümmte MPR rekonstruiert und als DICOM-Datei abgespeichert (siehe Abb. 8). Aus diesen Rekonstruktionen resultierten insgesamt 5825 Bewertungen.



Abb. 8: Rekonstruktion einer gestreckten MPR (unten links) am Beispiel der RCA.

Die multiplanaren Rekonstruktionen wurden mit den folgenden Kombinationen von iDose[®]-Stufen (0 bis 80), Rekonstruktionsfiltern (CB, XCB) und Multi-Resolution-Einstellungen (M) durchgeführt:

iDose[®] 0 CB/XCB (FBP), iDose[®] 30 CB/XCB, iDose[®] 50 CB/MCB/XCB/MXCB,
iDose[®] 70 CB/MCB/XCB/MXCB, iDose[®] 80 CB/MCB/XCB/MXCB.

Nach Abschluss der Rekonstruktionen wurde die subjektive Bewertung der Aufnahmen auf zugelassenen und regelmäßig qualitätskontrollierten Befundungsbildschirmen durch zwei erfahrene Radiologen mit 8 und 6 Jahren Erfahrung sowie einen Arzt in Weiterbildung mit 2 Jahren Erfahrung in der Befundung von CCTA-Untersuchungen in einer verblindeten Sitzung vorgenommen. Jeder Gefäßabschnitt wurde in jeder Rekonstruktion auf einer 4-Punkt-Skala bewertet. Der Bewertungsschlüssel und seine Bedeutung sind in Tabelle 7 zusammengefasst.

Note	Bedeutung
1	exzellente Bildqualität ohne Artefakte
2	diagnostisch verwertbar, gute Bildqualität, die minimal durch Bildrauschen und Artefakte beschränkt ist
3	diagnostisch verwertbar, mäßige Bildqualität
4	begrenzter diagnostischer Wert bei erheblichem Bildrauschen und Artefakten

Tab. 7: Bewertungsschlüssel für die subjektive Bildanalyse.

2.7 Statistische Auswertungen

Alle Variablen wurden als Mittelwert \pm Standardabweichung (SD) angegeben. Die statistische Auswertung wurde mit im Handel erhältlicher Software (SPSS[®] 20.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA für Windows[®]; Microsoft Excel[®], Redmond, WA, USA) durchgeführt. Unterschiede in den Parametern für die objektive Bildqualität wurden zwischen den verschiedenen iDose[®]-Stufen anhand des CNR mit Hilfe des Student t-Tests für gepaarte Stichproben verglichen. Das Signifikanzniveau lag bei $p < 0,05$.

Der Einfluss der verschiedenen Filtereinstellungen auf die mittleren, subjektiven Bewertungen der drei Betrachter wurde aufgrund der geringen Fallzahl ($N = 11$) mit Hilfe eines Friedman-Test für messwiederholte Daten überprüft. Als statistisch signifikant wurde ein p-Wert $< 0,05$ angesehen. Für die anschließenden Paarvergleiche verschiedener Filtereinstellungen wurden 11 Wilcoxon-Tests berechnet und das Signifikanzniveau entsprechend bonferonikorrigiert. Als statistisch signifikant galt für diese Paarvergleiche deshalb ein p-Wert $< 0,005$ ($= 0,05/11$). Die Übereinstimmung der Bewertungen der drei Betrachter bezüglich der subjektiven Bildqualität wurde mittels Fleiss' Kappa mit Korrektur nach Brennan und Prediger berechnet. Die Ergebnisse wurden als mangelhaft ($\kappa < 0$), schwach ($\kappa = 0.0 - 0.2$), leicht ($\kappa = 0.21 - 0.40$), mittelgradig ($\kappa = 0.41 - 0.60$), gut ($\kappa = 0.61 - 0.80$), sehr gut ($\kappa = 0.81 - 1.0$) interpretiert.

3 Ergebnisse

3.1 Dosis

Die mittlere effektive Dosis der Untersuchungen, nach ICRP 60 [20] wurde aus den registrierten Dosislängenprodukten mittels Konversionsfaktor $k = 0,014 \text{ mSv/mGy} \times \text{cm}$ abgeschätzt und betrug $1,7 \text{ mSv} \pm 0,7 \text{ mSv}$. Abbildung 9 demonstriert die Häufigkeitsverteilung der effektiven Dosis in dieser Studie.

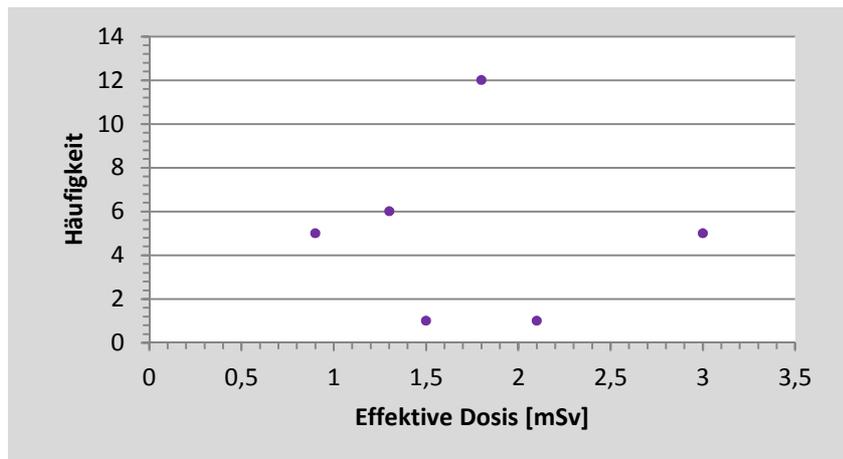


Abb. 9: Effektive Dosis aufgeschlüsselt nach Patientenzahlen.

Die minimale effektive Dosis von 0,9 mSv und die maximale effektive Dosis von 3,0 mSv wurden bei jeweils 5 Patienten appliziert.

3.2 Veranschaulichung der objektiven Bildqualität

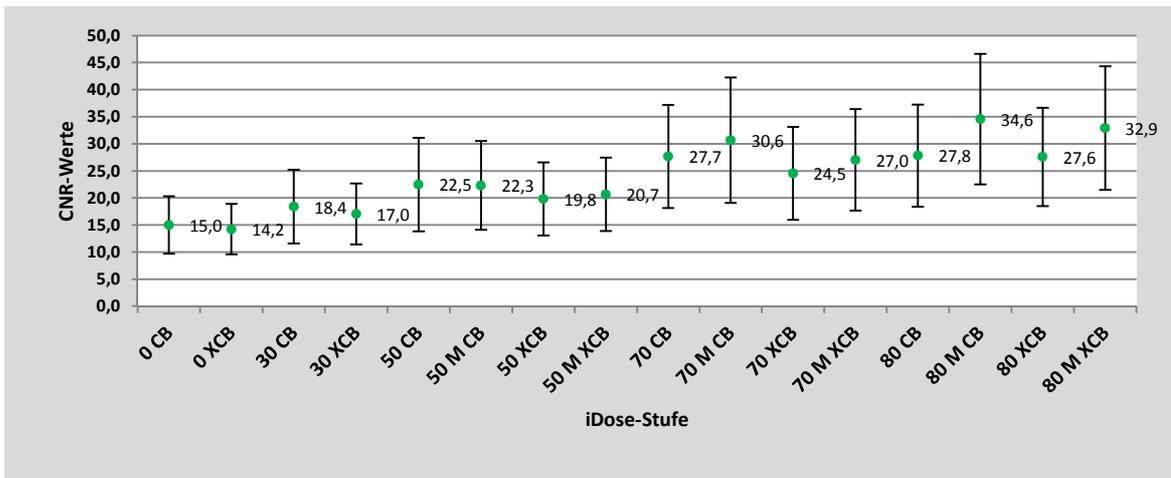


Abb. 10: Über alle Patienten gemittelt Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR) für alle IR-Rekonstruktionstufen (\pm SD). CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.

Als Parameter für die objektive Bildqualität diente das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR). Abbildung 10 zeigt, dass die CNR-Werte mit steigender iDose[®]-Stufe im Vergleich zur FBP (0CB, 0XCB) sowohl für den CB- als auch für den XCB-Kernel ansteigen. Vergleicht man die beiden verwendeten Kernel (CB und XCB), so finden sich mit FBP sowie iDose[®]-Stufe 30, 50 und 70 signifikant höhere CNR-Werte beim CB-Kernel im Vergleich zum XCB-Kernel. In iDose[®]-Stufe 80 gibt es zwischen dem CB- und XCB-Kernel keinen signifikanten Unterschied.

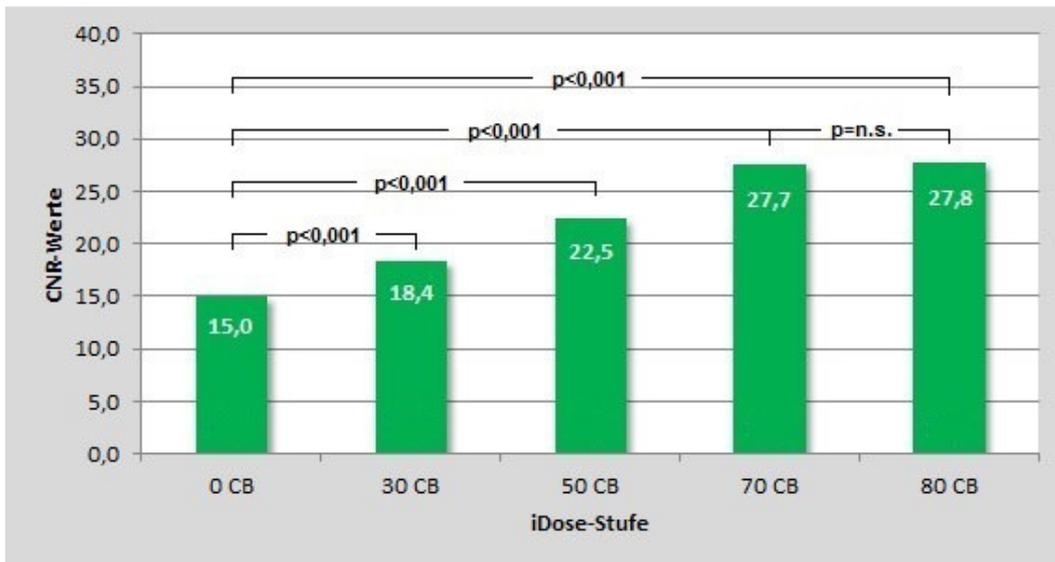


Abb. 11: Vergleich der CNR-Werte für die CB-Kernel. CB: glättender Filter.

Bei Verwendung des CB-Kernels fand sich eine sukzessive signifikante Erhöhung der CNR in den iDose[®]-Stufen 0, 30 50 und 70. Zwischen den iDose[®]-Stufen 70 und 80 zeigte sich hingegen kein signifikanter Unterschied (Abbildung 11).

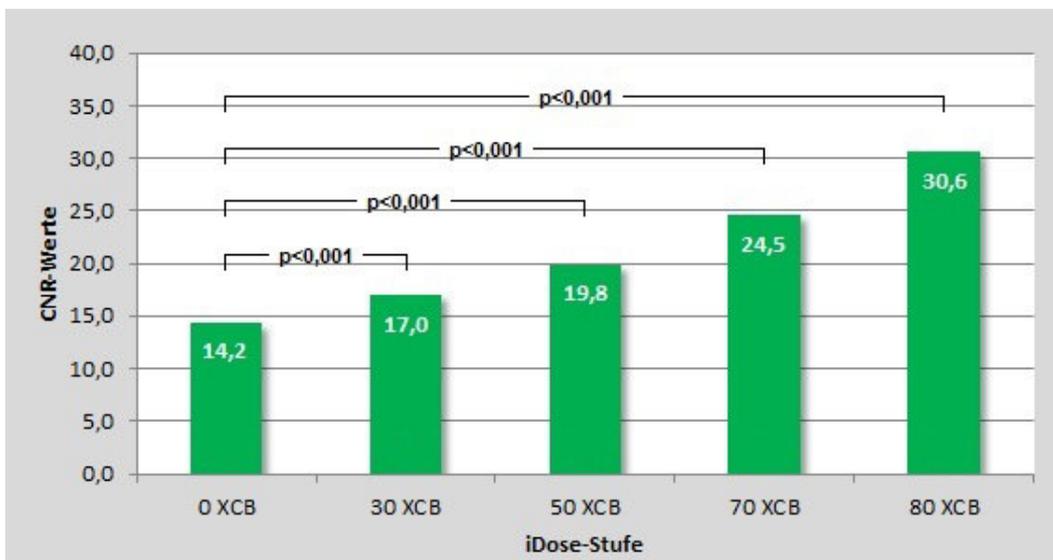


Abb. 12: Vergleich der CNR-Werte für die XCB-Kernel. XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung.

Bei Verwendung des XCB-Kernels fand sich ebenfalls eine sukzessive signifikante Erhöhung der CNR in allen iDose[®]-Stufen (Abbildung 12).

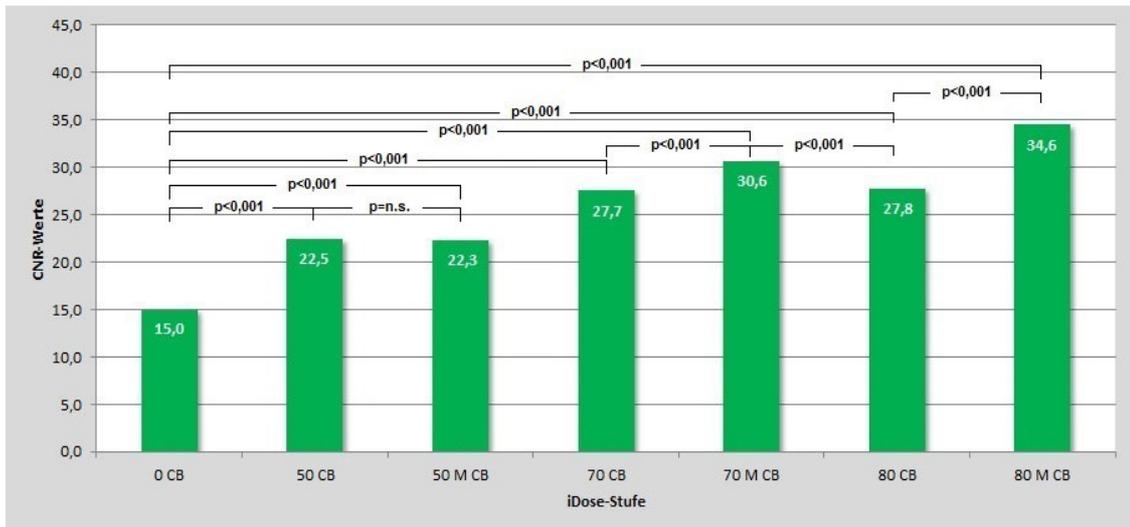


Abb. 13: Die Auswirkung von Multi-Resolution auf die CNR-Werte unter Verwendung des CB-Kernels. CB: glättender Filter, M: Multi-Resolution.

Die Verwendung der Multi-Resolution-Einstellung führte in Verbindung mit dem CB- wie auch mit dem XCB-Kernel sowohl in der iDose[®]-Stufe 70 als auch in der iDose[®]-Stufe 80 zu einer signifikanten ($p < 0,001$) Verbesserung der objektiven Bildqualität, wobei die höchsten CNR bei Verwendung der iDose[®]-Stufe 80MCB erreicht werden (Abbildungen 13 und 14). Die Kombination von Multi-Resolution und CB-Kernel innerhalb von iDose[®]-Stufe 50 zeigt keine erkennbare Verbesserung der objektiven Bildqualität.

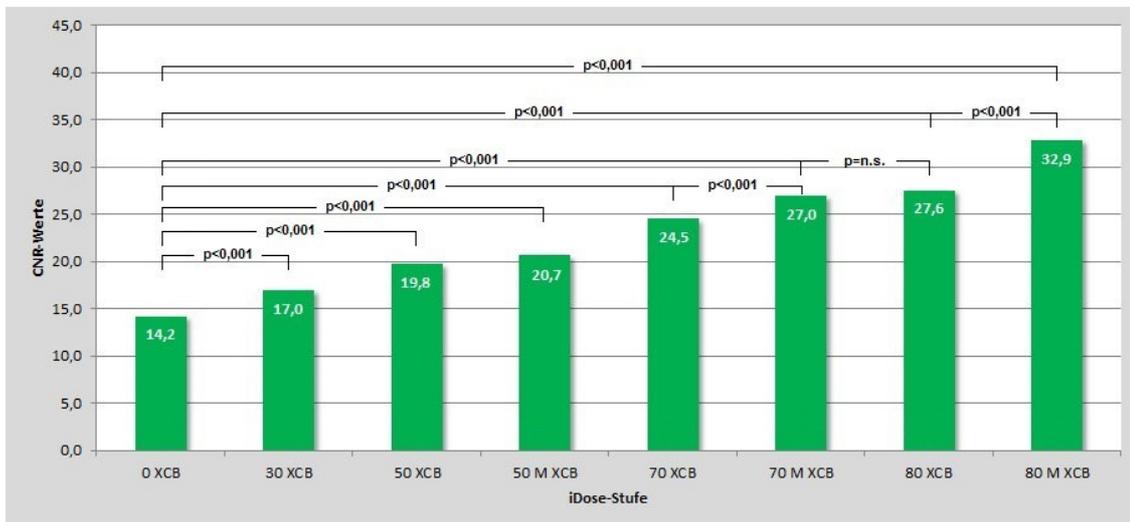


Abb. 14: Die Auswirkung von Multi-Resolution auf die CNR-Werte unter Verwendung des XCB-Kernels. XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.

Zur Verdeutlichung der oben angegebenen Werte wurden nachfolgend Bildbeispiele für Rekonstruktionen mit unterschiedlichen Rekonstruktionsfiltern und iDose[®]-Stufen exemplarisch für einen Patienten zusammengestellt (Abbildungen 15 und 16).

Study ID:14704

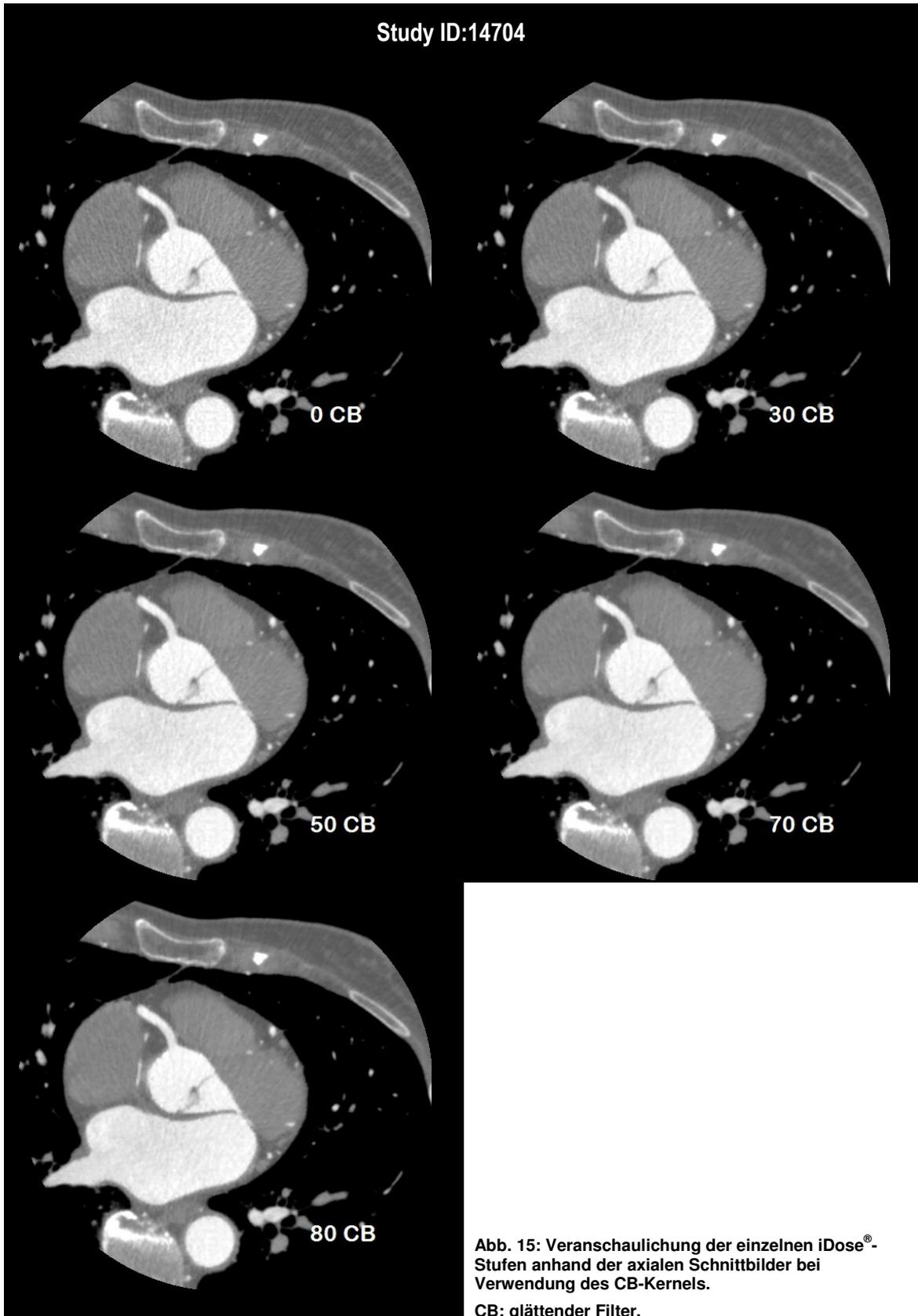


Abb. 15: Veranschaulichung der einzelnen iDose®-Stufen anhand der axialen Schnittbilder bei Verwendung des CB-Kernels.

CB: glättender Filter.

Study ID:14704

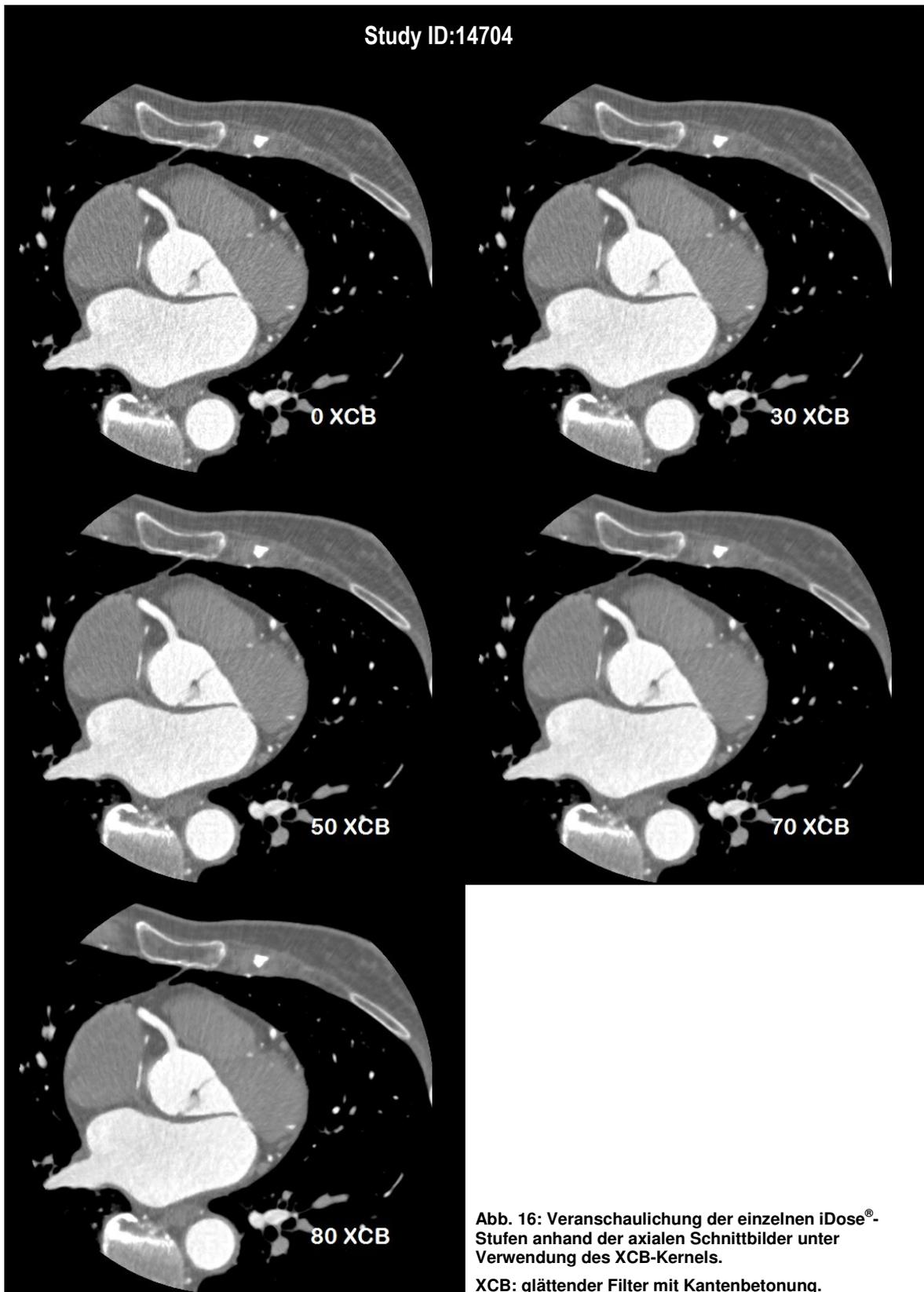


Abb. 16: Veranschaulichung der einzelnen iDose®-Stufen anhand der axialen Schnittbilder unter Verwendung des XCB-Kernels.

XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung.

3.2 Vergleich der subjektiven Bildqualität

3.2.1 Interobserver-Variabilität

Es wurden 11 Patienten für die Beurteilung der subjektiven Bildqualität ausgewählt, davon vier mit Normalbefund, drei mit Gefäßstenosen, drei mit Status nach PTCA und Stent und einer mit Status nach Bypassoperation. Insgesamt wurden 5825 Bewertungen erfasst. Dabei wurde 1024-mal die Note 1 („exzellent“) 17,6%, 2931-mal die Note 2 („gut“) 50,3%, 1745-mal die Note 3 („mäßig“) 30,0% und 125-mal die Note 4 („begrenzter diagnostischer Wert“) 2,1% vergeben.

Mit Hilfe von Fleiss' Kappa mit Korrektur nach Brennan und Prediger wurden die Bewertungen der 3 unabhängig voneinander bewertenden Radiologen statistisch aufgearbeitet, um das Maß der Übereinstimmungen festzustellen. Dabei zeigte sich eine gute Übereinstimmung der Bewertungen (κ -Wert zwischen 0.61 und 0.80; Abbildung 17).

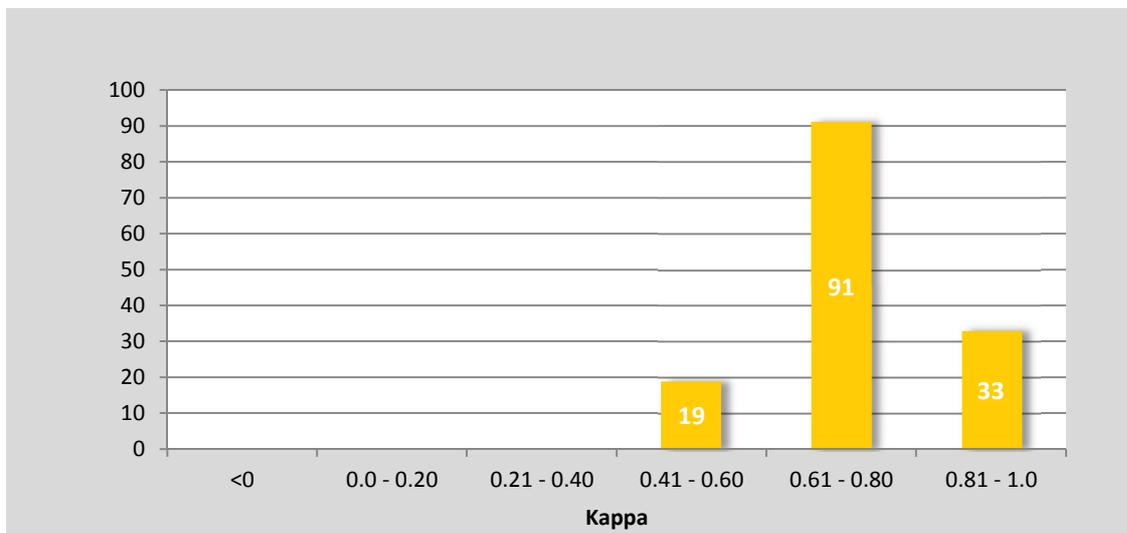


Abb. 17: Fleiss' κ mit Korrektur nach Brennan und Prediger zur Abschätzung der Interobserver-Variabilität.

3.2.2 Subjektive Bewertung

Die Mittelwerte (M) der subjektiven Bewertungen aller 3 Untersucher sind in Tabelle 8 wiedergegeben. Dort lassen sich die Mittelwerte der Bewertungen für eine iDose[®]-Stufe sowie die zugehörigen Standardabweichungen (SD) ablesen. Die Werte wurden über alle 3 Untersucher und alle Gefäßabschnitte der 11 untersuchten Patienten gemittelt.

iDose [®] -Stufe	n	M	SD	Min	Max
0 CB	11	2,4	0,3	2,06	2,90
0 XCB	11	2,2	0,2	2,06	2,70
30 CB	11	2,3	0,3	1,97	2,83
30 XCB	11	2,0	0,3	1,30	2,51
50 CB	11	2,1	0,4	1,40	2,54
50 MCB	11	1,7	0,3	1,31	2,03
50 XCB	11	1,7	0,3	1,25	2,36
50 MXCB	11	1,4	0,3	1,00	1,98
70 CB	11	2,3	0,3	1,87	2,98
70 MCB	11	2,6	0,2	2,30	3,08
70 XCB	11	2,1	0,2	1,87	2,51
70 MXCB	11	1,6	0,2	1,36	2,20
80 CB	11	2,8	0,2	2,48	3,17
80 MCB	11	2,9	0,2	2,67	3,26
80 XCB	11	2,6	0,3	2,16	3,22
80 MXCB	11	1,8	0,3	1,40	2,27

Tab. 8: Mittlere Bewertungen aller Bewerter über alle Gefäßabschnitte.

Bei der detaillierten Analyse zeigte sich, dass die subjektive Bildbewertung bei Verwendung der iDose[®]-Stufe 50 MXCB mit im Mittel $1,4 \pm 0,3$ gegenüber der Standardrekonstruktion (0 CB, $2,4 \pm 0,3$) signifikant besser ausfiel ($p < 0,001$).

Ausgehend von der Standardrekonstruktion zeigte sich eine sukzessive Verbesserung der subjektiven Bewertungen bis zur iDose[®]-Stufe 50 MXCB. Bezüglich der iDose[®]-Stufen 70 und 80 zeigte sich für die subjektive Bildqualität im Vergleich zur Standardrekonstruktion kein Qualitätsgewinn, teilweise ergab sich eine Tendenz zu schlechteren Bewertungen. Lediglich die Rekonstruktionen mit Multi-Resolution und XCB-Filter ergaben eine bessere Bewertung. Insgesamt fielen die subjektiven Bewertungen von iDose[®]-Stufe 70 im Vergleich zu iDose[®]-Stufe 80 besser aus.

Die Ergebnisse der subjektiven Bildbewertung für alle vorgenommenen Rekonstruktionen sind in Abb. 18 graphisch dargestellt.

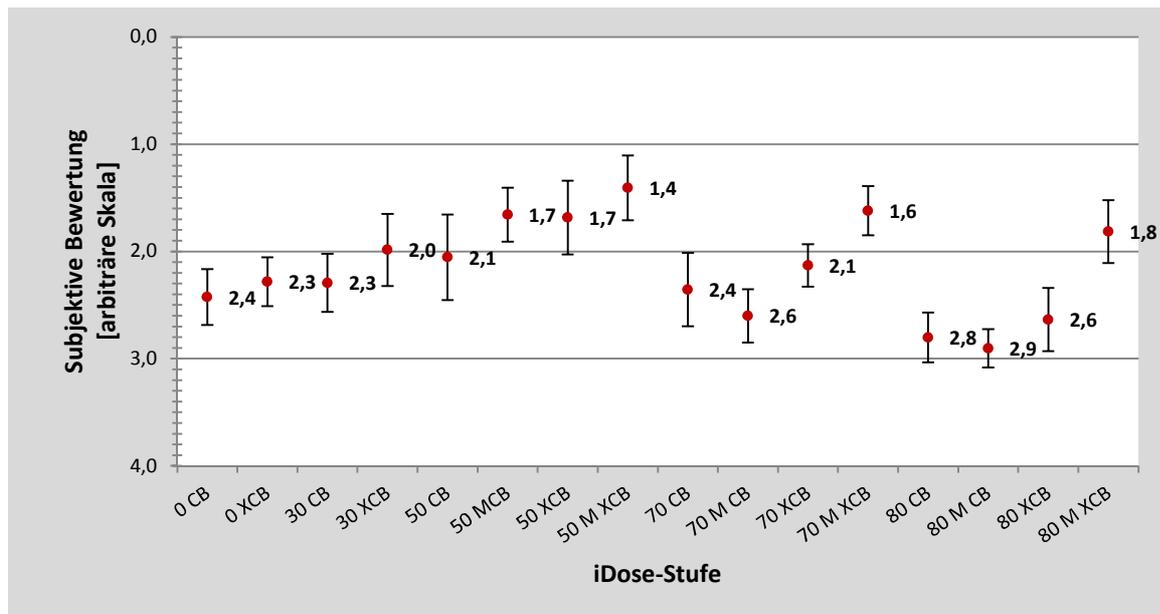


Abb. 18: Ergebnisse der subjektive Bewertung durch drei unabhängige Radiologen. CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.

			Exakte Signifikanz (2-seitig)
30 XCB	vs.	0 CB	0,003
50 MCB	vs.	0 CB	0,001
50 XCB	vs.	0 CB	0,001
50 MXCB	vs.	0 CB	0,001
70 MXCB	vs.	0 CB	0,001
80 MXCB	vs.	0 CB	0,001

Tab. 9: Paarvergleiche verschiedener iDose[®]-Stufen im Vergleich zur FBP (0CB).

			Exakte Signifikanz (2-seitig)
30 XCB	vs.	50 MXCB	0,001
50 MCB	vs.	50 MXCB	0,02
50 XCB	vs.	50 MXCB	0,005
70 MXCB	vs.	50 MXCB	0,002
80 MXCB	vs.	50 MXCB	0,001

Tab. 10: Paarvergleiche verschiedener iDose[®]-Stufen im Vergleich zur Stufe 50MXCB.

Auf Basis des signifikanten Ergebnisses im Friedman-Test wurden 11 Paarvergleiche mit einem bonferonikorrigierten α -Fehlerniveau von $0,05/11=0,005$ durchgeführt (Wilcoxon-Test). Dabei zeigten sich signifikante Unterschiede der Bewertungen zwischen den iDose[®]-Stufen 30 XCB, 50 MCB, 50 XCB, 50 MXCB, 70 MXCB im Vergleich zur FBP (0CB) (siehe Tabelle 9).

Zwischen der am besten bewerteten iDose[®]-Stufe 50 MXCB und den iDose[®]-Stufen 30 XCB, 50 XCB, 70 MXCB sowie 80 MXCB zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede der Bewertungen (siehe Tabelle 10).

3.3 Vergleiche zwischen objektiver und subjektiver Bildqualität

Subjektive Bildqualitätsbewertung und objektiv ermittelte Bildqualität, ausgedrückt durch das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR), werden in den folgenden Abbildungen gegenübergestellt.

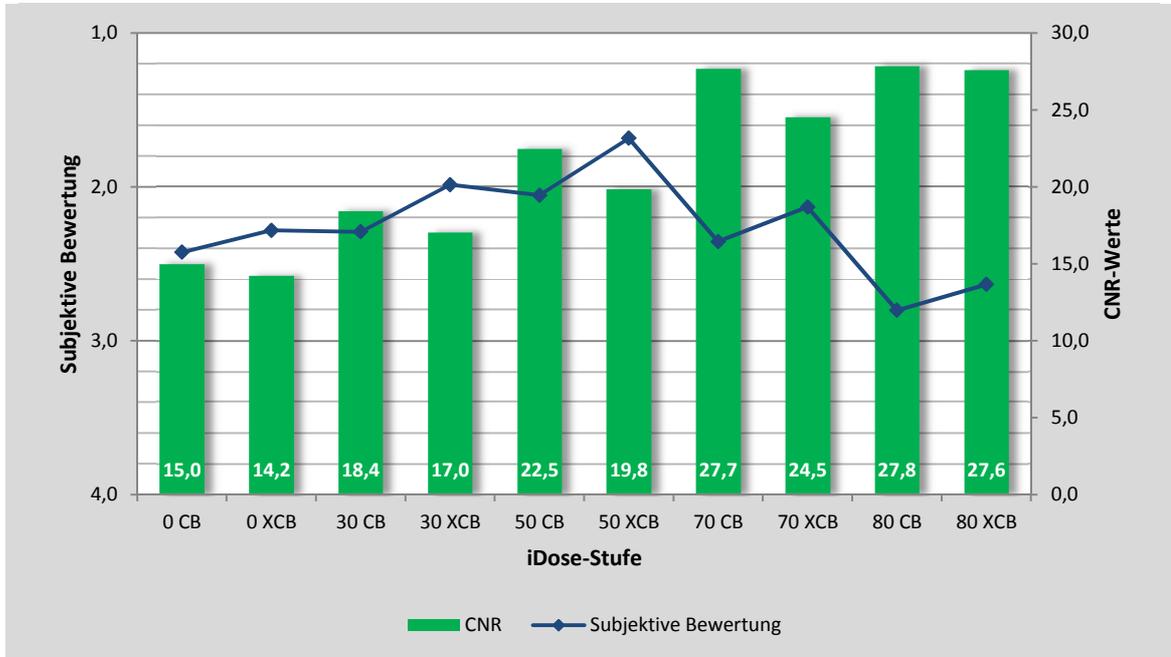


Abb. 19: Subjektive Bildqualitätsbewertung im Vergleich zur objektiv ermittelten Bildqualität (CNR).
CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung.

In der kumulativen Darstellung wird deutlich, dass sich der subjektive Bildeindruck bis iDose[®]-Stufe 50 XCB kontinuierlich verbessert. Ab der iDose[®]-Stufe 70 CB verschlechtert sich jedoch der subjektive Bildeindruck trotz weiterer Verbesserung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses.

3.4 Einfluss von Multi-Resolution bei der subjektiven Beurteilung

In den folgenden Abbildungen ist das Verhältnis von subjektiver und objektiver Bildqualität bei Verwendung von Multi-Resolution graphisch dargestellt.

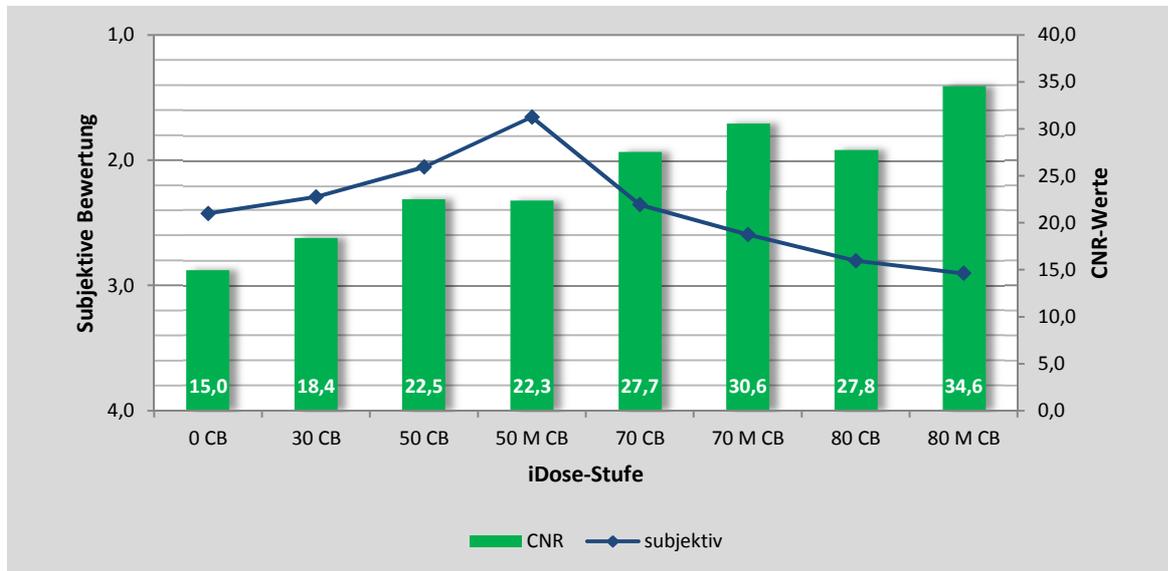


Abb. 20: Subjektive Bildqualitätsbewertung im Vergleich zur objektiv ermittelten Bildqualität (CNR) für sämtliche CB-Kernel mit und ohne Multi-Resolution (M). CB: glättender Filter, M: Multi-Resolution.

Abbildung 20 zeigt, dass sich die subjektiven Bewertungen mit steigendem CNR kontinuierlich bis iDose[®]-Stufe 50 MCB verbesserten, wo sie ihren höchsten Wert mit $1,7 \pm 0,3$ erreichten. Ab iDose[®]-Stufe 50 MCB verschlechterten sich die subjektiven Bewertungen trotz weiter steigendem CNR. Die iDose[®]-Stufe 80 MCB erhielt die schlechtesten Bewertungen mit einem Mittelwert von $2,9 \pm 0,2$.

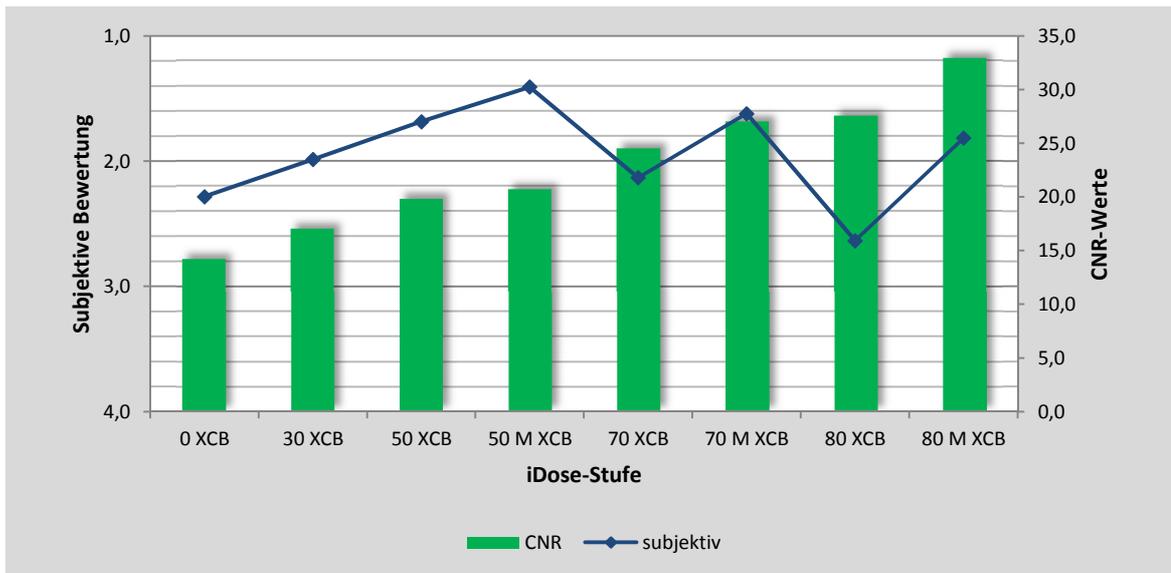


Abb. 21: Subjektive Bildqualitätsbewertung im Vergleich zur objektiv ermittelten Bildqualität (CNR) für sämtliche XCB-Kernel mit und ohne Multi-Resolution (M). XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.

Abbildung 21 zeigt, dass sich die subjektiven Bewertungen mit steigendem CNR kontinuierlich bis iDose[®]-Stufe 50 MXCB verbesserten, wo sie ihren höchsten Wert mit $1,4 \pm 0,3$ erreichten. In den iDose[®]-Stufen 70 XCB ($2,1 \pm 0,2$) und 70 MXCB ($1,6 \pm 0,2$) sowie 80 XCB ($2,6 \pm 0,3$) und 80 MXCB ($1,8 \pm 0,3$) waren die subjektiven Bewertungen trotz weiter steigender CNR-Werte schlechter. Es zeigte sich jedoch, dass die iDose[®]-Stufen 70 MXCB und 80 MXCB deutlich besser bewertet wurden als die korrespondierenden Rekonstruktionen ohne Multi-Resolution ($1,6 \pm 0,2$ und $1,8 \pm 0,3$ vs. $2,1 \pm 0,2$ und $2,6 \pm 0,3$).

Insgesamt wird ersichtlich, dass Multi-Resolution in Verbindung mit dem XCB-Kernel in jeder iDose[®]-Stufe zu einer Verbesserung der subjektiven Bildqualität im Vergleich zur FBP führte. Dagegen war in Verbindung mit dem CB-Kernel bei Verwendung von Multi-Resolution jenseits von iDose[®]-Stufe 50 eher eine leichte Verschlechterung der subjektiv empfundenen Bildqualität zu verzeichnen. Das beste Ergebnis ($1,4 \pm 0,3$) lieferte iDose[®]-Stufe 50 mit Multi-Resolution und XCB-Kernel (50 MXCB).

Die Abbildungen 22 bis 24 veranschaulichen die Wirkungsweise der iDose[®]-Stufen 50, 70 und 80 anhand der axialen Schnittbilder.

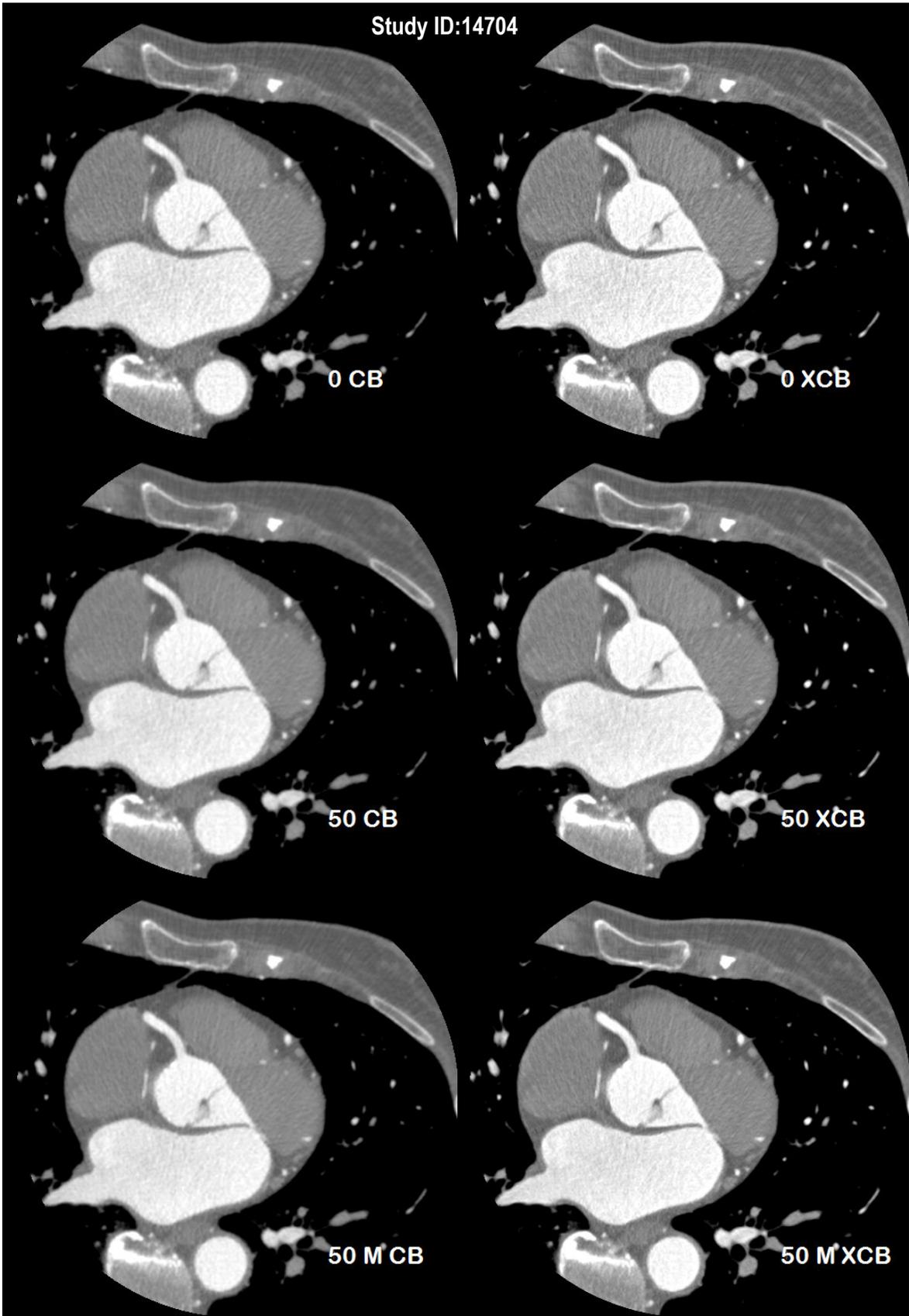


Abb. 22: iDose® Level 50 mit und ohne Verwendung von Multi-Resolution im Vergleich zu FBP. CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.

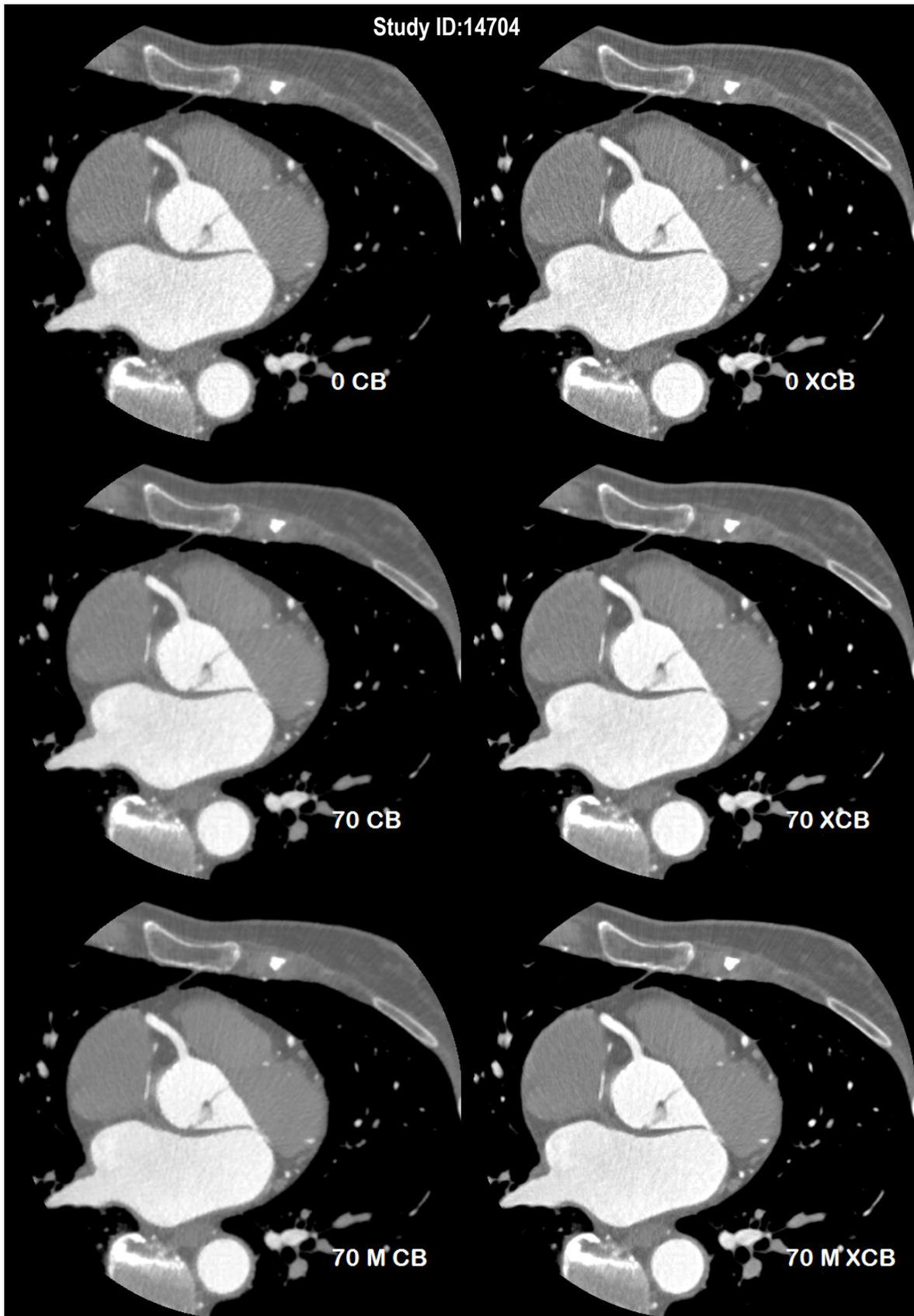


Abb. 23: iDose® Level 70 mit und ohne Verwendung von Multi-Resolution im Vergleich zu FBP. CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.

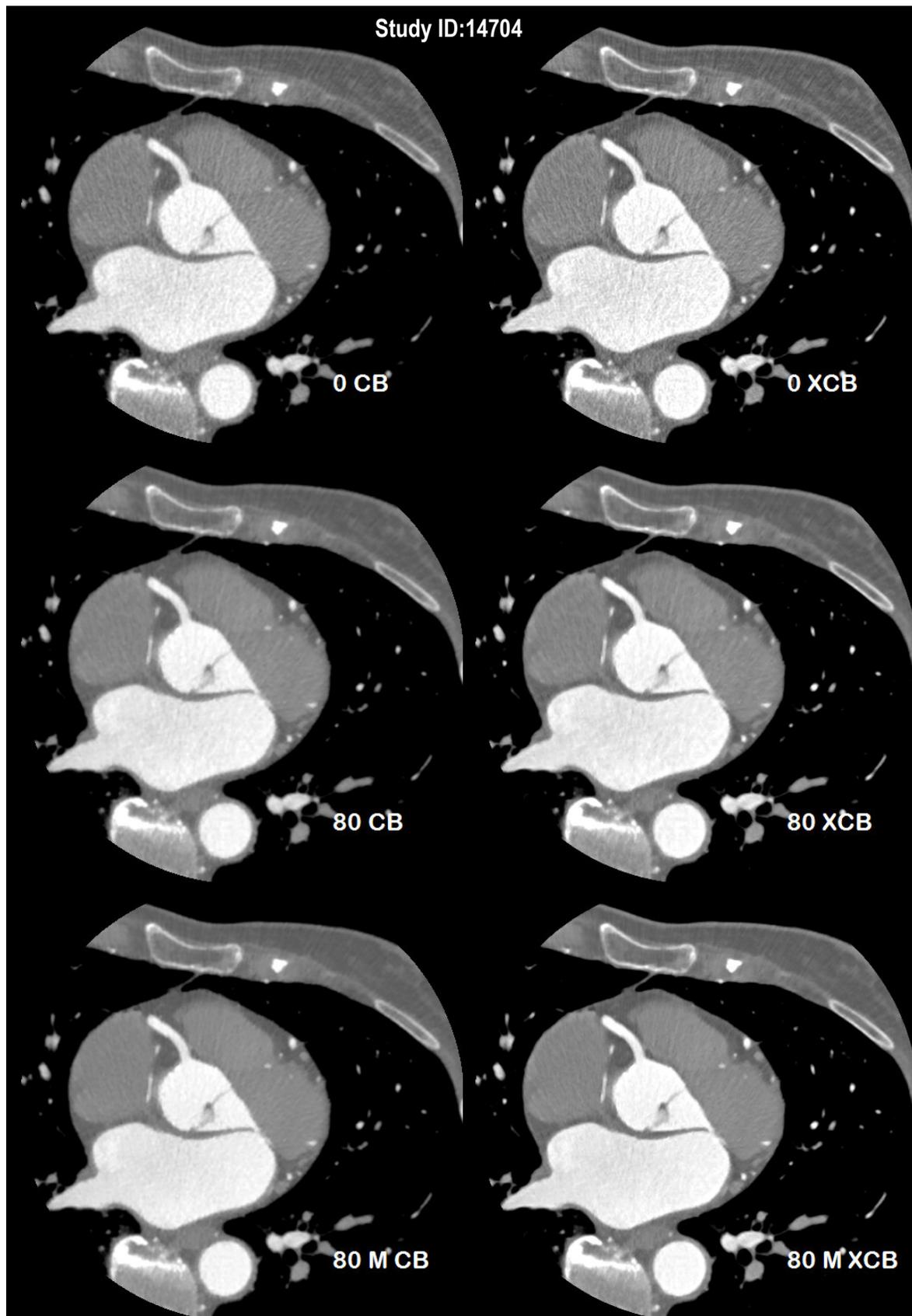


Abb. 24: iDose® Level 80 mit und ohne Verwendung von Multi-Resolution im Vergleich zu FBP. CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.

4 Diskussion

4.1 Stellenwert der MSCT in der Diagnostik der KHK

Die frühzeitige Diagnose einer KHK bietet die Möglichkeit, den weiteren Progress durch Änderung des Lebensstils [21] zu verhindern bzw. die Folgen durch eine pharmakologische oder interventionelle Therapie zu behandeln [22]. Die selektive Koronarangiographie stellt in der Diagnostik der KHK den Goldstandard zur Evaluation des Koronarstatus dar. Im Jahr 2008 wurden in der Bundesrepublik Deutschland 845.000 Herzkatheteruntersuchungen durchgeführt, von denen 64% rein diagnostisch waren und nur etwa ein Drittel mit einer Koronarintervention einhergingen [23]. In zunehmendem Maße spielen nicht-invasive bildgebende Methoden zur Minimierung der Komplikationen und Reduktion der hohen Zahl an rein diagnostischen Herzkatheteruntersuchungen eine immer wichtiger werdende Rolle in der Diagnose und Früherkennung der KHK. Mit der Einführung der 64-Schicht-Computertomographie im Jahre 2006 wurde die CCTA als nützliches diagnostisches Bildgebungsverfahren zur Beurteilung der koronaren Herzkrankheit entwickelt [24].

In der Übersichtsarbeit von Contractor et al. [25] wird betont, dass die CCTA eine wichtige, sich schnell entwickelnde diagnostische Methode sowie ein prognostisches Werkzeug für die Evaluierung der KHK ist, was auch in der multinationalen „CONFIRM Registry“ [26] bestätigt wurde, die mehr als 27125 Patienten mit Verdacht auf KHK aus 12 verschiedenen Zentren in Nordamerika, Asien und Europa einschloss. Hier konnte gezeigt werden, dass nur wenige Patienten mit leichter oder mittelschwerer KHK eine weitere Behandlung mittels invasiver Koronarangiographie benötigten, was das kostensparende Potential der CCTA als sogenannte „Gatekeeper“-Untersuchung bestätigte.

Petcherski et al. [27] konnten in einer Studie mit 121 konsekutiven Patienten zeigen, dass bei symptomatischen Patienten mit thorakalen Schmerzen die Untersuchung mit einem 256-Schicht-CT eine hohe diagnostische Genauigkeit besitzt. Die Sensitivität und der negative prädiktive Wert ihrer Untersuchungen lagen bei 100%, so dass mit Hilfe der CCTA alle Patienten mit KHK richtig erkannt wurden.

Hadamitzky et al. [28] führten bei einem Kollektiv von 2223 Patienten mit Verdacht auf KHK koronare CT-Angiographien durch und haben diese über einen Zeitraum von 28 Monaten nachuntersucht. Als Endpunkt war das Auftreten von kardialen Ereignissen definiert (Herztod, nicht letaler Myokardinfarkt, instabile Angina pectoris und koronare Bypassoperation spätestens 90 Tage nach CCTA). Sie fanden heraus, dass verglichen mit dem Calcium-Score oder den klinischen Risiko-Scores die CCTA bei Patienten mit Verdacht auf KHK nicht nur Koronarstenosen besser detektieren konnte, sondern auch die Vorhersage von kardialen Ereignissen verbesserte.

In einer Studie aus dem Jahr 2007 unterzogen Cole et al. [29] 206 Patienten einer CCTA an einem 64-Schicht-CT-Gerät, die in der vorangehenden Myokardszintigraphie einen pathologischen oder unklaren Befund gezeigt hatten. Die Untersuchungen wurden von einem geschulten Untersucher ausgewertet, wobei zwischen "keine KHK", "obstruktive KHK" oder "potenziell obstruktive KHK" unterschieden wurden. Eine selektive Herzkatheteruntersuchung erfolgte nur dann, wenn in der CCTA eine potenziell obstruktive KHK diagnostiziert wurde. Sie fanden dabei heraus, dass Kosten eingespart werden können, wenn die CCTA der initialen Herzkatheteruntersuchung vorgeschaltet wird, sofern der Befund der vorangehenden Myokardszintigraphie pathologisch gewesen ist.

Trotz der oben aufgeführten Vorteile bleibt die CCTA jedoch im Hinblick auf die applizierte Dosis eine kritische Untersuchung. Der Grund dafür liegt darin, dass zur Beurteilung der feinen Koronarien eine hohe räumliche und zeitliche Auflösung benötigt wird. Um in dieser Situation diagnostische Bilder zu erhalten, muss eine relativ hohe Dosis genutzt werden [30].

Anfänglich wurden für die Durchführung einer CCTA hohe effektive Dosiswerte bis zu 30 mSv verwendet, um mit Hilfe des retrospektiven EKG-Gatings die kleinsten Koronargefäße sichtbar zu machen [24]. In den vergangenen Jahren ist es jedoch gelungen, durch eine Vielzahl technischer Innovationen und Anwendungsmodifikationen eine erhebliche Dosisreduktion zu erreichen. Im folgenden Kapitel sollen die wichtigsten Maßnahmen zur Reduktion der Dosis kurz umrissen werden.

4.2 Maßnahmen zur Dosisreduktion

CT-Untersuchungen sind im Vergleich zu anderen radiologischen Verfahren mit einer hohen Strahlenexposition für den Patienten verbunden [31]. Studien haben gezeigt, dass CT-Untersuchungen zwar nur ca. 5 bis 7% aller Untersuchungen ausmachen, aber für mehr als 50% der kollektiven effektiven Dosis verantwortlich sind [10, 32]. Um die negativen Effekte ionisierender Strahlung zu vermeiden, sollte die Dosis nach dem ALARA-Prinzip so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar gehalten werden [31]. Die wichtigste Aufgabe besteht darin, die Dosis zu reduzieren und gleichzeitig sicherzustellen, dass die diagnostische Aussagekraft der gewonnenen Bilddaten gewährleistet ist [31]. Um bei der Durchführung der CCTA trotz geringer Strahlenexposition eine adäquate Bildqualität mit einer hohen räumlichen Auflösung zu erzielen, wurden in den vergangenen Jahrzehnten Techniken entwickelt, die zu einer Dosisersparung und somit zu einer Etablierung dieser Untersuchung in der klinischen Routine führen sollten.

4.2.1 Reduktion des mAs-Produktes

Der nach Einschalten der Röntgenröhre zwischen Kathode und Anode fließende Strom wird als Röhrenstrom bezeichnet und in der Einheit Milliampere [mA] angegeben. Oft wird das Produkt aus Röhrenstrom und Rotationszeit t_{rot} (mAs-Produkt) als Belichtung mit der Einheit Milliampere Sekunde [mAs] angegeben. Eine Erniedrigung des mAs-Produktes führt zu einer Reduktion der Strahlendosis, da diese sowohl zum Röhrenstrom wie auch zur Rotationszeit direkt proportional ist, aber auch zu einem erhöhten Bildrauschen, das sich invers zur Wurzel des mAs-Produkts verhält [13, 33].

4.2.2 Reduktion der Röhrenspannung

Die zwischen der Kathode und der Anode zum Beschleunigen der Elektronen angelegte Spannung wird als Röhrenspannung mit der Einheit Kilovolt [kV] bezeichnet. Die Erniedrigung der Röhrenspannung stellt eine weitere effektive Maßnahme zur Reduktion der Strahlendosis dar, weil die Dosis proportional zum Quadrat der Röhrenspannung ist.

Von Vorteil ist außerdem, dass mit niedriger Spannung der Bildkontrast speziell bei Verwendung von jodhaltigen Kontrastmitteln, wie sie auch bei der CCTA eingesetzt werden, deutlich gesteigert wird. Aufgrund der stärkeren Absorption von Röntgenstrahlen niedrigerer Energie (z.B. 100 kV vs. 120 kV) durch Elemente höherer Ordnungszahl kann der Nachteil des erhöhten Bildrauschens durch eine Verbesserung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (CNR) teilweise kompensiert werden [34]. Dong et al. [35] konnten in einer Studie zeigen, dass die Reduktion der Röhrenspannung um etwa 60%, nämlich von 140 kV auf 80 kV bei CT-Abdomen-Untersuchungen von pädiatrischen Patienten zu einer Erhöhung des CNR um 40% und gleichzeitig zu einer Dosisersparung von 70% führte.

Hausleiter et al. [36] untersuchten in ihrer Studie den Effekt einer niedrigen Röhrenspannung auf die Strahlendosis und die Bildqualität in der CCTA bei nicht adipösen Patienten. Dabei wurden 202 Patienten mit 100 kV und 198 Patienten mit dem Standardprotokoll und einer Röhrenspannung von 120 kV untersucht. Sie erreichten damit eine Dosisreduktion um 31% bei gleichbleibender Bildqualität.

4.2.3 EKG-gesteuerte Röhrenstrommodulation („ECG-Pulsing“)

Während einer retrospektiv EKG-getriggerten CCTA wird das Herz bei kontinuierlicher Tischbewegung mit einem Spiralscan abgedeckt, wobei parallel zu den kontinuierlich erfassten Messdaten das EKG-Signal des Patienten aufgezeichnet wird [37]. Dabei kann mit reduzierter Dosis gearbeitet werden, indem während der Systole, in der typischerweise keine diagnostischen Bilder rekonstruiert werden, der kontinuierlich eingeschaltete Röhrenstrom abgesenkt wird [38].

Das EKG des Patienten wird während des Spiralscans erfasst, um nach der Untersuchung, also retrospektiv, in der Lage zu sein, die akquirierten Daten den spezifischen Phasen des Herzzyklus (Diastole/Systole) zuordnen zu können [39]. Bei der retrospektiven EKG-Triggerung werden nur die Daten, die innerhalb eines vom Untersucher vordefinierten Intervalls des Herzzyklus akquiriert wurden, zur Bildrekonstruktion verwendet [39].

Mit Hilfe eines Phantoms untersuchten Poll et al. [40] die Auswirkungen der EKG-gesteuerten Röhrenstrommodulation in retrospektiv EKG-gesteuerten Mehrschicht-CT-Untersuchungen des Herzens. Sie verwendeten bei zwei verschiedenen Herzfrequenzen (60 und 80 bpm) jeweils unterschiedliche Untersuchungsprotokolle, die sich hinsichtlich Schichtdicke und Pitchfaktor unterschieden. Beim Vergleich der gewonnenen Daten mit gegenüber Untersuchungen ohne „EKG-Pulsing“ fanden sie heraus, dass die EKG-gesteuerte Röhrenstrom-Modulation beim MSCT des Herzens eine Reduzierung der Dosis von bis zu 44% ermöglichte. Dabei ist der Röhrenstrom, als eine Funktion über die Zeit, und somit auch die Strahlenexposition abhängig von der Herzfrequenz des Patienten. Die größte Dosisreduktion kann mit dieser Technik bei niedrigen Herzraten erzielt werden.

Jakobs et al. [41] erforschten den Effekt dieser Technik an 100 Patienten mit Verdacht auf KHK. Die Hälfte des Kollektivs wurde mit herkömmlicher retrospektiver EKG-Triggerung untersucht, während die andere Hälfte mit der automatischen EKG-basierten Röhrenstrommodulation untersucht wurde. Sie stellten dabei auch im klinischen Kontext eine Dosisersparung von 45 bis 48 % fest.

4.2.4 Prospektive EKG-Triggerung

Eine weitere Methode, die zu einer Verringerung der Strahlenexposition führt, ist die prospektive EKG-Triggerung [42]. Dabei handelt es sich jedoch keineswegs um eine moderne Methode, denn sie wurde bereits von Sir Godfrey Hounsfield im Jahre 1980 mit dem Single-Slice-CT angewendet, da er erkannt hatte, dass sich die Synchronisation der Datenakquisition mit der Diastole hervorragend für die Abbildung des Herzens eignete [43, 44]. Mit dieser Technik wird die Röntgenstrahlung nur zu einem vordefinierten Zeitpunkt des Herzzyklus appliziert, und nicht während des gesamten Herzzyklus, wie es bei der retrospektiven EKG-Triggerung der Fall ist [42]. Der Aufnahmezeitpunkt innerhalb des RR-Intervalls wird durch den Untersucher gewählt [37]. Durch die im Vergleich zu Protokollen mit retrospektiver EKG-Synchronisation verringerte Netto-Aufnahmezeit wird die Dosis reduziert [37].

High-Pitch-Modus sowie „Step-and-Shoot“ sind zwei vollkommen unterschiedliche Niedrigdosisprotokolle, die auf der Grundlage der prospektiven EKG-Triggerung funktionieren.

In einer Studie untersuchten Alkadhi et al. [45] 100 Patienten mit einer prospektiv EKG-getriggerten CCTA an einem 128-Schicht Dual-Source-CT. Eine Hälfte des Patientenkollektivs wurde mit einem Niedrigdosisprotokoll im „Step-and-Shoot“-Modus und die andere Hälfte im High-Pitch-Modus untersucht. Es ergab sich für die „Step-and-Shoot“-Methode eine effektive Dosis von 1,4 mSv und für die High-Pitch-Methode 0,9 mSv.

Die Funktionsweise beider Protokolle soll im Folgenden kurz erläutert werden.

4.2.4.1 High-Pitch Dual-Source-CT

Im Jahre 2009 wurde die High-Pitch Dual-Source CCTA mit prospektiver EKG-Triggerung vorgestellt [46, 47]. Verglichen mit herkömmlichen Single-Source-CT-Systemen besitzt die Dual-Source CT (DSCT) zwei Röntgenröhren und zwei Detektoren, die in einem Winkel von 90 Grad angeordnet sind. Diese Bauweise erlaubt eine Verdopplung der zeitlichen Auflösung und eine Datenerfassung in High-Pitch-Modus [47]. Die hohe zeitliche Auflösung wird dadurch erzielt, dass nur eine 90-Grad-Drehung des Systems für die Bildrekonstruktion notwendig ist, während konventionelle Systeme mindestens eine 180-Grad-Drehung der Gantry benötigen [46].

Der Pitchfaktor ist eine dimensionslose Größe, welche den Tischvorschub während einer vollständigen Umdrehung der Gantry beschreibt [48]. Je höher der Pitch gewählt wird, desto schneller wird eine bestimmte Körperregion während der Datenakquisition abgebildet [14]. Bei Single-Source-CT-Systemen muss ein Pitchfaktor zwischen 1 und 2 gewählt werden, um eine lückenlose Abbildung des Herzens zu gewährleisten [14, 48]. Bei Auswahl eines höheren Pitchfaktors würden Datenlücken entstehen, die zu Artefakten bei der Bildrekonstruktion führen würden [46, 47, 49].

Da das Dual-Source-CT, wie oben bereits beschrieben, zwei Röntgenröhren und zwei Detektoren besitzt, die um 90° gegeneinander versetzt sind, wird das zweite Detektorsystem im High-Pitch-Scanmodus dazu verwendet, um die Datenlücken auszufüllen, so dass der Pitch auf Werte > 3 erhöht werden kann [47]. Die Verwendung des High-Pitch-Modus ermöglicht somit den Scan des kompletten Koronarbaums während der Diastole eines einzigen Herzschlages [47, 49].

Hausleiter et al. [46] untersuchten in ihrer Machbarkeitsstudie die Strahlenexposition bei der Verwendung von High-Pitch-Scan-Protokollen im prospektiv getriggerten 64-Schicht Dual-Source-CT an 14 Patienten und erreichten damit eine effektive Dosis von $2,0 \pm 0,7$ mSv. Hierbei stellen sie bei 82% aller Koronararteriensegmente eine diagnostisch akzeptable Bildqualität fest.

Achenbach et al.[50] erreichten in ihrer Machbarkeitsstudie mit einem 128-Schicht Dual-Source-CT mit prospektiver EKG-Triggerung sowie High-Pitch-Scan-Protokoll bei einer Röhrenspannung von 100 kV eine effektive Dosis von $0,87 \pm 0,07$ mSv bei schlanken bis leicht übergewichtigen Patienten. Hierbei stellten sie bei den insgesamt 50 konsekutiv untersuchten Patienten insgesamt eine exzellente Bildqualität fest. Lediglich 0,5% der insgesamt 742 untersuchten Koronararteriensegmente wurden als nicht interpretierbar eingestuft.

Lell et al. [51] erreichten mit einem 128-Schicht Dual-Source-CT mit prospektiver EKG-Triggerung sowie High-Pitch-Scan-Protokoll bei einer Röhrenspannung von 100 kV und einem Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 320 mAs eine effektive Dosis von $1,6 \pm 0,2$ mSv und bei 120 kV eine effektive Dosis von $3,2 \pm 0,4$ mSv. Sie konstatierten bei allen 24 untersuchten Patienten eine diagnostische Bildqualität der Koronararterien und eine von Bewegungsartefakten freie sowie genaue Darstellung der thorakalen Gefäße. Sie betonen jedoch, dass nur Patienten mit einer niedrigen und stabilen Herzfrequenz von dieser geringen Strahlenexposition profitieren können. Grund hierfür ist, dass die Datenerfassung nicht in einer bestimmten Phase des R-R-Intervalls erfolgt, sondern über einen gewissen Bereich (bei einer Herzfrequenz von 60 Schlägen pro Minute für eine abzubildende Länge von 12 cm von 60% R-R distal bis 90% R-R proximal). Hierdurch wird die Anwendbarkeit dieses Modus auf relativ kurze Scanbereiche und niedrige Herzfrequenzen beschränkt [51].

4.2.4.2 „Step-and-Shoot“-Technik

Beim sogenannten „Step-and-Shoot“-Verfahren, das auch in der vorliegenden Untersuchung verwendet wurde, legt der Untersucher im Voraus den Aufnahmezeitpunkt innerhalb des Herzzyklus fest [42].

Aufgrund der zu beurteilenden feinen anatomischen Strukturen wird bei der Durchführung von Herzuntersuchungen eine hohe räumliche Auflösung benötigt. Da das Herz ein bewegtes Organ ist, muss es am besten in einer relativen Ruhephase, also in der Diastole untersucht werden. Die prospektive EKG-Triggerung bewirkt, dass die Röntgenröhre nicht während der gesamten Untersuchung strahlt, sondern nur in der Diastole, die in der Regel bei 60-80% des RR-Intervalls liegt [37].

Bei dieser Technik erfolgt die axiale Datenerfassung kombiniert mit einer schrittweisen Bewegung des Patiententisches, sodass mit Hilfe der großen Volumenabdeckung der modernen CT-Scanner eine vollständige Abbildung des Herzens in 2 bis 3 Stufen ermöglicht wird [43]. Der Patiententisch ist während der Bildakquisition stationär und bewegt sich anschließend zur nächsten Position, an der durch den nachfolgenden Herzzyklus ein weiterer Scan eingeleitet wird [43]. Als Resultat gibt es keine Überschneidungen zwischen den Scans und eine signifikante Reduktion der Strahlendosis von 77 – 87% [43].

Die Untersuchungen der vorliegenden Studie wurden auf einem 256 Schicht-CT-Gerät der Firma Philips mit einem „Step-and-Shoot“-Protokoll bei 78% des RR-Intervalls durchgeführt.

Klass et al. [52] fanden heraus, dass prospektiv EKG-getriggerte Niedrigdosis-CCTA auf dieser Gerätegeneration eine bessere Bildqualität als auf einem 64 Schicht-MSCT-Gerät liefern. Sie untersuchten insgesamt 160 Patienten, davon 80 mit einem 64 Schicht-MSCT- und 80 mit einem 256 Schicht-MSCT-Gerät. Der durchschnittliche BMI ihrer Patienten betrug 25 kg/m^2 , die durchschnittliche effektive Dosis (mit Konversionsfaktor $0,017 \text{ mSv/mGy} \times \text{cm}$ errechnet) lag bei $3,4 \text{ mSv}$.

Die Patientenpopulation der vorliegenden Studie hatte mit 26 kg/m² annähernd den gleichen mittleren BMI, jedoch betrug die mittlere effektive Dosis 1,7 mSv. Dieser Unterschied resultiert daraus, dass die vorliegende Untersuchung mit optimierten Scanprotokollen erfolgte, die überwiegend mit reduzierter Röhrenspannung (100 kV) sowie Verzicht auf Padding (d.h. verlängerte Akquisitionszeit, um im Falle von instabilen Herzraten ggf. Rekonstruktionen bei um bis zu $\pm 5\%$ R-R früheren oder späteren Herzphasen durchführen zu können) vorgenommen wurden.

4.2.4.3 Vor-und Nachteile der prospektiven EKG-Triggerung

Der größte Vorteil der prospektiv EKG-getriggerten CCTA ist die im Vergleich zum retrospektiven EKG-Gating geringere Strahlendosis [43].

Lee et al. [53] haben die effektive Dosis und die Bildqualität zwischen retrospektivem EKG-Gating und prospektiver EKG-Triggerung mit „Step-and-Shoot“-Technik an einem 256-Schicht-Scanner verglichen. Dabei untersuchten sie 124 Bypassgefäße bei 64 Patienten und stellten fest, dass die prospektive EKG-Triggerung zu einer Dosisreduktion von 65% führt. Bezüglich der objektiven Bildqualität gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Methoden.

Hausleiter et al. [54] bestätigten im Rahmen einer Multicenter-Studie mit 400 Patienten ebenfalls eine 69%ige Dosisreduktion bei erhaltener Bildqualität mit der „Step-and-Shoot“-Technik im Vergleich zum retrospektiven EKG-Gating. Voraussetzung dafür ist jedoch eine stabile und niedrige Herzfrequenz von weniger als 65 bpm bei Single-Source-Scannern und weniger als 75 bpm bei Dual-Source-Scannern.

Die mittlere Herzfrequenz der in dieser Studie untersuchten Patienten lag bei 58 bpm. Mit der prospektiven EKG-Triggerung und Einsatz der „Step-and-Shoot“-Technik war somit eine mittlere effektive Dosis von 1,7 mSv \pm 0,7 mSv möglich.

Die „Step-and-Shoot“-Technik kann jedoch nicht für jeden Patienten verwendet werden, da die Verwendung der prospektiven EKG-Triggerung üblicherweise für Patienten mit relativ niedrigen und stabilen Herzfrequenzen unterhalb von 75 bpm geeignet ist [42, 43, 53].

Als weiterer Nachteil sollte erwähnt werden, dass es aufgrund der nur einmaligen Datenakquisition während des RR-Zyklus im Gegensatz zur retrospektiven EKG-Gating nicht möglich ist, mit dieser Technik Funktionsuntersuchungen der Klappen und der Herzkammern durchzuführen [37].

4.3 Rekonstruktionsverfahren

Bildrekonstruktionsalgorithmen werden benötigt, um aus einem Rohdatensatz beurteilbare axiale Bilder zu erzeugen. Es gibt mehrere Bildrekonstruktionsmethoden, die nachfolgend kurz beschrieben werden.

4.3.1 Gefilterte Rückprojektion (FBP)

Die FBP ist eine auf der Radontransformation basierende Bildrekonstruktionstechnik, bei der Projektionen oder Ansichten aus dem Rohdatensatz zunächst gefiltert und dann rückprojiziert werden. Hieraus lässt sich ein zweidimensionales Voxelarray erstellen, dem Graustufenwerte zugeordnet werden können, die zum linearen Schwächungskoeffizienten der einzelnen Strukturen proportional sind [55].

Die Vorteile dieser Technik liegen zum einen in der geringen erforderlichen Rechenleistung und zum anderen in der hohen Rekonstruktionsgeschwindigkeit. Allerdings wird dabei je nach verwendetem Rekonstruktionsfilter (Kernel) das statistische Rauschen verstärkt, was zu einer Verschlechterung der Bildqualität führt [56]. Durch die Wahl eines glättenden Filters wird das Rauschen zwar minimiert, aber die räumliche Auflösung negativ beeinflusst [56].

Die Möglichkeiten zur Dosisreduktion sind bei dieser Rekonstruktionsmethode limitiert, denn sie führt bei Niedrigdosisuntersuchungen aufgrund der Verstärkung des statistischen Rauschens zu Streifenartefakten und verschlechterter Niedrigkontrast-erkennbarkeit [55].

Schließlich brachte die Notwendigkeit einer höheren räumlichen Auflösung und schnellerer Abtastzeiten sowie der Wunsch gleichzeitig die Strahlendosis zu senken, die Leistungsfähigkeit der FBP im letzten Jahrzehnt an ihre Grenzen [57].

4.3.2 Iterative Rekonstruktionsalgorithmen (IR)

Im Gegensatz zu FBP verwenden iterative Rekonstruktionsalgorithmen ein rechnerisches Verfahren, bei dem aufeinanderfolgende Näherungen eingesetzt werden, die jede auf der vorangehenden aufbaut, um ein gewünschtes Maß an Genauigkeit zu erreichen [55].

Das Konzept der iterativen Rekonstruktionstechnik existierte bereits in der Einzelphotonen-Emissionscomputertomographie, die in den 1960er Jahren eingeführt wurde [19, 58] und im ersten Transmissions-CT (TCT) in den frühen 1970er Jahren [58, 59]. In den frühen klinischen Anwendungen der Computertomographie wurde diese Technik erfolgreich eingesetzt, da die pro Untersuchung gemessenen Daten noch relativ gering waren und lediglich in eine 128 x 128er Matrix rekonstruiert werden mussten [58].

Mit der Einführung der hochauflösenden Computertomographie verloren sie jedoch ihren praktischen Nutzen, da nun 512 x 512er oder noch feinere Matrizen benötigt wurden [58] und die Rechenkapazität der damaligen Computer für die komplexen Berechnungen nicht mehr ausreichend war. Daher wurde auf die gefilterte Rückprojektion (FBP) zurückgegriffen, da sie eine stabile und zeitsparende Rekonstruktionsmethode darstellt. Durch die Entwicklung immer leistungsfähigerer Grafikkarte und schnellerer Rekonstruktionscomputer in den letzten Jahren sowie das Bestreben nach immer niedrigeren effektiven Dosiswerten hat die IR wieder zunehmend an Bedeutung gewonnen [58, 60].

In der Computertomographie ist die Reduzierung der Strahlendosis zwangsläufig mit einer Verschlechterung des CNR, also einer Zunahme des Bildrauschens verbunden, was sich negativ auf die Bildqualität und womöglich auf die Diagnosesicherheit auswirkt [61]. Hier kann der Einsatz der IR-Technik helfen, um bei geringerer Dosis Aufnahmen von gleicher oder sogar höherer Bildqualität zu erzeugen [62].

Mit Hilfe eines mathematischen Algorithmus errechnet die IR aus der erwarteten Schwächung der Röntgenquanten die Schwächungswerte in der Querschnittsebene und die räumliche Dichteverteilung [14]. Hieraus werden neue Projektionsdaten erzeugt, die dann mit den gemessenen, also reellen Rohdaten verglichen werden [14]. Falls die errechneten und die gemessenen Daten zueinander im Widerspruch stehen, findet eine Korrektur statt [14]. Es erfolgt so lange eine Wiederholung (Iteration) der beiden oben genannten Schritte, bis ein Abbruchkriterium erreicht wird.

In der Praxis kommen verschiedene Techniken der iterativen Rekonstruktion zum Einsatz. Je nach Hersteller wird dabei auf den Rohdatensatz, auf die bereits rekonstruierten Bilddaten oder auf beides zurückgreifen, um die iterative Rekonstruktion durchzuführen [55]. Das gemeinsame Ziel aller Methoden ist es, Bilder mit verringertem Bildrauschen zu rekonstruieren, nach Möglichkeit die Niedrigkontrast-Erkennbarkeit zu verbessern und die Artefaktanfälligkeit zu reduzieren [55]. Alternativ zu der daraus resultierenden Verbesserung der Bildqualität ergibt sich die Möglichkeit, die erforderliche Strahlenexposition zur Erlangung von Bildern mit identischer Qualität zu reduzieren. In jüngster Zeit haben die einzelnen Gerätehersteller unterschiedliche IR-Algorithmen entwickelt (siehe Tabelle 11).

Akronym	Methode	Hersteller	Jahr
iDose [®]	Prozessiert im Roh- und Bilddatenraum	Philips	2009
GOPView [®] CT	Prozessiert ausschließlich im Bilddatenraum	ContextVision	2010
IRIS [®]	Prozessiert ausschließlich im Bilddatenraum	Siemens Healthcare	2009
SAFIRE [®]	Prozessiert im Roh- und Bilddatenraum	Siemens Healthcare	2010
ASIR [®]	Prozessiert im Roh- und Bilddatenraum	General Electric	2008
Veo [®] (MBIR [®])	Modellbasierte Rekonstruktionsmethode	General Electric	2009
AIDR [®] , AIDR-3D [®]	Prozessiert ausschließlich im Bilddatenraum	Toshiba	2010

Tab. 11: Algorithmen der verschiedenen Hersteller und die jeweilige Rekonstruktionsmethode.

Im Folgenden erfolgt ein kurzer Überblick über die unterschiedlichen Techniken.

4.3.2.1 IR im Bilddatenraum

Es handelt sich um eine IR-Methode, die ausschließlich im Bilddatenraum arbeitet. Mit diesem Verfahren werden die Rohdaten zuerst auf die herkömmliche Art und Weise (d.h. mittels FBP) rekonstruiert [55]. Die erhaltene Information wird dann entsprechend dem zugrunde liegenden Rauschmodell mit mehreren Iterationen meist über nicht-lineare Rechenoperationen gefiltert [55]. Dabei dauert die Rekonstruktion der resultierenden Bilder nur geringfügig länger als bei der FBP [55].

So haben Kröpil et al. [63, 64] bei der Untersuchung des adaptiven Nachverarbeitungsfilters SharpView[®] CT (mittlerweile GOPView[®] CT) eine Dosisreduktion um 50% bei der Untersuchung des Oberbauches und um 58% bei der Untersuchung der Nasennebenhöhlen festgestellt, ohne dass Einbußen der Bildqualität zu verzeichnen wären.

Nelson et al. [55] fanden heraus, dass der Einsatz von IRIS[®] (Siemens Healthcare) eine signifikante Verringerung des Bildrauschens bewirkt und zu einer durchschnittlichen Dosisreduktion von 30% bis 40% beitragen kann. Niedrigkontrast-Erkennbarkeit und Streifenartefakte wurden jedoch nicht signifikant verbessert [65]. Darüber hinaus unterschied sich das Erscheinungsbild der mit Hilfe von IRIS[®] rekonstruierten Bilder leicht im Vergleich zu FBP, was als „wachsartig“, „künstlich“ oder „impressionistisch“ beschrieben wurde [55]. Nach Meinung der Autoren würden sich die Betrachter jedoch nach kurzer Zeit daran gewöhnen [55].

4.3.2.2 Modellbasierte IR (MBIR)

Mit Hilfe dieser Methode wird versucht, den Röntgenstrahl auf seinem Weg von der Kathode bis zum Detektor zu modellieren, was in vier Schritten abläuft [55]:

Zunächst wird die zweidimensionale Form des Röntgenstrahls als Brennfleck auf der Anode modelliert. Als zweites erfolgt die Modellierung der tatsächlichen Form des Röntgenstrahls beim Verlassen der Anode. Dann wird die dreidimensionale Wechselwirkung des Röntgenstrahls innerhalb der Voxel im Patienten modelliert. Schließlich erfolgt die Modellierung der zweidimensionalen Wechselwirkung des Röntgenstrahls mit dem Detektor.

Durch die Modellierung dieser optischen Effekte, verbessert MBIR tatsächlich die räumliche Auflösung des Bildes in allen 3 Dimensionen [55]. Mit Hilfe der verschiedenen Modelle werden mehrere Iterationen durchgeführt, wobei jede Iteration mit dem komplexen Modell verglichen wird, bis der Algorithmus konvergiert [55].

Ein Haupthindernis für die klinische Anwendung modellbasierter IR ist die Tatsache, dass diese, verglichen mit herkömmlichen Rekonstruktionsalgorithmen, aufgrund der aufwendigeren Systemmodelle und der Notwendigkeit für mehrere Iterationen sehr rechenintensive und somit zeitkonsumierende Algorithmen sind [55, 66].

Desweiteren beschrieben die untersuchenden Radiologen die rekonstruierten Bilder als „wachsartig“, „plastisch“ oder „impressionistisch“, gewöhnten sich jedoch in einer relativ kurzen Zeit daran, insbesondere wenn sie bereits Erfahrungen mit Bildern aus anderen IR-Techniken besaßen [55].

Letztendlich kann mit Hilfe dieser Technik eine Reduktion des Rauschens und damit eine Dosisreduktion um Faktor 3 bis 7 (um 67 bis 86%) erreicht werden, die nicht auf hochkontrastige Fragestellungen begrenzt ist [67].

4.3.2.3 Statistikbasierte IR

Andere IR-Methoden greifen sowohl auf die Bilddaten und auch auf die Rohdaten zurück. Hier werden die Projektionsdaten zunächst mittels FBP rekonstruiert und dann mit einem idealen Rauschmodell, das auf statistischen Daten basiert, verglichen, wobei sowohl das Photonen- als auch das Elektronikrauschen berücksichtigt werden [55].

Das Modell verwendet dann Matrizenalgebra, um den gemessenen Wert von jedem Pixel (y) zu einem neuen geschätzten Pixelwert (y') umzuwandeln. Dieser Pixel-Wert wird dann mit dem Idealwert, das vom Rauschmodell vorausgesagt wurde, verglichen [68]. Das Verfahren wird in aufeinander folgenden iterativen Schritten wiederholt, bis die endgültig geschätzten und die idealen Pixelwerte schließlich konvergieren [68]. Die Rekonstruktionszeiten für diese Techniken sind erheblich länger als die für die reine FBP [55]. Mit diesem Verfahren ist es jedoch möglich, Rauschen selektiv zu identifizieren und aus dem Bild zu subtrahieren, so dass im Vergleich zu FBP Bilder mit geringerem Rauschen entstehen [68].

4.3.2.4 iDose®

Bei iDose® handelt es sich um einen Rekonstruktionsalgorithmus, der in zwei Schritten sowohl auf den Projektionsraum (=Sinogramm, Rohdaten), als auch auf den Bilddatenraum zugreift.

Zuerst erfolgt die Optimierung der Bildqualität und Vermeidung von Artefakten im Sinogramm. Dazu wird jede Projektion auf Punkte hin untersucht, die aus verrauschten Messungen resultieren könnten. In einem Rechenprozess werden diese Daten unter Bewahrung der Kanten verarbeitet und Streifenartefakte sowie systematische Fehler eliminiert [18].

Als zweiter Schritt erfolgt eine modellbasierte Rauschelimination und die Verbesserung der räumlichen Auflösung [18]. Dabei wird das Quantenrauschen mit Hilfe von Rauschmodellen sowie anatomischen Modellen iterativ reduziert, während die zugrunde liegenden Ränder der anatomischen Strukturen bewahrt bleiben [18]. Mit Hilfe der Multi-Resolution-Technik bleibt das Noise Power Spectrum (NPS) dabei erhalten [18].

Die Rekonstruktionszeiten sind auch bei dieser Methode erheblich länger als bei der herkömmlichen FBP, so dass neben der Berechnungssoftware auch eine leistungsfähige Computerhardware benötigt wird.

4.4 Diskussion der Ergebnisse

4.4.1 Auswirkungen von iDose[®] auf die objektive Bildqualität

In der vorliegenden Studie verbesserte sich unter Verwendung von iDose[®] das mittlere CNR als Parameter der objektiven Bildqualität in allen 9 untersuchten Lokalisationen in den Koronararterien im Vergleich zur FBP mit steigender IR-Stufe (CNR-Bereich: 14,2 – 34,6), wobei das maximale CNR bei höchster iDose[®]-Stufe (iDose[®] 80 MCB) erreicht wurde. Unter Verwendung des etwas glättenden CB-Kernels war das CNR im Vergleich zum kantenbetonenderen XCB-Kernel in allen Stufen mit Ausnahme der iDose[®]-Stufe 50 signifikant höher.

Gemessen an den CNR-Werten zeigte sich mit jeder weiteren Stufe eine signifikante Verbesserung der objektiven Bildqualität, insbesondere durch das reduzierte Bildrauschen in den iterativ rekonstruierten Bildern. Lediglich zwischen den iDose[®]-Stufen 70 CB und 80 CB war die Rauschreduktion messbar, aber nicht signifikant unterschiedlich. Unter Zuschaltung der Multifrequenz-Rauschunterdrückung (M-Filter) wird in allen iDose[®]-Stufen, außer in der Stufe 50 CB/MCB, eine weitere signifikante Erhöhung des CNR gemessen. Diese Ergebnisse decken sich gut mit den Ergebnissen von Noël et al. [69] und Hosch et al. [62], wobei letztere Arbeitsgruppe die iDose[®]-Stufen 70 und 80 nicht untersucht hat.

Der Hersteller von iDose[®] (Philips Healthcare) gibt für die unterschiedlichen iDose[®]-Stufen eine zu erwartende Rauschreduktion von 16,3 bis 55,3% im Vergleich zu einer korrespondierenden FBP-Rekonstruktion an. Diese durch Phantommessungen berechneten Annahmen [18] decken sich sehr gut mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie, die an Datensätzen aus der klinischen Routine gemessen wurden (Tabelle 12).

iDose [®] Stufe	Rauschreduktion [%]	
	Philips Healthcare	Messungen
30	16,3	16,5
50	29,3	28,2
70	45,2	42,0
80	55,3	48,6

Tab. 12: Gemessene Rauschreduktion [%] im Vergleich zu nach Angaben der Herstellerfirma (Philips Healthcare, Niederlande) zu erwartenden Werten.

Noël et al. [69] evaluierten den Effekt von iDose[®] auf Abdomen-Untersuchungen mit Hilfe zweier Phantome (Drahtphantom und Catphan 600). Dabei stellten sie fest, dass bei dem Einsatz von iDose[®] die CT-Werte stabil blieben. Hingegen wurde im Vergleich zu Standardrekonstruktionen eine signifikante Rauschreduktion erzielt, die sich in einer Erhöhung des CNR-Wertes widerspiegelte. Mit Hilfe der Modulationsübertragungsfunktion (MTF) stellten sie weiterhin fest, dass die räumliche Auflösung nicht unter der Verwendung dieses Algorithmus leidet. Korrespondierend zur vorliegenden Studie konnten die Autoren eine signifikante Rauschreduktion mit steigender iDose[®]-Stufe im Vergleich zur FBP bei kontinuierlicher Erhöhung des CNR-Wertes in jeder Stufe nachweisen [69].

Hosch et al. [62] untersuchten in ihrer Studie die Wirkungsweise von iDose[®] im Hinblick auf die Reduzierung der Strahlenexposition und der Verbesserung der Bildqualität bei prospektiv getriggerten CCTA-Untersuchungen mit BMI-adaptierten Protokollen. Bezüglich der objektiven Bildqualität konnten sie eine Zunahme des CNR mit steigender iDose[®]-Stufe im Vergleich zu FBP mit Punctum maximum in iDose[®]-Stufe 60 unter Verwendung der Multifrequenzrauschunterdrückung feststellen (siehe Kapitel 4.4.3). Die iDose[®]-Stufen 70 und 80 wurden von Hosch et al. jedoch nicht untersucht, so dass ein direkter Vergleich zur vorliegenden Arbeit nicht möglich ist. Es zeigte sich jedoch auch in der vorliegenden Studie eine signifikante Verbesserung des CNR im Vergleich zu FBP mit steigender iDose[®]-Stufe. Die beste objektive Bildqualität der vorliegenden Arbeit wurde in iDose[®]-Stufe 80 unter Verwendung des CB-Kernels und Multi-Resolution (80 MCB) mit einem CNR von $34,6 \pm 12,1$ gegenüber $15,0 \pm 5,3$ bei FBP erzielt. Hosch et al. haben in iDose[®]-Stufe 60 unter Verwendung des CB-Kernels und Multi-Resolution (60 MCB) einen CNR-Wert von $18,1 \pm 6,6$ gegenüber von $12,0 \pm 4,2$ bei FBP gemessen [62].

Niu et al. [70] haben iDose[®] in der Computertomographie des Schläfenbeins eingesetzt. Hierzu wurden zunächst Kadaveruntersuchungen mit unterschiedlichen Röhrenstromzeitprodukten von 40 bis 180 mAs durchgeführt [70]. Die dadurch gewonnenen Rohdaten wurden sowohl mittels FBP, als auch mit unterschiedlichen iDose[®]-Stufen rekonstruiert, um anschließend subjektiv und objektiv ausgewertet zu werden [70].

Um die mit Hilfe von iDose[®] optimierten Untersuchungsprotokolle zu validieren, führten sie schließlich Phantomuntersuchungen durch, bevor die Ergebnisse der Protokolloptimierung an 50 Patienten klinisch überprüft wurden [70]. Das Ergebnis ihrer Untersuchungen war, dass das CNR mit zunehmender iDose[®]-Stufe bei konstanter Strahlendosis gegenüber den mit FBP rekonstruierten Bildern anstieg. Sie konnten ebenfalls zeigen, dass im Vergleich zu FBP durch die Verwendung von iDose[®] eine Dosisreduktion von 50% bei erhaltener diagnostischer Bildqualität möglich war [70].

Utsunomiya et al. [71] überprüften die Wirkung von iDose[®] auf die quantitative und qualitative Bildanalyse von prospektiv EKG-getriggerten CCTA-Untersuchungen. Die Untersuchungen erfolgten auf einem 256-Schicht-CT mit einer mittleren effektiven Dosis von $4,6 \pm 1,2$ mSv. Anschließend verglichen sie Aufnahmen, die mittels FBP, sowie iDose[®] 40 und 80 rekonstruiert wurden. Es ergab sich ein mittleres CNR von $8,2 \pm 2,5$ für FBP, $10,9 \pm 3,5$ für iDose[®] 40 und $18,4 \pm 6,2$ für iDose[®] 80, so dass auch diese Arbeitsgruppe zu dem Schluss gelangte, dass die Verwendung von iDose[®] ein höheres CNR der Herzkranzgefäße und somit eine bessere Bildqualität von CCTA-Untersuchungen auf einem 256-Schicht-Scanner ergibt [71].

Bittencourt et al. [65] haben die Auswirkungen eines bilddatenbasierten IR-Algorithmus eines anderen Herstellers auf CCTA-Untersuchungen überprüft (IRIS[®], Siemens Healthcare, Erlangen). Im Rahmen ihrer Studie wurden bei 55 konsekutiven Patienten CCTA-Untersuchungen mit Standardprotokollen an einem Dual-Source-CT durchgeführt. Die Daten wurden anschließend mittels FBP und IRIS[®] rekonstruiert und verglichen. Die subjektive Bildqualität und die Anzahl der auswertbaren Koronarsegmente unterschieden sich dabei kaum zwischen den beiden Methoden. Hinsichtlich der objektiven Bildqualität wurde bei IRIS[®] im Vergleich zu FBP eine Zunahme des CNR von $22,6 \pm 4,5$ auf $28,6 \pm 5,1$ bei gleichzeitiger Reduktion des Bildrauschens festgestellt [65]. Die Autoren haben die Auswirkungen einer möglichen Dosisreduktion im Rahmen ihrer Studie zwar nicht untersucht, schlossen jedoch aus den gewonnenen Erkenntnissen auf ein Potential zur Dosisreduktion bei der Verwendung von IRIS[®] [65].

In einer anderen Studie zur Evaluation von IRIS[®] konnten Engel et al. [72] zeigen, dass der Einsatz der iterativen Bildrekonstruktion in der CCTA die CNR im Vergleich zur FBP um etwa 40% erhöht, während gleichzeitig das Bildrauschen um 22% verringert wird. In ihrer retrospektiv angelegten Studie analysierten sie die Daten von 10 konsekutiven Patienten mit einer mittleren effektiven Dosis von 6,3 mSv [72].

Leipsic et al. [73] untersuchten die Auswirkung des adaptiven statistischen iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ASIR[®] (GE Healthcare, Waukesha) in der CCTA. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) wurde in der Aortenwurzel und im proximalen Abschnitt der Koronararterien gemessen. Die Rekonstruktionen erfolgten unter Verwendung von ASIR in den Stufen 20%, 40%, 60%, 80% und 100%. Dabei zeigte sich mit zunehmender Rekonstruktionsstufe eine Reduzierung des Rauschens im Vergleich zu FBP um 7% bis 43% bei 100% ASIR[®].

Mathematisch besteht ein invers quadratischer Zusammenhang zwischen Dosis und Rauschen. Das Rauschen ist proportional zum Kehrwert der Wurzel der Bildempfängerdosis [17]. Folglich ist für eine Halbierung des Bildrauschens eine Vervierfachung der Dosis notwendig. Wird die Dosis gesenkt, kann die Bildrekonstruktion mit Hilfe der IR im Gegensatz zur FBP zu einer Abschwächung des resultierenden Bild- und Elektronikrauschens aber auch zu einer Reduzierung der Streifenartefakte führen [55, 74]. Mit Hilfe der iterativen Rekonstruktionstechnik kann somit eine Reduzierung der Patientendosis erreicht werden. Eine reduzierte Dosis in der Computertomographie führt in der Regel zu erhöhtem Bildrauschen und damit zu einem Verlust der Bildqualität [14]. Somit kann das Verfahren der iterativen Bildrekonstruktion eingesetzt werden, um das Bildrauschen bei geringerer Dosis zu reduzieren und Aufnahmen von gleichbleibender oder idealerweise höherer Qualität zu erzeugen [14, 62].

Miévielle et al.[67] untersuchten mit Hilfe von Phantomen das Potential von drei kommerziell erhältlichen iterativen Rekonstruktionstechniken (ASIR[®], VEO[®] und iDose[®]) im Hinblick auf Dosisreduktion und Bildqualität. Ihre Untersuchungen ergaben, dass iDose[®] und ASIR[®] das Bildrauschen stark reduzierten und damit eine potentielle Dosisreduktion von 30 – 65% ermöglichten. Die Rekonstruktionszeit war dabei fast so schnell wie bei der FBP.

Im Vergleich dazu fanden sie für VEO[®] eine Dosisreduktion von 67 – 86% bei stärkerer Rauschunterdrückung und gleichzeitiger Verbesserung der räumlichen Auflösung, jedoch mit dem Nachteil deutlich längerer Rekonstruktionszeiten von bis zu einer Stunde für einen Scan, so dass sich das Verfahren derzeit nicht für alle klinischen Untersuchungen eignet [67].

Hou et al. [75] untersuchten die Auswirkung einer Senkung des Röhrenstromes auf die CCTA in Kombination mit dem iterativen Rekonstruktionsalgorithmus iDose[®]. Sie evaluierten 109 konsekutive Patienten mit EKG-Triggerung an einem 256-Schicht-CT unter Verwendung verschiedener Protokolle mit 400, 600 und 1000 mAs und jeweils 120 kV Röhrenspannung. Sie konnten zeigen, dass mit Hilfe des iterativen Rekonstruktionsalgorithmus eine zur FBP gleichwertige oder verbesserte Bildqualität in der koronaren CT-Angiographie erreicht werden kann, während eine Absenkung der Strahlendosis um 55% erzielt werden konnte.

Zusammenfassend konnte im Rahmen der vorliegenden Studie gezeigt werden, dass die stufenweise Erhöhung des Algorithmus zu einer kontinuierlichen Verbesserung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (CNR) führt, was im Einklang mit anderen aktuellen Studien steht. Utsunomiya et al. [71] konnten eine Rauschreduktion von 24,8% in iDose[®]-Stufe 40 und von 55,4% in iDose[®]-Stufe 80 feststellen. Hosch et al [62] berechneten eine Rauschreduktion von 33,7% in iDose[®]-Stufe 50. Diese Werte stehen insgesamt im Einklang mit denen aus der vorliegenden Studie und mit den Angaben des Herstellers Philips. Aus den Studien von Niu et al. [70] und Noël et al. [69] lässt sich die mittels iDose[®] erzielte Rauschreduktion nicht entnehmen, so dass ein Vergleich nicht möglich ist. Bezüglich ASIR[®] von der Firma Siemens zeigten Leipsic et al. [73] ebenfalls eine Zunahme der Rauschreduktion in den Stufen 20, 40, 60, 80 und 100 um 7%, 17%, 26%, 35% und 45%.

In der vorliegenden Studie führte die Anwendung von iDose[®] rechnerisch zu einer Rauschreduktion von 48,6% in der höchsten Stufe (iDose[®] 80). In der mittleren Stufe (iDose[®] 50), die von den drei befundenden Radiologen aufgrund des „natürlicheren“ Bildeindruckes insgesamt die beste subjektive Bewertung erhielt, berechnet sich die erzielte Rauschreduktion auf 28,2%, so dass im Umkehrschluss eine Dosisreduktion von 50% bei im Vergleich zu mit FBP rekonstruierten Standard-Dosis-Bildern gleichbleibender subjektiver und objektiver Bildqualität möglich scheint.

4.4.2 Auswirkungen von iDose[®] auf die subjektive Bildqualität

Eine alleinige Rauschreduktion mit nur objektiv messbarer Verbesserung z.B. des CNR wäre von begrenztem Wert, wenn die subjektive Bildqualität unter der Verwendung einer iterativen Rekonstruktion unverändert bliebe oder gar leiden würde mit der Folge einer geringeren Sensitivität und konsekutiv eingeschränkter diagnostischer Genauigkeit.

In der vorliegenden Studie wurde die subjektive Bildqualität bei mittlerer Einstellung (iDose[®]-Stufe 50) am besten bewertet. Verglichen mit FBP trat hier weniger Rauschen auf und verglichen mit höheren IR-Stufen war der Bildeindruck „natürlicher“, weniger artifiziell und so, wie es Radiologen von CT-Bildern gewohnt sind. Der XCB-Kernel erhielt bessere subjektive Bewertungen als der CB-Kernel. Im Vergleich zur FBP führte Multi-Resolution in Kombination mit dem CB-Kernel nur in iDose[®]-Stufe 50 und in Kombination mit dem XCB-Kernel in jeder iDose[®]-Stufe zu einer signifikanten Verbesserung der subjektiven Bildqualität, wobei die besten Ergebnisse in iDose[®]-Stufe 50 mit Multi-Resolution und XCB-Kernel (50 MXCB) vorlagen.

In der Studie von Hosch et al. [62], die sich, wie in Kapitel 4.4.1 beschrieben, mit der Reduzierung der Strahlenexposition von iDose[®] befasste, zeigte sich eine Verbesserung des CNR-Wertes mit steigender iDose[®]-Stufe. Bei der subjektiven Beurteilung durch zwei erfahrene Radiologen wurde bei der iDose[®]-Stufe 60 unter Verwendung des CB-Kernels und Multi-Resolution (60 MCB) die beste subjektive Bewertung von $1,4 \pm 0,4$ gegenüber $1,9 \pm 0,5$ bei FBP erreicht. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass es durch den Einsatz eines iterativen Rekonstruktionsalgorithmus möglich sein könnte, bei gleichzeitiger Verwendung von BMI-adaptierten Untersuchungsprotokollen eine Senkung der Strahlenexposition auf etwa 1,0 bis 1,5 mSv bei gleichbleibender oder sogar besserer Bildqualität zu erreichen [62].

Wie in Kapitel 4.4.1 bereits beschrieben, haben Niu et al [70] die Eigenschaften von iDose[®] hinsichtlich der Beurteilbarkeit der Computertomographie des Schläfenbeines evaluiert. Dabei kamen sie unter anderem auch zu der Erkenntnis, dass es bei der Verwendung der beiden höchsten iDose[®]-Stufen (70 und 80), die laut Hersteller eine maximale Rauschunterdrückung von mehr als 45% bieten, zu einer subjektiven Verschlechterung der räumlichen Auflösung kommt. Die anatomischen Strukturen des Schläfenbeines wurden als unnatürlich beschrieben, mit Unterbrechung der Corticalis, Stufenartefakten sowie Unschärfe der Feinstrukturen. Die Autoren folgerten, dass die Bildqualität bei der Verwendung höherer Algorithmusstufen insgesamt verschlechtert würde und bis zu einem gewissen Grad die Diagnosesicherheit beeinflusst werden könnte [70].

An Phantomen untersuchten Funama et al. [76] die Auswirkung von iDose[®] bei CCTA-Untersuchungen mit gleichzeitiger Verringerung der Röhrenspannung von 120 kV auf 80 kV. Beim Vergleich der Resultate mit der konventionellen FBP stellten sie fest, dass die Bildqualität der mit 80 kV Röhrenspannung akquirierten Aufnahmen durch die Verwendung von iDose[®] deutlich verbessert werden konnte. Darüber hinaus konnte die applizierte Strahlendosis um 76% reduziert werden. Im Gegensatz zu Niu et al. wurden von den beiden auswertenden Radiologen keinerlei negative Auswirkungen im Sinne einer veränderten Rauschtextur oder einer Überglättung beschrieben [76].

Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Li et al. [77] beim Einsatz von iDose[®] in der kontrastmittelunterstützten Niedrigdosisuntersuchung des Thorax mit einer Röhrenspannung von 80 kV anstatt der üblicherweise verwendeten 120 kV. Sie konnten die Strahlendosis somit um 71% senken. Dabei erreichten sie mit Hilfe von iDose[®] eine Rauschreduktion, die eine ähnliche Bildqualität wie die FBP lieferte. Wie Funama et al. [76], Utsunomiya et al. [71] und Higuchi et al. [78] konnten sie keine negativen Auswirkungen des Algorithmus auf die Rauschtextur feststellen.

Higuchi et al. [78] befassten sich mit der Auswirkung von iDose[®] bei der Detektion von Milchglatrübungen bei Niedrigdosisuntersuchungen des Thorax an einem 256-Schicht-Scanner. Ähnlich wie Utsunomiya et al. [71] verglichen sie die herkömmliche FBP-Methode mit einer mittleren und einer hohen iDose[®]-Stufe, hier iDose[®] 50 und 80. Sie verwendeten als Röhrenstromzeitprodukte 20, 50, 100 und 200 mAs.

Die resultierenden Aufnahmen des Thorax-Phantoms wurden anschließend von fünf Radiologen bezüglich der Erkennbarkeit von Michglastrüben beurteilt. Sie stellten dabei fest, dass es mit Hilfe von iDose[®] möglich war, das Bildrauschen bei einer Niedrigdosisuntersuchung mit einem Röhrenstromzeitprodukt von 50 mAs so zu reduzieren, dass die Bildqualität gleichwertig zu einer Akquisition mit 200 mAs mittels FBP ist. Die Nachweisbarkeit für Michglastrüben blieb dabei bewahrt. Auch diese Arbeitsgruppe konnte keine negativen Auswirkungen des Algorithmus auf die Rauschtextur feststellen.

Leipsic et al. [73] beschrieben bei der Untersuchung der adaptiven iterativen Rekonstruktionsmethode ASIR[®] (GE Healthcare, Waukesha), dass die Anwendung höherer Stufen dieser Technik zu einem signifikant unterschiedlichen Aussehen im Vergleich zur FBP-Methode führen würden. Der subjektive Bildeindruck war verändert und die Strukturgrenzen waren glatter. Dies führte, wie von einem der untersuchenden Radiologen beschrieben, zu einem „künstlichen“ oder „plastifizierten“ Aussehen [73]. Obwohl die höchste Rauschreduktion, wie in Kapitel 4.4.1 beschrieben, mit 100% ASIR erreicht wurde, erhielten die Rekonstruktionen mit 40% und 60% ASIR die besten subjektiven Bewertungen durch die zwei verblindeten Radiologen [73]. Im Vergleich zur FBP wiesen die Rekonstruktionen mit 40% und 60% ASIR eine bessere Bildqualität bei Niedrigdosisuntersuchungen mit einer mittleren effektiven Dosis von 1,4 mSv auf [73].

Eine ähnliche Schlussfolgerung ergibt sich aus der Studie von Silva et al. [68], die ebenfalls die Auswirkungen von ASIR[®] (GE Healthcare, Waukesha) auf die subjektive Bildqualität untersuchten. Ihre Studie befasste sich mit dem Effekt des adaptiven iterativen Rekonstruktionsalgorithmus auf CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens, die mit Niedrigdosisprotokollen an adipösen Patienten durchgeführt wurden. Nach Meinung der Autoren kam es durch die Anwendung von ASIR[®] auf Niedrigdosisuntersuchungen zu einer Reduzierung des Bildrauschens und insgesamt zu einer Verbesserung der Bildqualität verglichen mit FBP. Ferner ermöglichte die Anwendung des Algorithmus eine Dosisreduktion von 50%, z.B. bei CT-Colonographien, ohne dass die Bildqualität im Vergleich zur Rekonstruktion mit FBP litt [68]. Als ein Nachteil dieser Methode wurde die rauscharme Bilddarstellung genannt, die sich als artifizielle „Überglättung“ des Bildes präsentierte, was sich jedoch durch einen maßvollen Einsatz von ASIR[®] vermeiden ließ [68].

Zusammenfassend ist aus der Literatur im Einklang zur vorliegenden Arbeit zu entnehmen, dass die Verwendung der bekannten iterativen Rekonstruktionsalgorithmen zunächst einmal zu einer Rauschreduktion der akquirierten CT-Aufnahmen mit konsekutiver Verbesserung der Bildqualität führt [57, 62, 68-71, 73, 76-79]. Im Umkehrschluss kann die Rauschreduktion dazu beitragen bei Verringerung der Dosis um 30 bis 86% eine gleichbleibende oder in manchen Fällen auch bessere Bildqualität zu erhalten [57, 67-70, 75, 77-81].

Als nachteilig erweist sich die Verwendung der iterativen Rekonstruktionstechniken in den höheren Stufen, die sich bei maximaler Rauschreduktion in einer artifiziellen Überglättung im Sinne eines „künstlichen“ oder „plastischen“ Bildeindrucks ausdrücken kann. Dies wurde nicht nur in der vorliegenden Arbeit, sondern auch von anderen Autoren sowohl für iDose[®], als auch für ASIR[®] bestätigt [68, 70, 73]

Es ist anzumerken, dass Radiologen gerade bei Untersuchungen, die mit niedriger Dosis durchgeführt werden, durch die traditionelle Rekonstruktion mittels FBP an einen etwas „verrauschten“ Bildeindruck der CT-Aufnahmen gewöhnt sind. Insofern kann ein erhöhtes Bildrauschen subjektiv als indirektes Gütekriterium für eine dosissparend durchgeführte CT-Untersuchung interpretiert werden. Das Rauschen wird insbesondere von erfahreneren Radiologen nicht als störend empfunden.

Beister et al. [58] beschreiben in ihrer Übersichtsarbeit, dass beim Einsatz der iterativen Rekonstruktion manche Radiologen den Bildeindruck, an den sie sich viele Jahre lang durch die herkömmliche Rekonstruktion mittels FBP gewöhnt haben, vermissen würden. Der Wechsel zu einer neuen Rekonstruktionsmethode könnte somit eine Anpassung des Radiologen an die rauschärmeren Bilder erfordern, die durch die iterative Rekonstruktion zustande kommen [58].

In der täglichen klinischen Routine spiegelt sich dieses Phänomen wieder. Es ist zu beobachten, dass jüngere Kollegen, die von Anfang an mit iterativ rekonstruierten Aufnahmen konfrontiert wurden, diese der Rekonstruktion mittels FBP vorziehen, während erfahrenere Kollegen eher mittels FBP rekonstruierte Bilder präferieren. Es ist ein Gewöhnungsprozess anzunehmen, der mit dem verstärkten Einsatz der IR in den nächsten Jahren zu einer breiteren Akzeptanz unter den befundenden Radiologen führen wird.

Entscheidend ist, dass durch die Nutzung von IR keine Bilddetails verloren gehen oder durch den Rechenalgorithmus neue, nicht existente Läsionen artifiziell erzeugt werden. Dies wurde weder in der vorliegenden noch in den aus der Literatur bekannten Studien beobachtet.

Die aus der vorliegenden Studie gewonnen Erkenntnisse legen nahe, dass momentan ein maßvoller Einsatz von iterativen Rekonstruktionstechniken, wie iDose[®], nämlich die Verwendung einer mittleren Algorithmusstufe kombiniert mit kantenbetonendem Rekonstruktionskernel und eventueller Modulation des Rauschspektrums (NPS) zu optimalen Ergebnissen führt.

Anhand der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass diese Ergebnisse nicht nur für Hochkontrastsituationen gelten (wie z.B. CT-Colonographie, CT der Lunge), sondern auch für Untersuchungen, bei denen die Niedrigkontrasterkennbarkeit gewahrt bleiben muss (Abdomen, CCTA).

4.4.3 Auswirkung der Multifrequenz-Rauschunterdrückung

Beim Betrachten der subjektiven Bewertungen fällt auf, dass die Bildqualität der CCTA in der iDose[®]-Stufe 50 bei gleichzeitiger Verwendung des XCB-Kernels sowie Multi-Resolution mit einem mittleren subjektiven Score von $1,4 \pm 0,3$ am besten bewertet worden ist. In den höheren iDose[®]-Stufen (70 und 80) stiegen die CNR-Werte zwar signifikant an, was eine Verbesserung der objektiven Bildqualität anzeigt, jedoch kam es hier zu einer geringen Verschlechterung des subjektiven Bildeindrucks. Als Begründung wurde von den Betrachtern der resultierende unnatürliche Bildeindruck angegeben. Um trotz der Rauschunterdrückung weiterhin einen natürlichen Bildeindruck zu erhalten, wurde in iDose[®] als zusätzliches Verfahren die sogenannte Multi-Resolution integriert. Damit wird versucht, das NPS der FPB zu reproduzieren, um die Rauschtextur zu erhalten, an die sich Radiologen gewöhnt haben.

Der Einsatz dieses Verfahrens beeinflusst nicht nur die Höhe, sondern auch die Form des Rauschleistungsspektrums [18]. Um einen natürlichen Bildeindruck zu erhalten, ist es wichtig, dass die Zusammensetzung des Rauschleistungsspektrums nicht oder möglichst wenig verändert wird [62]. Tatsächlich führte der Einsatz von Multi-Resolution in der vorliegenden Studie zu einer weiteren Verminderung des Rauschens um maximal 19,6 % im direkten Vergleich zwischen 80 CB und 80 MCB (siehe Tabelle 13).

iDose [®] -Stufen	Rauschunterdrückung [%]
50 CB vs. 50 MCB	+ 0,9
50 XCB vs. 50 MXCB	- 4,3
70 CB vs. 70 MCB	- 9,5
70 XCB vs. 70 MXCB	- 9,3
80 CB vs. 80 MCB	- 19,6
80 XCB vs. 80 MXCB	- 16,1

Tab. 13: Zusätzliche Rauschreduktion durch Multi-Resolution in den iDose[®]-Stufen 50, 70 und 80 angegeben in Prozent.

Im Vergleich zu FBP ließ sich in den IR-Stufen 50 und 80 zunehmend weniger Rauschen messen (siehe Abbildung 25), wobei der Einsatz des randbetonenden Kernels mit einer mittleren Stufe der iterativen Rekonstruktion und in Kombination mit Multi-Resolution (50 MXCB) zu einer besseren subjektiven Bildqualität führte, so dass eine Verwendung dieser Kombination in der klinischen Praxis erprobt werden sollte, insbesondere im Hinblick auf die Durchführung von Niedrigdosis-Cardio-CT-Untersuchungen.

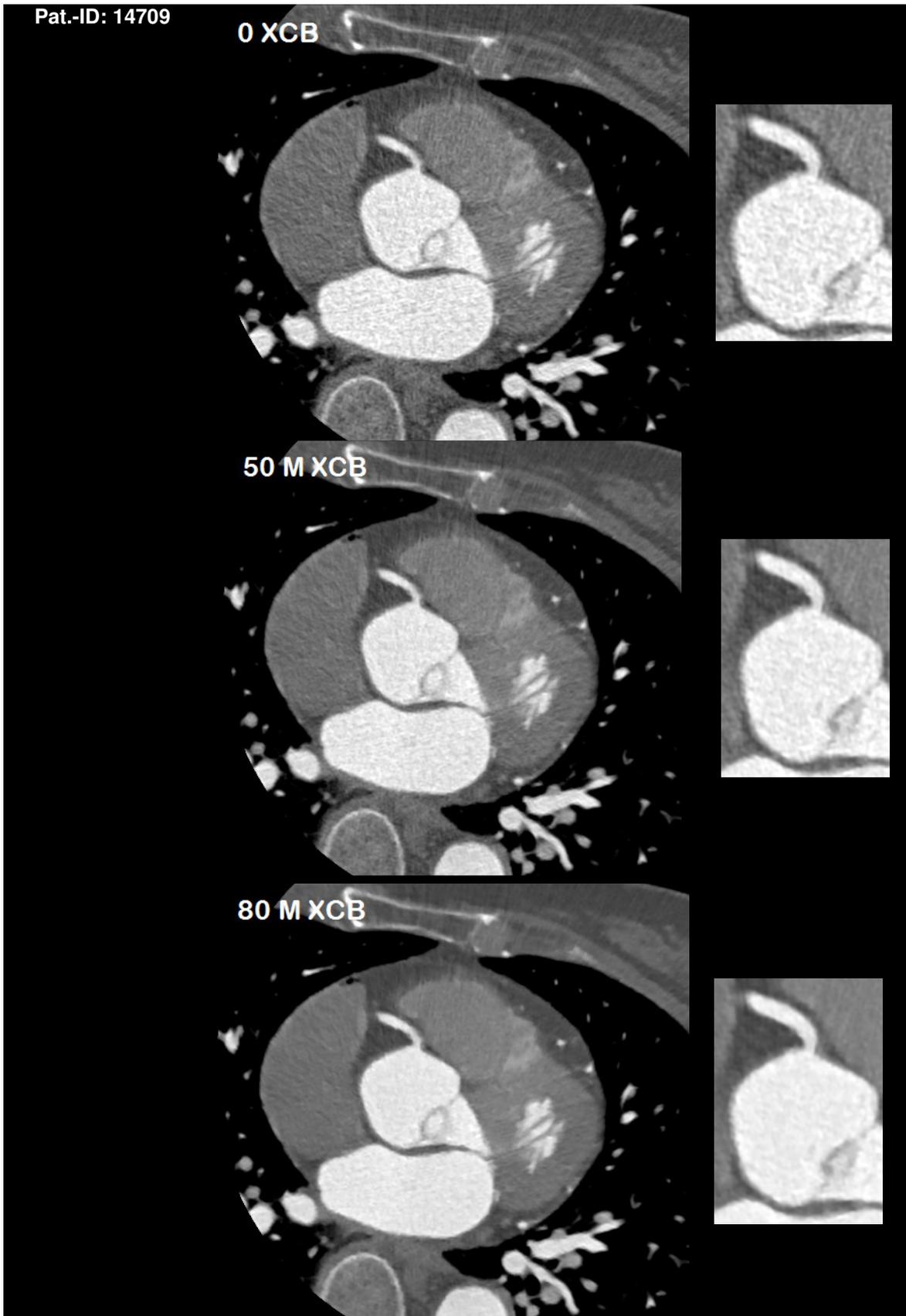


Abb. 25: Direkter Vergleich zwischen FBP, mittlerer und höchster Stufe der iterativen Rekonstruktion mit Multi-Resolution anhand der axialen Schnittbilder. XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.

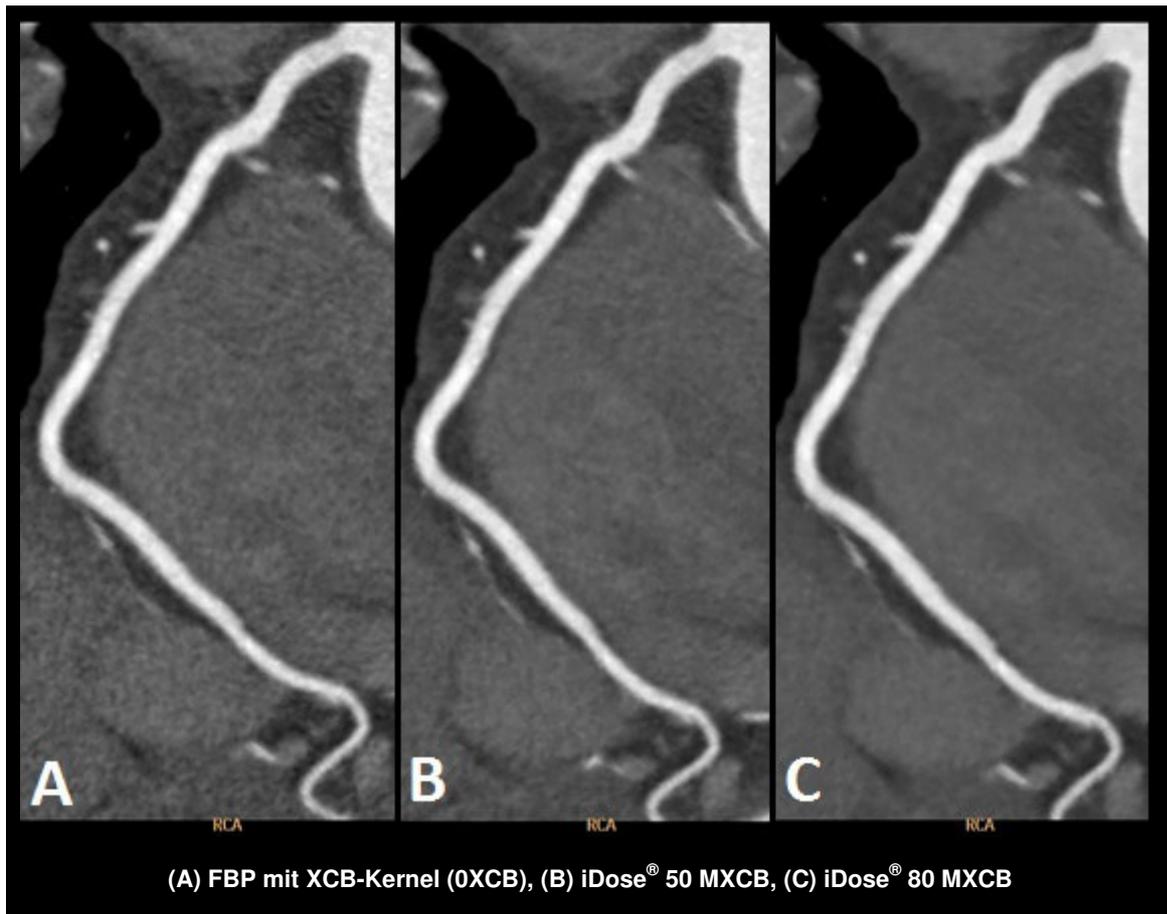


Abb. 26: Direkter Vergleich zwischen FBP, mittlerer und höchster Stufe der iterativen Rekonstruktion mit Multi-Resolution anhand der gekurvten MPR (Pat.-ID:14709).

Anhand der in Abbildung 26 dargestellten gekurvten MPR wird exemplarisch deutlich, dass das Rauschen mit steigender iDose[®]-Stufe zwar signifikant abnimmt, jedoch eine scheinbare Unschärfe der Gefäßwand in der höchsten IR-Stufe erkennbar wird, die von allen 3 bewertenden Radiologen als nachteilig empfunden wurde. Speziell bei CCTA-Untersuchungen wies die mittlere iDose[®]-Stufe unter Verwendung des kantenbetonenden Kernels XCB und Zuschaltung von Multiresolution (50 MXCB) trotz der Rauschreduktion einen weitestgehend natürlichen Bildeindruck auf, ohne dass die Strukturgrenzen aufgrund einer Überglättung artifiziell erscheinen, so wie es in iDose[®]-Stufe 80 der Fall ist. Theoretisch kann die in dieser Studie für die CCTA als optimal evaluierte mittlere iDose[®]-Stufe mit XCB und Multi-Resolution für andere Körperregionen weniger vorteilhaft sein und vice versa.

Zum ersten Mal konnte in der vorliegenden Studie jedoch im klinischen Kontext der signifikant positive Effekt einer Beeinflussung des Rauschleistungsspektrums für Niedrigkontrastuntersuchungen nachgewiesen werden.

4.4.4 Artefakte

Bei der Verwendung von iDose[®] ließen sich in der vorliegenden Studie keine neuartig entstandenen Artefakte oder Pseudoläsionen abgrenzen. Die von den 3 befundenden Radiologen aufgeführten Streifenartefakte waren lediglich in den gestreckten MPR der zu beurteilenden Gefäße abgrenzbar und auf den axialen Bildern nicht nachvollziehbar (siehe Abbildung 27), so dass diese primär nicht durch den iterativen Rekonstruktionsalgorithmus verursacht wurden, sondern durch die multiplanaren Rekonstruktionen entstanden. Diese Erkenntnisse stehen im Einklang zu der Studie von Hosch et al. [62], die ebenfalls keine neuen Artefakte bedingt durch die IR-Technik beschrieben haben, sowie der Studie von Noël et al. [69], die eine deutliche Verringerung der durch Knochengewebe verursachten Artefakte beschreiben.

Rajiah et al. [82] haben retrospektiv die Auswirkungen von iDose[®] auf 50 Niedrigdosis-CT-Angiographien der thorakalen Aorta untersucht. Dabei stellten sie fest, dass es im Vergleich zur FBP-Methode nicht nur zu einer Verbesserung des Signal-zu-Rauschverhältnisses kommt ($22 \pm 6,7$ in iDose[®]-Stufe 70 gegenüber $12,1 \pm 3,9$ bei FBP), sondern auch zu einer Reduzierung der Schulterartefakte mit konsekutiv verbesserter Darstellung der Aa. subclaviae. Sie verwendeten dabei eine mittlere effektive Dosis von $3,5 \pm 2,3$ mSv.

Das Auftreten derartiger Artefakte würde darüber hinaus den von der Herstellerfirma beschriebenen Eigenschaften der Software widersprechen, da insbesondere Streifenartefakte, die durch „*Photon-starvation*“ entstehen, durch den Einsatz von iDose[®] verhindert werden sollen [18].

Beim *Photon-starvation*-Artefakt (engl. starvation = verhungern) handelt es sich um ein verstärktes Bildrauschen in bestimmten Bildanteilen, das aufgrund einer erhöhten Abschwächung der Röntgenstrahlung durch Unterschiede in der Morphologie verursacht wird [14]. Im Untersuchungsvolumen treffen aus bestimmten Projektionen weniger Photonen auf den Detektor, was bei der Rekonstruktion des CT-Bildes zu streifigen Bildanteilen mit erhöhtem Bildrauschen führt [14].

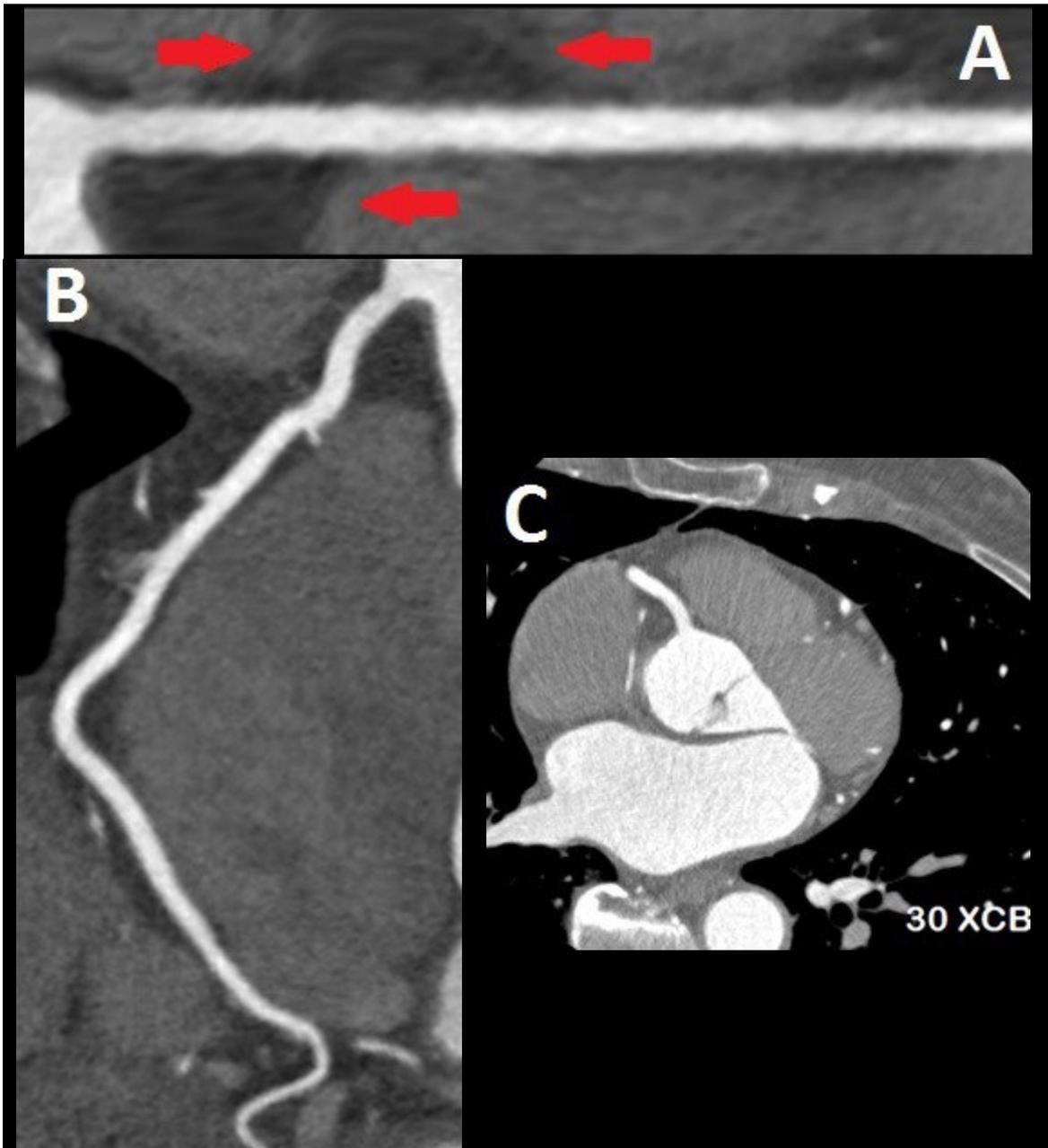


Abb. 27: Streifenartefakte in der gestreckten MPR (rote Pfeile) unter Verwendung von iDose[®]-Stufe 30 XCB(A). Zum Vergleich sind die gekrümmten MPR (B) und die axiale Aufnahme (C) mitabgebildet.

4.5 Limitationen der vorliegenden Studie

Es existieren einige Einschränkungen in der vorliegenden Studie, die nachfolgend erörtert werden.

Als erstes muss erwähnt werden, dass ein systematischer Fehler nicht vollständig ausgeschlossen werden kann, da es sich hierbei um eine retrospektive Untersuchung klinischer Daten handelt.

Zum Zweiten wurde kein systematischer Vergleich zwischen der CCTA und der konventionellen Herzkatheteruntersuchung durchgeführt. Somit kann die vorliegende Studie keine eindeutige Antwort auf die Frage geben, ob die bessere Bildqualität und die höheren CNR-Werte, die sich durch die iterative Rekonstruktionsmethode ergeben, zu einer besseren diagnostischen Genauigkeit in der Bewertung der koronaren Herzerkrankung durch die CCTA führen.

Zum Dritten wurden nur 11 von 30 Patienten für die subjektive Bildanalyse einbezogen. Die Anzahl ist vergleichbar mit zuvor veröffentlichten Arbeiten. Aufgrund der hohen Anzahl an zu bewertenden Koronarsegmenten wurden Datensätze mit dem typischen Spektrum aus der klinischen Routine eingeschlossen (unauffällige Koronarien, Stenosen, Stents und Bypassgefäße).

Zum Vierten waren die Untersuchungsprotokolle nicht vollkommen identisch bei allen Patienten, da sowohl die Flussrate und die Kontrastmittelmenge, als auch die z-Abdeckung individuell bei jedem Patienten angepasst wurden. Die Studienpopulation selbst war nicht homogen bezüglich BMI, Herzfrequenz, und Thoraxdurchmesser, sondern spiegelt konsekutive Patienten in der klinischen Routine eines einzigen Zentrums wieder. Andererseits wurden FBP und alle Stufen der IR auf den gleichen Datensätzen durchgeführt.

Zum Fünften konnte in dieser Studie nur der Aspekt „Einfluss der iterativen Rekonstruktion auf die Bildqualität bei unveränderter Dosis“ untersucht werden, da sie mit einem Prototyp-IR-System vorgenommen wurde, für das noch keine Freigabe als Medizinprodukt vorlag. Das daraus resultierende wahrscheinliche Dosisreduktionspotential lässt sich daher nur vermuten, aber nicht belegen. Die Dosiswerte wurden berechnet und nicht direkt gemessen.

Zum sechsten waren zwar alle drei beteiligten Radiologen mit der Befundung von Herz-CT-Untersuchungen vertraut, jedoch ist durch die unterschiedlich große Berufserfahrung eine unterschiedliche Gewöhnung an die herkömmliche Rekonstruktion mittels FBP zu unterstellen. Eine auffällige Korrelation mit den daraus resultierenden Bewertungen war jedoch nicht feststellbar, denn die Interobserver-Variabilität zeigte mit einem mittleren κ -Wert von $0,74 \pm 0,12$ eine substantielle Übereinstimmung der Bewertungen.

In der Zwischenzeit ist iDose[®] jedoch als Medizinprodukt erhältlich und wurde nach Abschluss dieser Studie an dem betreffenden Gerät installiert, so dass entsprechende Folgestudien zur Klärung dieser Frage prinzipiell möglich sind.

Zu guter Letzt erfolgte diese Studie nur an einem IR-System eines bestimmten Herstellers. Aussagen zu den Eigenschaften anderer Systeme für den Anwendungsbereich CCTA lassen sich daraus nicht ableiten. Hierzu wären multizentrische Studien mit vergleichbaren Patientenkollektiven und Indikationsstellungen erforderlich.

4.6 Schlußfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen eine signifikante Verbesserung der objektiven und subjektiven Bildqualität nach Prozessierung der Roh- und Bilddaten mittels eines iterativen Rekonstruktionsverfahrens für CCTA-typische Untersuchungsprotokolle.

Anhand von Datensätzen aus der klinischen Routine konnte in Einklang mit der Literatur nachgewiesen werden, dass die objektive Bildqualität mit den höheren Rekonstruktionsstufen signifikant ansteigt.

Für die im Rahmen der CCTA wichtige Niedrigkontrasterkennbarkeit konnte bei der subjektiven Bildanalyse gezeigt werden, dass die Anwendung mittlerer IR-Stufen vorteilhaft ist. Hierzu gibt es noch keine abschließende Datenlage, es ist jedoch erkennbar, dass viele Arbeitsgruppen ähnliche Ergebnisse erarbeitet haben.

Erstmals konnte an einem klinischen Kollektiv die Auswirkung einer Modifikation des Rauschleistungsspektrums analysiert und der signifikant positive Effekt auf die subjektive Bildqualität nachgewiesen werden.

Im Umkehrschluss lässt sich demzufolge ein nennenswertes Potential zur Dosisreduktion in der CT des Herzens durch die Anwendung dieser Software bei nahezu gleicher Bildqualität vermuten.

Wie ausgeprägt die Möglichkeit zur Minderung der applizierten Dosis tatsächlich ist, wird in weiterführenden klinischen Studien zu ermitteln sein.

5 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollte die Auswirkung einer iterativen Rekonstruktionstechnik (IR) auf die objektive und subjektive Bildqualität von Niedrigdosis-Cardio-CT-Angiographien (CCTA) untersucht werden.

Retrospektiv wurden CCTA-Datensätze von 30 konsekutiver Patienten analysiert, die mit einem Niedrigdosisprotokoll an einem 256-Schicht-Computertomographen (iCT, Philips Healthcare, Niederlande) mit prospektiver EKG-Triggerung in „Step-and-Shoot“-Technik akquiriert wurden. Mit Hilfe des Prototypen eines IR-Systems der 4. Generation (iDose[®], Philips Healthcare, Niederlande), das sowohl den Roh- als auch den Bilddatenraum bearbeitet, wurde jeder Rohdatensatz mit gefilterter Rückprojektion (FBP) sowie vier inkrementellen Stufen der IR (iDose[®] 30, 50, 70 und 80, ab iDose[®] 50 jeweils mit und ohne Multi-Resolution [MR]) prozessiert. Darüber hinaus wurden zwei für die kardiale Bildgebung spezialisierte Rekonstruktionskernel (standard [CB] und standard mit Kantenbetonung [XCB]) verwendet, was in insgesamt n=480 Bilddatensätzen resultierte. Für 9 vordefinierte Segmente wurde aus Dichtemessungen in Koronararterien und dem unmittelbar angrenzenden Hintergrund sowie aus Rauschmessungen in der Aorta ascendens die objektive Bildqualität in Form des Kontrast-Rausch-Verhältnis (CNR) ermittelt. Die subjektive Bildqualität wurde bei 11 Datensätzen auf einer 4-Punkte-Skala mit Hinblick auf „natürlichem“ Bildeindruck und rauschbedingte Artefakte als Hauptkriterien von 3 Radiologen mit unterschiedlicher Erfahrung in der Beurteilung der CCTA bewertet.

Das mittlere Dosis-Längen-Produkt der CCTA betrug 124 ± 46 mGy·cm entsprechend einer effektiven Dosis von $1,7 \pm 0,7$ mSv (nach ICRP 60 mit Umrechnungsfaktor $k=0,014$ mSv/mGy·cm). Mit jeder steigenden Stufe der IR wurde das mittlere CNR im Vergleich zu FBP signifikant verbessert, wobei die beste objektive Bildqualität bei höchster IR-Stufe (iDose[®]-Stufe 80) erzielt wurde. Dagegen wurde die subjektive Bildqualität bei mittlerer IR-Stufe (iDose[®]-Stufe 50) am besten bewertet. Verglichen mit FBP war das Bildrauschen deutlich reduziert, während im Vergleich mit höheren IR-Stufen der Bildeindruck „natürlicher“ und weniger artefaktbehaftet war.

Obwohl der CB-Kernel höhere CNR-Werte aufwies, erhielt der stärker rauschbehaftete, aber stärker kontrastbetonende XCB-Kernel bessere subjektive Bewertungen. Durch die Verwendung von Multi-Resolution verbesserten sich objektive und subjektive Bildqualität, letztere jedoch nur bei Verwendung des XCB-Kernels, während Multi-Resolution in Verbindung mit dem weicheren CB-Kernel zu einer schlechteren subjektiven Bewertung führte. Die objektive Bildqualität verbesserte sich mit zunehmender iDose[®]-Stufe, die beste subjektive Bildqualität wurde wegen der geringeren Artefakte und dem „natürlicheren“ Bildeindruck jedoch in der mittleren Stufe der iterativen Rekonstruktionstechnik unter Verwendung von Multi-Resolution und dem XCB-Kernel (iDose[®] 50 MXCB) erzielt.

Zusammenfassend verbesserte sich die objektive Bildqualität in dem theoretisch prognostizierten Ausmaß, während die subjektive Bildqualität durch den gegenläufigen Effekt eines zunehmend künstlichen Bildeindrucks eine Grenze erreicht.

6 Literaturverzeichnis

1. **Arasteh K., Baenkler H.W., Bieber C.:** Innere Medizin. Thieme. Stuttgart 2009. S. 36.
2. **SoRelle R.:** Global epidemic of cardiovascular disease expected by the year 2050. *Circulation* 1999; 100(20): e101.
3. **Achenbach S., Barkhausen J., Beer M. et al.:** [Consensus recommendations of the German Radiology Society (DRG), the German Cardiac Society (DGK) and the German Society for Pediatric Cardiology (DGPK) on the Use of Cardiac Imaging with Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging]. *Rofo* 2012; 184(4): 345-368.
4. **Patel N., Pal R. S., Flores F. et al.:** Utility of cardiac computed tomography angiography to exclude clinically significant obstructive coronary artery disease in patients after myocardial perfusion imaging. *Am J Cardiol* 2012; 109(2): 165-168.
5. **Ammann P., Brunner-La Rocca H. P., Angehrn W. et al.:** Procedural complications following diagnostic coronary angiography are related to the operator's experience and the catheter size. *Catheter Cardiovasc Interv* 2003; 59(1): 13-18.
6. **Halpern E. J.:** Clinical applications of cardiac CT angiography. *Insights Imaging* 2010; 1(4): 205-222.
7. **Hamon M., Biondi-Zoccai G. G., Malagutti P. et al.:** Diagnostic performance of multislice spiral computed tomography of coronary arteries as compared with conventional invasive coronary angiography: a meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48(9): 1896-1910.
8. **Chinnaiyan K. M., Raff G. L., Ananthasubramaniam K.:** Coronary CT angiography after stress testing: An efficient use of resources? Implications of the Advanced Cardiovascular Imaging Consortium (ACIC) results. *J Nucl Cardiol* 2012; 19(4): 649-657.
9. **Gorenoi V., Schonermack M. P., Hagen A.:** CT coronary angiography vs. invasive coronary angiography in CHD. *GMS Health Technol Assess* 2012; 8: Doc02.
10. **Mettler F. A., Bhargavan M., Faulkner K. et al.:** Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources--1950-2007. *Radiology* 2009; 253(2): 520-531.
11. **Alkadhi H.:** Radiation dose of cardiac CT--what is the evidence? *Eur Radiol* 2009; 19(6): 1311-1315.

12. **Brenner D. J., Hall E. J.:** Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357(22): 2277-2284.
13. **Primak A. N., McCollough C. H., Bruesewitz M. R. et al.:** Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. *Radiographics* 2006; 26(6): 1785-1794.
14. **Alkadhi H., Leshka S., Stolzmann P. et al.:** Wie funktioniert CT?, Springer Verlag. Berlin 2011. S. 24, 34, 127, 206.
15. **Cademartiri F., Mollet N. R., Runza G. et al.:** Improving diagnostic accuracy of MDCT coronary angiography in patients with mild heart rhythm irregularities using ECG editing. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 186(3): 634-638.
16. **Mok G. S., Yang C. C., Chen L. K. et al.:** Optimal systolic and diastolic image reconstruction windows for coronary 256-slice CT angiography. *Acad Radiol* 2010; 17(11): 1386-1393.
17. **Freyschmidt J., Schmidt T.:** Handbuch Diagnostische Radiologie: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz. Springer Verlag. Berlin 2002. S. 24.
18. **Philips Healthcare:** iDose⁴ Iterative Reconstruction Technique - Breakthrough in Image Quality and Dose Reduction With the 4th Generation of Reconstruction. Eindhoven: Philips Healthcare; 2011. S. 1, 6, 12, 18.
19. **Brooks R. A., Di Chiro G.:** Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging. *Phys Med Biol* 1976; 21(5): 689-732.
20. **INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION:** 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP* 1991; 21(1-3): 1-201.
21. **Pischke C. R., Scherwitz L., Weidner G. et al.:** Long-term effects of lifestyle changes on well-being and cardiac variables among coronary heart disease patients. *Health Psychol* 2008; 27(5): 584-592.
22. **Hamilton-Craig C. R., Friedman D., Achenbach S.:** Cardiac computed tomography--evidence, limitations and clinical application. *Heart Lung Circ* 2012; 21(2): 70-81.
23. **van Buuren F.:** 25. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland. Eine Datenerhebung mit Unterstützung der Kommission für Klinische Kardiologie und der Arbeitsgruppen Interventionelle Kardiologie und Angiologie der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie -Herz- und Kreislaufforschung über das Jahr 2008. *Kardiologe* 2010; 4(6): 502-508.
24. **Hausleiter J., Meyer T., Hermann F. et al.:** Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA* 2009; 301(5): 500-507.

25. **Contractor T., Parekh M., Ahmed S. et al.:** Value of Coronary Computed Tomography as a Prognostic Tool. *Clin Cardiol* 2012; 35(8): 467-73.
26. **Cho I., Chang H. J., Sung J. M. et al.:** Coronary Computed Tomographic Angiography and Risk of All-Cause Mortality and Non-fatal Myocardial Infarction in Subjects without Chest Pain Syndrome from the CONFIRM Registry (Coronary CT Angiography Evaluation For Clinical Outcomes: An International Multicenter Registry). *Circulation* 2012; 126(3): 304-313.
27. **Petcherski O., Gaspar T., Halon D. A. et al.:** Diagnostic Accuracy of 256-row Computed Tomographic Angiography for Detection of Obstructive Coronary Artery Disease Using Invasive Quantitative Coronary Angiography as Reference Standard. *Am J Cardiol* 2013; 111(4): 510-515.
28. **Hadamitzky M., Distler R., Meyer T. et al.:** Prognostic value of coronary computed tomographic angiography in comparison with calcium scoring and clinical risk scores. *Circ Cardiovasc Imaging* 2011; 4(1): 16-23.
29. **Cole J. H., Chunn V. M., Morrow J. A. et al.:** Cost implications of initial computed tomography angiography as opposed to catheterization in patients with mildly abnormal or equivocal myocardial perfusion scans. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2007; 1(1): 21-26.
30. **Prokop M.:** New challenges in MDCT. *Eur Radiol* 2005; 15 Suppl 5: E35-45.
31. **Martinsen A. C., Saether H. K., Olsen D. R. et al.:** Reduction in dose from CT examinations of liver lesions with a new postprocessing filter: a ROC phantom study. *Acta Radiol* 2008; 49(3): 303-309.
32. **Wiest P. W., Locken J. A., Heintz P. H. et al.:** CT scanning: a major source of radiation exposure. *Semin Ultrasound CT MR* 2002; 23(5): 402-410.
33. **Lee C. H., Goo J. M., Ye H. J. et al.:** Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics* 2008; 28(5): 1451-1459.
34. **Godoy M. C., Heller S. L., Naidich D. P. et al.:** Dual-energy MDCT: comparison of pulmonary artery enhancement on dedicated CT pulmonary angiography, routine and low contrast volume studies. *Eur J Radiol* 2011; 79(2): e11-17.
35. **Dong F., Davros W., Pozzuto J. et al.:** Optimization of kilovoltage and tube current-exposure time product based on abdominal circumference: an oval phantom study for pediatric abdominal CT. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(3): 670-676.
36. **Hausleiter J., Martinoff S., Hadamitzky M. et al.:** Image quality and radiation exposure with a low tube voltage protocol for coronary CT angiography results of the PROTECTION II Trial. *JACC Cardiovasc Imaging* 2010; 3(11): 1113-1123.

37. **Alkadhi H., Leshka S., Marincek B. et al.:** Praxisbuch Herz-CT. Springer Verlag. Heidelberg 2009. S. 78-79.
38. **Hausleiter J., Meyer T., Hadamitzky M. et al.:** Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation* 2006; 113(10): 1305-1310.
39. **Ohnesorge B., Flohr T., Becker C. et al.:** Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology* 2000; 217(2): 564-571.
40. **Poll L. W., Cohnen M., Brachten S. et al.:** Dose reduction in multi-slice CT of the heart by use of ECG-controlled tube current modulation ("ECG pulsing"): phantom measurements. *Rofo* 2002; 174(12): 1500-1505.
41. **Jakobs T. F., Becker C. R., Ohnesorge B. et al.:** Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol* 2002; 12(5): 1081-1086.
42. **Scheffel H., Alkadhi H., Leschka S. et al.:** Low-dose CT coronary angiography in the step-and-shoot mode: diagnostic performance. *Heart* 2008; 94(9): 1132-1137.
43. **Earls J. P.:** How to use a prospective gated technique for cardiac CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2009; 3(1): 45-51.
44. **Hounsfield G. N.:** Computed medical imaging. *Science* 1980; 210(4465): 22-28.
45. **Alkadhi H., Stolzmann P., Desbiolles L. et al.:** Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart* 2010; 96(12): 933-938.
46. **Hausleiter J., Bischoff B., Hein F. et al.:** Feasibility of dual-source cardiac CT angiography with high-pitch scan protocols. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2009; 3(4): 236-242.
47. **Achenbach S., Marwan M., Schepis T. et al.:** High-pitch spiral acquisition: a new scan mode for coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2009; 3(2): 117-121.
48. **Goldman L. W.:** Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol* 2008; 36(2): 57-68.
49. **Leschka S., Stolzmann P., Desbiolles L. et al.:** Diagnostic accuracy of high-pitch dual-source CT for the assessment of coronary stenoses: first experience. *Eur Radiol* 2009; 19(12): 2896-2903.
50. **Achenbach S., Marwan M., Ropers D. et al.:** Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively

- electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *Eur Heart J* 2010; 31(3): 340-346.
51. **Lell M., Hinkmann F., Anders K. et al.:** High-pitch electrocardiogram-triggered computed tomography of the chest: initial results. *Invest Radiol* 2009; 44(11): 728-733.
 52. **Klass O., Walker M., Siebach A. et al.:** Prospectively gated axial CT coronary angiography: comparison of image quality and effective radiation dose between 64- and 256-slice CT. *Eur Radiol* 2010; 20(5): 1124-1131.
 53. **Lee Y. W., Yang C. C., Mok G. S. et al.:** Prospectively versus Retrospectively ECG-Gated 256-Slice CT Angiography to Assess Coronary Artery Bypass Grafts - Comparison of Image Quality and Radiation Dose. *PLoS One* 2012; 7(11): e49212.
 54. **Hausleiter J., Meyer T. S., Martuscelli E. et al.:** Image quality and radiation exposure with prospectively ECG-triggered axial scanning for coronary CT angiography: the multicenter, multivendor, randomized PROTECTION-III study. *JACC Cardiovasc Imaging* 2012; 5(5): 484-493.
 55. **Nelson R. C., Feuerlein S., Boll D. T.:** New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: how do they work, and what are the advantages and disadvantages? *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2011; 5(5): 286-292.
 56. **Schäfers M:** Nichtinvasive kardiale Bildgebung: Spektrum, Methodik, Indikation und Interpretation. ecomed Verlag. Landsberg 2008. S. 226-228.
 57. **Leipsic J., Heilbron B. G., Hague C.:** Iterative reconstruction for coronary CT angiography: finding its way. *Int J Cardiovasc Imaging* 2012; 28(3): 613-620.
 58. **Beister M., Kolditz D., Kalender W. A.:** Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med* 2012; 28(2): 94-108.
 59. **Hounsfield G. N.:** Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46(552): 1016-1022.
 60. **Xu F., Xu W., Jones M. et al.:** On the efficiency of iterative ordered subset reconstruction algorithms for acceleration on GPUs. *Comput Methods Programs Biomed* 2010; 98(3): 261-270.
 61. **Singh S., Kalra M. K., Gilman M. D. et al.:** Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: a pilot study. *Radiology* 2011; 259(2): 565-573.
 62. **Hosch W., Stiller W., Mueller D. et al.:** Reduction of radiation exposure and improvement of image quality with BMI-adapted prospective cardiac computed tomography and iterative reconstruction. *Eur J Radiol* 2012; 81(11): 3568-3576.

63. **Kröpil P., Cohnen M., Andersen K. et al.:** [Image quality in multidetector CT of paranasal sinuses: potential of dose reduction using an adaptive post-processing filter]. *Rofo* 2010; 182(11): 973-978.
64. **Kröpil P., Lanzman R. S., Walther C. et al.:** [Dose reduction and image quality in MDCT of the upper abdomen: potential of an adaptive post-processing filter]. *Rofo* 2010; 182(3): 248-253.
65. **Bittencourt M. S., Schmidt B., Seltmann M. et al.:** Iterative reconstruction in image space (IRIS) in cardiac computed tomography: initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging* 2010; 27(7): 1081-1087.
66. **Yu Z., Thibault J. B., Bouman C. A. et al.:** Fast model-based X-ray CT reconstruction using spatially nonhomogeneous ICD optimization. *IEEE Trans Image Process* 2011; 20(1): 161-175.
67. **Miéville F. A., Gudinchet F., Brunelle F. et al.:** Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: Physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments - A phantom approach. *Physica Medica* 2013; 29(1): 99-110.
68. **Silva A. C., Lawder H. J., Hara A. et al.:** Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194(1): 191-199.
69. **Noël P. B., Fingerle A. A., Renger B. et al.:** Initial performance characterization of a clinical noise-suppressing reconstruction algorithm for MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 197(6): 1404-1409.
70. **Niu Y.T., Mehta D., Zhang Z.R. et al.:** Radiation Dose Reduction in Temporal Bone CT with Iterative Reconstruction Technique. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012; 33(6): 1020-1026.
71. **Utsunomiya D., Weigold W.G., Weissman G. et al.:** Effect of hybrid iterative reconstruction technique on quantitative and qualitative image analysis at 256-slice prospective gating cardiac CT. *European Radiology* 2012; 22(6): 1287-1294.
72. **Engel L. C., Kröpil P., Sidhu M. S. et al.:** Effects of Iterative Reconstruction Technique on Image Quality in Cardiac CT Angiography: Initial Experience. *Journal of Biomedical Graphics and Computing* 2012; 2(1): 80-88.
73. **Leipsic J., Labounty T. M., Heilbron B. et al.:** Adaptive statistical iterative reconstruction: assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195(3): 649-654.
74. **Lee Y., Jin K. N., Lee N. K.:** Low-dose computed tomography of the chest using iterative reconstruction versus filtered back projection: comparison of image quality. *J Comput Assist Tomogr* 2012; 36(5): 512-517.

75. **Hou Y., Liu X., Xu S. et al.:** Comparisons of image quality and radiation dose between iterative reconstruction and filtered back projection reconstruction algorithms in 256-MDCT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(3): 588-594.
76. **Funama Y., Taguchi K., Utsunomiya D. et al.:** Combination of a low-tube-voltage technique with hybrid iterative reconstruction (iDose) algorithm at coronary computed tomographic angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2011; 35(4): 480-485.
77. **Li Q., Yu H., Zhang L. et al.:** Combining low tube voltage and iterative reconstruction for contrast-enhanced CT imaging of the chest-Initial clinical experience. *Clin Radiol* 2013; 68(5): e249-e253.
78. **Higuchi K., Nagao M., Matsuo Y. et al.:** Detection of ground-glass opacities by use of hybrid iterative reconstruction (iDose) and low-dose 256-section computed tomography: a phantom study. *Radiol Phys Technol* 2013; 6(2): 299-304.
79. **Leipsic J., Nguyen G., Brown J. et al.:** A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195(5): 1095-1099.
80. **Kalra M. K., Woisetschlager M., Dahlstrom N. et al.:** Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2012; 36(3): 339-346.
81. **Katsura M., Matsuda I., Akahane M. et al.:** Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Eur Radiol* 2012; 22(8): 1613-1623.
82. **Rajiah P., Schoenhagen P., Mehta D. et al.:** Low-dose, wide-detector array thoracic aortic CT angiography using an iterative reconstruction technique results in improved image quality with lower noise and fewer artifacts. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012; 6(3): 205-213.

7 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Philips Brilliance iCT 256 (Philips Healthcare, Niederlande).....	8
Abb. 2: Häufigkeitsverteilung der gewählten Protokolle.	10
Abb. 3: Rekonstruktionen am Beispiel der LAD (gestreckte MPR (A), gekrümmte MPR (B) und Volumendarstellung (C))......	11
Abb. 4: iDose [®] -Prototyp-Hardware mit Rekonstruktionsrechner (links) und Bedienungsrechner (rechts).	12
Abb. 5: Bedienoberfläche des iDose [®] -Prototyps.....	13
Abb. 6: Dichte- und Rauschmessungen an vordefinierten Strukturen.....	16
Abb. 7: Platzierung der ROIs am Beispiel der LAD in verschiedenen iDose [®] -Stufen. ..	17
Abb. 8: Rekonstruktion einer gestreckten MPR (unten links) am Beispiel der RCA. ...	18
Abb. 9: Effektive Dosis aufgeschlüsselt nach Patientenzahlen.	20
Abb. 10: Über alle Patienten gemittelt Kontrast-zu-Rausch-Verhältniss (CNR) für alle IR-Rekonstruktionstufen (\pm SD). CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.....	21
Abb. 11: Vergleich der CNR-Werte für die CB-Kernel. CB: glättender Filter.....	22
Abb. 12: Vergleich der CNR-Werte für die XCB-Kernel. XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung.	22
Abb. 13: Die Auswirkung von Multi-Resolution auf die CNR-Werte unter Verwendung des CB-Kernels. CB: glättender Filter, M: Multi-Resolution.....	23
Abb. 14: Die Auswirkung von Multi-Resolution auf die CNR-Werte unter Verwendung des XCB-Kernels. XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution. ...	23
Abb. 15: Veranschaulichung der einzelnen iDose [®] -Stufen anhand der axialen Schnittbilder bei Verwendung des CB-Kernels.....	24
Abb. 16: Veranschaulichung der einzelnen iDose [®] -Stufen anhand der axialen Schnittbilder unter Verwendung des XCB-Kernels.....	25
Abb. 17: Fleiss' κ mit Korrektur nach Brennan und Prediger zur Abschätzung der Interobserver-Variabilität.....	26
Abb. 18: Ergebnisse der subjektive Bewertung durch drei unabhängige Radiologen. CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution....	28
Abb. 19: Subjektive Bildqualitätsbewertung im Vergleich zur objektiv ermittelten Bildqualität (CNR).....	29

Abb. 20: Subjektive Bildqualitätsbewertung im Vergleich zur objektiv ermittelten Bildqualität (CNR) für sämtliche CB-Kernel mit und ohne Multi-Resolution (M). CB: glättender Filter, M: Multi-Resolution.	30
Abb. 21: Subjektive Bildqualitätsbewertung im Vergleich zur objektiv ermittelten Bildqualität (CNR) für sämtliche XCB-Kernel mit und ohne Multi-Resolution (M). XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.	31
Abb. 22: iDose [®] Level 50 mit und ohne Verwendung von Multi-Resolution im Vergleich zu FBP. CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.	32
Abb. 23: iDose [®] Level 70 mit und ohne Verwendung von Multi-Resolution im Vergleich zu FBP. CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.	33
Abb. 24: iDose [®] Level 80 mit und ohne Verwendung von Multi-Resolution im Vergleich zu FBP. CB: glättender Filter, XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.	34
Abb. 25: Direkter Vergleich zwischen FBP, mittlerer und höchster Stufe der iterativen Rekonstruktion mit Multi-Resolution anhand der axialen Schnittbilder. XCB: glättender Filter mit Kantenbetonung, M: Multi-Resolution.	61
Abb. 26: Direkter Vergleich zwischen FBP, mittlerer und höchster Stufe der iterativen Rekonstruktion mit Multi-Resolution anhand der gekurvten MPR (Pat.-ID:14709).	62
Abb. 27: Streifenartefakte in der gestreckten MPR (rote Pfeile) unter Verwendung von iDose [®] -Stufe 30 XCB(A).	64

8 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Effektive Dosis der konventionellen Koronarangiographie und der CCTA [9]... 4	
Tab. 2: Indikationen zur CCTA. 7	7
Tab. 3: Aufnahmeparameter der CT-Untersuchungen. 8	8
Tab. 4: Menge und Flußrate des Kontrastmittels nach Körpergewicht. 9	9
Tab. 5: „Step-and-Shoot“-Protokolle adaptiert nach dem effektiven Thoraxdurchmesser. 10	10
Tab. 6: Funktionsweise des CB- und des XCB-Kernels (Philips Healthcare, Niederlande)..... 13	13
Tab. 7: Bewertungsschlüssel für die subjektive Bildanalyse..... 19	19
Tab. 8: Mittlere Bewertungen aller Bewerter über alle Gefäßabschnitte. 27	27
Tab. 9: Paarvergleiche verschiedener iDose [®] -Stufen im Vergleich zur FBP (0CB)..... 28	28
Tab. 10: Paarvergleiche verschiedener iDose [®] -Stufen im Vergleich zur Stufe 50MXCB. 28	28
Tab. 11: Algorithmen der verschiedenen Hersteller und die jeweilige Rekonstruktionsmethode. 46	46
Tab. 12: Gemessene Rauschreduktion [%] im Vergleich zu nach Angaben der Herstellerfirma (Philips Healthcare, Niederlande) zu erwartenden Werten. 50	50
Tab. 13: Zusätzliche Rauschreduktion durch Multi-Resolution in den iDose [®] -Stufen 50, 70 und 80 angegeben in Prozent. 60	60

9 Abkürzungsverzeichnis

ACS	-	Akutes Koronarsyndrom
AIDR[®]	-	Adaptive Iterative Dose Recuction
ALARA	-	As Low As Reasonable Achieveable
AP	-	Angina pectoris
ASIR[®]	-	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction
bpm	-	Beats per minute (Schläge pro Minute)
CCTA	-	Cardiale CT-Angiographie
CNR	-	Contrast-to-Noise Ratio
CT	-	Computertomographie
CTDI	-	Computed Tomography Dose Index
DICOM	-	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	-	Dosislängenprodukt
DSCT	-	Dual-Source CT
FBP	-	Filtered Backprojektion
FDA	-	Food and Drug Administration
Gy	-	Gray
HU	-	Hounsfield Unit
IAP	-	Instabile Angina Pectoris
IR	-	Iterative Rekonstruktion
IRIS[®]	-	Iterative Reconstruction in Image Space
IQ	-	Image quality
IVUS	-	Intravaskulärer Ultraschall
KHK	-	Koronare Herzkrankheit
kV	-	Kilovolt
kW	-	Kilowatt
LAD	-	Left Anterior Descending
MBIR[®]	-	Model-Based Iterative Reconstruction
MPR	-	Multiplanare Rekonstruktion
mSv	-	Millisievert
MTF	-	Modulationsübertragungsfunktion
NPS	-	Noise Power Spectrum
PACS	-	Picture Archiving and Communication System
PTCA	-	Perkutane transluminale Koronarangioplastie
RCA	-	Ramus coronarius anterior
RCX	-	Ramus circumflexus
RIVA	-	Ramus interventricularis anterior
ROI	-	Region of Interest
SAS	-	Step-and-Shoot
SNR	-	Signal-to-Noise Ratio
TCT	-	Transmissions-CT
VR	-	Volume-Rendering

10 Danksagung

Es ist mir ein tiefes Bedürfnis mich an dieser Stelle bei einigen Menschen zu bedanken, die mich unterstützt haben.

Mein herzlichster Dank gebührt an erster Stelle meinem Doktorvater und Lehrer, Herrn Prof. Dr. Cohnen, dem Chefarzt vom Institut für Radiologie der Städtischen Kliniken Neuss für die Bereitstellung des interessanten Themas, für seine tatkräftige Unterstützung, seiner unermüdlichen Geduld und seinem Interesse an meiner Arbeit. Danken möchte ich ihm aber auch für die exzellente Ausbildung, die ich als Assistenzarzt an seinem Institut genießen durfte.

Herrn PD Dr. P. Kröpil, Oberarzt am Institut für diagnostische Radiologie des Universitätsklinikum Düsseldorf, danke ich für seine Betreuung und Hilfestellung, für seine Anregungen und für seine Geduld.

Herrn Dr. Nagel, den wissenschaftlichen und anwendungstechnischen Berater der Firma Philips im Bereich Röntgendiagnostik danke ich herzlich für die fachliche Unterstützung und Hilfestellung bei den technischen Fragen, aber auch für seine professionelle und zugleich menschliche Art.

Herrn Prof. Dr. Kubitz danke ich sehr herzlich für die freundliche Übernahme des Korreferates.

Zu guter Letzt bedanke ich mich aus tiefstem Herzen bei meiner Ehefrau und meinen Eltern für ihre unermüdliche Unterstützung und ihrer Interesse an der vorliegenden Arbeit und dass Sie an mich geglaubt haben.

11 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.

8. September 2014, Amir Hossein Bigdeli

Unterschrift