



TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Fakultät für Medizin

„Strahlenbelastung und Bildqualität der prospektiven high-pitch Spiralakquisition in der CT-Koronarangiografie“

Konstantin Klambauer

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

Vorsitz: Prof. Dr. Florian Eyer

Prüfer*innen der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Martin Hadamitzky
2. Priv. -Doz. Dr. Thomas Huber

Die Dissertation wurde am 16.12.2021 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 12.07.2022 angenommen.

Abkürzungsverzeichnis	4
1 Einführung	5
1.1 Hintergrund	5
1.2 Die koronare Herzkrankheit (KHK)	7
1.2.1 Atherosklerose und koronare Ischämie.....	7
1.2.2 Diagnostischer Pfad	8
1.2.3 Stellenwert der CT-Koronarangiografie	10
1.3 Allgemeines zur Computertomografie	12
1.3.1 Prinzip der Bildakquisition	12
1.3.2 Sequenz-CT und Spiral-CT.....	13
1.3.3 Multislice-CT und Dual-Source-CT	15
1.3.4 Messung und Bedeutung der Strahlendosis	16
1.4 Spezielles zur CT-Koronarangiografie	19
1.4.1 Vorgehensweise und Herausforderungen	19
1.4.2 Kontrastmittelapplikation und Bolus-Timing	19
1.4.3 Retrospektive low-pitch Spiralakquisition.....	20
1.4.4 Prospektive sequenzielle Akquisition	21
1.4.5 Prospektive high-pitch Spiralakquisition.....	22
1.4.6 Auswahl des geeigneten Scanprotokolls.....	25
1.4.7 Gefäßdarstellung und Bildqualität	25
1.5 Fragestellung der Arbeit	29
2 Methodik	31
2.1 Studienpopulation	31
2.2 Durchführung der CT-Koronarangiografie	32
2.2.1 Technische Parameter	32
2.2.2 Patientenvorbereitung	32
2.2.3 Untersuchungsablauf.....	33
2.2.4 Scanstrategien	35
2.3 Datenauswertung	37
2.3.1 Bildgebung.....	37
2.3.2 Strahlendosis	39
2.3.3 Statistische Methoden	39
3 Ergebnisse	40
3.1 Scanstrategie	40

3.2	Patientencharakteristika	42
3.3	Bildqualität	43
3.3.1	Initialscan und Gesamtheit	43
3.3.2	Artefakte	44
3.4	Strahlendosis	46
3.5	Subgruppenanalyse	47
3.5.1	Initial diagnostischer Scan	47
3.5.2	Bildqualität	48
3.5.3	Strahlendosis	49
4	<i>Diskussion</i>	52
4.1	Potenzial der high-pitch Spiralakquisition	52
4.2	Strahlendosis und Bildqualität	53
4.3	Einfluss von Patientenfaktoren	56
4.4	Wiederholungsscans nach initialer high-pitch Spiralakquisition	58
4.5	Limitationen	60
4.6	Ausblick	60
4.7	Fazit	61
5	<i>Zusammenfassung</i>	62
6	<i>Literaturverzeichnis</i>	64
7	<i>Abbildungs-/Tabellen/Diagrammverzeichnis</i>	71
8	<i>Danksagung</i>	74

Abkürzungsverzeichnis

ALARA. *as low as reasonably achievable*

CCS. *chronic coronary syndrome*

CCTA. *coronary computed tomography angiography*

CNR. *contrast to noise ratio*

CPR. *curved planar reconstruction*

CTDIvol. *volume computed tomography dose index*

DLP. *dose length product*

EKG. *Echokardiogramm*

ESC. *European Society of Cardiology*

FBP. *filtered back projection*

HF. *Herzfrequenz*

HPSF. *high pitch spiral first*

HU. *Hounsfield-unit*

ICA. *invasive coronary angiography*

INOCA. *ischemia with no obstructive coronary arteries*

IQR. *interquartile range*

KHK. *koronare Herzkrankheit*

LAD. *left anterior descending*

LCX. *left circumflex artery*

LDL. *low density lipoprotein*

LM. *left main*

MACE. *major adverse cardiac event*

minIP. *minimum intensity projection*

MIP. *maximum intensity projection*

MPR. *multiplanar reconstruction*

MRT. *magnetic resonance tomography*

NHPSF. *non high pitch spiral first*

PET. *positron emission tomography*

PTP. *pretest probability*

RCA. *right coronary artery*

SAS. *step and shoot*

SCCT. *society of cardiovascular computed tomography*

SNR. *signal to noise ratio*

SPECT. *single photon emission computed tomography*

SSD. *shaded surface display*

TCM. *tube current modulation*

1 Einführung

1.1 Hintergrund

Die Herzkreislauferkrankungen stellen heutzutage die führende Todesursache sowohl in Deutschland als auch in anderen industrialisierten Nationen dar. Hierzu zählt vor allem die koronare Herzkrankheit (KHK), welche den ischämischen Herzkrankheiten zugeordnet wird (Hoebel et al., 2014). Die KHK war im Jahr 2016 für 7.9% aller Todesfälle und im Jahr 2017 für rund 650.000 Hospitalisierungen in Deutschland verantwortlich (Fleck et al., 2018). Die Diagnostik und Behandlung von KHK-Patienten ist mit erheblichen Kosten für das deutsche Gesundheitssystem verbunden. Diese beliefen sich im Jahr 2015 auf über 6,7 Mrd. Euro (Statistisches Bundesamt, Jahresbericht Gesundheit, 2019). Durch den Bevölkerungswandel wird man in den nächsten Jahren mit einem vermehrten Auftreten von Herzkreislauferkrankungen rechnen müssen, da der Anteil der älteren Bevölkerung wächst. Während die Prävalenz bei Männern und Frauen bis 44 Jahre bei 1% bzw. 2% liegt, steigt sie bei den über 65-Jährigen auf 28% bzw. 18% (Hoebel et al., 2014).

Die Optimierung der zielführenden Diagnostik und Therapie der KHK ist aus diesem Grund von höchstem medizinischen und gesamtgesellschaftlichen Interesse. Der Goldstandard in der Diagnostik der KHK ist nach wie vor die invasive Koronarangiografie (ICA). Die Katheterangiografie wird im klinischen Alltag sehr häufig durchgeführt und gilt mit wenigen patientenbezogenen Risiken als ein sicherer Eingriff. Die selten auftretenden Komplikationen können jedoch sehr schwerwiegend sein. Dies ist nicht zuletzt auf die invasive Natur des Eingriffes zurückzuführen (Tavakol et al., 2012).

Seit den ersten Studien in den 1990er Jahren hat sich deshalb die CT-Koronarangiografie (CCTA) als nicht-invasives Instrument zur Beurteilung der Koronararterien bewährt. Zwar sind auch in der CCTA patientenbezogene Risiken wie Strahlenbelastung relevant, jedoch kann hier die umgebende Anatomie besser dargestellt und 3D-Rekonstruktionen der Herzgefäße errechnet werden. Darüber hinaus ist es mit der CCTA möglich, neben luminösen Veränderungen auch die Gefäßwand- und Plaquemorphologie zu evaluieren, was einen hohen Stellenwert in der prognostischen Einschätzung der KHK einnimmt (Sun et al., 2012).

Die Weiterentwicklungen im Bereich der CT-Geräte und den Programmen zur digitalen Auswertung der Bilder haben die diagnostische Qualität der CT-Koronarangiografie deutlich verbessert sowie die Strahlenbelastung für den Patienten reduziert (Rubin et al., 2014).

In den letzten Jahren wurde eine neue Scanmethode der CT-Koronarangiografie erprobt, welche durch sehr kurze Untersuchungszeiten die Strahlendosis weiter vermindert: Die prospektiv

EKG-gesteuerte high-pitch Spiralakquisition. Diese ist jedoch anfällig für Bildfehler und wird deshalb nur in einer vorselektierten Patientenpopulation empfohlen (Deseive et al., 2015). In der vorliegenden Arbeit soll die Rolle der high-pitch Spiralakquisition in einem breiten Patientenkollektiv weiter geprüft werden.

1.2 Die koronare Herzkrankheit (KHK)

1.2.1 Atherosklerose und koronare Ischämie

Entgegen der ursprünglichen Auffassung wird das Krankheitsbild der KHK heute immer mehr als ein dynamischer Prozess verstanden. Aus diesem Grund führte die europäische Gesellschaft für Kardiologie (ESC) auf der Jahrestagung 2019 den Begriff des chronischen Koronarsyndroms (CCS) im Gegensatz zum akuten Koronarsyndrom (ACS) ein (Knuuti et al., 2019).

Die KHK ist das Resultat von atherosklerotisch veränderten Koronararterien und die damit verbundene Verkleinerung des arteriellen Lumens. Die Entstehung der Atherosklerose kann auf Cholesterin zurückgeführt werden, welches sich in Form von LDL in der Gefäßwand ablagert. Dies löst Entzündungsprozesse aus, die durch die Einwanderung von Leukozyten und eine Verdickung der Intima gekennzeichnet sind. Der dadurch entstehende Plaque, auch Fibroatherom genannt, besteht aus einem nekrotischen lipidreichen Kern und einer fibrösen Kapsel. Diese Gefäßläsionen können unterschiedlich stark verkalkt sein, wobei eine ausgeprägte Verkalkung ein Merkmal von stabilen Plaques sind. Je dünner die Plaquekapsel und je größer der Kern desto instabiler (vulnerabler) ist der Plaque (siehe Abbildung 1). Insbesondere bei Kapselrissen können aufgrund der hohen Thrombogenität des Kapselkerns Gerinnsel entstehen, welche die nachgeschalteten Arterien okkludieren können. Aus diesem Grund sind vulnerable Plaques mit schweren kardialen Komplikationen (MACE) assoziiert (Bom et al., 2017).

Eine ausgeprägte atherosklerotische Veränderung der Herzgefäße kann zur Verkleinerung des Lumens und zur Reduktion des effektiven Blutflusses führen. Aus der daraus entstehenden Diskrepanz zwischen Sauerstoffversorgung und -bedarf resultiert letztlich eine Ischämie des Herzmuskels. Neben Herzrhythmusstörungen können dann auch Nekrosen sowie regionale Wandbewegungsstörungen des Myokards auftreten. Als Korrelat zeigen sich im EKG ST-Streckenveränderungen. Zusätzlich werden von den unterversorgten Kardiomyozyten Metaboliten wie Adenosin freigesetzt. Diese stimulieren sensible Nerven im umliegenden Gewebe. Als Folge entstehen Schmerzen im Brustbereich, welche als Angina Pectoris, dem Kardinalsymptom der KHK, bezeichnet werden (Montalescot et al., 2013).

Eine Myokardischämie entsteht in der Regel durch die Obstruktion des Gefäßlumens von einer oder mehrerer Koronararterien um mehr als 50-75%. Es ist möglich, dass derartige Stenosen gar nicht oder erst bei Belastung zu Beschwerden führen. Klinisch inapparente, sogenannte stumme Myokardischämien, kommen bei jeder sechsten Person über dem 80. Lebensjahr vor und benötigen zur Detektion eine spezifischere Diagnostik (Schoenenberger et al., 2009). Wiederum kann bei einem Drittel der Patienten mit pektanginösen Beschwerden keine Obstruktion

der epikardialen Gefäße festgestellt werden. Bei dem Krankheitsbild der nicht-obstruktiven-KHK (INOCA) wird die Ischämie durch mikrovaskuläre Veränderungen verursacht (Ford et al., 2018).

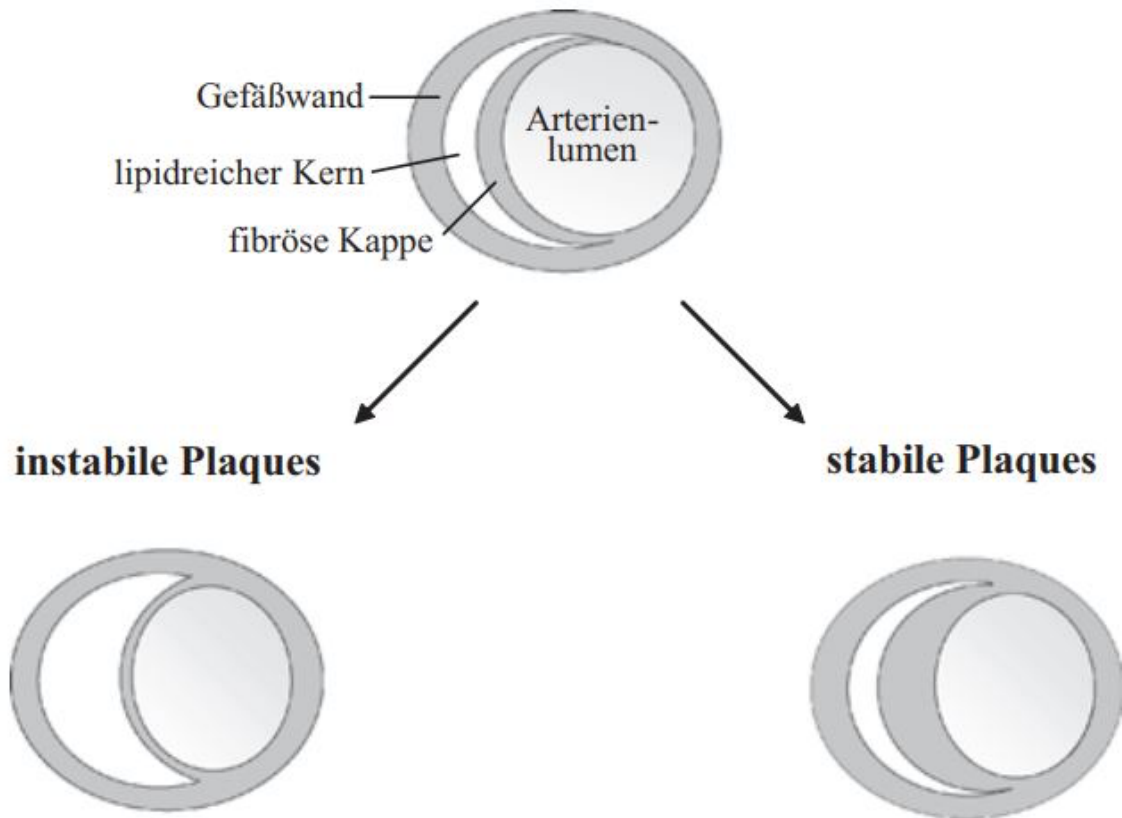


Abbildung 1. Schematische Darstellung von stabilen und instabilen Plaques. Stabile Plaques haben eine dickere Kapsel und kleineren Lipidkern.
Nach (Kuhlmann et al., 2014)

1.2.2 Diagnostischer Pfad

Leidet der Patient an Symptomen einer Angina pectoris, ist es für die weiterführende Diagnostik zunächst von Bedeutung, wie hoch die Wahrscheinlichkeit für das Vorliegen einer KHK ist. Die Diagnostik zielt daher vor allem auf die Detektion von Obstruktionen der Koronararterien ab. Neben der Basisdiagnostik, bestehend aus Anamnese, Ruhe-EKG und Ruhe-Echokardiographie, werden dazu in der Regel nicht-invasive Verfahren verwendet, die entweder die Morphologie der Koronararterien oder die Funktion des Myokards beurteilen.

Zu den funktionellen Verfahren gehören:

- Belastungs-EKG
- Stress-Echokardiographie

- Myokard-Perfusions SPECT und PET
- Dobutamin Stress-MRT
- Stress Perfusions-MRT.

Mit diesen Methoden können Wandbewegungs- und Perfusionsstörungen des Myokards als Folgen der belastungsinduzierten Ischämie aufgezeichnet werden. Demgegenüber ermöglicht die nicht-invasive CT-Koronarangiografie als morphologisches Verfahren den direkten Nachweis und die Differenzierung von Koronarläsionen mithilfe von kontrastmittelverstärkter Bildgebung. Zuletzt kann die Katheterangiografie als invasives diagnostisches Mittel Auskunft über Morphologie sowie Funktion geben (Bundesärztekammer, nationale VersorgungsLeitlinie, 2019).

Um das diagnostische Vorgehen beim Verdacht auf eine KHK festzulegen, hat die ESC die klinische Evaluierung der Vortestwahrscheinlichkeit von Diamond und Forrester (Diamond et al., 1979) anhand neuer epidemiologischen Daten überarbeitet. Mithilfe dieses Tests kann die Krankheitswahrscheinlichkeit geschätzt werden (siehe Tabelle 1). Das Patientenalter, das Geschlecht und die Differenzierung in typische, atypische und nicht-kardiale Angina pectoris werden für die Schätzung mitberücksichtigt. Retrosternale Beschwerden charakteristischer Ausprägung, die durch körperliche oder psychische Anstrengung ausgelöst werden und in Ruhe oder durch Einnahme eines Nitrats sistieren sind obligate Kriterien der typischen Angina pectoris. Bei der atypischen Angina pectoris treffen nur zwei der genannten Faktoren zu. Bei nur einem oder keinem zutreffenden Kriterium wird die Symptomatik als nicht-kardial eingestuft. Die Patientengruppen in weißen Zellen haben eine geringe Vortestwahrscheinlichkeit (PTP) von <5% an einer KHK erkrankt zu sein. Eine weitere Diagnostik wird hier nicht empfohlen. Patienten in hellgrünen Zellen mit einer Vortestwahrscheinlichkeit von >15% sollten eine nicht-invasive morphologische oder funktionelle Bildgebung erhalten. Hier sollte zusätzlich anhand dem Vorliegen von Risikofaktoren wie Diabetes, Hypertonie oder Dyslipoproteinämie sowie pathologischer EKG und CCTA-Vorbefunde die klinische Wahrscheinlichkeit einer KHK ermittelt werden. Wenn die klinische Wahrscheinlichkeit und die Vortestwahrscheinlichkeit niedrig sind, sollten Patienten eine CT-Angiografie erhalten. Bei höherem Risiko sollten funktionelle Verfahren, wie die Stress-Echokardiographie oder das Stress-Perfusions-MRT zur Ischämiediagnostik verwendet werden. Da eine mittels CCTA diagnostizierte Stenose von 50-90% des arteriellen Lumens nicht unbedingt zu einer funktionellen Einschränkung führen muss, könnte in dieser Patientengruppe zusätzlich eine nicht-invasive Ischämiediagnostik benötigt werden. Patienten mit hoher klinischer Wahrscheinlichkeit einer KHK, typischer Angina pectoris bei niedriger Belastung oder fehlendem Ansprechen auf die medikamentöse Therapie

sollten sofort eine invasive Koronarangiografie ohne weiterer nicht-invasiver Diagnostik erhalten. Patienten in hellblauen Zellen weisen eine Vortest-Wahrscheinlichkeit von 5-15% vor. Nur bei hoher klinischer Wahrscheinlichkeit sollte in dieser Gruppe eine nicht-invasive Diagnostik durchgeführt werden (Knuuti et al., 2019).

PTP (%)	Typische Angina		Atypische Angina		Nicht-kardiale Angina	
	♂	♀	♂	♀	♂	♀
30-39	3	5	4	3	1	1
40-49	22	10	10	6	3	2
50-59	32	13	17	6	11	3
60-69	44	16	26	11	22	6
70+	52	27	34	19	24	10

Tabelle 1 Vortest-Wahrscheinlichkeit (PTP) bei Patienten mit stabiler Angina Pectoris, überarbeitete Version der ESC. Patienten in hellgrünen Zellen haben eine hohe Vortestwahrscheinlichkeit über 15%, in hellblauen Zellen eine mittlere Vortestwahrscheinlichkeit von 5-15%, sowie in den weißen Zellen eine niedrige Vortestwahrscheinlichkeit unter 5% an einer KHK erkrankt zu sein. Eigene Darstellung nach (Knuuti et al., 2019)

1.2.3 Stellenwert der CT-Koronarangiografie

Die CT-Koronarangiografie hat sich als diagnostische Methode mit hohem negativ prädiktiven Wert zum Ausschluss der KHK etabliert (Neurauter et al., 2019). Vor der Einführung der CT-Koronarangiografie wurden nicht-obstruktive „symptomlose“ Koronarläsionen bei Patienten ohne Ischämienachweis oft übersehen. Dennoch hat sich gezeigt, dass auch nicht-obstruktive Plaques mit einem erhöhten Mortalitätsrisiko verbunden sind. Die präventiven Maßnahmen wurden anhand der Plaquecharakterisierung in der CCTA angepasst, was zu einer erheblichen Reduktion von kardialen Ereignissen geführt hat. Dazu gehören neben der Änderung des Lebensstils vor allem medikamentöse Therapien, die den Cholesterinhaushalt und die Thrombozytenaggregation beeinflussen (Carità et al., 2018).

Mit der CCTA kann zwischen verkalkten, gemischten und nicht verkalkten (weichen) Plaques unterschieden werden (siehe Abbildung 2). Weiche Gefäßläsionen mit geringen Schwächungswerten, punktförmige Verkalkungen und „Positive Remodeling“ sind Merkmale von Hochrisikoplaques, welche mit schweren kardialen Komplikationen (MACE) wie dem ACS vergesellschaftet sind. „Positive Remodeling“ beschreibt einen Anpassungsvorgang der Gefäßwand. Im Zuge dieses Prozesses wächst der Plaque nicht in das Gefäßlumen sondern nach außen. So wird der Blutfluss zunächst nicht beeinträchtigt und der Patient kann bis zum kardialen Ereignis

symptomlos bleiben. Unter Berücksichtigung der genannten Plaquecharakteristika wurden Risikoscores wie der CCTA-adaptierte Leaman-Score entwickelt (Kolossváry et al., 2017).

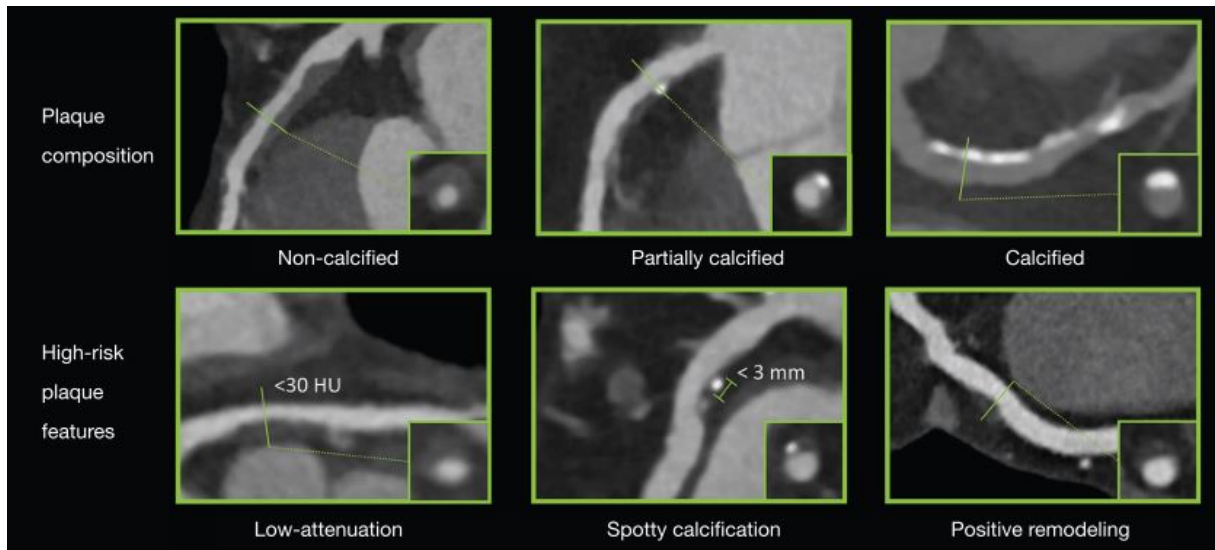


Abbildung 2. Darstellung von nicht verkalkten, teils verkalkten und verkalkten Plaques sowie Charakteristika der Hochrisikoplaques in der CT-Koronarangiografie. Dazu gehören punktförmige Verkalkungen, geringe Schwächungswerte und Positive Remodeling.
Nach (Kolossváry et al., 2017)

Insgesamt spielt die Quantifizierung des Koronarkalks in der CT-Koronarangiografie eine entscheidende Rolle. In der Klinik hat sich diesbezüglich vor allem der Agatston (Calcium) Score etabliert. Zur Bestimmung des Agatston Scores werden die Kalzifizierungsflächen mit Faktoren, welche abhängig von deren Schwächungswerten sind, multipliziert. Der Agatston Score kann Werte von 0 bis über 1000 annehmen und wird zur Einschätzung des kardialen Risikos verwendet. Ein Calcium Score von über 400 spricht für eine akzentuierte Koronarkalzifizierung und ein damit verbundenes erhöhtes Risiko für eine Ischämie. Aus diesem Grund wird schon bei Patienten mit Calcium Score >100 eine Therapie mit Cholesterinsenkern und Thrombozytenaggregationshemmern empfohlen (Neves et al., 2017).

Ferner kann eine invasive Koronarangiografie ggf. mit perkutaner Koronarintervention (PCI) erwogen werden, wenn in der CT-Koronarangiografie ein hoher Calcium-Score sowie ausgeprägte Stenosen nachgewiesen werden und der Patient nur schlecht auf eine medikamentöse Therapie anspricht (Knuuti et al., 2019).

1.3 Allgemeines zur Computertomografie

1.3.1 Prinzip der Bildakquisition

Ein CT-Gerät besteht unter anderem aus einer Röntgenröhre und einer Detektorzeile, die zusammen in einer ringförmigen Vorrichtung, der sogenannten Gantry, angebracht sind. Die Detektorzeile besteht in der Regel aus 500-1000 Detektorelementen. Der Patient liegt auf einem beweglichen Tisch im Zentrum der Gantry (siehe Abbildung 3). Die Röntgenröhre erzeugt einen hochenergetischen gefächerten Röntgenstrahl, welcher den Körper passiert und abhängig von der Dichte der Strukturen unterschiedlich stark abgeschwächt wird. Sehr dichtes Gewebe, wie Knochen, absorbiert mehr Röntgenstrahlen. Die Strahlung, die nicht absorbiert wird, trifft auf die Detektorelemente am anderen Ende der Gantry. Die Detektorelemente zeichnen die Intensität der ankommenden Strahlung als analoges Signal auf, welche in digitale Daten umgewandelt werden. Der Computer errechnet so anhand der Abschwächung der eingetroffenen Röntgenstrahlen individuelle Attenuierungswerte für jedes Detektorelement. Die Attenuierungswerte aller Detektorelemente ausgehend von einer Winkelposition der Röntgenquelle wird als Projektion bezeichnet. Zahlreiche, in der Regel 1000 bis 2000, Projektionen aus verschiedenen Winkelpositionen werden durch die Rotation der Strahlenquelle in der Gantry aufgezeichnet. Mit der Gesamtheit aller Projektionen wird das Abschwächungsprofil für eine axiale Schicht des Patienten erfasst. Dabei ist anzumerken, dass für die Rekonstruktion einer axialen Schicht mindestens eine halbe Umdrehung der Gantry (180°) benötigt wird (Ohnesorge, 2007). Mittels Hochpassfilterung werden die Daten des Abschwächungsprofils angepasst und als geschärfte Schnittbilder rückprojiziert. Dies wird auch als gefilterte Rückprojektion (FBP) bezeichnet. Aus dieser Schärfung resultiert jedoch auch ein vermehrtes Bildrauschen. Um dem schlechten Signal-zu-Rausch Verhältnis entgegenzuwirken, werden theoretisch höhere Strahlendosen benötigt. Hierzu hat sich in den letzten Jahren die iterative Rekonstruktion bewährt. Leistungsstarke Computersysteme subtrahieren mit diversen Rekonstruktionsalgorithmen das Bildrauschen aus dem Abschwächungsprofil. So kann eine drastische Einsparung der Strahlendosis von bis zu 76% erreicht werden (Willeminck et al., 2019).

Um das Resultat aller Projektionen als beurteilbares Schnittbild darzustellen, werden die verarbeiteten und gefilterten Attenuierungswerte durch unterschiedliche Graustufen abgebildet. Diese Abstufung wird in Hounsfield Units (HU) angegeben, benannt nach dem Erfinder des CT-Gerätes. Mit dieser Einheit können die Gewebe besser differenziert und charakterisiert werden. Luft hat einen Wert von -1000 HU, Wasser 0 HU und sehr dichtes Gewebe, wie Knochen, nahe 1000 HU (Ohnesorge, 2007).

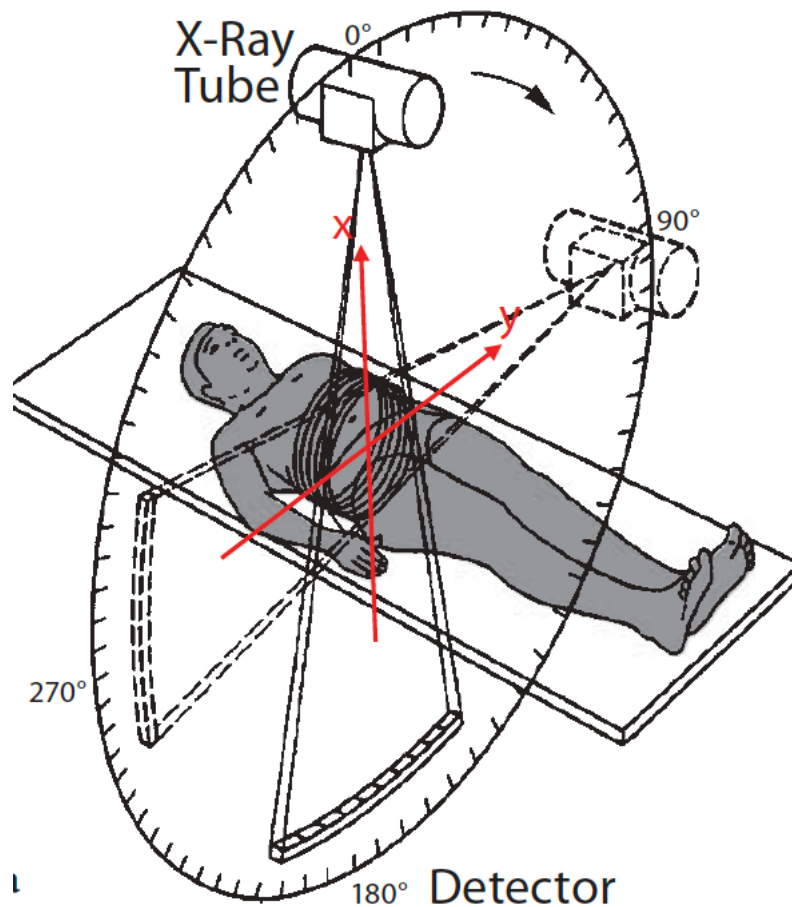


Abbildung 3. Schematischer Aufbau eines CT: Röntgenröhre und Detektor. Durch Rotation der Gantry um den Patienten werden Projektionen aus verschiedenen Winkelpositionen für ein axiales Schnittbild aufgezeichnet. Nach (Ohnesorge, 2007)

1.3.2 Sequenz-CT und Spiral-CT

In früheren CT-Generationen musste die Gantry nach jeder erfassten axialen Schicht neu eingestellt werden, da die kabelgebundenen Teile nicht unbegrenzt rotieren konnten. Mit der Einführung der Slip-Ring Technologie im Jahr 1987 wurden die Komponenten der Gantry erstmals kabellos über Schleifringe mit Strom versorgt. Das ermöglichte die freie Rotation von Strahlenquelle und Detektor. Da zwischen der Aufnahmen der einzelnen axialen Schichten keine neue Einstellung der Gantry erforderlich war, verkürzten sich die erforderlichen Scanzeiten signifikant. Die Scandauer wurde wesentlich von der Notwendigkeit bestimmt, den Patienten zwischen der Akquisition der einzelnen Schichten in der longitudinalen Achse zu bewegen. Dieses, auch als sequenzielle Akquisition (*Step-and-Shoot*: SAS) bezeichnete Verfahren bedeutet, dass der Patient nach der Akquirierung einer axialen Schicht durch eine diskrete

Tischbewegung in der longitudinalen Achse verschoben wird (Step), um eine neue axiale Schicht aufzunehmen (Shoot). Danach werden die einzeln aufgenommenen axialen Schnitte zu einem Bild zusammengefügt. Trotz der Einführung der Slip-Ring Technologie ist dieses Verfahren relativ ineffizient, da nur 50% der Scandauer für die eigentliche Bildakquisition verwendet wird (Goldman, 2007).

Mit der Entwicklung von helikalen Spiralaufnahmen in den späten 1990er Jahren wurde die computertomografische Bildgebung nochmals revolutioniert. Durch Kombination aus konstantem Tischvorschub und frei rotierender Gantry wurden Bilder nun nicht sequenziell, sondern kontinuierlich aufgezeichnet (siehe Abbildung 4). Die Zeit, in der keine Belichtung stattfindet, wird minimiert und die Untersuchung damit weiter verkürzt. Bei der sequenziellen Bildgebung müssen Scanebenen vordefiniert werden. Diese Methode ist dadurch anfällig für die Nichterfassung von Strukturen aufgrund von ungewollten Patientenbewegungen während der Bilderfassung. Bei der helikalen Datenerfassung hingegen können die Schichten an jedem Punkt der z-Achse rekonstruiert werden, wodurch die Wahrscheinlichkeit einer lückenlosen Darstellung in allen drei Dimensionen erhöht wird (Flohr et. al., 2007).

Des Weiteren ist in der Spiralakquisition der Parameter „Pitch“ von Bedeutung. Dieser wird wie folgt definiert:

$$Pitch = \frac{\text{Tischvorschub entlang der z – Achse pro } 360^\circ \text{ Rotation}}{\text{Schichtdicke des gefächerten Röntgenstrahls}}$$

Ein Pitch = 1 bedeutet, dass die Schichten nahtlos akquiriert werden. Ein Pitch <1 führt zu einer überlappenden und ein Pitch >1 zu einer lückenhaften Datenakquisition (Flohr et al., 2007).

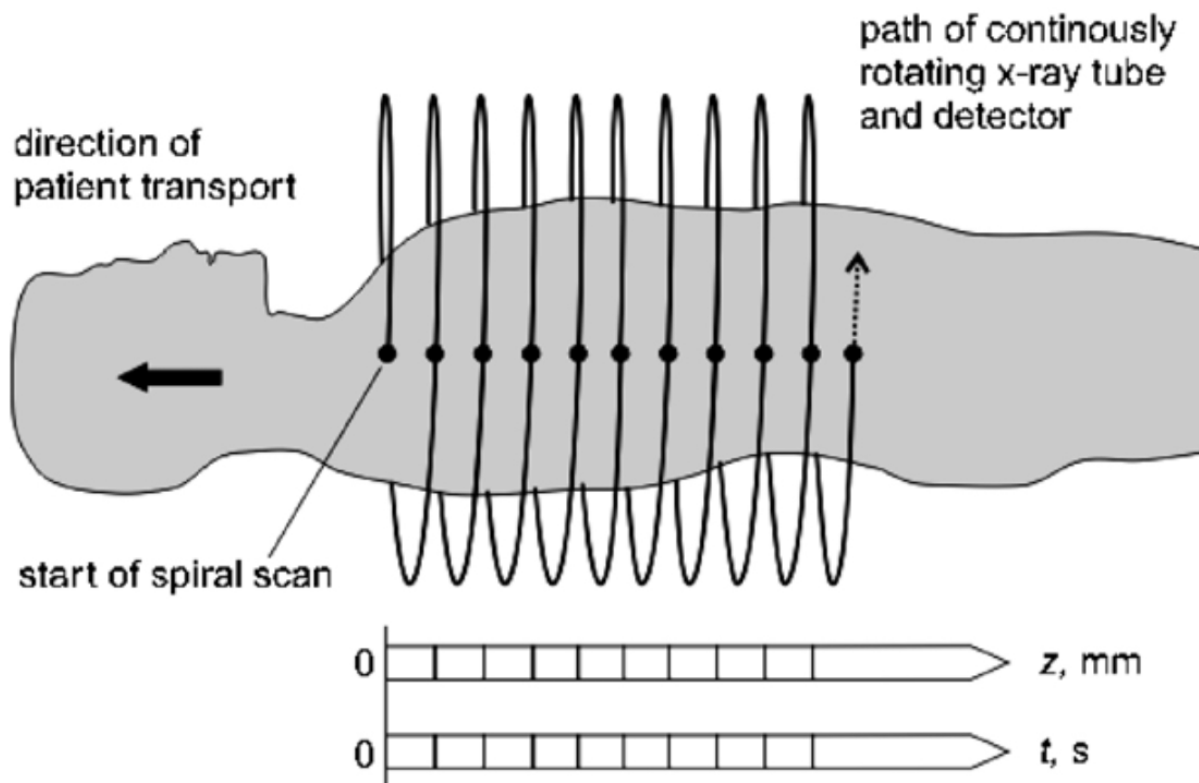


Abbildung 4. Schematische Darstellung der Spiralakquisition. Der Patient wird in der z-Achse während der kontinuierlichen Rotation der Gantry bewegt.
 Nach (Kalender, 2006)

1.3.3 Multislice-CT und Dual-Source-CT

Ende der 1990er Jahre wurden die ersten CT-Geräte mit vier oder mehr Reihen (Zeilen) von Detektoren, welche entlang der longitudinalen Körperachse angeordnet sind, eingeführt. Dies bedeutet, dass bei einer kompletten Umdrehung der Gantry mehrere Schnitte zur gleichen Zeit erfasst werden können. Daraus resultiert nicht nur eine kürzere Belichtungszeit, sondern auch eine dünnere Schichtdicke mit besserer räumlicher Auflösung. Die sogenannten Multislice-CT-Geräte (MSCT) können so größere Körperabschnitte in der gleichen Zeit aufzeichnen. Heutzutage werden CT-Geräte mit 64 Zeilen oder mehr verwendet (Wesolowski et al., 2005).

Die Entwicklung von Dual-Source-CT-Geräten (DSCT) stellt einen weiteren wichtigen Schritt in der Computertomografie dar. Dual-Source bedeutet, dass das CT-Gerät zwei Röntgenröhren besitzt, die um 90° gegeneinander versetzt sind (siehe Abbildung 5). Zur Rekonstruktion der Schichten wird so nur noch eine Viertelumdrehung (90°) der Gantry benötigt und die Scandauer reduziert sich um die Hälfte. Ferner werden die zwei Röntgenröhren mit einer unterschiedlichen Spannung betrieben. Die beiden emittierten Fächerstrahlen weisen somit heterogene energetische Eigenschaften und Attenuierungsverhalten auf. Dieses Prinzip wird als Dual-Energy

bezeichnet und ermöglicht die genauere Differenzierung von Geweben und deren chemischen Eigenschaften. Dies ist vor allem für die Perfusionsbildgebung von Herz und Lunge oder für Knochenuntersuchungen vorteilhaft (Petersilka et al., 2008).

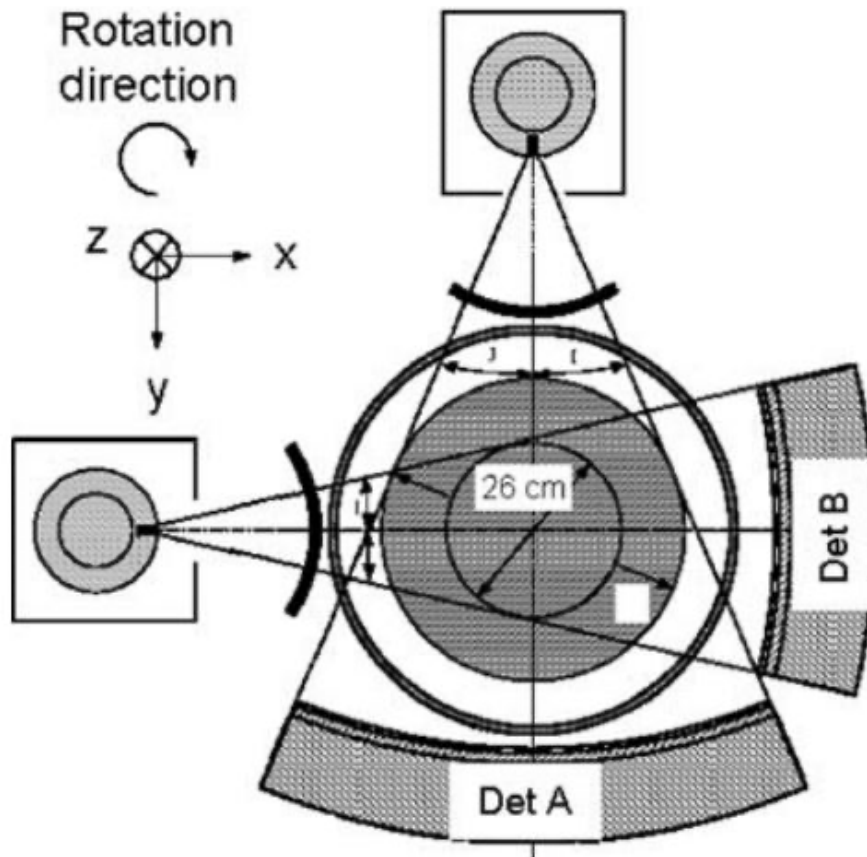


Abbildung 5. Schematischer Aufbau eines Dual Source CT (DSCT) mit zwei um 90° versetzten Strahlenquellen und korrespondierenden Detektoren.
Nach (Flohr et al., 2006)

1.3.4 Messung und Bedeutung der Strahlendosis

Um die Strahlenexposition durch CT-Untersuchungen zu objektivieren hat man folgende Parameter definiert (Prokop et al., 2006):

- volumenbezogener CT-Dosisindex ($CTDI_{vol}$) als Maß für die lokale Exposition
- Dosis-Längen-Produkt (DLP) als Maß für die Strahlenexposition der gesamten Scanlänge
- effektive Dosis (E) als Maß für das Strahlenrisiko

Der CTDI wird in Bezug auf 16 cm starke Plexiglasphantome für die Kopf-Halsregion und 32 cm starke Phantome für den Körperstamm geeicht, um die Attenuierung der unterschiedlichen

Körperteile des Menschen zu imitieren. Der CTDI beschreibt die durchschnittliche absorbierte Strahlung innerhalb einer axialen Schicht dieses Phantoms. Das Dosisprofil im Zentrum und in der Peripherie der Phantome kann jedoch deutlich variieren. So wird mit dem gewichteten $CTDI_w$ die durchschnittliche Strahlendosis entlang des gesamten Phantomdurchmessers ermittelt. Um den $CTDI_w$ auch auf diskontinuierliche Scans und Spiralaufnahmen mit einem Pitch $\neq 1$ zu übertragen, muss der Pitch in den Berechnungen des volumenbezogenen $CTDI_{vol}$ berücksichtigt werden (Prokop et al., 2006):

$$CTDI_{vol} (mGy) = \frac{CTDI_w (mGy)}{Pitch}$$

Der $CTDI_{vol}$ stellt somit den Mittelwert der Strahlendosis entlang der Schichtebene (x und y Achse) sowie der longitudinalen z-Achse dar, also die durchschnittliche Strahlendosis im Untersuchungsvolumen. Darüber hinaus wird das Dosis-Längen-Produkt definiert. Das DLP, als integraler Parameter, misst die kumulative Strahlendosis, der ein Patient in der gesamten Scanlänge ausgesetzt ist und wird wie folgt berechnet (Prokop et al., 2006):

$$DLP (mGy * cm) = CTDI_{vol} \times Scanlänge (cm)$$

Die effektive Dosis wird in der Computertomografie benutzt, um das Strahlenrisiko ermitteln. Hier werden zusätzlich biologische Gewichtungsfaktoren für die einzelnen Organsysteme sowie verschiedene mathematische Modelle für Geschlecht, Alter und Gewicht berücksichtigt. In der Regel werden zu den Berechnung jedoch die Werte eines Erwachsenen mit 70 kg angewendet. In der Praxis hat sich eine weniger rechenintensive Methode etabliert, um die effektive Dosis zu erfassen. Mit dem Parameter DLP und einem Umrechnungsfaktor für die jeweilige Scanregion, kann die effektive Dosis ebenfalls annähernd abgeschätzt werden (Prokop et al., 2006):

$$effektive Dosis (mSv) = DLP (mGy * cm) \times Umrechnungsfaktor der Scanregion$$

Es ist prinzipiell möglich, dass auch eine niedrige Strahlendosis Veränderungen im Genom des Patienten bewirken kann. Dieser als stochastisch bezeichneter Strahleneffekt kann das Lebenszeitrisko erhöhen, an Krebs zu erkranken (Kamiya et al., 2015). Je nach Untersuchungsprotokoll wird bei CT-Untersuchungen eine Röntgendosis von durchschnittlich 1-14 mSv verzeichnet, was mit der jährlichen Strahlenexposition durch Hintergrundstrahlung vergleichbar ist. Man vermutet, dass 1.5-2% aller Krebserkrankungen auf die ionisierende Strahlung von CT-Untersuchungen zurückzuführen sind. Ob die Exposition gegenüber niedrig dosierter Strahlung im Bereich <100 mSv ein erhöhtes Erkrankungsrisiko verursacht ist noch nicht abschließend geklärt. Deshalb ist man in der CT-Bildgebung bemüht, die Strahlendosis zu reduzieren. Ein Strahlenschutzkonzept in der Radiologie ist das sogenannte as-low-as-reasonably-achievable (ALARA) Prinzip. So sollte die Strahlendosis so gering wie möglich gehalten werden, um noch zielführende Diagnostik durchführen zu können. Außerdem muss für jede Untersuchung, besonders bei Kindern, eine adäquate Indikation vorliegen (McCollough et al., 2009). Trotz aller Bemühung hat sich die Strahlenbelastung per Capita durch medizinische Interventionen von 1980 bis 2006 versechsfacht. Dies ist u.a. auf eine höhere Frequenz von CT-Untersuchungen zurückzuführen. Zwar macht die CT-Bildgebung nur ungefähr 17% aller medizinischen Untersuchungen mit ionisierender Strahlung aus, jedoch ist sie für 49% der gesamten Strahlenbelastung verantwortlich (Zinsser et al., 2018).

1.4 Spezielles zur CT-Koronarangiografie

1.4.1 Vorgehensweise und Herausforderungen

Die CT-Angiografie der Koronararterien beginnt mit der intravenösen Verabreichung von Kontrastmittel. Am Punkt der optimalen Kontrastmittelanreicherung wird die Bildakquisition des Herzens durchgeführt, um einen adäquaten Kontrast zwischen den kardialen Strukturen und Gefäßen zu ermöglichen. Zur eigentlichen Diagnostik der Herzgefäße werden die gewonnenen Schnittbilder als planare und dreidimensionale Modelle rekonstruiert. So können etwaige Auffälligkeiten der Herzgefäße wie plaquebedingte Stenosen beurteilt werden. Im Speziellen bringt die Bildgebung von Herzgefäßen einige Probleme mit sich. Der Grund dafür ist die Lokalisation der Koronararterien an der Oberfläche des Herzens. Dadurch sind sie in ständiger Bewegung und so schwer mit computertomografischen Methoden zu erfassen. Das CT-Gerät muss ein bewegungsfreies Bild erzeugen, um die Arterien fehlerfrei darstellen zu können. Die CT-Angiografie ist somit mehr als alle anderen Gefäßuntersuchungen abhängig von einer innovativen Bildgebungstechnologie (Ghekiere et al., 2017).

Um die Koronararterien bewegungsfrei abbilden können werden spezielle sequenzielle oder Spiralscanverfahren verwendet. Dafür wird die Bildakquisition zeitlich mit dem EKG des Patienten abgestimmt. Durch die Einführung von DSCT-Geräten wurde die Entwicklung neuerer Scanmethoden, wie die prospektive high-pitch Spiralaufnahme, ermöglicht.

1.4.2 Kontrastmittelapplikation und Bolus-Timing

Die hohe Dichte von intravasal verabreichtem jodhaltigen Kontrastmittel erhöht die Röntgenabsorption der Blutbahn. So sind in der CT-Bildgebung des Herzens durchblutete Strukturen, wie Koronargefäße oder Herzkammern, besser voneinander abgrenzbar. Um zwischen weniger dichten Koronarläsionen mit einer Attenuierung von 40 HU, fibrösen Plaques mit 90 HU und kalzifizierten Plaques mit über 130 HU differenzieren zu können, wird eine Kontrastmittelanreicherung von 250-300 HU benötigt. Die Kontrastmittelanreicherung hängt von patientenbasierten, CT-basierten und kontrastmittelbasierten Faktoren ab. Dazu gehören Herzzeitvolumen des Patienten, Scandauer, Kontrastmittelkonzentration und Injektionsrate. Je höher die Kontrastmittelkonzentration und je schneller die Injektionsrate, desto früher und stärker ist die Anreicherung in den Koronargefäßen. Im biphasischen Injektionsprotokoll wird nach der Gabe von 50-120 mL unverdünntem Kontrastmittel 20-30 mL Kochsalzlösung, der sogenannte Chaser, injiziert (siehe Abbildung 6). Dieser schwemmt das intravenös verabreichte Kontrastmittel aus dem rechten Ventrikel. Das Kontrastmittel kann hier Aufhärtungsartefakte erzeugen,

welche die Beurteilung der rechten Koronararterie erschweren (Scholtz et al., 2017).

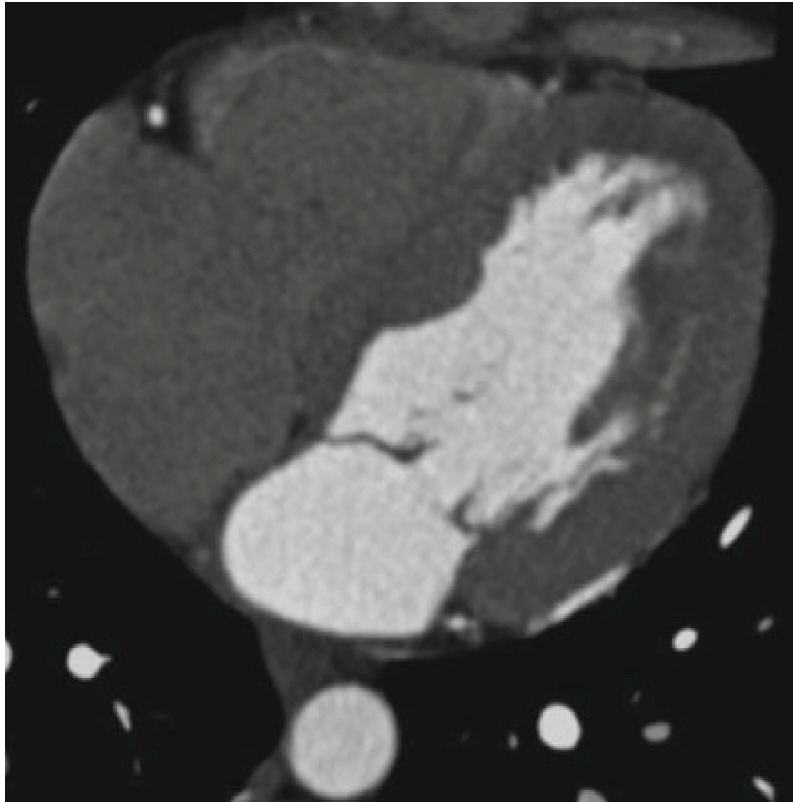


Abbildung 6. Biphasisches Injektionsprotokoll. Das linke Herz ist im Vergleich zu rechts stark kontrastiert. Nach (Schoepf et al., 2007)

Da die Bildakquisition weniger als eine Sekunde dauern kann, muss die Kontrastmittelapplikation zeitlich abgestimmt sein. In der CT-Koronarangiografie werden Methoden wie das Bolus-Timing dazu verwendet, um den Zeitpunkt der Anflutung des Kontrastmittels in den Koronargefäßen zu ermitteln. Beim Bolus-Timing wird an einem Messpunkt (ROI) z.B. in der Aorta ascendens, eine Schwächungskurve errechnet. Unter Berücksichtigung dieser Schwächungskurve wird die optimale Verzögerung zwischen Injektion und Scanstart ermittelt. Diese Methode kann als Probelauf der Untersuchung wirken, bei dem sich die Patienten an durch Kontrastmittelgabe ausgelöste Empfindungen wie beispielsweise Wärme gewöhnen können (Scholtz & Ghoshhajra, 2017).

1.4.3 Retrospektive low-pitch Spiralakquisition

Die low-pitch Spiralakquisition des gesamten Herzens findet durch konstantem Tischvorschub und kontinuierliche Bildakquisition in mehreren aufeinanderfolgenden Herzzyklen statt. Die Rekonstruktion der Schichten kann so in jeder Phase des RR-Intervalls durchgeführt werden.

Dies ermöglicht vor allem eine höhere Flexibilität zur Darstellung der Koronararterien bei unvorteilhaften Scankonditionen wie Arrhythmien oder schnellen Herzfrequenzen. Darüber hinaus können durch die Rekonstruktion von diastolischen und systolischen Phasen funktionelle Aspekte des Herzens beurteilt werden. Um sicherzustellen, dass durch die Bewegung des Herzens keine Lücken in der kardialen Bildgebung auftreten, muss allerdings ein niedriger Pitch zwischen 0.2 und 0.3 verwendet werden. Dies wiederum erhöht die Strahlendosis. (Flohr, 2013)

Eine Technologie zur Dosisreduktion ist die EKG-basierte Modulation des Röhrenstroms (tube current modulation, TCM). Im Rahmen dieser retrospektiven EKG-Steuerung wird der Röhrenstrom in den Abschnitten des RR-Intervalls, welche weniger für die Bildakquisition geeignet sind, reduziert. Der Röhrenstrom wird dabei in der Systole verringert und in der Diastole erhöht, da hier die Koronararterien maximal gefüllt sind und sich das Herz am wenigsten bewegt (siehe Abbildung 7). Bei einer Herzfrequenz $< 65/\text{min}$ hat sich ein diastolisches Akquisitionsfenster bei 70-75% des RR-Intervalls bewährt. Bei höheren Frequenzen muss ein Fenster von 40% bis 70% des RR-Intervalls angewendet werden, da hier die endsystolische Phase am besten zur Bildakquisition geeignet ist. Der strahlenreduzierende Effekt der TCM ist somit bei Patienten mit niedriger Herzfrequenz am höchsten, da die Zeit der maximalen Röhrenstromapplikation am geringsten ist. Diese Anwendung wirkt sich jedoch negativ auf die Bildqualität aus (Litmanovich et al., 2014).

Mit der TCM lässt sich die Strahlenexposition zwar verringern, die retrospektive low-pitch Spiralakquisition ist jedoch aus strahlenhygienischer Sicht der sequenziellen und der high-pitch Akquisition weiterhin unterlegen (Flohr, 2013).

1.4.4 Prospektive sequenzielle Akquisition

Bei dieser Form der sequenziellen Aufnahme wird eine prospektive EKG-Steuerung verwendet. Im Gegensatz zu den kontinuierlichen low-pitch Spiralaufnahmen wird das CT-Bild im Step-and-Shoot-Verfahren nur in einer spezifischen Phase der Herzaktion durch prospektive EKG-Steuerung angefertigt. Nach Abschluss des Teilscans wird der Patient durch einen diskreten Tischvorschub entlang z-Achse bewegt und die nächste Schicht des Herzens aufgenommen (siehe Abbildung 7). Auch in diesem Scanprotokoll liegt das Scanfenster meist in der Diastole (Litmanovich et al., 2014).

Die EKG-gesteuerte Sequenztechnik kann die Strahlendosis signifikant verringern. Dies wird durch die stufenweise „Abtastung“ des Herzens und der Bildakquisition in nur einer Phase der Herzaktion ermöglicht. Das bedeutet auch, dass im Gegensatz zur low-pitch Akquisition nicht das gesamte RR-Intervall zur Rekonstruktion der einzelnen Schichten verwendet werden kann.

Die SAS-Technik ist somit weniger flexibel anwendbar. Dies zeigt sich vor allem bei Patienten mit höheren Herzfrequenzen und Arrhythmien. Das vordefinierte Akquisitionsfenster der Teilschichten wird in der prospektiven EKG-Steuerung aus den vorangegangenen Herzzyklen extrapoliert. Das bedeutet, dass sich beim Auftreten von Extrasystolen oder Arrhythmien der Akquisitionszeitpunkt in einen suboptimalen Bereich des RR-Intervalls verschiebt. Da mehrere Zyklen benötigt werden um das gesamte Herz abzubilden, können als Resultat in einzelnen Schichten Bewegungsartefakte auftreten. Ein weiteres Problem der sequenziellen Akquisition sind Stufenartefakte. Diese entstehen zwischen der sequenziellen Akquisition der axialen Schichten durch Bewegung des Körpers in der z-Achse. Das vordefinierte Scanfeld wird verschoben, was Stufen in der Rekonstruktion erzeugt. An dieser Stelle sollte noch erwähnt werden, dass bei sequenziellen Aufnahmen ein Verfahren namens „Padding“ (Ausweitung des Akquisitionsfensters) angewendet werden kann, welches wie die low-pitch Akquisition eine begrenzte funktionelle Beurteilung des Herzens erlaubt (Flohr, 2013).

1.4.5 Prospektive high-pitch Spiralakquisition

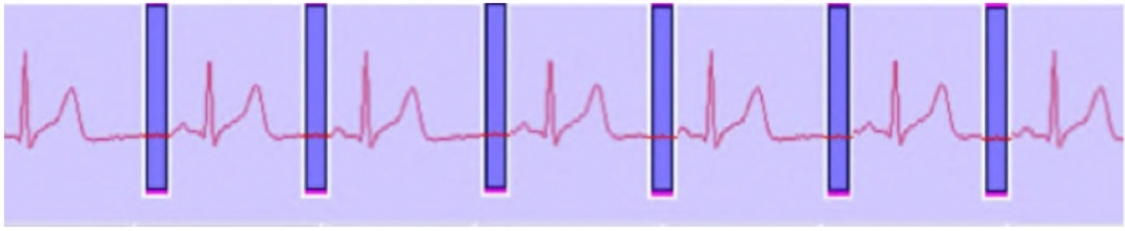
Bei der Bildakquisition mit Dual-Source-Systemen kann ein höherer Pitch verwendet werden, da durch die beiden separaten Röntgenröhren ein größerer Abschnitt der z-Achse abgedeckt wird. Mit dem kurzen Rotationsweg der Gantry (90°) und der Verwendung von modernen Rekonstruktionsalgorithmen wird eine zeitliche Auflösung um 75 ms erreicht. Die doppelte Anordnung der Strahlenquellen ermöglicht auch bei schnellerem Tischvorschub eine unverändert lückenlose Bildgebung. In der CT-Koronarangiografie hat man sich dieses Prinzip zunutze gemacht, um die tatsächlich benötigte Scandauer der Herzbildgebung auf ein Minimum zu reduzieren. Diese prospektiven EKG-gesteuerten high-pitch Spiralaufnahmen werden in den Geräten der Firma Siemens auch als Turbo-Flash bezeichnet (*Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland*). Die Bildakquisition findet, wie bei der SAS-Sequenz, EKG-gesteuert in einem vordefinierten Zeitpunkt des RR-Intervalls statt (siehe Abbildung 7). Im Vergleich zur sequenziellen Akquisition ist die gesamte Scandauer des Flash-Protokolls mit 250 ms jedoch wesentlich kürzer. Die kurze Untersuchungszeit ist vor allem auf den hohen Pitch, der in der Regel bei 3.4 liegt, zurückzuführen. So wird innerhalb eines Herzzyklus der gesamte Koronarbaum abgebildet (Smettei et al., 2018).

Durch die prospektive high-pitch Spiralakquisition kann die Strahlenexposition im Vergleich zur sequenziellen Technik nochmals signifikant gesenkt werden, da der Patient nur in einer einzigen Diastole bestrahlt werden muss. Stufenartefakte kommen bei dieser Methode ebenfalls deutlich seltener vor. Die high-pitch Technik bringt jedoch auch einige Limitationen mit sich.

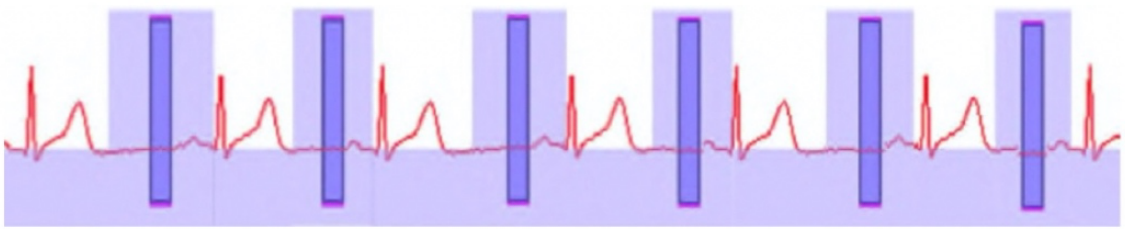
Wie bei der sequentiellen Technik erschweren Arrhythmien und Extrasystolen die prospektive EKG-Steuerung. Dies ist auch von Bedeutung, da zur Rekonstruktion der Schichten nur ein einziges RR-Intervall benutzt werden kann. Bei falscher EKG-Steuerung können daher vermehrte Artefakte vorkommen. Darüber hinaus verkürzt sich bei steigender Herzfrequenz die relative Dauer der Diastole. Um genügend Zeit für das Akquisitionsfenster zu gewährleisten, muss daher die Herzfrequenz niedrig gehalten werden. Ferner kann man keine Aussagen bezüglich der Funktion des Herzens treffen (Achenbach et al., 2009).

Innerhalb einer Kontrastmittapplikation können auch zwei high-pitch-Aufnahmen kurz aufeinanderfolgend im gleichen Abschnitt des R-R Intervalls aufgenommen werden. Diese doppelten high-pitch Spiralaufnahmen werden als Doppel-Flash Protokoll (*Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland*) bezeichnet und können bei höheren Herzfrequenzen und Extrasystolen angewendet werden. Daraus resultiert jedoch eine höhere Kontrastmittel- und Strahlendosis (Kröpil et al., 2012).

a.) Retrospektive low-pitch Spiralakquisition ohne Röhrenstrommodulation



b.) Retrospektive low-pitch Spiralakquisition mit Röhrenstrommodulation



c.) Prospektive sequenzielle Akquisition



d.) Prospektive high-pitch Spiralakquisition

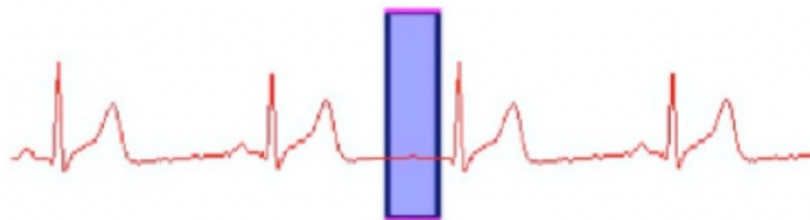


Abbildung 7. Schematische Darstellung der verschiedenen EKG-gesteuerten Scanverfahren in der CT-Koronarangiografie. In a.) und b.) kennzeichnen die hellblauen Bereiche die Röhrenstromapplikation. In den dunkelblauen Bereichen findet die eigentliche Bildakquisition statt. In a.) und b.) wird die kontinuierliche Bildakquisition in mehreren R-R Intervallen dargestellt, mit Röhrenstrommodulation in b.). In c.) wird das Step-and-Shoot Verfahren dargestellt mit schrittweiser Abtastung, in d.) die prospektive Spiralakquisition mit einem hohen Pitch von ca. 3.4 welche innerhalb eines R-R Intervalls das gesamte Herz abbilden kann.
Eigene Darstellung nach (Hamilton-Craig et al., 2020)

1.4.6 Auswahl des geeigneten Scanprotokolls

Die Gesellschaft für kardiale Computertomografie (SCCT) hat anhand der Vor- und Nachteile Empfehlungen zur Auswahl des geeigneten Scanprotokolls gegeben (Abbara et al., 2016):

Retrospektiv EKG-gesteuerte low-pitch Spiralakquisition bei

- Arrhythmien (zB. Vorhofflimmern)
- nicht durch Betablockergabe kontrollierbaren hohen Herzfrequenzen
- Beurteilung von Herzklappen- und Kammerfunktion

Prospektiv EKG-gesteuerte sequenzielle Akquisition bei

- regulären Herzrhythmus
- Herzfrequenzen <60/min mit einem mittdiastolischen Akquisitionsfenster
- Herzfrequenzen >60/min mit einem endsystolischen Akquisitionsfenster

Prospektiv EKG-gesteuerte high-pitch Spiralakquisition bei:

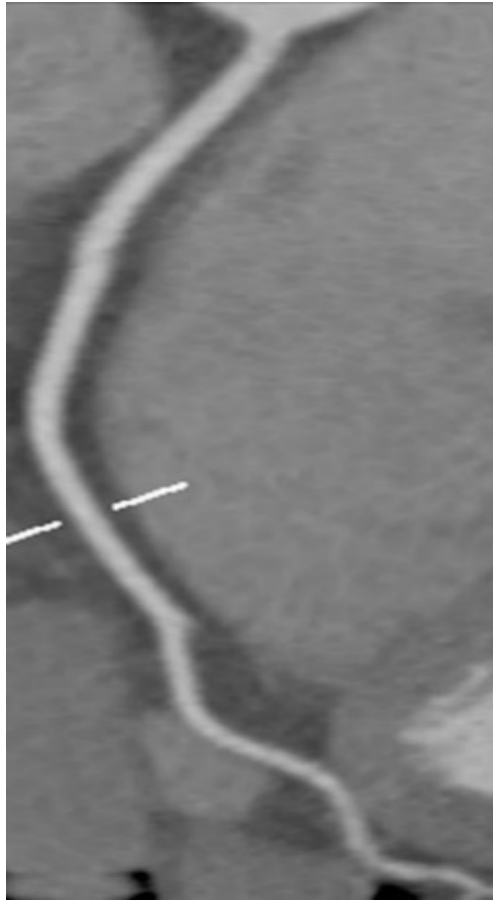
- regulären Herzrhythmus
- BMI <30 kg/m²
- Herzfrequenzen <60/min mit einem frühdiastolischen Akquisitionsfenster
- abhängig vom CT-Gerät auch bei höheren Herzfrequenzen mit einem endsystolischen Akquisitionsfenster

Die Indikationen für den prospektiven high-pitch oder die sequenzielle Akquisition überschneiden sich in vieler Hinsicht. Die high-pitch Akquisition ist jedoch naturgemäß nur mit einem DSCT durchführbar. Die oben angeführten Punkte sind nur Empfehlungen, in der klinischen Praxis wird das geeignete Scanprotokoll daher immer individuell anhand der Patienteneigenschaften und der verfügbaren Scanprotokolle des CT-Gerätes ausgewählt.

1.4.7 Gefäßdarstellung und Bildqualität

Für die CT-angiografische Diagnostik der Koronararterien werden spezielle Rekonstruktionsmethoden verwendet, die die Beurteilung der Gefäße erleichtern. In der zweidimensionalen *multiplanar-reformation* (MPR) werden aus den axialen Daten koronare und sagittale Ebenen errechnet. Bei der *curved-planar-reformation* (CPR) können gebogen verlaufende Objekte gerade dargestellt werden (siehe Abbildung 8). Bei der *maximum-intensity-projection* (MIP) werden die Strukturen mit der höchsten, in der *minimum intensity-projection* (minIP) Gewebe mit der niedrigsten Dichte verstärkt wiedergegeben. Mit der dreidimensionalen *shaded-surface-display* (SSD) oder *Surface-Rendering* können Oberflächen räumlich abgebildet werden. Beim sogenannten *Volume-Rendering* werden Arterien und Venen dreidimensional farbkodiert

dargestellt (Dalrymple et al., 2005).



*Abbildung 8. CPR der rechten Koronararterie.
Nach (Karlo et al., 2012)*

Trotz dieser fortgeschrittenen Darstellungstechnologie hängt die Beurteilbarkeit der Herzgefäße wesentlich von der reproduzierbaren Bildqualität der akquirierten Schichten ab.

Die Bildqualität in der CT-Koronarangiografie ist von mehreren Faktoren abhängig, insbesondere jedoch von der räumlichen und zeitlichen Auflösung (Ghekiere et al., 2017).

Die räumliche Auflösung wird wesentlich von der Detektorkonfiguration, der Kollimation und dem Pitch bestimmt. Bei einem geringen Pitch resultiert aus der langsamen und überlappenden Abtastung des Scanfeldes zwar eine höhere Strahlendosis, jedoch auch eine bessere räumliche Auflösung der rekonstruierten Schnittbilder. Die räumliche Auflösung wird weiter verbessert, wenn in der Rekonstruktion eine dünne Schichtdicke verwendet wird. Die kleinste auswählbare Schichtdicke ist durch die Kollimation der CT-Fächerstrahlen limitiert. Die Einstellung der Kollimation ist abhängig von der Breite und Anzahl der Detektorzeilen. Die Kollimation kann naturgemäß nicht kleiner eingestellt werden als die Breite der einzelnen Detektorzeilen (Raman et al., 2013).

In den letzten Jahren wurde die räumliche Auflösung vor allem auch durch neuere Rekonstruktionsmethoden, wie der iterativen Rekonstruktion, verbessert. In diesem Zusammenhang spielt auch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) eine wichtige Rolle. Das SNR beschreibt das Verhältnis von Hintergrundrauschen zur Signalstärke und damit die Bildqualität (Ghekiere et al., 2017).

Ein weiterer Ansatz zur Optimierung der räumliche Auflösung ist die Z-Springfokustechnologie. Dazu wird die periodische Bewegung des Brennflecks des Röntgenstrahlers in Längsrichtung (z-Richtung) des Patienten benutzt, um die Anzahl der aufgenommen Schichten zu verdoppeln. So werden zwei Bildaufnahmen pro Detektorreihe ermöglicht (Flohr et al., 2004).

Die zeitliche Auflösung wird durch die Scanzeit definiert, die nötig ist, um Daten für eine komplette axiale Schicht zu erfassen. Dies ist vor allem in der kardialen Bildgebung von Relevanz, da hier versucht wird, „Schnappschüsse“ des bewegungslosen Herzens anzufertigen. Um die zeitliche Auflösung der Scanverfahren weiter zu verbessern, werden zur Rekonstruktion einer Phase der Herzaktion nur die Daten einer halben Rotation der Gantry verwendet (Viertelrotation für high-pitch Verfahren von DSCT). Die Halbscanrekonstruktion halbiert die Mindestdauer der Schichtakquisition. Wenn die zeitliche Auflösung zu gering ist, entstehen durch die Bewegung des Herzens Artefakte (siehe Abbildung 9). Diese werden als Bewegungs- oder Pulsationsartefakte bezeichnet und sind, neben den Stufenartefakten der sequenziellen Bildgebung, ein häufig anzutreffendes Problem in CT-Koronarangiografie (Ghekiere et al., 2017).

Darüber hinaus können in der CT-Bildung noch andere Formen von Artefakten auftreten. Die Ursachen für diese „Bildfehler“ können generell in physikalische, patientenbedingte, geräteabhängige und rekonstruktive Gründe eingeteilt werden (Barrett et al., 2004). Wenn Röntgenstrahlen auf dichtes Gewebe treffen, können durch die vermehrten Streustrahlen in angrenzenden Strukturen Aufhärtungsartefakte entstehen. Als weitere Form dieser Aufhärtungsartefakte entstehen sogenannte Bloomingartefakte an kleinen kontrastreichen Objekten wie Koronarkalk oder Stents. Durch das Blooming erscheinen diese Strukturen größer als sie tatsächlich sind, was die Beurteilung des Lumens beeinträchtigen kann. Das gleiche Prinzip gilt auch für Metallartefakte, welche auftreten, wenn Strahlung durch große metallene Strukturen wie Prothesen abgelenkt wird. Solche Artefakte sollen nach Möglichkeit vermieden werden um eine hohe diagnostische Aussagekraft zu erreichen (Kalisz et al., 2016).



*Abbildung 9. Bewegungsartefakte in der CPR der rechten Koronararterie.
Nach (Andreini et al., 2015)*

1.5 Fragestellung der Arbeit

Um eine aussagekräftige Diagnostik mittels CCTA zu erreichen, muss der gesamte Koronarbaum artefaktfrei dargestellt werden. Anderenfalls können Wiederholungsscans notwendig sein, die eine höhere Strahlenexposition für den Patienten bedeuten. Wie bereits erwähnt weist der high-pitch Scan zwar eine wesentlich geringere Strahlendosis, jedoch auch eine höhere Anfälligkeit für Artefakte auf als konventionelle Scanmethoden, wie die Sequenz- und low-pitch Akquisition. So kann erwartet werden, dass ein größerer Anteil von high-pitch Scans nicht diagnostisch verwertbar ist und so häufiger ein Wiederholungsscan durchgeführt werden muss. Es wird allerdings nicht unbedingt ein Wiederholungsscan des gesamten Herzens vorgenommen, sondern nur der Gefäßabschnitte, welche von Artefakten betroffen sind. Das ist insofern von Bedeutung, da „segmentspezifische“ Wiederholungsscans im Vergleich zu „holokardialen“ Wiederholungsscans eine kürzere Scanlänge und damit auch eine geringere Strahlendosis aufweisen.

In der vorliegenden Studie sollte deshalb abgewogen werden, ob die Strahlendosis bei Verwendung eines high-pitch Protokolls trotz der vermehrten Wiederholungsscans insgesamt niedriger ausfällt als für Patienten, die als Primärs캔 eine konventionelle Bildgebungsmethode erhalten. Zusätzlich sollte die Bildqualität der high-pitch Technik und der konventionellen Scanmethoden verglichen werden. Dazu wurden Patienten, die sich im radiologischen Institut des Deutschen Herzzentrum Münchens zur CT-Koronarangiografie vorstellten in zwei Untersuchungsarme mit jeweils unterschiedlichen Primärs캔strategien eingeteilt. Ziel beider Scanstrategien war, nach dem Primärs캔 und eventuell nötigen Wiederholungsscan, eine diagnostisch verwertbare Koronarbildgebung.

Die Untersuchungsarme wurden wie folgt bezeichnet:

- High-Pitch-Spirale-Zuerst (HPSF: *high-pitch-spiral-first*) mit high-pitch Primärs캔 und, bei Bedarf, konventionellem Wiederholungsscan.
- Non-High-Pitch-Spirale-Zuerst (NHPSF: *non-high-pitch-spiral-first*): mit konventionellem Primärs캔 und, bei Bedarf, Wiederholungsscan.

Dieser Fragestellung wurde bereits in der multizentrischen Protection IV Studie nachgegangen. Diese hat gezeigt, dass bei vergleichbarer Bildqualität eine um 58% niedrigere patientenbezogene Strahlenbelastung erreicht werden kann, wenn Patienten zuerst eine high-pitch Spiralaufnahme erhalten. Die Limitation dieser Studie ist jedoch der Ausschluss von Patienten mit Herzfrequenzen >60/min und Arrhythmien. Die Überlegenheit der high-pitch Methode für das gesamte klinische Patientenkollektiv ist daher nicht nachgewiesen (Deseive et al., 2015).

Im Gegensatz dazu wurde in der vorliegenden Arbeit ein Allcomer-Modell verwendet, ohne Patienten mit einer höheren Herzfrequenz oder Extrasystolen zu exkludieren. Damit sollte eine bessere Übertragbarkeit der Ergebnisse auf ein reales, unselektiertes Patientenkollektiv erreicht werden.

2 Methodik

2.1 Studienpopulation

Als Allcomer-Studie wurden 1797 konsekutive Patienten, die im radiologischen Institut des Deutschen Herzzentrum Münchens im Zeitraum von 01.01.2015 bis 31.12.2017 eine CT-Koronarangiografie erhielten, in das Studienkollektiv aufgenommen. Darunter waren überwiegend Patienten mit einer niedrigen bis mittleren Vortestwahrscheinlichkeit für eine KHK. Zusätzlich wurden Patienten inkludiert, bei denen aufgrund des Verdachts auf ACS, Lungenembolie oder Aortendissektion ein Triple-Rule-Out Scan durchgeführt wurde. Auch Scans zur Darstellung von Koronaranomalien wurden eingeschlossen.

Um spezifisch die Strahlenbelastung von kardialen Scans zu bewerten, wurden Patienten mit erweiterten Scanbereich im Rahmen einer z.B. Nierenarteriendarstellung oder Bypassnach-sorge ausgeschlossen. Wenn die primäre Indikation für die CT-Koronarangiografie nicht die Bildgebung der Gefäße war, zB. bei Ventrikelbeurteilung, wurden diese ebenfalls exkludiert. Patienten mit Vorhofflimmern wurden im Institut standardmäßig nicht mit einer high-pitch Spiralaufnahme untersucht und waren somit für die darauffolgende vergleichende Bewertung der Scanalgorithmen nicht geeignet.

2.2 Durchführung der CT-Koronarangiografie

2.2.1 Technische Parameter

Alle CT-Scans wurden mit einem DSCT Siemens *SOMATOM FORCE* (Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) durchgeführt.

Technische Spezifikationen

- Detektoren: 2 × StellarInfinity
- Röntgenröhren: 2 × Vectron™
- Zahl der akquirierten Schichten: 384 (2 × 192)
- Rotationszeit der Gantry: bis zu 0.25 s
- Temporale Auflösung: bis zu 66 ms durch EKG-abhängige Segmentrekonstruktionsalgorithmen
- Räumliche Auflösung: 0.24 mm
- Röhrenspannung: 70 – 150 kV
- Maximale Scangeschwindigkeit: 737 mm/s
- Maximales Tischgewicht: 307 kg
- Größe der Gantryöffnung: 78 cm

(Siemens Healthcare GmbH, Dual-Source CT - Somatom Force, 2018)

Die Parameter der Bildakquisition waren wie folgt:

- Kollimation: 2 x 192 x 0.6 mm
- Pitch: für low-pitch Akquisition: 0.2-0.5 (abhängig von Herzfrequenz)
- Pitch für high-pitch Akquisition: 3.4
- Akquisitionsfenster <65/min: 70-75% RR-Intervall,
- Akquisitionsfenster >65/min: 40-70% RR-Intervall
- z-Springfokus (*z-Sharp™*, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) mit 384 Schichten pro Detektorrotation
- Der Röhrenstrom wurde automatisch anhand der ausgewählten Röhrenspannung und der Patienteneigenschaften wie Gewicht ausgewählt (*CareDose 4D*, *CareKV*, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland)

2.2.2 Patientenvorbereitung

Zunächst wurde eine Anamnese des Patienten erhoben sowie die Patientendaten inklusive Größe und Gewicht aufgezeichnet. Der Patient wurde über den gesamten Ablauf der Untersuchung informiert. Zur Kontrastmittelapplikation wurde ein peripherer Venenverweilkatheter in

der rechten oder linken Cubitalvene platziert. Danach wurde der Blutdruck mit der Riva-Roci Methode gemessen und ein 3-Kanal-EKG angelegt. Die Herzfrequenz sollte während der Untersuchung so niedrig wie möglich gehalten werden, um eine optimale Bildqualität zu erreichen, wozu Betablocker verabreicht wurden. Patienten mit einer Herzfrequenz $>60/\text{min}$ wurden bis zu dreimal 5 mg Metoprolol injiziert. Dadurch konnte in der Regel eine optimale Herzfrequenz von 50-60/min erzielt werden. Um die Koronararterien maximal zu dilatieren wurden kurzwirksame Nitrate kurz vor der Untersuchung gegeben. Patienten mit einem Blutdruck von mindestens 100 mmHg erhielten zusätzlich 0.8 mg Nitroglyzerin sublingual. Kontraindikationen für die Medikamentengabe wurden vor der Untersuchung ausgeschlossen. Anschließend wurde der Patient in Rückenlage mit den Armen über Kopf auf dem Tisch platziert. Das Herz sollte sich im Zentrum der Gantry befinden. Es wurde auf ein mögliches Wärmegefühl bei Kontrastmittelgabe hingewiesen. Der Patient wurde ebenfalls gebeten während des CT-Scans ruhig zu liegen und den Atemanweisungen des Personals zu folgen.

2.2.3 Untersuchungsablauf

Vor der Durchführung der Kontrastmittel-CCTA wurde zunächst eine anterior-posteriore Röntgenübersichtsaufnahme (Scout View) angefertigt, um den tatsächlichen Untersuchungsbe- reich einzugrenzen. Dieser reichte von der Trachealbifurkation bis zur diaphragmatischen Oberfläche, somit war das gesamte Herz abgebildet (siehe Abbildung 10).

Im Rahmen der Kontrastmittelapplikation wurde für diese Studie das Testbolus Prinzip ver- wendet. Zur Bestimmung der Anflutungszeit des Kontrastmittels zum Herzen wurde zunächst ein Bolus von 10 mL Kontrastmittel (Iomeprol, Imeron 350, Bracco Altana Pharma GmbH, Konstanz, Deutschland, Jodgehalt: 350 mg/cc) gefolgt von 50 mL Kochsalzchaser verabreicht. Dazu wurde ein ROI-Kreis in die Aorta ascendens gelegt und mehrere EKG-gesteuerte Einzel- schichtaufnahmen angefertigt (siehe Abbildung 11). Nach der Ermittlung der Passagezeit wurde ein kontrastmittelverstärkter Scan mit einer Injektionsrate von 4-6 mL/s gefolgt von 50 mL Kochsalzchaser durchgeführt. Jede Bildakquisition fand während einer Atempause in In- spirationsstellung statt. Die Scanlänge (mm), die Kontrastmittelmenge (mL) und die verab- reichte Metoprololdosis (mg) wurde aufgezeichnet. Außerdem wurden die Herzfrequenz sowie das Auftreten von Extrasystolen notiert.



*Abbildung 10. Scout View welches den Untersuchungsbereich von Trachealbifurkation bis Zwerchfell eingrenzt.
Nach (Ohnesorge et al., 2007)*



*Abbildung 11. Bestimmung der Passagezeit des Kontrastmittels durch ROI-Platzierung in der Aorta ascendens.
Nach (Scholtz & Ghoshhajra, 2017)*

2.2.4 Scanstrategien

Im Rahmen dieser Studie wurden Patienten in zwei Untersuchungsarme mit jeweils unterschiedlicher Scanstrategie eingeteilt. Ziel beider Scanstrategien waren diagnostisch verwertbare Aufnahmen aller Koronarsegmente. Diese Strategien waren:

- High-Pitch-Spirale-Zuerst (HPSF: *high-pitch-spiral-first*) mit high-pitch Primärscan und, bei Bedarf, konventionellem Wiederholungsscan.
- Non-High-Pitch-Spirale-Zuerst (NHPSF: *non-high-pitch-spiral-first*): mit konventionellem Primärscan und, bei Bedarf, Wiederholungsscan.

Die HPSF-Gruppe erhielt immer primär eine prospektiv EKG-gesteuerte high-pitch Spiralaufnahme (*Flash*, Siemens, Forchheim, Deutschland). Wenn die initiale Bildqualität nicht diagnostisch verwertbar war, wurde mit einer konventionellen oder high-pitch Aufnahmetechnik nachuntersucht. Diese waren entweder:

- prospektiv EKG-gesteuerte sequenzielle Aufnahme
- retrospektiv EKG-gesteuerte low-pitch Spiralaufnahme mit TCM
- high-pitch-Spiralaufnahme
- doppelte-high-pitch-Spiralaufnahme

Die NHPSF-Gruppe erhielt initial eine prospektiv EKG-gesteuerte doppelte-high-pitch Spiralaufnahme (*Doppel-Flash*, Siemens, Forchheim, Deutschland) oder eine konventionelle Scanmethode. Diese waren entweder:

- prospektiv EKG-gesteuerte sequenzielle Aufnahme
- retrospektiv EKG-gesteuerte low-pitch Spiralaufnahme mit TCM

Bei ungenügender Bildqualität wurde mit einer der beiden konventionellen Methoden nachuntersucht.

An dieser Stelle sollte erwähnt werden, dass die doppelten-high-pitch-Spiralaufnahmen zwar auch eine high-pitch Technik sind, diese aber der NHPSF-Gruppe zugeordnet wurden. In dieser Studie sollten die konventionellen Methoden spezifisch mit normalen „einzel“-high-pitch Aufnahmen verglichen werden.

Die Wiederholungsscans wurden entweder fokussiert oder holokardial durchgeführt. Bei Vorliegen einer obstruktiven KHK im Initialscan wurde trotz ungenügender Bildqualität anderer Koronarsegmente auf einen Wiederholungsscan verzichtet.

Fokussierte Wiederholungsscans wurden nur in folgenden Fällen durchgeführt:

- Artefakten in einem Koronarsegment bzw. kurzem Gefäßabschnitt
- Artefakten in mehreren Koronararterien auf gleicher Schichthöhe (proximaler oder

distaler Gefäßabschnitt)

- intramyokardialer Gefäßverlauf

Sonst wurden holokardiale Wiederholungsscans unter anderem durchgeführt bei:

- Artefakten in mehreren Koronarsegmenten bzw. langem Gefäßabschnitt
- Artefakten in mehreren Koronararterien auf unterschiedlicher Schichthöhe (proximaler und distaler Gefäßabschnitt)
- unzureichendem Kontrast zwischen Koronarlumen und Gefäßwand
- zu geringem Signal-zu-Rausch Verhältnis

Die individuelle Wahl des jeweiligen Scanalgorithmus für jeden Patienten wurde von einem erfahrenen Radiologen getätigt. Das heißt, die Patienten wurden vor der Untersuchung nicht randomisiert einem der beiden Scanstrategien zugeteilt. Die Indikationsstellung für die unterschiedlichen Scanmethoden war institutsintern abhängig von folgenden patientenbezogenen Faktoren:

- höhere Herzfrequenzen: eher sequenzielle, low-pitch Spiralaufnahmen und doppelte-high-pitch-Spiralaufnahmen
- niedrigere Herzfrequenzen: eher high-pitch-Spiralaufnahme
- adipöse Patienten: eher sequenzielle und low-pitch Spiralaufnahmen
- Patienten mit niedrigerem BMI: eher high-pitch-Spiralaufnahme
- Patienten mit zahlreichen Extrasystolen: eher low-pitch Spiralaufnahmen und doppelte-high-pitch-Spiralaufnahmen
- Patienten mit wenigen Extrasystolen: eher sequenzielle Aufnahme und high-pitch-Spiralaufnahme
- Patienten mit höherem Calcium-Score: eher sequenzielle und low-pitch Spiralaufnahmen
- Patienten mit niedrigem Calcium-Score: eher high-pitch-Spiralaufnahme

2.3 Datenauswertung

2.3.1 Bildgebung

Die CCTA-Aufnahmen der 1646 Patienten wurden retrospektiv von einem Untersucher nicht-verblindet ausgewertet. Dabei wurde die Bildqualität der Koronararterien beurteilt.

Für die vorliegende Studie wurde an einer Workstation (*Syngo.via Multimodality Workplace*, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland) aus den akquirierten Untersuchungsdaten axiale, koronare und sagittale Schichten rekonstruiert. Zusätzlich wurden Rekonstruktionsmechanismen wie die gekrümmt planare Reformation (CPR) und maximale Intensitätsprojektion (MIP) zur weiteren Befundung angewendet. Des Weiteren wurden errechnete 3D-Volume Rendering (VR) Modelle für Befunddemonstrationen angewandt.

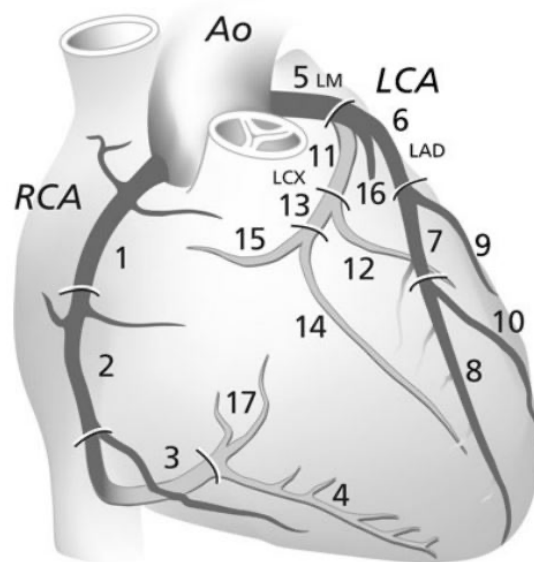


Abbildung 12. Koronararterien mit Einteilung in Segmente nach AHA-Schema. RCA = rechte Koronararterie, LCA = linke Koronararterie, LM = linker Hauptstamm, LAD = vorderer absteigender Ast der linken Koronararterie, LCX = Ramus circumflexus, Ao = Aorta.

Nach (Habets et al., 2012)

Um die Bildqualität der Koronararterien zu beurteilen wurde in dieser Studie ein eigener Graduierungsscore verwendet. Die Koronararterien LAD, RCA, LCX und linker LM (siehe Abbildung 12) aller Patienten wurden wie folgt in drei Grade eingeteilt (siehe Abbildung 13):

- Grad 0: nicht diagnostischer Scan mit ungenügender Bildqualität – ein Wiederholungsscan ist nötig
- Grad 1: diagnostischer Scan mit akzeptabler Bildqualität – leichte Bildartefakte – ausreichender Kontrast

- Grad 2: exzellenter Scan mit hervorragender Bildqualität - keine Artefakte – sehr guter Kontrast

Ferner wurde bei nicht diagnostischen Scans mit der Graduierung 0 der Grund für die inakzeptable Bildqualität dokumentiert. Ursachen für nicht verwertbare Scans waren:

- Bewegungsartefakte
- Aufhärungsartefakte aufgrund Koronarkalks
- nicht ausreichender Kontrast
- intramyokardialer Verlauf des Gefäßes
- Bildrauschen

Die Anzahl der kalzifizierten Plaques wurde ebenfalls aufgezeichnet. Als Kalzifizierung wurde jegliche Struktur mit einer Fläche $>1\text{mm}^2$ gewertet, welche sich im Koronarlumen selbst sowie an das Koronarlumen angrenzend befand. Als verkalkte Plaques wurden Strukturen definiert, welche Densitäten über der kontrastierten Koronararterie aufzeigten, im gleichen Sinne Strukturen mit geringerer Dichte als nicht verkalkte Plaques (Leber et al., 2004).

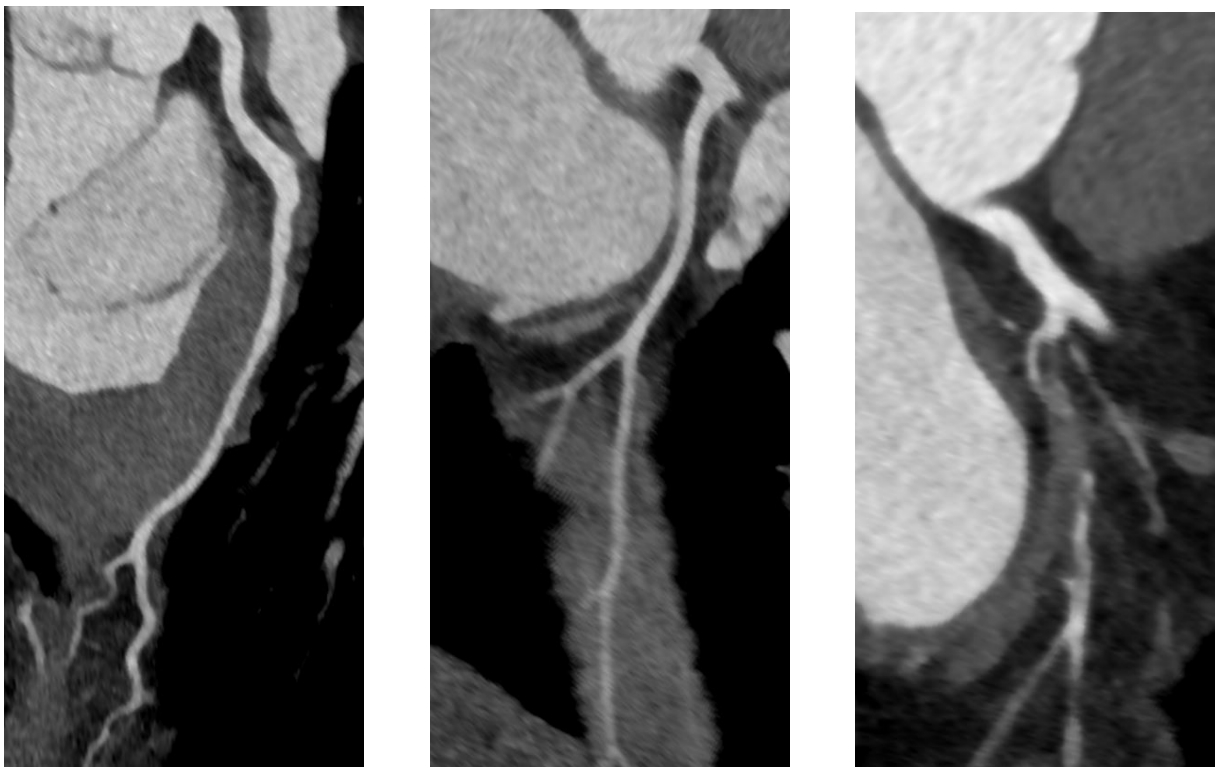


Abbildung 13. Graduierung der Bildqualität anhand der CPR von Koronararterien. Von links nach rechts: Grad 2 – hervorragende Bildqualität bis in die distalen Gefäßabschnitte, Grad 1 – akzeptable Bildqualität mit Bildrauschen distal, Grad 0 – Gefäß nicht beurteilbar

Die schlechteste Graduierung einer Koronararterie wurde als die Gesamtbewertung aller Gefäßabschnitte gezählt. Der Mittelwert aller Graduierungen des ersten und, sofern durchgeführt, zweiten Scans wurde für beide Untersuchungsgruppen (HPSF und NHPSF) ermittelt.

2.3.2 Strahlendosis

Die Strahlendosis wurde analog zu dem in Kapitel 1.3.4 erläuterten Konzept aufgezeichnet. Die effektive Patientendosis wurde anhand der Richtlinien der Europäischen Arbeitsgruppe für Qualitätskriterien in der Computertomografie (European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT) berechnet. Die effektive Dosis in mSv ist das Produkt von Dosis-Längen-Produkt (DLP) in mGy*cm und einem Thorax Umrechnungsfaktor k von $0.014 \text{ mGy}^{-1}\text{cm}^{-1}$. Alle Werte wurden aus den Aufzeichnungen im Scan-Protokoll an der Workstation (*Syngo.via Multimodality Workplace, Siemens Healthineers, Forchheim, Deutschland*) ermittelt.

2.3.3 Statistische Methoden

Als primärer Endpunkt unserer Studie wurde die Bildqualität und Strahlenbelastung der zwei Scanalgorithmen HPSF und NHPSF definiert.

Alle statistischen Analysen wurden mit der Software *statistical package R version 2.10.1* inklusive *package rms* durchgeführt (Team RDC, 2016). Zur graphischen Darstellung der Ergebnisse wurden Box und Whisker Plots sowie Balkendiagramme in Microsoft Excel (Version 1909) erstellt. Kategorische Daten wurden als absolute und relative Werte aufgelistet. Unterschiede in kategorischen Datensätzen wurden mit dem Chi²-Test ermittelt. Kontinuierliche Variablen wurden mit Mittelwert und Standardabweichung sowie Median und Interquartilsabstand angegeben. Zum Vergleich von normalverteilten Datensätzen wurde der Student's t-Test verwendet. Um Unterschiede in nicht normalverteilten Datensätzen zu prüfen wurde wiederum der Mann-Whitney U-Test angewendet. Alle Tests wurden zweiseitig mit einem Signifikanzniveau von 5% durchgeführt.

3 Ergebnisse

3.1 Scanstrategie

Im radiologischen Institut des Deutschen Herzzentrum Münchens erhielten insgesamt 1797 Patienten im Studienzeitraum von 01.01.2015 bis 31.12.2017 eine CT-Koronarangiografie. Davon mussten 121 Patienten exkludiert werden, da der Scanbereich der Untersuchung das Zwerchfell oder die Bronchialbifurkation überschritt. Weitere 30 Patienten erhielten als Initialscan aufgrund von Vorhofflimmern eine doppelte-high-pitch Spiralaufnahme und mussten ebenfalls aus der Studie ausgeschlossen werden.

Von den übrigen 1646 Patienten erhielten 1410 Patienten (86%) initial eine high-pitch Spiralaufnahme (HPSF-Kohorte) und 236 Patienten (14%) initial einen anderwertigen Scan (NHPSF-Kohorte). Zu den Erstscans der NHPSF-Gruppe gehören 136 sequenzielle Aufnahmen (58%), 45 doppelte-high-pitch Spiralaufnahmen (19%) und 55 low-pitch Spiralscans mit TCM (23%).

In 17 Fällen (1%) der HPSF-Gruppe und 9 Fällen der NHPSF-Gruppe (4%) konnte trotz eines nicht diagnostischen Initialscan das Vorliegen einer KHK bestätigt werden. Zwar waren hier im Erstscan einige Segmente nicht beurteilbar, in den restlichen Gefäßabschnitten konnte jedoch eine relevante Stenose erkannt werden. In diesen Fällen wurde auf einen Wiederholungsscan verzichtet und der Patient zur weiterführenden Diagnostik überwiesen (zB. ICA oder Ischämiediagnostik).

In der HPSF-Gruppe waren 899 Initialscans (65%) und in der NHPSF-Gruppe 202 Initialscans (89%) von ausreichender Bildqualität, um die Koronararterien beurteilen zu können. In 494 (35%) Fällen der HPSF-Gruppe und 25 Fälle (11%) der NHPSF-Gruppe waren Wiederholungsscans aufgrund von nicht diagnostischen Erstscans nötig. In der HPSF-Gruppe wurden 279 fokussierte (56%) und 190 holokardiale sequenzielle Aufnahmen (38%), 4 fokussierte (1%) und 16 holokardiale low-pitch Spiralscans mit TCM (3%), sowie 2 doppelte-high-pitch Spiralaufnahmen und 3 (zusammen ca. 2%) high-pitch Spiralaufnahmen als Wiederholungsscans durchgeführt. In der NHPSF-Gruppe wurden 15 fokussierte (60%) und 8 holokardiale sequenzielle Aufnahmen (32%) sowie 2 holokardiale low-pitch Spiralscans mit TCM (8%) als Wiederholungsscans durchgeführt (siehe Diagramm 1).

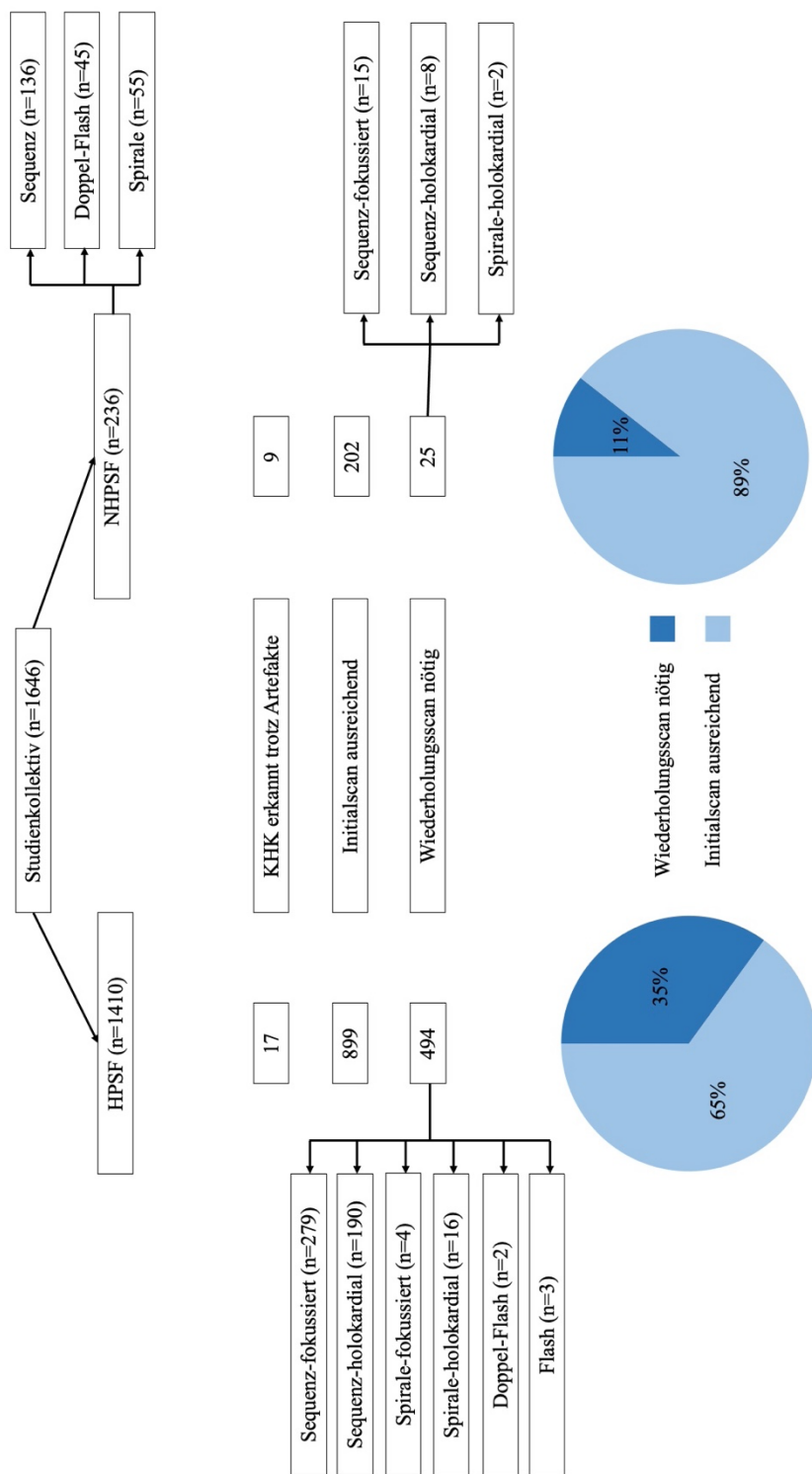


Diagramm 1. Flussdiagramm des Scanalgorithmus für die Studienkohorten HPSF und NHPSF. HPSF = high pitch spiral first, NHPSF = non high pitch spiral first, Sequenz = SAS-Scan, Spirale = retrospektiv EKG-gesteuerte low-pitch Spiralaufnahme mit TCM, Flash = prospektiv EKG-gesteuerte high-pitch Spiralaufnahme. KHK = koronare Herzkrankheit

3.2 Patientencharakteristika

Aufgrund der fehlenden Randomisierung der Patienten sind einige Unterschiede in den beiden Studienkohorten zu verzeichnen. Einerseits hatten Patienten in der HPSF-Gruppe eine niedrigere Herzfrequenz als in der NHPSF-Gruppe (58 ± 12 vs. 63 ± 13 min^{-1} , $p < 0.001$). Der Anteil von männlichen Patienten (71.6% vs. 64.5%, $p = 0.04$) sowie der BMI (27.2 ± 4.8 vs. 25.8 ± 3.4 kg/m^2 , $p < 0.001$) waren höher in der NHPSF-Gruppe. Ein Sinusrhythmus wurde häufiger in der HPSF als in der NHPSF-Gruppe verzeichnet (88.6% vs. 68.6%, $p < 0.001$). Hingegen traten Extrasystolen wesentlich öfter in der NHPSF-Gruppe auf (31.4% vs. 11.4%, $p < 0.001$). Ein weiterer signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen war in Bezug auf den Calcium-Score zu erkennen. Hier waren Patienten in der NHPSF-Gruppe stärker betroffen (326 ± 331 vs. 78 ± 159 Agatston Einheiten, $p < 0.001$). In diesem Sinne wurden in der Gruppe auch mehr Koronar-Plaques beobachtet (9 ± 8 vs. 3 ± 5 , $p < 0.001$). Die verabreichte Dosis Betablocker sowie die applizierte Röhrenspannung war in der NHPSF-Gruppe höher (6 ± 6 vs. 5 ± 6 mg, $p < 0.018$ / 101.6 ± 16 kVp vs. 91.6 ± 13 , $p < 0.001$). Die Scanlänge war in der HPSF-Gruppe im Vergleich zur NHPSF-Gruppe erweitert (162.4 ± 15 vs. 122.4 ± 15 mm, $p < 0.001$). Die injizierte Menge an Kontrastmittel unterschied sich zwischen beiden Studienkohorten nicht signifikant (78 ± 34 vs. 77 ± 27 mL, $p = 0.668$) (siehe Tabelle 2).

Patientenmerkmale	HPSF (n=1410)	NHPSF (n=236)	p
HF (min^{-1})	58 ± 12 (n=1273)	63 ± 13 (n=203)	< 0.001
♂ (%)	64.6	71.6	0.036
BMI (kg/m^2)	25.8 ± 3.4 (n=1268)	27.2 ± 4.8 (n=208)	< 0.001
SR	943 (88.6%) (n=1064)	120 (68.6%) (n=175)	< 0.001
ES	121 (11.4%) (n=1064)	55 (31.4%) (n=175)	< 0.001
Calcium-Score (Agatston Einheiten)	73 ± 159	326 ± 331	< 0.001
Kontrastmittel (mL)	78 ± 34	77 ± 27	0.668
Metoprolol-Dosis (mg)	5 ± 6	6 ± 6	0.018
Kalzifizierte Plaques	3 ± 5	9 ± 8	< 0.001
Scanlänge (mm)	126.4 ± 15	122.4 ± 15	< 0.001
Röhrenspannung (kVp)	91.6 ± 13	101.6 ± 16	< 0.001

Tabelle 2. Patientenmerkmale der HPSF und NHPSF Studienkohorte. HF=Herzfrequenz, BMI=Body-Mass-Index, SR=Sinusrhythmus ohne Extrasystolen, ES=Extrasystolen

3.3 Bildqualität

3.3.1 Initialscan und Gesamtheit

Mit der HPSF-Strategie hatten 488 (34.6%) eine hervorragende und 411 (29.1%) Initialscans eine diagnostische Bildqualität. Die restlichen 494 (36.2%) Initialscans dieser Gruppe waren nicht diagnostisch. Im Vergleich dazu hatten in der NHPSF-Gruppe 55 (23.2%) Initialscans eine hervorragende und 147 (62.8%) Initialscans eine diagnostische Bildqualität. Hier waren die restlichen 25 Initialscans (14.4%) nicht diagnostisch. Die Ergebnisse zeigen, dass mit der HPSF-Strategie zwar initial signifikant häufiger eine hervorragende Bildqualität (34.6% vs. 23.2%, $p < 0.001$), jedoch auch mehr nicht diagnostische Scans erzeugt wurden (36.2% vs. 14.4%, $p < 0.001$).

Wenn man Initial- und Wiederholungsscan zusammenfasst, hatten in der HPSF-Gruppe 730 (52.4%) eine hervorragende und 652 (46.8%) Scans eine diagnostische Bildqualität. In dieser Gruppe verblieben 11 (0.8%) Untersuchungen trotz Wiederholungsscans aufgrund von Bewegungsartefakten in 9 Fälle (82%) und Bildrauschen in 2 Fälle (18%) nicht diagnostisch. In der NHPSF-Gruppe hatten 65 (28.6%) eine hervorragende und 162 (71.4%) Scans eine diagnostische Bildqualität. Hier wurden nach Wiederholungsscans keine nicht diagnostischen Untersuchungen vermerkt. Der Anteil nicht diagnostischer Gesamtscans in beiden Gruppen unterschied sich nicht signifikant (0% vs. 0.78%, $p = 0.18$). Mit der HPSF-Strategie wurden signifikant häufiger eine hervorragende Bildqualität erreicht als mit der NHPSF-Strategie (52.4% vs. 28.6%, $p < 0.001$) (siehe Diagramm 2 und 3).

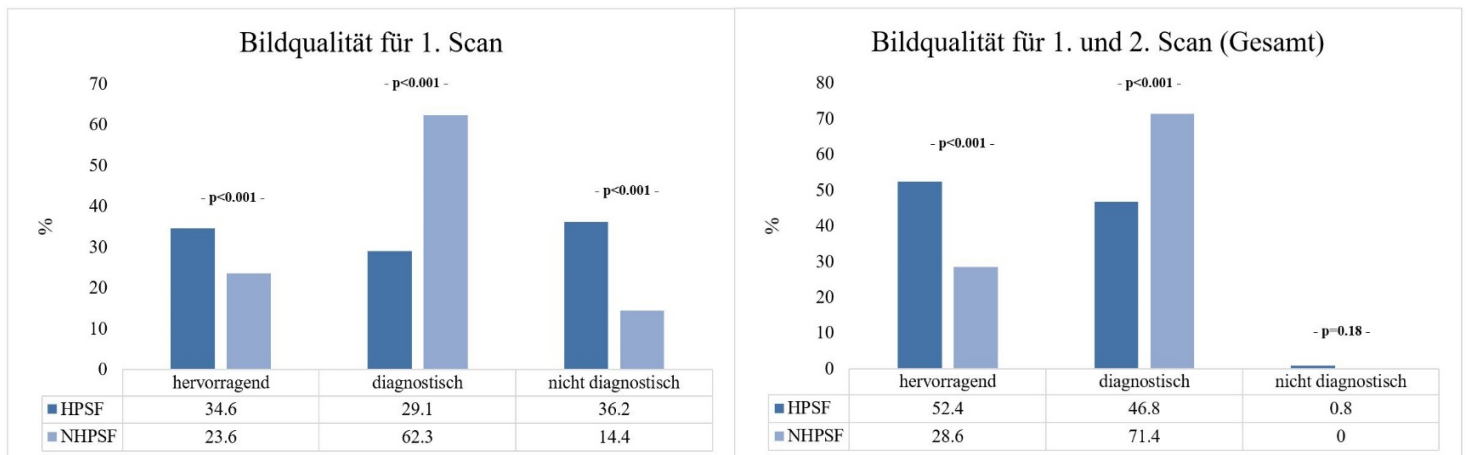


Diagramm 2. Aufteilung der hervorragenden, diagnostischen und nicht diagnostischen Initial- sowie Gesamtscans bei Verwendung der HPSF oder NHPSF-Strategie.

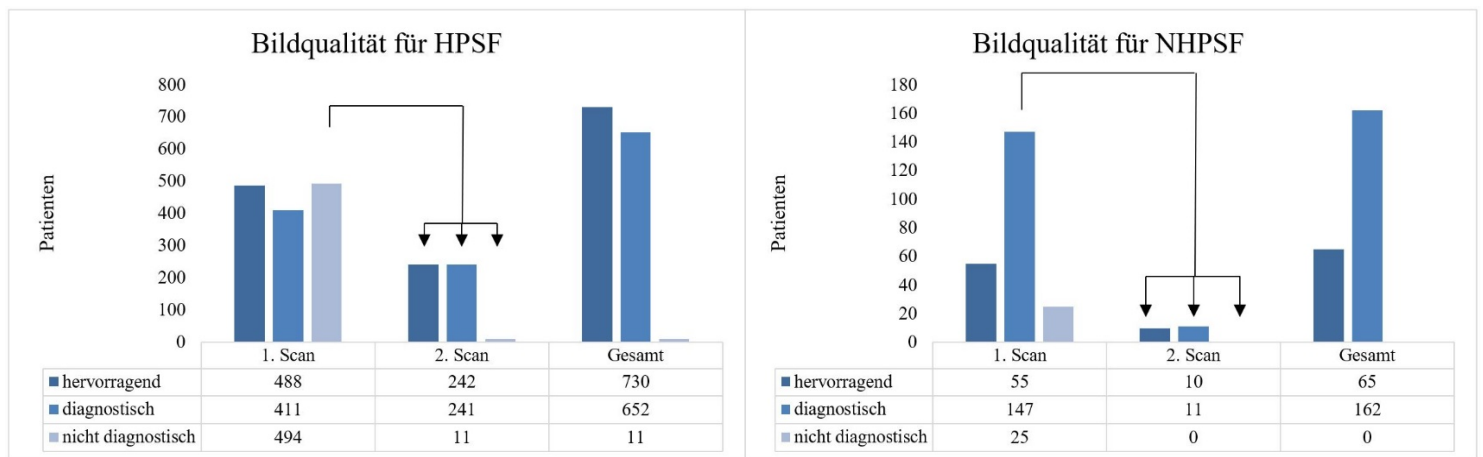


Diagramm 3. Anzahl der hervorragenden, diagnostischen und nicht diagnostischen Initial-, Wiederholungs- sowie Gesamtskane bei Verwendung der HPSF oder NHPSF-Strategie. Patienten mit einem nicht-diagnostischen Initialscan erhielten einen Wiederholungsscan (Pfeile).

Bei der oben beschriebenen Graduierung der Bildqualität von nicht-diagnostischen Scans mit Grad 0, diagnostischen Scans mit Grad 1 und hervorragenden Scans mit Grad 2 konnte ebenfalls ein Unterschied zwischen HPSF und NHPSF-Strategie verzeichnet werden. In der HPSF-Gruppe wurde eine wesentlich bessere Bildqualität der Gesamtskane beobachtet (1.50 ± 0.54 vs. 1.24 ± 0.51 , $p < 0.001$). Die Qualität der Initialscane unterschied sich dagegen nicht (0.98 ± 0.84 vs. 1.08 ± 0.61 , $p = 0.08$) (siehe Tabelle 3).

Bildqualität (Score)	HPSF	NHPSF	p
Initialscan	0.98 ± 0.84	1.08 ± 0.61	0.08
Gesamt	1.50 ± 0.54	1.24 ± 0.51	<0.001

Tabelle 3. Graduierung der Bildqualität von Initial und Gesamtskane der HPSF und NHPSF-Strategie. 0=nicht diagnostisch, 1=diagnostisch, 2=hervorragend

3.3.2 Artefakte

Für jede Untersuchung wurde die Bildqualität in den Koronargefäßen (LAD, LM, LCX, RCA) beurteilt. Bei den 494 HPSF und 25 NHPSF-Patienten, die aufgrund eines nicht diagnostischen Initialscane einen Wiederholungsscan erhielten, wurden insgesamt 1976 Arterien für die HPSF und 100 Arterien für NHPSF-Gruppe auf Artefakte hin untersucht. Wenn man die nicht-diagnostischen Scane vergleicht, waren in der NHPSF-Kohorte tendenziell mehr Koronararterien von Artefakten betroffen (45.0% vs 35.5%, $p = 0.054$). Auch wurden mit der NHPSF-Strategie mehr Bewegungsartefakte verzeichnet als mit der HPSF-Strategie (39.0% vs. 22.3%, $p < 0.001$). In beiden Strategien waren Artefakte der LAD am häufigsten, gefolgt von der RCA, LCX und LM (siehe Tabelle 4).

Grund für nicht-diagnostischen Initialscan	HPSF (n=1976)	NHPSF (n=100)	p	LM	LAD	LCX	RCA	Summe
Bewegungsartefakte	441 (22.3%)	39 (39.0%)	<0.001	34	108	104	234	480
Koronarkalk	216 (10.9%)	5 (5.0%)	0.06	10	159	36	16	221
inadäquater Kontrast	16 (0.8%)	0	0.37	0	6	6	5	17
Bildrauschen	19 (1.0%)	1 (1.0%)	>0.99	2	5	6	6	19
Intramyokardiales Gefäß	10 (0.5%)	0	0.48	0	10	0	0	10
Summe	702 (35.5%)	45 (45.0%)	0.054	46	288	152	261	747

Tabelle 4. Gründe für nicht diagnostischen Initialscan und betroffene Koronararterien der HPSF und NHPSF-Strategien. RCA = rechte Koronararterie, LCA = linke Koronararterie, LM = linker Hauptstamm, LAD = vorderer absteigender Ast der linken Koronararterie, LCX = Ramus circumflexus

3.4 Strahlendosis

Der Initialscan der Patienten, die mit der HPSF-Strategie untersucht wurden, hatte eine signifikant niedrigere effektive Dosis als der Initialscan der NHPSF-Gruppe [0.87 (IQR: 0.58, 1.18) mSv vs. 3.72 (IQR: 2.05, 7.78) mSv, $p < 0.001$]. Die gleiche Tendenz konnte auch bei den Wiederholungsscans der 494 Patienten in der HPSF-Kohorte und 25 Patienten in der NHPSF-Kohorte beobachtet werden [2.02 (IQR: 1.11, 4.08) vs. 3.95 (IQR: 1.56, 10.48) mSv, $p < 0.001$]. Aus diesem Grund war auch die Gesamtstrahlendosis mit HPSF-Strategie wesentlich geringer [1.12 (IQR: 0.73, 2.10) vs. 3.96 (IQR: 2.23, 8.33) mSv, $p < 0.001$] (siehe Diagramm 4).

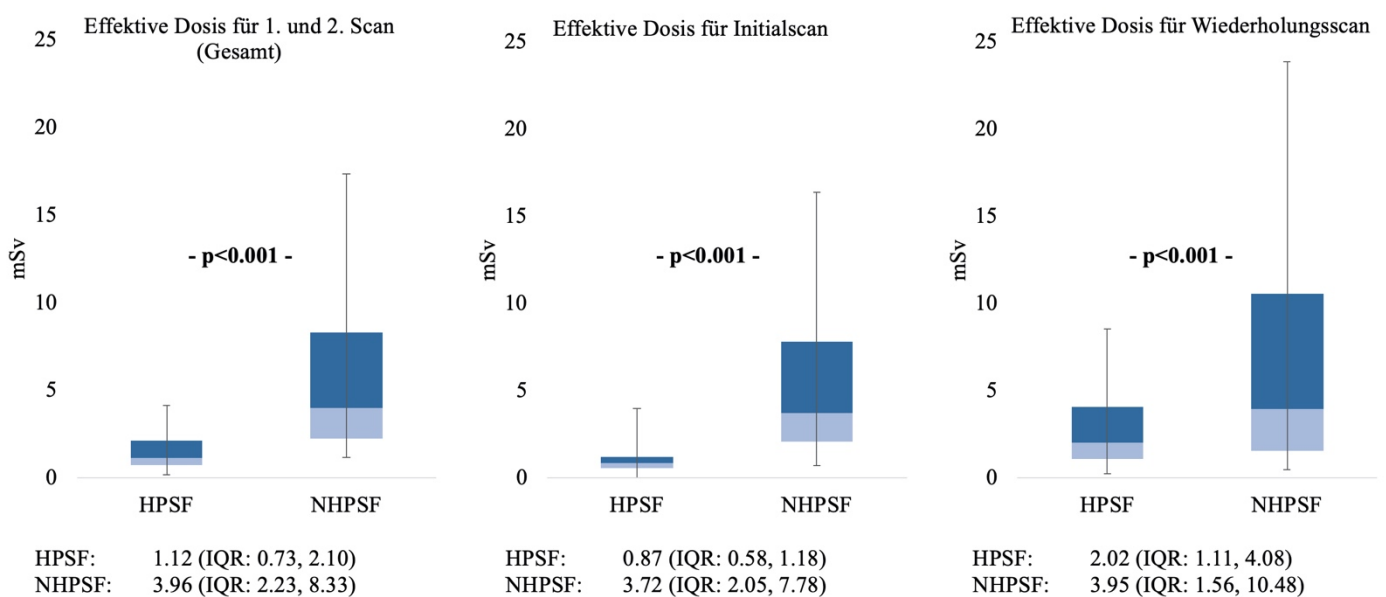


Diagramm 4. Kastendiagramm der effektiven Dosis von 1. und 2. Scan sowie die Gesamtstrahlendosis der Untersuchungsstrategien HPSF und NHPSF (Median, IQR: Interquartilsabstand mit Q1 und Q3).

3.5 Subgruppenanalyse

Die Herzfrequenz wurde bei 137 Patienten (Subgruppe: n=1273) in der HPSF Kohorte und 33 Patienten (Subgruppe: n=203) in der NHPSF Kohorte (insgesamt 170 Patienten) nicht aufgezeichnet. Des Weiteren konnte der BMI von 142 Patienten (Subgruppe: n=1268) in der HPSF Kohorte und 28 Patienten (Subgruppe: n=208) in der NHPSF Kohorte (insgesamt 170 Patienten) aufgrund von fehlenden Gewichts bzw. Größenmessungen nicht errechnet werden. Der Herzrhythmus (SR/ES) wurde bei 346 Patienten (Subgruppe: n=1064) in der HPSF Kohorte und 61 Patienten (Subgruppe: n=175) in der NHPSF Kohorte (insgesamt 407 Patienten) nicht dokumentiert. Für die jeweiligen Subgruppenanalysen wurden Patienten mit fehlenden Daten exkludiert.

3.5.1 Initial diagnostischer Scan

Die Scans der HPSF-Gruppe waren im Vergleich zur NHPSF-Kohorte in allen Subgruppen signifikant seltener initial verwertbar ($p < 0.001$). Der einzige der oben genannten Faktoren der in beiden Gruppen zu einer signifikanten Verschlechterung der erfolgreichen Initialscanrate führte, war das Auftreten von Extrasystolen. In der HPSF sowie in der NHPSF-Gruppe waren eine höhere Rate an Initialscans erfolgreich, wenn bei Patienten ein Sinusrhythmus zu verzeichnen war (HPSF: 66.7% vs. 42.1%, $p < 0.001$) / (NHPSF: 93.3% vs. 78.2%, $p = 0.004$). In der HPSF-Gruppe war ein höherer Prozentsatz an Erstscans diagnostisch verwertbar, wenn die Herzfrequenz der Patienten $\leq 60/\text{min}$ (68.0% vs. 59.2%, $p = 0.003$) sowie der BMI $< 25 \text{ kg/m}^2$ (67.5% vs. 61.0%, $p = 0.017$) betrug. Das Geschlecht hatte in beiden Gruppen keinen signifikanten Effekt auf die erfolgreiche Initialscanrate gehabt (siehe Tabelle 5).

<i>Initial Scan</i>	<i>diagnostischer</i>	<i>HPSF</i>	<i>p</i>	<i>NHPSF</i>	<i>p</i>
<i>HF ≤ 60/min (n=1003)</i>		612/900 = 68.0%	0.003	93/103 = 90.3%	0.34
<i>HF > 60/min (n=473)</i>		221/373 = 59.2%		86/100 = 86.0%	
<i>SR (n=1063)</i>		629/943 = 66.7%	<0.001	112/120 = 93.3%	0.004
<i>ES (n=176)</i>		51/121 = 42.1%		43/55 = 78.2%	
<i>♂ (n=1079)</i>		585/910 = 64.3%	0.47	151/169 = 89.3%	0.79
<i>♀ (n=567)</i>		331/500 = 66.2%		59/67 = 88.1%	
<i>BMI < 25 kg/m² (n=645)</i>		387/573 = 67.5%	0.017	62/72 = 86.1%	0.44
<i>BMI ≥ 25 kg/m² (n=831)</i>		424/695 = 61.0%		122/136 = 89.7%	

Tabelle 5. Einfluss von Patientenmerkmale auf erfolgreichen Initialscan von HPSF und NHPSF-Strategie HF=Herzfrequenz, BMI=BodyMassIndex, SR=Sinusrhythmus ohne Extrasystolen, ES=Extrasystolen

3.5.2 Bildqualität

Bei der isolierten Betrachtung der Initialscans war in der HPSF-Gruppe bei Patienten mit einer Herzfrequenz >60/min im Vergleich zu Patienten mit einer Herzfrequenz ≤60/min der Anteil von nicht diagnostischen Scans größer (42.1% vs. 32.9%, p=0.002) sowie der Anteil von hervorragenden Scans niedriger (30.3% vs. 37.0%, p=0.023). In der HPSF-Gruppe konnte man die gleiche Tendenz auch bei Patienten mit Extrasystolen im Vergleich zu Patienten ohne Extrasystolen sowie bei Patienten mit einem BMI <25 kg/m² im Vergleich zu Patienten mit einem BMI ≥25 kg/m² feststellen. Patienten mit Extrasystolen und einem BMI ≥25 kg/m² hatten häufiger nicht diagnostische Scans (Extrasystolen: 57.9% vs. 34.4%, p<0.001) / (BMI ≥ 25 kg/m²: 39.8% vs. 33.3%, p=0.017 und seltener hervorragende Scans (Extrasystolen: 19.3% vs. 35.8%, p<0.001) / (BMI ≥ 25 kg/m²: 32.4% vs. 39.5%, p=0.009).

Wenn man die HPSF und NHPSF-Strategie vergleicht, war der Anteil von hervorragenden Initialscans bei Patienten mit einer Herzfrequenz ≤60/min vergleichbar (37.0% vs. 31.1%, p=0.23). Hier wurden in der HPSF-Gruppe öfter nicht diagnostische Initialscans verzeichnet (32.9% vs. 11.7%, p<0.001). Bei Patienten mit einer Herzfrequenz >60/min war der Anteil von hervorragenden (30.3% vs. 17.3%, p=0.003) sowie nicht diagnostischen (42.1% vs. 16.5%, p<0.001) Initialscans in der HPSF-Gruppe größer. Auch wurden bei Patienten mit Sinusrhythmus häufiger hervorragende (35.8% vs. 21.7%, p=0.002) sowie nicht diagnostische (34.4% vs.

10.0%, $p < 0.001$) Scans mit der HPSF-Strategie beobachtet. Bei Patienten mit Extrasystolen wurde bei beiden Strategien ein vergleichbarer Anteil von hervorragenden Initialscans erreicht (19.3% vs. 25.5%, $p = 0.37$). Dennoch hatten bei diesen Patienten Initialscans der HPSF-Strategie öfter eine nicht diagnostische Bildqualität (57.9% vs. 27.3%, $p < 0.001$) (siehe Abbildungen 5 und 6).

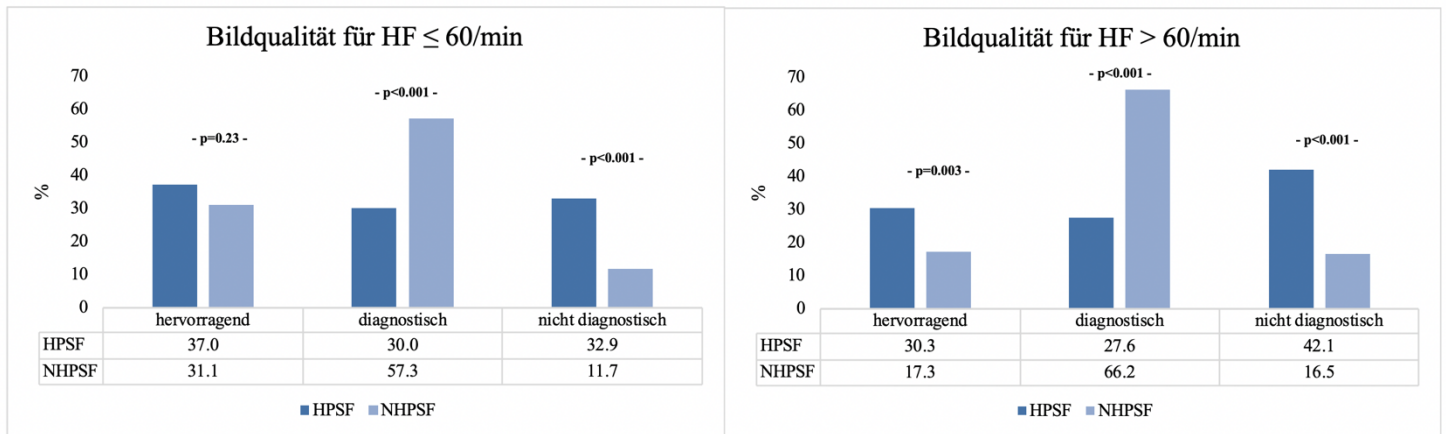


Diagramm 5. Aufteilung der hervorragenden, diagnostischen und nicht diagnostischen Initialscans der HPSF und NHPSF-Strategie bei Patienten mit HF ≤ 60/min und HF > 60/min.

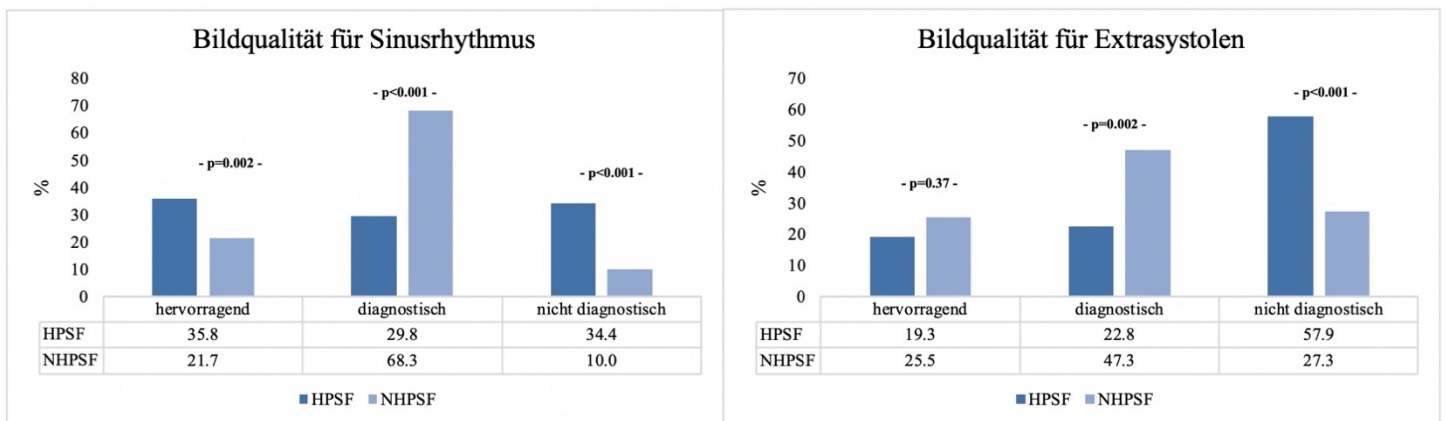


Diagramm 6. Aufteilung der hervorragenden, diagnostischen und nicht diagnostischen Initialscans der HPSF und NHPSF-Strategie bei Patienten mit Sinusrhythmus oder Extrasystolen.

3.5.3 Strahlendosis

In der HPSF-Gruppe hatten Patienten mit einer Herzfrequenz ≤ 60/min eine geringere Strahlendosis als Patienten mit einer Herzfrequenz > 60/min [1.06 (IQR: 0.71, 1.81) mSv vs. 1.32 (IQR: 0.77, 2.81) mSv, $p = 0.001$]. Patienten mit Sinusrhythmus hatten eine geringere effektive Dosis als Patienten mit Extrasystolen [1.07 (IQR: 0.68, 1.96) mSv vs. 1.70 (IQR: 0.94, 3.45) mSv, $p < 0.001$]. Männer hatten eine höhere Strahlendosis als Frauen [1.22 (IQR: 0.83, 2.28) mSv vs. 0.95 (IQR: 0.57, 1.81) mSv, $p < 0.001$]. Patienten mit einem BMI ≥ 25 kg/m²

hatten eine höhere effektive Dosis als Patienten mit einem BMI <25 kg/m² [1.46 (IQR: 0.96, 3.09) mSv vs. 0.78 (IQR: 0.54, 1.42) mSv, p<0.001].

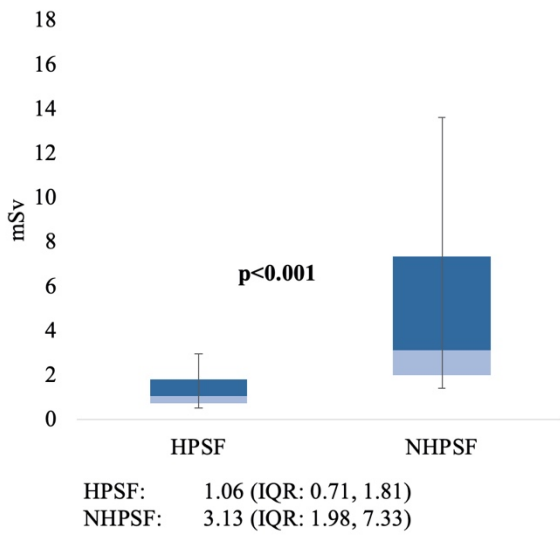
In der NHPSF-Gruppe hatten Patienten mit einer Herzfrequenz ≤60/min eine geringere Strahlendosis als Patienten mit einer Herzfrequenz >60/min [3.13 (IQR: 1.98, 7.33) mSv vs. 5.39 (IQR: 2.61, 9.13) mSv, p=0.015]. Patienten mit einem BMI ≥25 kg/m² hatten eine höhere effektive Dosis als Patienten mit einem BMI <25 kg/m² [5.59 (IQR: 2.84, 10.02) mSv vs. 2.37 (IQR: 1.39, 4.34) mSv, p<0.001]. Zwischen den restlichen Patientenmerkmalen waren mit der NHPSF-Strategie keine signifikanten Unterschiede zu verzeichnen (siehe Tabelle 6).

Effektive Dosis – Gesamt (mSv)	HPSF	p	NHPSF	p
HF ≤ 60/min (n=1003)	1.06 (0.71; 1.81)	0.001	3.13 (1.98; 7.33)	0.015
HF > 60/min (n=473)	1.32 (0.77; 2.81)		5.39 (2.61; 9.13)	
SR (n=1063)	1.07 (0.68; 1.96)	<0.001	4.53 (2.42; 8.20)	0.55
ES (n=176)	1.70 (0.94; 3.45)		3.78 (1.87; 8.89)	
♂ (n=1079)	1.22 (0.83; 2.28)	<0.001	4.36 (2.33; 8.49)	0.21
♀ (n=567)	0.95 (0.57; 1.81)		3.37 (1.90; 8.00)	
BMI < 25 kg/m² (n=645)	0.78 (0.54; 1.42)	<0.001	2.37 (1.39; 4.34)	<0.001
BMI ≥ 25 kg/m² (n=831)	1.46 (0.96; 3.09)		5.59 (2.84; 10.02)	

Tabelle 6. Einfluss von Patientenmerkmale auf die effektive Gesamtdosis der HPSF und NHPSF-Strategie. HF=Herzfrequenz, BMI=BodyMassIndex, SR=Sinusrhythmus ohne Extrasystolen, ES=Extrasystolen

Patienten mit einer Herzfrequenz ≤60/min, die mit der HPSF-Strategie untersucht wurden, hatten eine weitaus geringere effektive Dosis erhalten als die NHPSF-Gruppe [1.06 (IQR: 0.71, 1.81) mSv vs. 3.13 (IQR: 1.98, 7.33) mSv, p<0.001]. Auch bei Patienten mit einer Herzfrequenz >60/min konnte man in der HPSF-Gruppe eine niedrigere Strahlendosis beobachten [1.32 (IQR: 0.77, 2.81) mSv vs. 5.39 (IQR: 2.61, 9.13) mSv, p<0.001]. Für Patienten mit Sinusrhythmus sowie Extrasystolen hatte die HPSF- Strategie ebenfalls eine geringere effektive Dosis als die NHPSF- Strategie [Sinusrhythmus: 1.07 (IQR: 0.68, 1.96) mSv vs. 4.53 (IQR: 2.42, 8.20) mSv, p<0.001] [Extrasystolen: 1.70 (IQR: 0.94, 3.45) mSv vs. 3.78 (IQR: 1.87, 8.89) mSv, p<0.001] (siehe Diagramm 7 und 8).

Effektive Dosis für HF ≤ 60/min



Effektive Dosis für HF > 60/min

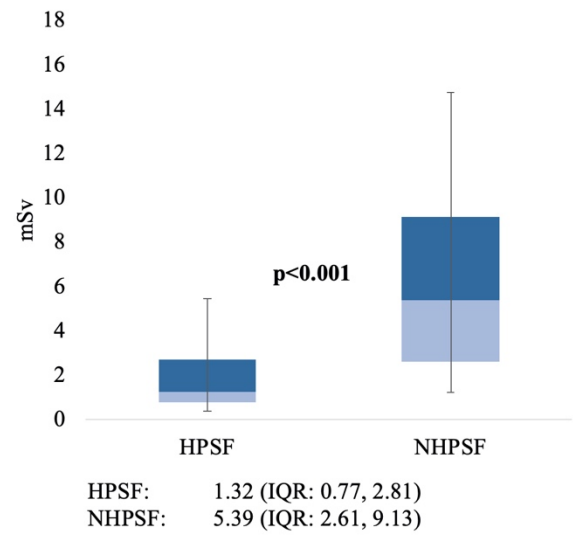
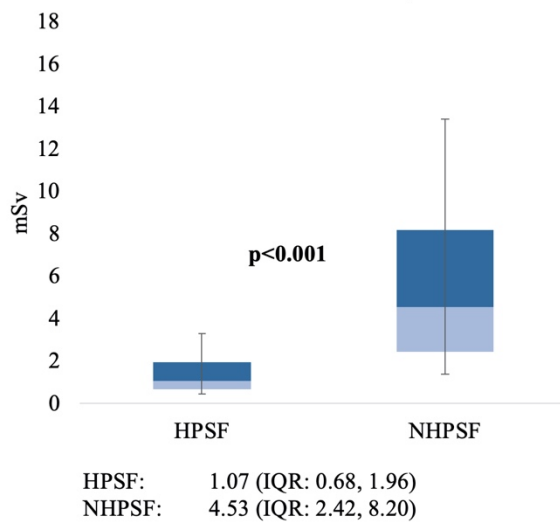


Diagramm 7. Vergleich der effektiven Dosis von HPSF und NHPSF-Strategie bei Patienten mit HF ≤ 60/min und HF > 60/min.

Effektive Dosis für Sinusrhythmus



Effektive Dosis für Extrasystolen

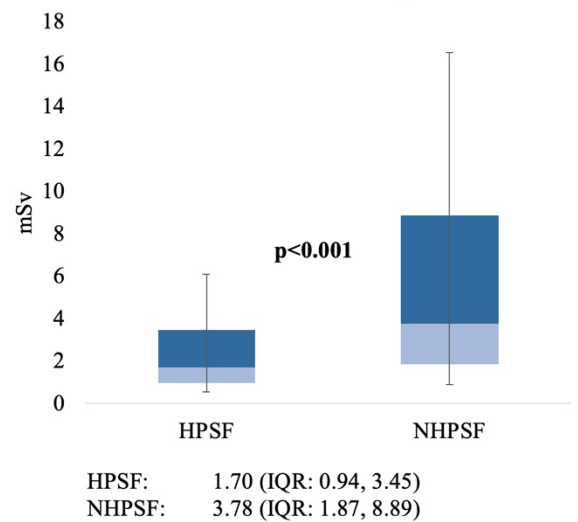


Diagramm 8. Vergleich der effektiven Dosis von HPSF und NHPSF-Strategie bei Patienten mit Sinusrhythmus oder Extrasystolen.

4 Diskussion

4.1 Potenzial der high-pitch Spiralakquisition

Im Bereich der CT-Koronarangiografie konkurrieren die beiden Ziele, die Strahlendosis weiter zu minimieren und eine optimale Bildqualität zu erreichen. Mit der Entwicklung der prospektiven high-pitch Spiralaufnahme steht durch die Kombination einer kurzen Belichtungszeit innerhalb eines Herzzyklus und einer Datenakquisition ohne Bildüberlappung mit nur 90° Gantry-Rotation eine potenziell sehr effektive Untersuchungstechnik zu Verfügung. So werden Scans im sub-mSv Bereich mit exzellenter Bildqualität ermöglicht. Diese Scantechnik ist in den letzten Jahren sehr intensiv auf die Parameter Strahlendosis und Bildqualität hin untersucht worden. Dennoch wurde bisher nur wenig über den alltäglichen klinischen Nutzen des high-pitch Scans berichtet. Es wurden Grundlagenstudien zu diesem Thema mit vielversprechenden Ergebnissen hinsichtlich niedriger Strahlendosis und guter Bildqualität veröffentlicht. Allerdings basieren diese auf vorselektierten und kleineren Patientenkohorten, wie in der Arbeit von Deseive et al., 2015 oder Seppelt et al., 2019.

Die vorliegende wissenschaftliche Arbeit sollte als Allcomer-Studie das Potenzial der high-pitch Spiralakquisition in einem breiten Patientenkollektiv im klinischen Alltag überprüfen.

Aufgrund der Ergebnisse dieser Studie kann eine festere Etablierung der high-pitch Spiralmethode im Vergleich zu konventionellen Scanmethoden gerechtfertigt werden. Die vorliegende Arbeit zeigt, dass mit dem high-pitch Scan eine bessere Bildqualität nicht nur in einer selektierten Studienpopulation, sondern auch bei Patienten mit einer Herzfrequenz $>60/\text{min}$ oder Extrasystolen erreicht werden kann. Zwar waren wie erwartet in der high-pitch Spiralgruppe häufiger Wiederholungsscans nötig, die Anzahl von Untersuchungen, die nach Wiederholungsscan nicht diagnostisch verblieben, war jedoch in beiden Untersuchungsstrategien vergleichbar. Ferner muss erwähnt werden, dass trotz den häufigeren Wiederholungsscans in der high-pitch Gruppe die Strahlendosis unabhängig von Herzfrequenz, Gewicht oder Extrasystolen signifikant geringer ausgefallen ist als in der konventionellen Scangruppe. Folglich ist die Kernaussage der vorliegenden Arbeit, dass mit einem high-pitch Initialscan in der CCTA eine signifikante Dosisreduktion ohne relevante Einbußen in der Bildqualität erreicht werden kann. Darüber hinaus können auch Patienten mit einer Herzfrequenz $>60/\text{min}$, Übergewicht oder Extrasystolen von einem high-pitch Scan profitieren.

4.2 Strahlendosis und Bildqualität

In der Studie von Seppelt et. al., in der 118 Patienten mittels propensity-score matching quasi-randomisiert wurden, verglich man Bildqualität und Strahlendosis von high-pitch Spiralaufnahmen und prospektiven Sequenzaufnahmen. Auch hier wurde im Vergleich zum sequenziellen Scanprotokoll eine geringere effektive Dosis für Patienten, die mit der high-pitch Spiralaufnahme untersucht wurden, ermittelt (1.20 ± 0.69 mSv vs. 4.15 ± 3.07 mSv). Diese Ergebnisse sind mit der durchschnittlichen Strahlendosis für high-pitch Untersuchungen in der vorliegenden Arbeit vergleichbar (1.12 mSv). Dennoch wurde in der Studie von Seppelt et. al. eine schlechtere Bildqualität für das high-pitch Protokoll vermerkt. Es wurde mit der prospektiven Sequenzaufnahme ein höheres Signal-zu-Rausch Verhältnis in der aufsteigenden Aorta, in der LM, in der LAD und in der distalen RCA erreicht. Nur in der distalen RCA hat sich das Signal-zu-Rausch Verhältnis zwischen high-pitch Scan und prospektiver Sequenzaufnahme nicht signifikant unterschieden. Die schlechtere Bildqualität in der Studie von Seppelt et al. ist wahrscheinlich auf die quasi-Randomisierung zurückzuführen, in welcher beide Patientenkohorten eine beinahe identische durchschnittliche Herzfrequenz hatten (64.46 ± 8.42 /min vs. 64.95 ± 14.64 /min, $p=0.48$). Demgegenüber hat in der vorliegenden Studie die niedrigere Herzfrequenz in der Gruppe der high-pitch Scans (58 ± 12 /min vs. 63 ± 13 /min, $p<0.001$) vermutlich dazu beigetragen, dass verglichen zu konventionellen Scans eine bessere Bildqualität erreicht wurde. In der Studie von Seppelt et al. mussten insgesamt vier Scans des high-pitch Protokolls und ein Scan mit sequenziellen Protokoll aufgrund unzureichender Bildqualität wiederholt werden. Die höhere Anzahl an Wiederholungsscans in der high-pitch Gruppe konnte auch in der vorliegenden Studie beobachtet werden (35% vs 11% , $p<0.001$) (Seppelt et al., 2019).

Ein weiterer Beitrag von Kosmala et al., in dem 278 Patienten mit unterschiedlichen Scanstrategien untersucht wurden, hat gezeigt, dass bei CT-Angiografien mit prospektiver high-pitch Spiralaufnahme mediane effektive Dosen von 0.63 mSv (IQR: 0.51 ; 0.90), bei der prospektiven Sequenz 1.32 mSv (IQR: 0.79 ; 02.46) und bei der retrospektiven Spiralaufnahme mit TCM 4.77 (IQR: 3.02 ; 8.27) mSv verzeichnet wurden. Hier sollte angemerkt werden, dass nur Patienten mit einer Herzfrequenz von <60 /min eine high-pitch Spiralaufnahme erhielten. Patienten mit einer Herzfrequenz von $61-70$ erhielten einen prospektiven sequenziellen Scan und Patienten mit einer Herzfrequenz >70 /min eine retrospektive Spiralaufnahme. Aus diesem Grund ist die Strahlendosis in der Studie von Kosmala et al. niedriger als in der vorliegenden Arbeit für Patienten mit einem high-pitch Scan ausgefallen (1.12 mSv vs. 0.63 mSv). Ferner wurde mit der prospektiven high-pitch Spiralaufnahme ein signifikant besseres Signal-zu-Rausch Verhältnis

erreicht als mit sequenzieller Bildakquisition und retrospektiver Spiralaufnahme [17.4 (12.2-24.2) vs. 14.4 (9.5-20.6) vs. 14.8 (11.4-19.1); $p=0.016$]. Auch in der Studie von Kosmala et al. wurde ein subjektiver Score zur Beurteilung der Bildqualität verwendet. Alle Scans wurden von zwei Untersuchern anhand einer Likert Skala (1-5) bewertet. Insgesamt waren nur zwei Scans (beide in der high-pitch Gruppe) aufgrund von schlechter Bildqualität nicht verwertbar. Es zeigte sich, dass mit high-pitch und retrospektiven Scans signifikant häufiger die höchste Bildqualität (Score 5) erreicht wurde als mit prospektiv sequenziellen Aufnahmen (Untersucher 1: $p=0.002$, Untersucher 2: $p=0.021$). Im Vergleich dazu konnte auch in der vorliegenden Arbeit das high-pitch Protokoll häufiger eine exzellente Bildqualität erzielen (52.4% vs. 28.6%, $p<0.001$) (Kosmala et al., 2019).

Auch die multizentrische PROTECTION IV-Studie ergab, dass im Vergleich zu konventionellen Bildgebungsmethoden mit der high-pitch Spiralakquisition eine Dosiseinsparung von bis zu 58% bei einer vergleichbaren Bildqualität erreicht werden kann. Hier wurden 303 konsekutive Patienten mit einer Herzfrequenz <60 /min randomisiert und wie in der vorliegenden Arbeit entweder mit einem high-pitch Initialscan oder einem konventionellen Scan untersucht. Zur Beurteilung der Bildqualität wurde ebenfalls ein Score (1-4) verwendet. Die Ergebnisse zeigten eine gleichwertige Bildqualität beider Scanstrategien (3.81 ± 0.35 vs. 3.83 ± 0.37 ; p für Nicht-Unterlegenheit <0.0001) bei einer signifikanten Dosiseinsparung für das high-pitch Protokoll (2.0 ± 2.4 mSv vs. 4.7 ± 4.8 mSv; $p<0.0001$). Allerdings waren auch hier in der high-pitch Kohorte häufiger Wiederholungsscans nötig. Es muss jedoch wieder erwähnt werden, dass im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit in der PROTECTION IV-Studie Patienten mit einer Herzfrequenz >60 /min ebenfalls ausgeschlossen wurden. Vermutlich ist aus diesem Grund die Rate von nicht diagnostischen Initialscans in der vorliegenden Arbeit höher als in der PROTECTION IV-Studie (35% vs. 14%). Zusätzlich könnten die Fortschritte im Bereich der CT-Technik und folglich auch der Scangeschwindigkeit die deutlichere Dosisreduktion in der vorliegenden Studie erklären (72% vs. 58%) (Deseive et al., 2015).

Zuletzt ist es wichtig zu erwähnen, dass bei allen Bemühungen zur Reduktion der Strahlendosis darauf geachtet werden sollte die Scanqualität als wichtigster Faktor für eine erfolgreiche CT-Diagnostik, nicht zu sehr zu beeinträchtigen. Diesbezüglich hat der high-pitch Scan in der vorliegenden Studie eine hohe diagnostische Zuverlässigkeit gezeigt. Mit der HPSF-Strategie konnte häufiger ein exzellenter Initialscan erreicht werden als mit dem NHPSF-Strategie (34.6% vs. 23.6%, $p<0.001$). Wenn man Initialscans und Wiederholungsscans berücksichtigt, wurde mit dem prospektiven high-pitch Scan ebenfalls wesentlich häufiger eine hervorragende

Bildqualität verzeichnet (52.4% vs. 28.6%, $p < 0.001$). Anzumerken ist, dass der Anteil von Scans, welche nach Wiederholung nicht diagnostisch verwertbar waren, in beiden Untersuchungsarmen vergleichbar war (0.8% vs. 0%, $p = 0.18$). Folglich konnten 1399 von 1410 Patienten von der niedrigen Strahlendosis und guten Bildqualität des prospektiven high-pitch Scans profitieren.

4.3 Einfluss von Patientenfaktoren

Aufgrund der sehr kurzen Scandauer der prospektiven high-pitch Spirale von 250-300 ms wird nur eine einzige Diastole benötigt, um das gesamte Herz abzubilden. Man verliert somit im Gegensatz zu konventionellen Scanmethoden die Möglichkeit zusätzlich andere R-R Intervalle für die Bildrekonstruktion zu verwenden. Dies ist vor allem dann von großem Nutzen, wenn ein irregulärer Herzrhythmus vorliegt und folglich der Scanstart im vordefinierten R-R Intervall schwierig zu antizipieren ist. Aus diesem Grund ist die Anfälligkeit für Bewegungsartefakte und die damit verbundene Notwendigkeit eines Wiederholungsscans ein Nachteil der Untersuchung mittels high-pitch Protokoll. Dies kann man auch an den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit erkennen. In der high-pitch Gruppe wurde für Patienten mit Extrasystolen eine signifikant höhere Strahlendosis verzeichnet als für Patienten ohne Extrasystolen [1.07 (IQR: 0.68; 1.96) mSv vs. 1.70 (IQR: 0.94; 3.45) mSv, $p < 0.001$]. Zusätzlich wird bei steigender Herzfrequenz das Zeitfenster für die adäquate Aufnahme in der Diastole kürzer. Die Dauer der kompletten Bildakquisition des high-pitch Scans übersteigt somit bei schnelleren Herzfrequenzen die der Diastole. In der Regel führt dies ebenfalls zu vermehrten Artefakten und eine daraus resultierende geringere Bildqualität (Stolzmann et al., 2011).

Ähnlich wie in dieser Studie wurde in einer Arbeit von Koplay et al., , postuliert, dass mit der high-pitch Spiralaufnahme eine sehr gute Bildqualität bei niedriger effektiver Dosis erreicht werden kann. Jedoch nahm bei steigender Herzfrequenz die Bildqualität zunehmend ab. In dieser Studie wurden 186 konsekutive Patienten in drei Gruppen anhand der Herzfrequenz ($\leq 65/\text{min}$, $66-75/\text{min}$, $\geq 76/\text{min}$) eingeteilt. Alle Gruppen wurden mit einem high-pitch Scan untersucht. Wie auch in der vorliegenden Arbeit, wurde hier zur Evaluation der Bildqualität ein Score (1-4) verwendet. Die Ergebnisse zeigten, dass die Gruppe mit einer Herzfrequenz $\leq 65/\text{min}$ eine signifikant bessere Bildqualität aufwies als die Gruppe mit einer Herzfrequenz $\geq 76/\text{min}$ (1.03 ± 0.05 vs. 1.86 ± 0.42 , $p=0.002$). In der Subgruppe mit einer Herzfrequenz $\geq 76/\text{min}$ wurde ebenfalls eine signifikant höhere Strahlendosis verzeichnet (0.95 ± 0.27 mSv vs. 1.94 ± 0.26 mSv, $p=0.001$). Ein solcher Anstieg der Strahlendosis konnte auch in der vorliegenden Arbeit beobachtet werden. Patienten der HPSF-Kohorte mit einer Herzfrequenz $< 60/\text{min}$ hatten eine signifikant geringere Strahlexposition als Patienten mit einer Herzfrequenz $> 60/\text{min}$ [1.06 (IQR: 0.71, 1.81) mSv vs. 1.32 (IQR: 0.77, 2.81) mSv, $p=0.001$]. Die dort ermittelte mittlere effektive Dosis von 1.3 mSv sowie die Korrelation von Bildqualität und Herzfrequenz ist mit der vorliegenden Studie vergleichbar. Dies resultiert daraus, dass der Anteil der hervorragenden Initialscans in der HPSF-Gruppe um ungefähr 20% sank, wenn Patienten

eine Herzfrequenz $>60/\text{min}$ hatten. Dennoch war dieser Anteil in der HPSF-Gruppe weitaus höher als in der NHPSF-Gruppe (30.3% vs. 17.3%, $p=0.003$) (Koplay et al., 2016).

Eine Studie von Matsubara et al. ergab andererseits, dass high-pitch Scans bei Patienten mit einer Herzfrequenz $<65/\text{min}$ zwar eine geringere Strahlendosis jedoch auch eine schlechte Bildqualität als sequenzielle Aufnahmen bei Patienten mit einer Herzfrequenz von 65 bis 80/min vorwies. Die schlechtere Bildqualität im Vergleich zur vorliegenden Arbeit kann vermutlich auf die kleine Kohorte von 17 Patienten mit einem high-pitch Scan zurückgeführt werden. Die mittlere effektive Dosis von 1.50 ± 0.2 mSv in der Studie von Matsubara et al. für high-pitch Scans war jedoch mit den vorliegenden Ergebnissen vergleichbar (1.12 mSv) (Matsubara et al., 2016).

Übergewicht ist ein weiterer wichtiger Faktor, der in der CT-Koronarangiografie zu einer Reduktion der Bildqualität sowie zu einer Erhöhung der Strahlendosis führt. Für adipöse Patienten wird empfohlen, eine höhere Röhrenspannung im Bereich von 100 kV zu verwenden, um eine adäquate Bildqualität zu gewährleisten (Hedgire et al., 2017). Dies wiederum erhöht die effektive Dosis. Der Effekt kann durch die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigt werden. In der high-pitch Gruppe wurde eine höhere effektive Dosis für Patienten mit einem BMI ≥ 25 kg/m^2 als für Patienten mit einem BMI <25 kg/m^2 beobachtet [0.78 (IQR: 0.54; 1.42) mSv vs. 1.46 (IQR: 0.96; 3.09) mSv, $p<0.001$].

4.4 Wiederholungsscans nach initialer high-pitch Spiralakquisition

Darüber hinaus haben die oben genannten Patientenfaktoren durch das vermehrte Auftreten von Artefakten, einen ausgeprägten Einfluss auf den Erfolg des high-pitch Primärschans. Die Rate der erfolgreichen Initialschans ist mit der HPSF-Strategie bei Patienten mit einer Herzfrequenz $>60/\text{min}$ signifikant geringer ausgefallen als bei Patienten mit einer Herzfrequenz $<60/\text{min}$ (59.2% vs. 68.0%, $p=0.003$). Im Gegensatz dazu konnte in dieser Studie keine Differenz zwischen Patientengruppen mit unterschiedlicher Herzfrequenz mit der konventionellen NHPSF-Strategie beobachtet werden (90.3% vs. 86.0%, $p=0.34$). Vor allem bei Patienten mit Extrasystolen im Vergleich zu Patienten mit Sinusrhythmus wurde mit der HPSF-Strategie seltener ein erfolgreicher Initialscan erreicht (66.7% vs. 42.1%, $p<0.001$). Deshalb wurden Wiederholungsscans in der HPSF-Gruppe häufiger durchgeführt als in der NHPSF-Gruppe (35% vs. 11%). Ungefähr ein Drittel der gesamten Initialschans der HPSF-Gruppe waren, meist aufgrund von Bewegungsartefakten, nicht verwertbar.

Diesbezüglich wurden in einer Arbeitsgruppe von Gordic et al. 50 konsekutive Patienten mit einem high-pitch Protokoll untersucht und hinsichtlich der Strahlendosis sowie Bildqualität anhand eines Scores (1-4) ausgewertet. Es wurden auch Patienten mit Arrhythmien und erhöhten Herzfrequenzen inkludiert. Vor der Untersuchung wurde jedoch kein β -Blocker verabreicht. Als Resultat war die durchschnittliche Herzfrequenz der Patientenpopulation höher als in der vorliegenden Studie ($58 \pm 12 /\text{min}$ vs. $66 \pm 11 /\text{min}$). Interessanterweise konnte Gordic et al. jedoch eine geringere Rate an nicht-diagnostischen high-pitch Scans (14% vs. 35%) verzeichnen. Auch dies könnte nicht zuletzt auf die kleinere Kohorte von 50 Patienten zurückgeführt werden (Gordic et al., 2014).

Neben der vermehrten Strahlenexposition könnte die erhöhte applizierte Kontrastmitteldosis einen weiteren Kritikpunkt bei häufigeren Wiederholungsscans darstellen. In der CT-Koronarangiografie wird mehr Kontrastmittel verwendet als in anderen computertomografischen Untersuchungen. Aus diesem Grund treten bei einer CCTA auch häufiger Nebenwirkungen auf. Da die Frequenz von Nebenwirkungen mit der Kontrastmitteldosis korreliert, sollte darauf geachtet werden, diese möglichst niedrig zu halten (Andreucci et al., 2014). Man könnte annehmen, dass die häufigeren Wiederholungsscans bei Verwendung der HPSF-Strategie durch die höhere Kontrastmitteldosis zu vermehrten Nebenwirkungen führen. In der vorliegenden Studie konnte jedoch zwischen der HPSF und NHPSF-Strategie kein Unterschied in der gesamten applizierten Kontrastmitteldosis nachgewiesen werden ($78 \pm 34 \text{ mL}$ vs. $77 \pm 27 \text{ mL}$, $p=0.668$). Häufigere Kontrastmittelnebenwirkungen sind mit der HPSF-Strategie also nicht zu erwarten.

In den vorliegenden Ergebnissen fiel die „Scan-zu-Diagnose-Dosis“ trotz häufigere Wiederholungsscans für die HPSF-Strategie ungefähr 2.8 mSv niedriger aus als für die konventionelle Scanstrategie (1.12 vs. 3.96 mSv, $p < 0.001$). Dies ist zum Teil auch darauf zurückzuführen, dass häufig nur kurze Abschnitte der Arterien aufgrund von Artefakten nicht beurteilbar waren. Es musste dann nicht das gesamte Herz, sondern nur spezifische Segmente erneut abgescannt werden. So konnte die Strahlendosis des Wiederholungsscans erheblich gesenkt werden. Die Strahlendosis für Patientenkohorten mit einer Herzfrequenz $>60/\text{min}$ und fehlendem Sinusrhythmus oder Extrasystolen stieg nur bei Verwendung der HPSF-Strategie signifikant an. Dennoch ist auch diesbezüglich die effektive Dosis verglichen mit der NHPSF-Strategie wesentlich niedriger ausgefallen. [HF $>60/\text{min}$: 1.32 (IQR: 0.77; 2.81) mSv vs. 5.39 (IQR: 2.61; 9.13) mSv, $p < 0.001$] [ES: 1.70 (IQR: 0.94; 3.45) mSv vs. 3.78 (IQR: 1.87; 8.89) mSv, $p < 0.001$].

Der Unterschied in der Gesamt-Strahlendosis zwischen den HPSF und NHPSF-Strategien beträgt circa 2,8 mSv. Abhängig von Höhe und Geologie beträgt die durchschnittliche effektive Dosis der Bevölkerung aufgrund der Hintergrundstrahlung ungefähr 2.4 mSv/Jahr (Thomas et al., 2016). Auch wenn das genaue Risiko von durch radiologische Bildgebung verursachte Strahlung schwer einzuschätzen ist, sollte der Unterschied von 2.8 mSv, welcher in der Größenordnung der jährlichen Strahlenexposition liegt, nicht unterschätzt werden. Dies ist insofern relevant, da die CT-Koronarangiografie in der Diagnostik der KHK sowie anderen Herzkrankheiten als Mittel zum Screening und Follow-Up stetig an Bedeutung gewinnt. In Zukunft muss damit gerechnet werden, dass die CCTA immer häufiger durchgeführt wird. Als Option mit verwertbarer Bildqualität und Strahlendosen im sub-mSv-Bereich hat der prospektive high-pitch Scan somit weitreichende Implikationen für die CT-Koronarangiografie.

Dennoch muss an dieser Stelle angeführt werden, dass die Ergebnisse dieser Arbeit die Verwendung der high-pitch Spiralakquisition als Primärmethode in der CCTA vor allem bei Patienten ohne Extrasystolen und mit einer Herzfrequenz unter 60/min rechtfertigen. Während in der vorliegenden Arbeit Daten zur reduzierten Strahlenexposition bei Patienten mit höheren Herzfrequenzen oder Extrasystolen präsentiert werden, ist diesbezüglich weitere Evidenz erforderlich, um den Nutzen eines HPSF-Ansatzes auch in dieser Patientenkohorte zu validieren.

4.5 Limitationen

Abschließend sollen noch einige Limitationen dieser Arbeit erwähnt werden.

Es handelte sich hier um eine nicht-randomisierte retrospektive beobachtungs-basierte Studie. Als Resultat wurde vom behandelnden Arzt selbst entschieden, welches Untersuchungsprotokoll bei den Patienten durchgeführt werden soll. Der prospektive high-pitch Scan ist in diesem Institut Standard bei vorteilhaften Scankonditionen. In schwierigeren Fällen wurde vom Untersucher eher eine konventionelle Scanstrategie ausgewählt. Infolgedessen unterschieden sich beide Patientengruppen signifikant voneinander. Patienten der NHPSF-Gruppe hatten höhere Herzfrequenzen, BMI und Calcium-Score, sowie mehr Extrasystolen und verkalkte Plaques. Dies alles sind Faktoren, welche zur insgesamt schlechteren Bildqualität und höheren Strahlendosis in der mittels konventionellen Scanmethoden untersuchten Gruppe beigetragen haben könnten (Stocker et al., 2018). Aufgrund des Allcomer-Designs dieser Arbeit waren einige Patientendaten bezüglich Gewicht, Herzfrequenz und Herzrhythmus unvollständig. Diese Patienten mussten daher aus der Subgruppenanalyse exkludiert werden. Die Subgruppenanalysen basieren daher auf Daten einer geringeren Patientenzahl als das Ursprungskollektiv.

Da wir in der HPSF-Gruppe nur singuläre high-pitch Untersuchungen evaluieren wollten, zählten wir doppelte high-pitch Spiralakquisitionen zu der konventionellen Scangruppe. Aufgrund der sehr niedrigen Scandosis dieses Protokolls könnten hier die Daten des konventionellen Untersuchungsarms zusätzlich verfälscht worden sein.

Eine weitere wichtige Limitation dieser Studie war die Auswertung der Bildqualität. Diese wurde vom Untersucher selbst anhand des weiter oben beschriebenen Grading-Systems nicht-verblindet durchgeführt und könnte folglich einer subjektiven Verzerrung unterlagen.

Patienten mit Vorhofflimmern wurden aus der Studie ausgeschlossen, da diese dem im untersuchenden Institut gültigen Standard entsprechend generell nicht mit einem high-pitch Scan untersucht werden. Deshalb konnte die diagnostische Leistungsfähigkeit des high-pitch Protokolls in dieser Patientenkohorte nicht evaluiert werden.

Da alle Untersuchungen mit einem DSCT der dritten Generation mit 384 Schichten und einer optimalen temporalen Auflösung von 66 ms durchgeführt wurden, können die Ergebnisse nicht auf weniger leistungsstarke CT-Geräte übertragen werden.

4.6 Ausblick

Zusammenfassend wäre es für die Zukunft von Interesse eine randomisierte Studie zum Vergleich von prospektiven high-pitch Scan und konventionellen Scanmethoden bei Patienten mit

unvorteilhaften Scanbedingungen wie einer Herzfrequenz $> 60/\text{min}$ und Arrhythmien, durchzuführen. Ohne den Selektionsbias der vorliegenden Studie könnte der Stellenwert des high-pitch Scans auch in diesem Patientenkollektiv adäquat nachgewiesen werden.

Diese Fragestellung wird vor allem relevant, wenn man die stetigen Entwicklungen im Bereich der CT-Technologie berücksichtigt. Als Folge der schnelleren Gantryrotationszeit und der kürzeren Scanzeiten wird sich auch die zeitliche Auflösung neuerer CT-Geräte verbessern (Pelc, 2014). Davon profitiert die prospektive high-pitch Akquisition, welche dann auch bei höheren Herzfrequenzen sicher angewendet werden könnte.

Darüber hinaus sollte künftig geprüft werden, ob die high-pitch Spiralaufnahme die sequenzielle Akquisition als Methode der Wahl bei Patienten mit vorteilhaften Scankonditionen ablösen kann. Beide Scanprotokolle besitzen durch die prospektive EKG-Steuerung zwar ähnliche Limitationen, der high-pitch Scan resultiert jedoch in einer wesentlich geringeren Strahlenexposition des Patienten.

4.7 Fazit

In der CT-Koronarangiografie eines unselektierten Patientenkollektivs kann mit der prospektiven high-pitch Spiralakquisition im Vergleich zu konventionellen Scanmethoden eine diagnostisch verwertbare Bildqualität bei einer weitaus geringeren Strahlendosis erreicht werden.

5 Zusammenfassung

Nach wie vor ist die Strahlenexposition des Patienten die bedeutsamste Problematik der CT-Koronarangiografie. Um die besonders hohe Strahlendosis der CCTA zu senken, wurden Scanprotokolle entwickelt, die auf das EKG des Patienten abgestimmt sind. Dazu zählen die prospektive Sequenz und die Spiralakquisition mit retrospektiver Dosismodulation. Mit der Einführung von Dual-Source CT-Geräten wurde ein neues Scanprotokoll eingeführt, die mit hohem Pitch und kurzer Akquisitionszeit die Strahlendosis nochmals erheblich senkt. Dieser prospektive high-pitch Spiralscan (*Flash*) ist in den letzten Jahren zum Gegenstand intensivster Forschung geworden. Aufgrund seiner Anfälligkeit für Bewegungsartefakte wird dieser Scan besonders bei Patienten mit einer Herzfrequenz $<60/\text{min}$ empfohlen. Demzufolge wurden ein Großteil der Studien zur high-pitch CCTA in einer selektierten Patientenpopulation durchgeführt.

Um die prospektive high-pitch Spiralakquisition in einer breiten Patientenpopulation zu evaluieren, wurden im Zeitraum von 01.01.2015 bis 31.12.2017 1646 Patienten in die Studie eingeschlossen. Zwei Scanstrategien, mit dem primären Ziel einer diagnostisch verwertbaren Scanqualität, wurden verwendet. In der HPSF-Strategie wurde eine high-pitch Spiralaufnahme durchgeführt. Bei nicht verwertbarer Bildqualität wurde mit einer prospektiven Sequenz, einer retrospektiven Spiralaufnahme oder einer doppelten-high-pitch Spiralaufnahme entweder fokussiert oder holokardial nachuntersucht. In der NHPSF-Strategie wurde als Initialscan eine prospektive Sequenz, eine retrospektive Spiralaufnahme oder eine doppelte-high-pitch Spiralaufnahme durchgeführt. Als Wiederholungsscans wurden in dieser Strategie ebenfalls konventionelle Scanprotokolle durchgeführt. Als primäre Endpunkte wurden die subjektive Bildqualität mit Grading-System von 0-2 und die effektive Dosis in mSv definiert. Zusätzlich wurden Subgruppenanalysen bezüglich der Patientencharakteristika Herzfrequenz, Herzrhythmus, Gewicht und Geschlecht ausgeführt. Die Rate an nötigen Wiederholungsscans sowie Untersuchungen, die nach der ersten und, wenn erforderlich, zweiten Bildgebung nicht diagnostisch verwertbar waren, wurden ebenfalls aufgezeichnet.

Von den 1646 Patienten erhielten 1410 Patienten initial einen high-pitch Spiralscan (HPSF-Kohorte) und 236 Patienten initial einen konventionellen Scan (NHPSF-Kohorte). In der HPSF-Gruppe waren 494 Initialscans (35%) und in der NHPSF-Gruppe 25 Initialscans (11%) nicht beurteilbar und mussten wiederholt werden. Aufgrund der fehlenden Randomisierung hatten Patienten in der HPSF-Kohorte eine signifikant geringere Herzfrequenz, BMI und Calcium Score sowie weniger Extrasystolen und kalzifizierte Plaques. Mit dem HPSF-Ansatz

wurde signifikant häufiger eine hervorragende Bildqualität erreicht als mit dem NHPSF-Ansatz (52.4% vs. 28.6 %, $p < 0.001$), auch bei Patienten mit einer Herzfrequenz $>60/\text{min}$ (30.3% vs. 17.3%, $p = 0.003$). Ferner war der Anteil nicht diagnostischer Gesamtscans in beiden Gruppen vergleichbar (0% vs. 0.78%, $p = 0.18$). In der HPSF-Gruppe wurde eine wesentlich bessere Bildqualität der Gesamtscans beobachtet (1.50 ± 0.54 vs. 1.24 ± 0.51 , $p < 0.001$). Die Gesamtstrahlendosis der HPSF-Strategie war wesentlich geringer [1.12 (IQR: 0.73; 2.10) vs. 3.96 (IQR: 2.25; 8.28) mSv, $p < 0.001$], auch für Patienten mit einer Herzfrequenz $>60/\text{min}$ [1.32 (IQR: 0.77; 2.81) mSv vs. 5.39 (IQR: 2.61; 9.13) mSv, $p < 0.001$] und Extrasystolen [1.70 (IQR: 0.94; 3.45) mSv vs. 3.78 (IQR: 1.87; 8.89) mSv, $p < 0.001$].

Die fehlende Randomisierung der Studienpopulation stellt eine Limitation dar und sollte in der Interpretation berücksichtigt werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen trotz der häufigeren Wiederholungsscans eine signifikant geringere Strahlendosis des prospektiven high-pitch Scans im Vergleich zu den konventionellen Scanmethoden. In der Subgruppenanalyse wurde dies auch bei Patienten mit einer Herzfrequenz $>60/\text{min}$ sowie Übergewicht und Extrasystolen beobachtet. Mit dem high-pitch Scan konnte insgesamt öfter eine exzellente initiale Bildqualität erreicht werden. Ferner unterschied sich die Anzahl der Patienten, bei denen eine Koronardiagnostik aufgrund mangelhafter Bildqualität nicht möglich war, in beiden Scanstrategien nicht signifikant.

In der CT-Koronarangiografie eines unselektierten Patientenkollektivs kann mit der prospektiven high-pitch Spiralakquisition im Vergleich zu konventionellen Scanmethoden eine diagnostisch verwertbare Bildqualität bei einer weitaus geringeren Strahlendosis erreicht werden.

6 Literaturverzeichnis

- Abbara, S., Blanke, P., Maroules, C. D., Cheezum, M., Choi, A. D., Han, B. K., Marwan, M., Naoum, C., Norgaard, B. L., Rubinshtein, R., Schoenhagen, P., Villines, T., & Leipsic, J. (2016). SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography: A report of the society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee: Endorsed by the North American Society for Cardiovascular Imaging (NASCI). *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 10(6), S. 435-449. doi:10.1016/j.jcct.2016.10.002
- Achenbach, S., Marwan, M., Ropers, D., Schepis, T., Pflederer, T., Anders, K., Kuettner, A., Daniel, W. G., Uder, M., & Lell, M. M. (2009). Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *European Heart Journal*, 31(3), S. 340-346. doi:10.1093/eurheartj/ehp470
- Andreini, D., Pontone, G., Mushtaq, S., Bertella, E., Conte, E., Segurini, C., Baggiano, A., Bartorelli, A. L., Annoni, A., Formenti, A., Petullà, M., Beltrama, V., Fiorentini, C., & Pepi, M. (2015). Low-dose CT coronary angiography with a novel IntraCycle motion-correction algorithm in patients with high heart rate or heart rate variability. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging*, 16(10), S. 1093-1100. doi:10.1093/ehjci/jev033
- Andreucci, M., Solomon, R., & Tasanarong, A. (2014). Side effects of radiographic contrast media: pathogenesis, risk factors, and prevention. *Biomed Res Int*, 2014, S. 741018. doi:10.1155/2014/741018
- Barrett, J. F., & Keat, N. (2004). Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics*, 24(6), S. 1679-1691. doi:10.1148/rg.246045065
- Bom, M. J., van der Heijden, D. J., Kedhi, E., van der Heyden, J., Meuwissen, M., Knaapen, P., Timmer, S. A. J., & van Royen, N. (2017). Early Detection and Treatment of the Vulnerable Coronary Plaque: Can We Prevent Acute Coronary Syndromes? *Circ Cardiovasc Imaging*, 10(5), S. doi:10.1161/circimaging.116.005973
- Bundesärztekammer (BÄK), Kassenärztliche Bundesvereinigung (KBV), & Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF). (2019). *Chronische KHK – Langfassung*. aus Nationale VersorgungsLeitlinie. abgerufen von www.khk.versorgungsleitlinien.de am 23.07.2021 um 18:40
- Carità, P., Guaricci, A. I., Muscogiuri, G., Carrabba, N., & Pontone, G. (2018). Prognostic Value and Therapeutic Perspectives of Coronary CT Angiography: A Literature Review. *Biomed Res Int*, 2018, S. 6528238. doi:10.1155/2018/6528238
- Dalrymple, N. C., Prasad, S. R., Freckleton, M. W., & Chintapalli, K. N. (2005). Introduction to the Language of Three-dimensional Imaging with Multidetector CT.

- Deseive, S., Pugliese, F., Meave, A., Alexanderson, E., Martinoff, S., Hadamitzky, M., Massberg, S., & Hausleiter, J. (2015). Image quality and radiation dose of a prospectively electrocardiography-triggered high-pitch data acquisition strategy for coronary CT angiography: The multicenter, randomized PROTECTION IV study. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 9(4), S. 278-285. doi:10.1016/j.jcct.2015.03.001
- Diamond, G. A., & Forrester, J. S. (1979). Analysis of probability as an aid in the clinical diagnosis of coronary-artery disease. *N Engl J Med*, 300(24), S. 1350-1358. doi:10.1056/nejm197906143002402
- Fleck, E., Nef, H., & Werner, N. (2018). *Koronare Herzkrankheit*. aus Deutscher Herzbericht 2018. Deutsche Herzstiftung e.V. abgerufen von <https://www.herzstiftung.de/herzbericht> am 22.09.2021 um 10:10
- Flohr, T. (2013). Technische Grundlagen der Herz-CT. H. Alkadhi, S. Leschka, P. Stolzmann, & T. Flohr, aus Praxisbuch Herz-CT: Grundlagen – Durchführung – Befundung. S. 3-15. Springer Berlin Heidelberg.
- Flohr, T., & Ohnesorge, B. (2007). Multi-slice CT Technology aus Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging: Principles — Protocols — Indications — Outlook. S. 41-69. Springer Berlin Heidelberg.
- Flohr, T., Stierstorfer, K., Raupach, R., Ulzheimer, S., & Bruder, H. (2004). Performance evaluation of a 64-slice CT system with z-flying focal spot. *Rofo*, 176(12), S. 1803-1810. doi:10.1055/s-2004-813717
- Flohr, T. G., McCollough, C. H., Bruder, H., Petersilka, M., Gruber, K., Süß, C., Grasruck, M., Stierstorfer, K., Krauss, B., Raupach, R., Primak, A. N., Küttner, A., Achenbach, S., Becker, C., Kopp, A., & Ohnesorge, B. M. (2006). First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *European Radiology*, 16(2), S. 256-268. doi:10.1007/s00330-005-2919-2
- Ford, T. J., Corcoran, D., & Berry, C. (2018). Stable coronary syndromes: pathophysiology, diagnostic advances and therapeutic need. *Heart*, 104(4), S. 284-292. doi:10.1136/heartjnl-2017-311446
- Ghekiere, O., Salgado, R., Buls, N., Leiner, T., Mancini, I., Vanhoenacker, P., Dendale, P., & Nchimi, A. (2017). Image quality in coronary CT angiography: challenges and technical solutions. *Br J Radiol*, 90(1072), S. 20160567. doi:10.1259/bjr.20160567
- Goldman, L. W. (2007). Principles of CT and CT technology. *J Nucl Med Technol*, 35(3), S. 115-128. doi:10.2967/jnmt.107.042978
- Gordic, S., Husarik, D. B., Desbiolles, L., Leschka, S., Frauenfelder, T., & Alkadhi, H.

- (2014). High-pitch coronary CT angiography with third generation dual-source CT: limits of heart rate. *Int J Cardiovasc Imaging*, 30(6), S. 1173-1179. doi:10.1007/s10554-014-0445-5
- Habets, J., van den Brink, R. B., Uijlings, R., Spijkerboer, A. M., Mali, W. P., Chamuleau, S. A., & Budde, R. P. (2012). Coronary artery assessment by multidetector computed tomography in patients with prosthetic heart valves. *Eur Radiol*, 22(6), S. 1278-1286. doi:10.1007/s00330-011-2360-7
- Hamilton-Craig, C. R., Tandon, K., Kwan, B., DeBoni, K., Burley, C., Wesley, A. J., O'Rourke, R., Neill, J., & Branch, K. R. (2020). Coronary CT radiation dose reduction strategies at an Australian Tertiary Care Center – improvements in radiation exposure through an evidence-based approach. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 67(1), S. 25-33. doi:10.1002/jmrs.358
- Hedgire, S. S., Baliyan, V., Ghoshhajra, B. B., & Kalra, M. K. (2017). Recent advances in cardiac computed tomography dose reduction strategies: a review of scientific evidence and technical developments. *J Med Imaging (Bellingham)*, 4(3), S. 031211. doi:10.1117/1.Jmi.4.3.031211
- Hoebel, J., Lange, C., & Müters, S. (2014). *Koronare Herzkrankheit*. aus Faktenblatt zu GEDA 2012: Ergebnisse der Studie »Gesundheit in Deutschland aktuell 2012. Robert Koch Institut. abgerufen von https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsF/Geda2012/Koerperliche_Aktivitaet.pdf?__blob=publicationFile am 03.03.2021 um 13:50
- Kalender, W. A. (2006). X-ray computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 51(13), S. R29-R43. doi:10.1088/0031-9155/51/13/r03
- Kalisz, K., Buethe, J., Saboo, S. S., Abbara, S., Halliburton, S., & Rajiah, P. (2016). Artifacts at Cardiac CT: Physics and Solutions. *RadioGraphics*, 36(7), S. 2064-2083. doi:10.1148/rg.2016160079
- Kamiya, K., Ozasa, K., Akiba, S., Niwa, O., Kodama, K., Takamura, N., Zaharieva, E. K., Kimura, Y., & Wakeford, R. (2015). Long-term effects of radiation exposure on health. *Lancet*, 386(9992), S. 469-478. doi:10.1016/s0140-6736(15)61167-9
- Karlo, C. A., Leschka, S., Stolzmann, P., Glaser-Gallion, N., Wildermuth, S., & Alkadhi, H. (2012). A systematic approach for analysis, interpretation, and reporting of coronary CTA studies. *Insights Imaging*, 3(3), S. 215-228. doi:10.1007/s13244-012-0167-y
- Knuuti, J., Wijns, W., Saraste, A., Capodanno, D., Barbato, E., Funck-Brentano, C., Prescott, E., Storey, R. F., Deaton, C., Cuisset, T., Agewall, S., Dickstein, K., Edvardsen, T., Escaned, J., Gersh, B. J., Svitil, P., Gilard, M., Hasdai, D., Hatala, R., Mahfoud, F., Masip, J., Muneretto, C., Valgimigli, M., Achenbach, S., Bax, J. J., & Group, E. S. D. (2019). 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary

- syndromes: The Task Force for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes of the European Society of Cardiology (ESC). *European Heart Journal*, S. doi:10.1093/eurheartj/ehz425
- Kolossváry, M., Szilveszter, B., Merkely, B., & Maurovich-Horvat, P. (2017). Plaque imaging with CT—a comprehensive review on coronary CT angiography based risk assessment. *Cardiovasc Diagn Ther*, 7(5), S. 489-506. doi:10.21037/cdt.2016.11.06
- Koplay, M., Erdogan, H., Avci, A., Sivri, M., Demir, K., Guler, I., Demir, L. S., & Paksoy, Y. (2016). Radiation dose and diagnostic accuracy of high-pitch dual-source coronary angiography in the evaluation of coronary artery stenoses. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 97(4), S. 461-469. doi:https://doi.org/10.1016/j.diii.2015.10.008
- Kosmala, A., Petritsch, B., Weng, A. M., Bley, T. A., & Gassenmaier, T. (2019). Radiation dose of coronary CT angiography with a third-generation dual-source CT in a "real-world" patient population. *Eur Radiol*, 29(8), S. 4341-4348. doi:10.1007/s00330-018-5856-6
- Kröpil, P., Rojas, C. A., Ghoshhajra, B., Lanzman, R. S., Miese, F. R., Scherer, A., Kalra, M., & Abbara, S. (2012). Prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition for cardiac CT angiography in routine clinical practice: initial results. *J Thorac Imaging*, 27(3), S. 194-201. doi:10.1097/RTI.0b013e318228223f
- Kuhlmann, I., Chin, D., & Rimbach, G. (2014). Prävention kardiovaskulärer Erkrankungen und Atherosklerose. Wiesbaden: Springer Fachmedien.
- Leber, A. W., Knez, A., Becker, A., Becker, C., von Ziegler, F., Nikolaou, K., Rist, C., Reiser, M., White, C., Steinbeck, G., & Boekstegers, P. (2004). Accuracy of multidetector spiral computed tomography in identifying and differentiating the composition of coronary atherosclerotic plaques: a comparative study with intracoronary ultrasound. *J Am Coll Cardiol*, 43(7), S. 1241-1247. doi:10.1016/j.jacc.2003.10.059
- Litmanovich, D. E., Tack, D. M., Shahrzad, M., & Bankier, A. A. (2014). Dose reduction in cardiothoracic CT: review of currently available methods. *RadioGraphics*, 34(6), S. 1469-1489. doi:10.1148/rg.346140084
- Matsubara, K., Sakuda, K., Nunome, H., Takata, T., Koshida, K., & Gabata, T. (2016). 128-slice dual-source CT coronary angiography with prospectively electrocardiography-triggered high-pitch spiral mode: radiation dose, image quality, and diagnostic acceptability. *Acta Radiol*, 57(1), S. 25-32. doi:10.1177/0284185114562467
- McCullough, C. H., Primak, A. N., Braun, N., Kofler, J., Yu, L., & Christner, J. (2009). Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am*, 47(1), S. 27-40. doi:10.1016/j.rcl.2008.10.006

- Montalescot, G., Sechtem, U., Achenbach, S., Andreotti, F., Arden, C., Budaj, A., Bugiardini, R., Crea, F., Cuisset, T., Di Mario, C., Ferreira, J. R., Gersh, B. J., Gitt, A. K., Hulot, J. S., Marx, N., Opie, L. H., Pfisterer, M., Prescott, E., Ruschitzka, F., Sabate, M., Senior, R., Taggart, D. P., van der Wall, E. E., Vrints, C. J., Zamorano, J. L., Achenbach, S., Baumgartner, H., Bax, J. J., Bueno, H., Dean, V., Deaton, C., Erol, C., Fagard, R., Ferrari, R., Hasdai, D., Hoes, A. W., Kirchhof, P., Knuuti, J., Kolh, P., Lancellotti, P., Linhart, A., Nihoyannopoulos, P., Piepoli, M. F., Ponikowski, P., Sirnes, P. A., Tamargo, J. L., Tendera, M., Torbicki, A., Wijns, W., Windecker, S., Knuuti, J., Valgimigli, M., Bueno, H., Claeys, M. J., Donner-Banzhoff, N., Erol, C., Frank, H., Funck-Brentano, C., Gaemperli, O., Gonzalez-Juanatey, J. R., HAMILIOS, M., Hasdai, D., Husted, S., James, S. K., Kervinen, K., Kolh, P., Kristensen, S. D., Lancellotti, P., Maggioni, A. P., Piepoli, M. F., Pries, A. R., Romeo, F., Ryden, L., Simoons-Schetter, M. L., Sirnes, P. A., Steg, P. G., Timmis, A., Wijns, W., Windecker, S., Yildirim, A., & Zamorano, J. L. (2013). 2013 ESC guidelines on the management of stable coronary artery disease: the Task Force on the management of stable coronary artery disease of the European Society of Cardiology. *Eur Heart J*, *34*(38), S. 2949-3003. doi:10.1093/eurheartj/ehs296
- Neurauter, E., Leschka, S., Wildermuth, S., Ehl, N. F., Joerg, L., Rickli, H., & Maeder, M. T. (2019). Use of coronary computed tomography angiography in clinical practice - single centre experience in Switzerland in light of current recommendations based on pretest probability considerations. *Swiss Med Wkly*, *149*, S. w20010. doi:10.4414/smw.2019.20010
- Neves, P. O., Andrade, J., & Monção, H. (2017). Coronary artery calcium score: current status. *Radiol Bras*, *50*(3), S. 182-189. doi:10.1590/0100-3984.2015.0235
- Ohnesorge, B. (2007). Introduction aus Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging: Principles — Protocols — Indications — Outlook. S. 1-22. Springer Berlin Heidelberg.
- Ohnesorge, B., & Flohr, T. (2007). Principles of Multi-slice Cardiac CT Imaging aus Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging: Principles — Protocols — Indications — Outlook. S. 71-126. Springer Berlin Heidelberg.
- Pelc, N. J. (2014). Recent and future directions in CT imaging. *Ann Biomed Eng*, *42*(2), S. 260-268. doi:10.1007/s10439-014-0974-z
- Petersilka, M., Bruder, H., Krauss, B., Stierstorfer, K., & Flohr, T. G. (2008). Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol*, *68*(3), S. 362-368. doi:10.1016/j.ejrad.2008.08.013
- Prokop, M., & Stamm, G. (2006). Strahlendosis und Bildqualität. M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop, & A. J. van der Molen, aus Ganzkörper-Computertomographie: Spiral- und Multislice-CT. 2. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage, S. Georg Thieme Verlag.

- Raman, S. P., Mahesh, M., Blasko, R. V., & Fishman, E. K. (2013). CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *Journal of the American College of Radiology*, 10(11), S. 840-846. doi:10.1016/j.jacr.2013.05.032
- Rubin, G. D., Leipsic, J., Joseph-Schoepf, U., Fleischmann, D., & Napel, S. (2014). CT angiography after 20 years: a transformation in cardiovascular disease characterization continues to advance. *Radiology*, 271(3), S. 633-652. doi:10.1148/radiol.14132232
- Schoenenberger, A. W., & Erne, P. (2009). Koronare Herzkrankheit –Definitionen und Epidemiologie. *Therapeutische Umschau*, 66(4), S. 223-229. doi:10.1024/0040-5930.66.4.223
- Schoepf, U. J., Zwerner, P. L., Savino, G., Herzog, C., Kerl, J. M., & Costello, P. (2007). Coronary CT Angiography. *Radiology*, 244(1), S. 48-63. doi:10.1148/radiol.2441052145
- Scholtz, J. E., & Ghoshhajra, B. (2017). Advances in cardiac CT contrast injection and acquisition protocols. *Cardiovasc Diagn Ther*, 7(5), S. 439-451. doi:10.21037/cdt.2017.06.07
- Seppelt, D., Kolb, C., Kühn, J. P., Speiser, U., Radosa, C. G., Hoberück, S., Hoffmann, R. T., & Platzek, I. (2019). Comparison of sequential and high-pitch-spiral coronary CT-angiography: image quality and radiation exposure. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 35(7), S. 1379-1386. doi:10.1007/s10554-019-01568-y
- Siemens Healthcare GmbH. (2018). *Get two steps ahead with Dual-Source CT - Somatom Force*. aus Siemens Healthineers Brochure abgerufen von https://static.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mda4/ndqx/~edisp/di_ct_brochure_somatom_force_brochure_07-2018-05556644.pdf am 30.05.2021 um 15:30
- Smettei, O. A., Sayed, S., A, M. A. H., Alharbi, F., & Abazid, R. M. (2018). Ultra-fast, low dose high-pitch (FLASH) versus prospectively-gated coronary computed tomography angiography: Comparison of image quality and patient radiation exposure. *J Saudi Heart Assoc*, 30(3), S. 165-171. doi:10.1016/j.jsha.2017.11.001
- Statistisches Bundesamt (Destatis). (2019). *Jahresbericht Gesundheit*. aus Statistisches Jahrbuch 2019 - Deutschland und Internationales. abgerufen von https://www.destatis.de/GPStatistik/servlets/MCRFileNodeServlet/DEAusgabe_derivate_00001694/1010110-19700-1.pdf am 10.06.2021 um 22:23
- Stocker, T. J., Deseive, S., Leipsic, J., Hadamitzky, M., Chen, M. Y., Rubinshtein, R., Heckner, M., Bax, J. J., Fang, X. M., Grove, E. L., Lesser, J., Maurovich-Horvat, P., Otton, J., Shin, S., Pontone, G., Marques, H., Chow, B., Nomura, C. H., Tabbalat, R., Schermund, A., Kang, J. W., Naoum, C., Atkins, M., Martuscelli, E., Massberg, S., & Hausleiter, J. (2018). Reduction in radiation exposure in cardiovascular computed

tomography imaging: results from the PROspective multicenter registry on radiaTion dose Estimates of cardiac CT angIOgraphy iN daily practice in 2017 (PROTECTION VI). *Eur Heart J*, 39(41), S. 3715-3723. doi:10.1093/eurheartj/ehy546

Stolzmann, P., Goetti, R. P., Maurovich-Horvat, P., Hoffmann, U., Flohr, T. G., Leschka, S., & Alkadhi, H. (2011). Predictors of Image Quality in High-Pitch Coronary CT Angiography. *American Journal of Roentgenology*, 197(4), S. 851-858. doi:10.2214/AJR.10.6072

Sun, Z., Choo, G. H., & Ng, K. H. (2012). Coronary CT angiography: current status and continuing challenges. *Br J Radiol*, 85(1013), S. 495-510. doi:10.1259/bjr/15296170

Tavakol, M., Ashraf, S., & Brener, S. J. (2012). Risks and complications of coronary angiography: a comprehensive review. *Glob J Health Sci*, 4(1), S. 65-93. doi:10.5539/gjhs.v4n1p65

Team RDC. (2016). R: A language and environment for statistical computing. *R Foundation for Statistical Computing*. Vienna, Austria. abgerufen von <https://cran.r-project.org/mirrors.html> am 10.07.2021 um 13:20

Thomas, G. A., & Symonds, P. (2016). Radiation Exposure and Health Effects - is it Time to Reassess the Real Consequences? *Clin Oncol (R Coll Radiol)*, 28(4), S. 231-236. doi:10.1016/j.clon.2016.01.007

Wesolowski, J. R., & Lev, M. H. (2005). CT: history, technology, and clinical aspects. *Semin Ultrasound CT MR*, 26(6), S. 376-379. abgerufen von <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0887217105000636?via%3Dihub> am 10.10.2021 um 13:00

Willeminck, M. J., & Noël, P. B. (2019). The evolution of image reconstruction for CT-from filtered back projection to artificial intelligence. *Eur Radiol*, 29(5), S. 2185-2195. doi:10.1007/s00330-018-5810-7

Zinsser, D., Marcus, R., Othman, A. E., Bamberg, F., Nikolaou, K., Flohr, T., & Notohamiprodjo, M. (2018). Dose Reduction and Dose Management in Computed Tomography - State of the Art. *Rofö*, 190(6), S. 531-541. doi:10.1055/s-0044-101261

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden veröffentlicht in:

Finck, T., Klambauer, K., Hendrich, E., Will, A., Martinoff, S., & Hadamitzky, M. (2021). Radiation Dose and Image Quality of a High-Pitch Prospective Spiral First Approach in Coronary Computed Tomography Angiography (CCTA). *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, 8(10), 119. doi:10.3390/jcdd8100119

7 **Abbildungs-/Tabellen/Diagrammverzeichnis**

Abbildung 1. Schematische Darstellung von stabilen und instabilen Plaques. Stabile Plaques haben eine dickere Kapsel und kleineren Lipidkern.....	8
Abbildung 2. Darstellung von nicht verkalkten, teils verkalkten und verkalkten Plaques sowie Charakteristika der Hochrisikoplaques in der CT-Koronarangiografie. Dazu gehören punktförmige Verkalkungen, geringe Schwächungswerte und Positive Remodeling.....	11
Abbildung 3. Schematischer Aufbau eines CT: Röntgenröhre und Detektor. Durch Rotation der Gantry um den Patienten werden Projektionen aus verschiedenen Winkelpositionen für ein axiales Schnittbild aufgezeichnet	13
Abbildung 4. Schematische Darstellung der Spiralakquisition. Der Patient wird in der z-Achse während der kontinuierlichen Rotation der Gantry bewegt.....	15
Abbildung 5. Schematischer Aufbau eines Dual Source CT (DSCT) mit zwei Strahlenquellen und korrespondierenden Detektoren.	16
Abbildung 6. Biphasisches Injektionsprotokoll. Das linke Herz ist im Vergleich zu rechts stark kontrastiert.....	20
Abbildung 7. Schematische Darstellung der verschiedenen EKG-gesteuerten Scanverfahren in der CT-Koronarangiografie. In a.) und b.) kennzeichnen die hellblauen Bereiche die Röhrenstromapplikation. In den dunkelblauen Bereichen findet die eigentliche Bildakquisition statt.	24
Abbildung 8. CPR der rechten Koronararterie.	26
Abbildung 9. Bewegungsartefakte in der CPR der rechten Koronararterie.....	28
Abbildung 10. Scout View welches den Untersuchungsbereich von Trachealbifurkation bis Zwerchfell eingrenzt	34
Abbildung 11. Bestimmung der Passagezeit des Kontrastmittels durch ROI-Platzierung in der Aorta ascendens.	34
Abbildung 12. Koronararterien. RCA = rechte Koronararterie, LCA = linke Koronararterie, LM = linker Hauptstamm, LAD = vorderer absteigender Ast der linken Koronararterie, LCX = Ramus circumflexus, Ao = Aorta.....	37
Abbildung 13. Graduierung der Bildqualität anhand der CPR von Koronararterien. Von links nach rechts: Grad 2 – hervorragende Bildqualität bis in die distalen Gefäßabschnitte ,	

Grad 1 – akzeptable Bildqualität mit Bildrauschen distal, Grad 0 – Gefäß nicht beurteilbar	38
Diagramm 1. Flussdiagramm des Scanalgorithmus für die Studienkohorten HPSF und NHPSF. HPSF=high pitch spiral first, NHPSF=non high pitch spiral first, Sequenz=SAS-Scan, Spirale=retrospektiv EKG-gesteuerte low-pitch Spiralaufnahme mit TCM, Flash=prospektiv EKG-gesteuerte high-pitch Spiralaufnahme, KHK=koronare Herzkrankheit.....	41
Diagramm 2. Aufteilung der hervorragenden, diagnostischen und nicht diagnostischen Initial- sowie Gesamtscans bei Verwendung der HPSF oder NHPSF-Strategie.	43
Diagramm 3. Anzahl der hervorragenden, diagnostischen und nicht diagnostischen Initial-, Wiederholungs- sowie Gesamtscans bei Verwendung der HPSF oder NHPSF-Strategie. Patienten mit einem nicht-diagnostischen Initialscan erhielten einen Wiederholungsscan (Pfeile).....	44
Diagramm 4. Kastendiagramm der effektiven Dosis von 1. und 2. Scan sowie die Gesamtstrahlendosis der Untersuchungsstrategien HPSF und NHPSF (Median, IQR: Interquartilsabstand mit Q1 und Q3).	46
Diagramm 5. Aufteilung der hervorragenden, diagnostischen und nicht diagnostischen Initial scans der HPSF und NHPSF-Strategie bei Patienten mit HF ≤ 60 /min und HF > 60 /min.....	49
Diagramm 6. Aufteilung der hervorragenden, diagnostischen und nicht diagnostischen Initial- scans der HPSF und NHPSF-Strategie bei Patienten mit Sinusrhythmus oder Extrasystolen.	49
Diagramm 7. Vergleich der effektiven Dosis von HPSF und NHPSF-Strategie bei Patienten mit HF ≤ 60 /min und HF > 60 /min.....	51
Diagramm 8. Vergleich der effektiven Dosis von HPSF und NHPSF-Strategie bei Patienten mit Sinusrhythmus oder Extrasystolen.....	51
Tabelle 1 Vortest-Wahrscheinlichkeit (PTP) bei Patienten mit stabiler Angina Pectoris, überarbeitete Version der ESC.....	10
Tabelle 2. Patientenmerkmale der HPSF und NHPSF Studienkohorte. HF=Herzfrequenz, BMI=Body-Mass-Index, SR=Sinusrhythmus ohne Extrasystolen, ES=Extrasystolen ...	42
Tabelle 3. Graduierung der Bildqualität von Initial und Gesamtscans der HPSF und NHPSF- Strategie. 0=nicht diagnostisch, 1=diagnostisch, 2=hervorragend	44

Tabelle 4. Gründe für nicht diagnostischen Initialscan und betroffene Koronararterien der HPSF und NHPSF-Strategien. RCA = rechte Koronararterie, LCA = linke Koronararterie, LM = linker Hauptstamm, LAD = vorderer absteigender Ast der linken Koronararterie, LCX = Ramus circumflexus.....	45
Tabelle 5. Einfluss von Patientenmerkmale auf erfolgreichen Initialscan von HPSF und NHPSF-Strategie HF=Herzfrequenz, BMI=BodyMassIndex, SR=Sinusrhythmus ohne Extrasystolen, ES=Extrasystolen	48
Tabelle 6. Einfluss von Patientenmerkmale auf die effektive Gesamtdosis der HPSF und NHPSF-Strategie. HF=Herzfrequenz, BMI=BodyMassIndex, SR=Sinusrhythmus ohne Extrasystolen, ES=Extrasystolen	50

8 Danksagung

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Martin Hadamitzky für die Bereitstellung des Forschungsthemas und seine Unterstützung bei der Bearbeitung dieser Dissertation.

Darüber hinaus bedanke ich mich bei meinen Eltern für die Ermöglichung des Studiums sowie bei meiner Lebensgefährtin Anna, die mich durch das Studium begleitet hat.