

Aus der Medizinischen Klinik 2  
des Universitätsklinikum Erlangen  
Direktor: Prof. Dr. W. G. Daniel

---

**Der Einfluss der Herzphase auf die Prävalenz von  
Bewegungsartefakten beim  
Koronarkalknachweis mittels Computertomographie**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von  
**Kaja Bertogg**  
aus Erlangen



**Gedruckt mit Erlaubnis der  
Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg**

**Dekan:** Prof. Dr. med. Dr. h.c. J. Schüttler

**Referent:** Prof. Dr. med. S. Achenbach

**Korreferent:** Prof. Dr. med. W. G. Daniel

**Tag der mündlichen Prüfung:** **21. Juni 2012**

## Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung.....	1
1.1	Hintergrund und Ziele.....	1
1.2	Methoden .....	1
1.3	Ergebnisse und Beobachtungen .....	2
1.4	Praktische Schlussfolgerung .....	2
2	Summery.....	3
2.1	Background and Objectives .....	3
2.2	Methods .....	3
2.3	Results and Observations .....	4
2.4	Practical Conclusions.....	4
3	Einleitung .....	5
3.1	Koronare Herzerkrankung.....	5
3.2	Computertomographie zum Koronarkalknachweis und Risikoabschätzung.....	6
3.2.1	Computertomographie des Herzens .....	6
3.2.2	EKG-gesteuerte Bildrekonstruktion.....	7
3.2.3	Nachweis von Koronarkalk und Risikoevaluation.....	7
3.3	Ziel der Arbeit.....	8
4	Methode .....	9
4.1	Patientenkollektiv und Untersuchungsprotokoll.....	9
4.2	Bildrekonstruktion.....	10
4.3	Auswertungen der Datensätze .....	12
4.4	Statistische Auswertung .....	12
4.4.1	Bewegungsartefakte .....	12
4.4.2	Einfluss der Herzphase .....	12
4.4.3	Relativ beste Herzphase .....	13
5	Ergebnisse .....	14
5.1	Bewegungsartefakte .....	14
5.2	Einfluss der Herzphase .....	14
5.3	Relativ beste Herzphase .....	16
5.4	Häufigkeit von Bewegungsartefakten in der besten Herzphase ....	17
5.5	Einfluss der Herzfrequenz.....	18

6	Diskussion.....	20
6.1	Ergebnisse dieser Arbeit.....	20
6.2	Vergleich mit anderen Studien .....	20
6.3	Limitationen.....	22
6.4	Klinische Bedeutung .....	23
7	Literatur.....	25
8	Abkürzungsverzeichnis .....	34
9	Danksagung.....	35

# 1 Zusammenfassung

## 1.1 Hintergrund und Ziele

Die Mehrzeilen-Detektor-Computertomographie (MDCT) mit retrospektivem EKG-Gating wird im Rahmen der Risikoevaluation für kardiale Ereignisse zum Nachweis koronarer Kalzifizierungen eingesetzt. Das Auftreten von Bewegungsartefakten kann die Quantifizierung von Koronarkalk beeinträchtigen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Zusammenhang zwischen der zur Rekonstruktion verwendeten kardialen Phase und dem Auftreten von Bewegungsartefakten in Koronararterien untersucht.

## 1.2 Methoden

Es wurden 50 konsekutive Patienten evaluiert, die mittels MDCT (16 x 1,5 mm Kollimation, 370 ms Rotation) zum Nachweis von Koronarkalk untersucht wurden. Die mittlere Herzfrequenz betrug  $60 \pm 10$  Schlägen/Minute. Für alle Patienten wurden 9 Datensätze (3.0 mm Schichtdicke, 1,5c mm Tischvorschub) zu unterschiedlichen, äquidistanten Zeitpunkten im Bereich von 10 – 90% des R-R-Intervalls rekonstruiert. Die Schnittbilder aller Datensätze wurden hinsichtlich des Auftretens von Bewegungsartefakten getrennt für Ramus interventricularis anterior (RIVA), Ramus circumflexus (RCX) und rechte Koronararterie (RCA) evaluiert. Für das jeweilige Gefäß wurde die Herzphase ermittelt, die im Durchschnitt aller Patienten die wenigsten Bewegungsartefakte aufwies.

### **1.3 Ergebnisse und Beobachtungen**

Im Durchschnitt aller Patienten traten Bewegungsartefakte in der Rekonstruktion bei 60% des Herzzyklus, was der mittleren Diastole entspricht, am seltensten auf. Insgesamt zeigten zu diesem Zeitpunkt 93,6% aller Schnittbilder, auf denen die Koronararterien abgebildet wurden, die geringsten Bewegungsartefakte. Der Zeitpunkt 60% des Herzzyklus zeigte für den RIVA bei 80% der Patienten die optimale Bildqualität, für den RCX bei 76% und für die rechte Koronararterie bei 82% aller Fälle.

### **1.4 Praktische Schlussfolgerung**

Zusammenfassend findet sich die optimale Herzphase zur Detektion von Koronarkalk mittels 16-Zeilen CT in dieser Studie bei 60% des Herzzyklus. Diese Information kann besonders bedeutend sein, wenn eine EKG-Modulation des Röhrenstroms zur Senkung der Strahlenexposition geplant ist.

## 2 Summery

### 2.1 Background and Objectives

Multi-detector Computed Tomography (MDCT) with retrospective ECG gating is used for the detection of coronary calcification in the context of risk stratification. Motion artefacts can occur and may influence the ability to visualize and quantify calcium. We investigated the relationship between the cardiac phase used for reconstruction and the prevalence of motion artefact in the coronary arteries.

### 2.2 Methods

50 consecutive patients scanned by 16-slice MDCT (16x1.5 mm collimation, 370 ms rotation) for the detection of coronary calcification were evaluated. The mean heart rate was  $60\pm 10$ /min. No beta-blockers were given for the MDCT scan. In all patients, 9 MDCT data sets (3.0 mm slice thickness, 1.5c mm increment) were reconstructed starting at 10% to 90% of the cardiac cycle. Each data set was evaluated concerning the presence of motion artefact in each cross-section for the left anterior descending coronary artery (LAD), left circumflex coronary artery (LCX), and right coronary artery (RCA). The number of cross-sections in which an artery was discernible without motion artefact divided by the total number of cross-sections in which the vessel was present constituted the percentage of vessel visualized free of motion artefacts.

### **2.3 Results and Observations**

Most frequently, data sets reconstructed at 60% of the cardiac cycle yielded least motion artefact for all coronary arteries. For all patients, 93.6% of all vessel cross-sections were free of motion artefact at 60% of the cardiac cycle. The LAD was visualized completely free of motion in 80% of patients, the LCX in 76%, and the RCA in 82%.

### **2.4 Practical Conclusions**

In summary, optimal visualization of all coronary arteries in 16-slice MDCT for coronary calcium detection is most frequently achieved at 60% of the cardiac cycle. This information is important when ECG-correlated tube current modulation is planned to reduce radiation exposure.

## **3 Einleitung**

### **3.1 Koronare Herzerkrankung**

Mehr als 7 Millionen Menschen sterben jährlich an Herz-Kreislaufkrankungen und dabei insbesondere an den Folgen der koronaren Herzkrankheit [50]. Sie ist die Manifestation der Arteriosklerose an den Herzkranzarterien. Bei 25% bis 45% der Patienten können vor dem Myokardinfarkt keine Prodromi eruiert werden [47,37]. Um ein erhöhtes Infarktisiko schon im asymptomatischen Stadium frühzeitig erkennen zu können, werden routinemäßig Risikofaktoren für die koronare Herzerkrankung erhoben und behandelt [46]. Dies sind vor allem Hyperlipidämie, Diabetes mellitus, arterielle Hypertonie, Rauchen, Adipositas, das frühzeitige Auftreten einer Koronaren Herzerkrankung bei Verwandten 1. Grades sowie psychosoziale Faktoren [23,22,31]. Eine Primärprävention des Myokardinfarktes ist wesentlich für die Abnahme der Letalität durch koronare Ereignisse, wie die internationale WHO-MONICA-Studie gezeigt hat. Auch gegenwärtig besteht noch eine 28-Tage-Letalität von etwa 50%, weil viele der Patienten innerhalb kurzer Zeit und noch vor Erreichen eines Krankenhauses sterben und somit eine effektive Akuttherapie gar nicht möglich ist [14,48]. Zur exakten Abschätzung des individuellen koronaren Ereignisrisikos, wie instabile Angina pectoris, Myokardinfarkt oder plötzlicher Herztod genügt die Erhebung von Risikofaktoren aber nicht aus [24,27]. Daher werden zunehmend auch bildgebende Verfahren eingesetzt, um die Risikostratifizierung zu verbessern. Ein solches Verfahren ist die Computertomographie zum Nachweis von Kalkablagerungen in den Gefäßwänden, insbesondere in den Koronararterien.

## **3.2 Computertomographie zum Koronarkalknachweis und Risikoabschätzung**

### **3.2.1 Computertomographie des Herzens**

Bei der Computertomographie (CT) dreht sich eine Röntgenröhre um den Patienten und emittiert dabei Röntgenstrahlen. Durch parallele Kollimation bildet der Röntgenstrahl einen dünnen Fächer und definiert auf diese Weise die Schichtdicke [40]. Die Röntgenstrahlung wird beim Durchtritt durch den menschlichen Körper in unterschiedlicher Ausprägung abgeschwächt. Diese Abschwächung wird von Detektoren registriert. Über Berechnungen ergeben sich spezielle CT-Werte, die in der Einheit „Hounsfield Unit“ angegeben werden. Sie sind die Grundlage für die Bilderzeugung und die spätere Interpretation durch den Untersucher. Die Hounsfield Unit (HU) ist definiert, dass der Wert für Wasser 0 HU und für Luft -1000 HU beträgt [40]. Die Einheit wurde nach Sir Godfrey Newbold Hounsfield benannt, der zusammen mit Allan M. Cormack 1979 den Nobelpreis für die Entwicklung der Computertomographie erhielt [15].

Die Spiral-CT wurde 1989 entwickelt [40]. Es handelt sich dabei um Scanner mit kontinuierlich rotierender Röntgenröhre. Anders als bei der Standard-CT wird der Patient hier nicht schichtweise abgetastet. Die Röntgenröhre und der gegenüberliegende Detektor rotieren um den Patienten, während gleichzeitig der Untersuchungstisch kontinuierlich vorgeschoben wird. Daraus ergibt sich eine spiralförmige Scanbewegung. Dadurch ermöglicht die Spiral-CT das Erfassen eines lückenlosen Volumendatensatzes der untersuchten Körperregion, wodurch die Gesamtscanzeit verkürzt wird. Weil die Untersuchungsregion bei der Spiral-CT kontinuierlich erfasst wird, lassen sich Bewegungsartefakte und Abtastlücken reduzieren. Die kurze Scanzeit bietet den Vorteil, dass sich die meisten Untersuchungen innerhalb einer Atemanhaltepause durchführen lassen. Dies trägt zu einer Verminderung der Artefakte bei. Außerdem führt die reduzierte Scanzeit dazu, dass das intravasal applizierte Kontrastmittelvolu-

men reduziert werden kann. Erst durch die Einführung der Spiral-CT wurde die CT-Angiographie (CTA) möglich [40]. Das räumliche und zeitliche Auflösungsvermögen wurde durch die Einführung von Geräten mit mehreren Detektorzeilen (Multi-Detektorzeilen-CT, MDCT) entscheidend erweitert. Die Erhöhung der Detektorzeilenzahl ermöglicht gegenüber dem Ein-Detektorzeilen-CT das Durchmessen eines noch größeren Körpervolumens pro Zeiteinheit. In der konkreten klinischen Anwendung ermöglichte diese Entwicklung beispielsweise, dass erstmals das zur Darstellung des menschlichen Herzens einzulesende Körpervolumen in weniger als 250 ms akquiriert werden konnte. Dadurch war das Herz, insofern es im Stadium der Enddiastole bei einer Herzfrequenz von 65/min oder weniger untersucht wurde, erstmals ohne wesentliche Bewegungsartefakte darstellbar [21].

### **3.2.2 EKG-gesteuerte Bildrekonstruktion**

Zur optimalen Darstellung des sich konstant und schnell bewegenden menschlichen Herzens ist es notwendig, für die Bildrekonstruktion aus dem Datensatz der kontinuierlichen Messung nur exakt jene Daten zu verwenden, welche jeweils zur selben Phase im kardialen Zyklus erhoben wurden. Nur so kann eine lücken- und stufenlose Rekonstruktion des gesamten Organs während der gewünschten Herzphase erreicht werden. Die genaue Zuordnung der Messdaten zu den verschiedenen Herzphasen ist bei modernen CT-Geräten durch eine gekoppelte simultane EKG-Aufzeichnung möglich. Die Rekonstruktion erfolgt EKG-gesteuert und ermöglicht eine vollständige Darstellung des Herzens zu jeder beliebigen Herzphase [1, 32].

### **3.2.3 Nachweis von Koronarkalk und Risikoevaluation**

Das beschriebene Verfahren der Mehrzeilen-Detektor-Computertomographie mit retrospektivem EKG-Gating ermöglicht es, Koronararterien darzustellen. Eines der möglichen Einsatzgebiete ist der Nachweis von Kalzifizierungen der Gefäßwände mit hoher Sensitivität und Spezifität [6, 5].

Zur genauen Quantifizierung der Verkalkungen werden der sogenannte „Agatston Score“ oder volumetrische Scoreverfahren verwendet [5, 11, 13, 17, 42, 44]. Der jeweiligen Score ermittelt sich dabei aus der Summe aller Bild-

punkte (Pixel) bzw. Volumeneinheiten (Voxel) im topographisch relevanten Areal, die einen CT-Schwächungswert von 130 HU oder höher aufweisen.

Der klinische Wert des Koronarkalknachweises liegt darin, dass er eine exaktere Risikostratifikation als die Verwendung konventioneller Risikofaktoren gestattet. Je höher der Koronarkalzium-Score desto größer das Ausmaß der Koronararteriosklerose [42]. Das Vorliegen und das Ausmaß koronarer Kalzifizierungen korreliert deshalb, unabhängig vom Vorliegen traditioneller Risikofaktoren, mit dem Risiko zukünftiger Koronarereignisse. [8, 38, 41, 10, 20, 47, 39, 25].

### **3.3 Ziel der Arbeit**

Bewegungsartefakte bei der Multidetektor-Computertomographie von Koronararterien können den Nachweis und die Quantifizierung von Koronarkalk deutlich beeinträchtigen [28]. In den verschiedenen Phasen des Herzzyklus ist die Bewegungsgeschwindigkeit der Koronarien stark unterschiedlich [2, 49] und daher treten Bewegungsartefakte in unterschiedlicher Häufigkeit auf. In aller Regel werden daher bei der Computertomographie des Herzens Bilder in der Diastole akquiriert, aber nicht bei allen Patienten können hierdurch Artefakte vermieden werden [29]. Ziel dieser Arbeit ist es, die Häufigkeit von Bewegungsartefakten bei der Multidetektor-Computertomographie von Koronararterien in den unterschiedlichen Phasen der Herzaktion zu quantifizieren und zu vergleichen und dadurch die artefaktärmste Phase der Herzaktion zu ermitteln. Dies ist von erheblicher praktischer Bedeutung: Um die Strahlenexposition bei der Computertomographie des Herzens zu minimieren, werden Untersuchungsprotokolle eingesetzt, bei denen die Röntgenröhre nur während derjenigen Phase des Herzzyklus Strahlen emittiert, die dann auch zur Bildrekonstruktion verwendet wird. Wenn bekannt ist, zu welcher Herzphase die optimale Bildqualität erhalten wird, können die restlichen Herzphasen ausgeblendet und die Strahlenexposition für den Patienten minimiert werden [52, 26, 4].

## 4 Methode

### 4.1 Patientenkollektiv und Untersuchungsprotokoll

Es wurden Daten von insgesamt 50 konsekutiven Patienten ausgewertet, die sich in der Medizinischen Klinik 2 des Universitätsklinikum Erlangen einer Computertomographie zum Nachweis koronarer Verkalkungen unterzogen hatten. Die Bilddaten wurden mit einem Single Source Mehrzeilen-Computertomographen (Somatom Sensation Cardiac, Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland) nach einem Standardprotokoll zur Koronarkalkdetektion erhoben. Es wurden folgende Parameter zur Datenaufnahme verwendet:

Rotationszeit:	375 ms
Kollimation:	16 x 1,5 mm
Röhrenstrom:	190 mAs
Röhrenspannung:	120 kV
Pitch:	0,3
Scanbereich:	120 mm

Die Untersuchung erfolgte in Rückenlage, in tiefer Inspiration und ohne Kontrastmittelgabe. Während der gesamten Bildgebung wurde das EKG parallel zu den Röntgendaten kontinuierlich aufgezeichnet. Die durchschnittliche Herzrate der untersuchten Patienten lag bei 60+/-10 Schlägen/Minute. Um die Herzfrequenz nicht zu beeinflussen, wurden keine Betablocker für die Untersuchung gegeben.

## 4.2 Bildrekonstruktion

Nach der Bildakquisition wurden die Rohdaten zur Rekonstruktion auf eine Workstation transferiert. Für jeden Patienten wurden mittels eines retrospektiv EKG-getriggerten Half-Scan Algorithmus neun Datensätze zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Herzzyklus rekonstruiert. Hierbei variierte die Position des Rekonstruktionsfensters (jeweils mit einer Dauer von 188 ms) von 10 bis 90% des Herzzyklus (siehe Abb. 1 und 2).

Für die Bildrekonstruktion (80 Bilder pro Datensatz) wurden folgende Parameter gewählt:

Schichtorientierung: axial

Schichtdicke 3,0 mm

Schichtabstand 1,5 mm

Field of View 180 mm

Rekonstruktionskernel B35f

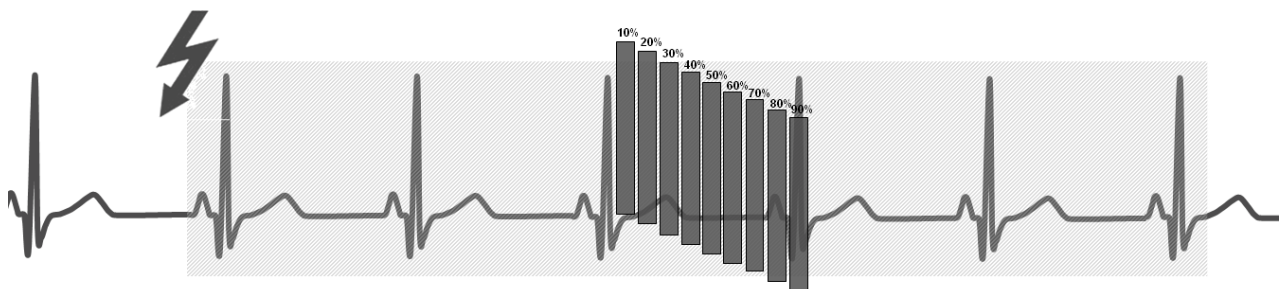


Abb. 1: Rekonstruktion von neun Datensätzen zu unterschiedlichen Zeitpunkten des Herzzyklus in Intervallen von je 10%. Jedes Fenster ist 188 ms lang.

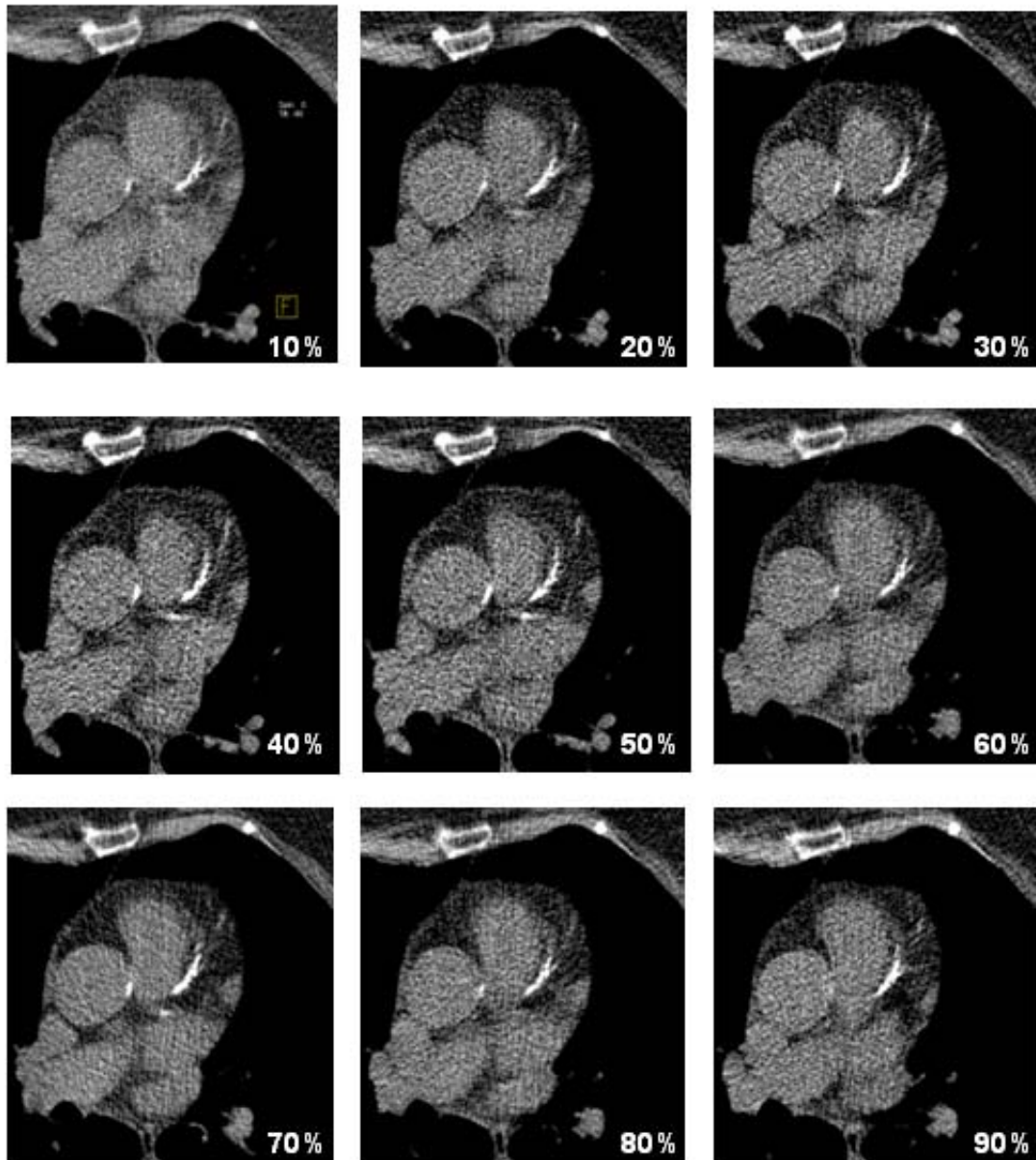


Abb. 2: Beispiel der rekonstruierten CT-Bilder eines Patienten mit einer Herzfrequenz von 69/min. Darstellung der Schnittebene auf Höhe des proximalen Ramus interventricularis anterior zu 9 Zeitpunkten zwischen 10% und 90% des Herzzyklus.

### **4.3 Auswertungen der Datensätze**

Als Maß für die Qualität der Koronargefäßdarstellung wurde das Ausmaß von Bewegungsartefakten in den ermittelten Datensätzen festgesetzt.

Zur Auswertung wurden die Datensätze auf eine off-line Workstation zur Bildverarbeitung (Siemens Leonardo) übertragen. Anhand multiplanarer Rekonstruktionen in axialer Orientierung wurden alle Datensätze auf das Vorkommen von Bewegungsartefakten beurteilt. Dabei wurde für jedes Schnittbild zunächst festgestellt, ob der Ramus interventricularis anterior, die Circumflexarterie und die rechte Herzkranzarterie im entsprechenden Bild abgebildet war. Für jedes abgebildete Koronargefäß wurde sodann ermittelt, ob das dargestellte Gefäßsegment frei von Bewegungsartefakten war oder aber unscharfe Gefäßkanten oder Unterbrechungen der Gefäßkontinuität aufgrund von Bewegungsartefakten vorlagen. Alle Datensätze wurden vom immer gleichen Untersucher beurteilt.

### **4.4 Statistische Auswertung**

#### ***4.4.1 Bewegungsartefakte***

Für jedes Koronargefäß wurde der Prozentsatz an Schnittbildern ohne Bewegungsartefakt ermittelt. Hierfür wurde die Zahl der Schnittbilder, in welchen das jeweilige Gefäß ohne Bewegungsartefakt sichtbar war, durch die Gesamtzahl der Schnittbilder, auf welchen es darstellbar war, dividiert.

#### ***4.4.2 Einfluss der Herzphase***

Der Prozentsatz der artefaktfreien Schichten wurde für jedes Koronargefäß getrennt für die Rekonstruktionen zu den verschiedenen Herzphasen (10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80% und 90% des RR-Intervalls) bestimmt,

um zu ermitteln, welche Herzphase im Durchschnitt die artefaktärmste Darstellung des jeweiligen Gefäßes ermöglicht.

#### **4.4.3 Relativ beste Herzphase**

Wir untersuchten darüber hinaus, wie häufig die unterschiedlichen Herzphasen für jeden Patienten die wenigsten Artefakte aufwiesen. Dazu zogen wir für jeden Patienten die jeweils artefaktärmste Darstellung der jeweiligen Koronararterie heran. In vielen Fällen lieferten bei ein und demselben Patienten mehrere Herzphasen diese ‚relativ beste‘ Darstellung. Daher ermittelten wir für jede Herzphase die Anzahl der Fälle, in denen sie zu den jeweils ‚relativ besten‘ Darstellungen zählte. Diese Zahl dividiert durch die Gesamtzahl der Fälle ergab die Häufigkeit der ‚relativ besten‘ Darstellung in Prozent.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Bewegungsartefakte

Insgesamt wurden 36000 Bilder ausgewertet (50 Patienten, 9 Herzphasen pro Patient, 80 Bilder pro Herzphase). Dabei war der Ramus interventricularis anterior auf 2362 Schnittbildern, der Ramus circumflexus auf 8442 Schnittbildern und die rechte Koronararterie auf 10944 Schnittbildern identifizierbar (siehe Abb. 2). Im Durchschnitt aller Patienten und aller Herzphasen stellten sich die drei Koronararterien zu folgenden Prozentsätzen artefaktfrei dar:

<b>Artefaktfrei:</b>		<b>Artefakt:</b>	
RIVA (frei):	87,9%	RIVA (Artefakt):	12,1%
RCX (frei):	83,9%	RCX (Artefakt):	16,1%
RCA (frei):	80,8%	RCA (Artefakt):	19,2%

### 5.2 Einfluss der Herzphase

Das Auftreten von Bewegungsartefakten zeigte eine signifikante Abhängigkeit von der Herzphase, in der der jeweilige Datensatz rekonstruiert wurde (siehe Tabelle 1, Abbildung 3).

Für jedes der untersuchten Gefäße ergab eine Rekonstruktion bei 60% des RR-Intervalls durchschnittlich den höchsten Anteil artefaktfreier Schichten (RIVA:  $95,6 \pm 9,7\%$ ; RXC:  $91,9 \pm 15,2\%$ ; RCA:  $93,3 (15,6\%)$ ). Im Durchschnitt aller Patienten und aller Koronararterien waren bei 60% des Herzzyklus 93,6% aller Koronararterien artefaktfrei abgebildet.

Herzphase	RIVA	RCX	RCA	Alle Gefäße
10%	79,47%	75,30%	71,38%	75,38%
20%	81,86%	82,04%	78,31%	80,74%
30%	82,25%	81,46%	82,05%	81,92%
40%	86,46%	82,42%	82,19%	83,69%
50%	91,30%	87,66%	86,62%	88,53%
<b>60%</b>	<b>95,74%</b>	<b>91,88%</b>	<b>93,29%</b>	<b>93,64%</b>
70%	95,27%	90,08%	87,97%	91,11%
80%	92,57%	84,12%	76,18%	84,29%
90%	86,06%	79,16%	73,10%	79,44%

Tabelle 1: Prozentualer Anteil artefaktfreier Schichten nach Herzphase. Alle drei Koronarien wiesen bei 60 % die wenigsten Artefakte auf.

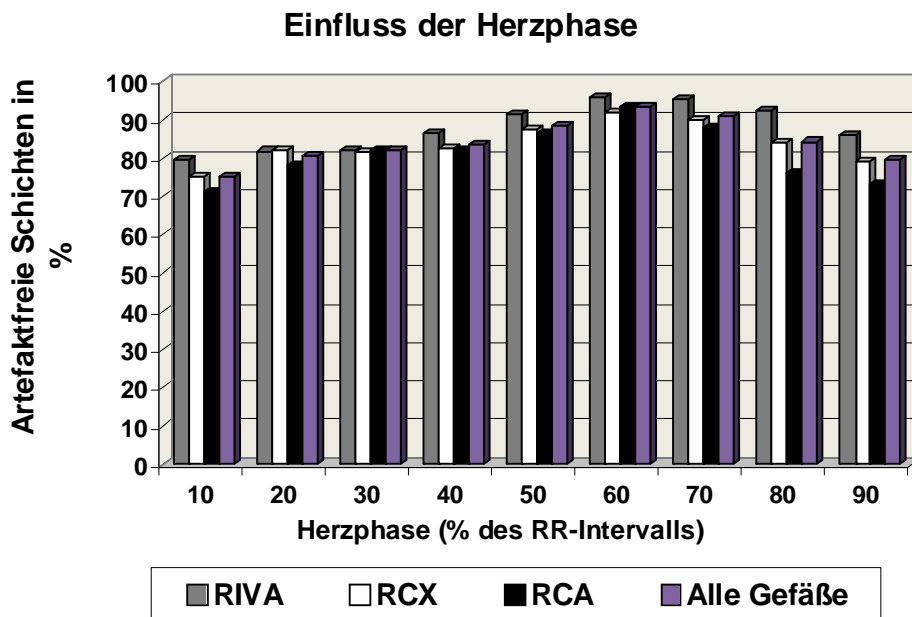


Abb. 3:

Vergleich der Koronararterien bezüglich des Prozentsatzes der artefaktfreien Schichten zu den unterschiedlichen Herzphasen. Bei 60% ergeben sich für alle Koronararterien Werte über 90%.

### 5.3 Relativ beste Herzphase

Für jedes der drei Gefäße zeigte die Rekonstruktion bei 60% des RR-Intervalls am häufigsten die relativ beste Darstellung für den jeweiligen Patienten (siehe Tabelle 2 und Abbildung 3): Dies war für den RIVA bei 80% der Patienten der Fall, für den RCX bei 76% und für die rechte Koronararterie bei 82% aller Patienten. Am zweithäufigsten zeigte, wiederum für alle Koronararterien, die Rekonstruktion bei 70% das relativ beste Ergebnis (RIVA 64%, RCX 60% und RCA 54%).

Herzphase	RIVA	RCX	RCA
10%	4%	16%	6%
20%	8%	28%	12%
30%	16%	28%	18%
40%	20%	34%	14%
50%	44%	46%	40%
<b>60%</b>	<b>80%</b>	<b>76%</b>	<b>82%</b>
70%	64%	60%	54%
80%	40%	32%	18%
90%	14%	16%	6%

Tabelle 2: Prozentualer Anteil der jeweiligen Herzphase als „relativ beste Herzphase“. Bei 60% ergeben sich für alle drei Koronararterien die höchsten Werte.

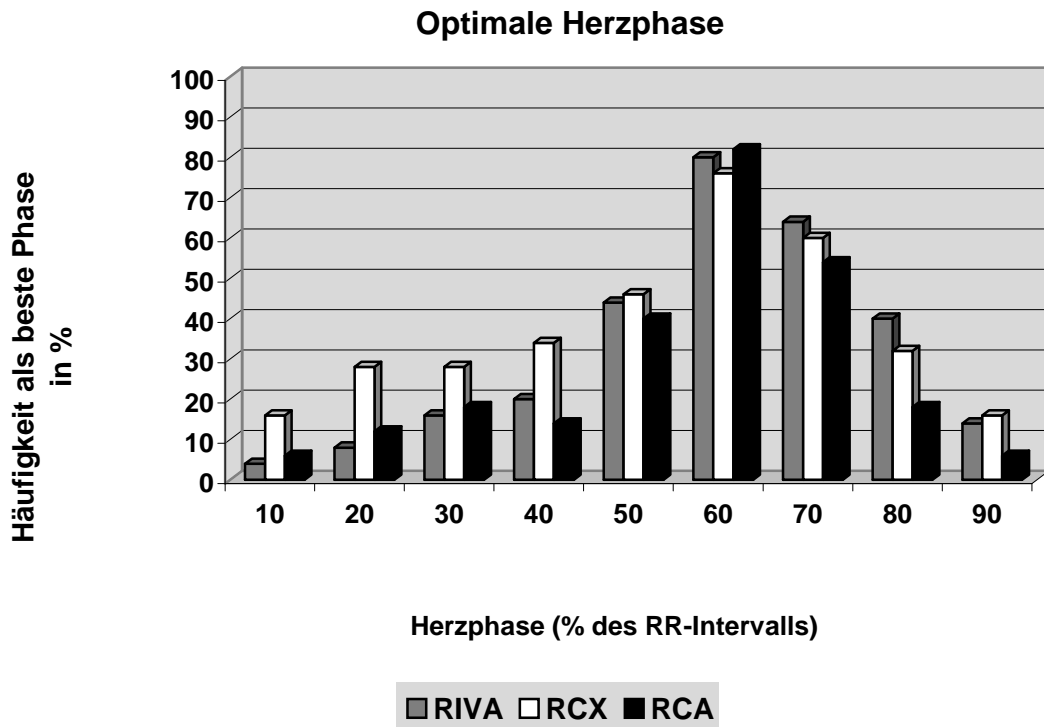


Abb. 4: Balkendiagramm der „relativ besten Herzphase“. Die Rekonstruktion bei 60% des Herzzyklus ist für alle 3 Koronarien in über 70% der Fälle die beste Darstellung.

In der Summe zeigen sich bei dieser Darstellung Prozentzahlen > 100. Dies, weil sich in einigen Untersuchungen gleich mehrere Herzphasen als am artefaktärmsten darstellten. Alle diese Phasen wurden als „relativ beste Herzphase“ bei der Auswertung berücksichtigt (z.B. wenn bei einer Untersuchung für das beurteilte Koronargefäß bei 60% nur 1 Artefakt und auch bei 70% und 80% jeweils nur 1 Artefakt aufgetreten ist. Bei allen anderen Herzphasen wurde aber >1 Artefakt festgestellt. In diesem Fall gingen 3 Herzphasen, 60%, 70% und 80% als „relativ beste Herzphase“ in die Auswertung). Somit war es möglich, dass für jedes Gefäß pro Patient mehrere „beste Herzphasen“ ermittelt wurden.

#### 5.4 Häufigkeit von Bewegungsartefakten in der besten Herzphase

Im Durchschnitt aller Herzphasen war der Anteil der Schnittbilder, die die Koronararterien artefaktfrei zeigten, 84,4%. Die durchschnittliche Menge an artefaktfreien Schichten in der jeweils besten Herzphase war im Mittel 93,6% (siehe Tabelle 3, siehe Abbildung 5).

	RIVA	RCX	RCA	Alle Gefäße
Alle Phasen	87,89	83,88	81,44	84,41
Beste Phase (60%)	95,74	91,88	93,29	93,64

Tabelle 3: Artefaktfreie Darstellung in allen Phasen im Vergleich zur „besten Phase“ bei 60% des Herzzyklus. In der Rekonstruktion bei 60% des Herzzyklus stellten sich alle Koronarien in über 90% der Fälle artefaktfrei dar.

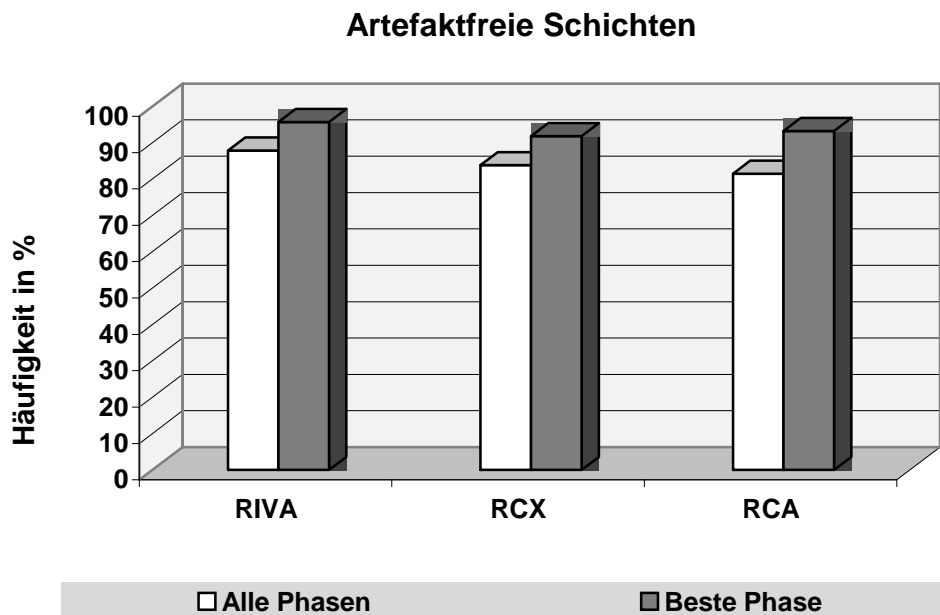


Abb. 5: Balkendiagramm zum Vergleich des prozentualen Anteils artefaktfreier Darstellungen des jeweiligen Koronargefäßes bei der Rekonstruktion zu 60% des Herzzyklus im Vergleich zu allen Rekonstruktionen.

## 5.5 Einfluss der Herzfrequenz

Von den 50 untersuchten Patienten wiesen 21 Patienten eine Herzfrequenz unter 60 Schlägen pro Minute und 29 Patienten eine Frequenz von 60 und mehr Schlägen pro Minute auf. In beiden Gruppen war bei 60% des Herzzyk-

lus der Anteil der Schnittbilder am größten, auf denen die Koronararterien artefaktfrei dargestellt waren. Dies war bei einer Herzfrequenz < 60/min in 94,5% aller Schnittbilder, bei Patienten mit einer Herzfrequenz von 60 Schlägen und mehr pro Minute in 90,9% aller Schnittbilder der Fall ( $p= 0.19$ ). In allen Herzphasen für alle Gefäße zeigten sich bei Frequenzen < 60/min 84,95% und bei Herzfrequenzen von  $\geq 60$ /min 79,03% der Schnitte artefaktfrei (siehe Tabelle 4 und Abbildung 6).

Phase in %	RIVA		RCX		RCA		Alle Gefäße	
	<60/min	$\geq 60$ /min	<60/min	$\geq 60$ /min	<60/min	$\geq 60$ /min	<60/min	$\geq 60$ /min
10	80,86	81,60	75,27	76,96	76,59	78,45	74,74	69,71
20	83,41	85,09	83,88	82,81	82,31	84,54	81,15	77,31
30	83,43	87,25	81,36	82,89	86,89	86,53	83,89	86,88
40	87,19	88,83	81,97	84,66	86,63	89,16	84,82	81,90
50	91,60	91,26	89,88	91,75	86,27	86,27	93,76	81,27
<b>60</b>	<b>95,27</b>	<b>96,08</b>	<b>92,80</b>	<b>94,18</b>	<b>92,87</b>	<b>91,62</b>	<b>94,46</b>	<b>90,92</b>
70	94,66	95,08	90,72	92,42	89,73	90,09	91,89	84,02
80	91,98	93,64	86,29	87,29	83,01	85,64	83,61	69,73
90	85,38	89,69	81,71	81,12	79,82	80,23	76,27	69,54
Ø	88,20	89,84	84,87	86,01	84,90	85,84	84,95	79,03

Tabelle 4: Ergebnisse der artefaktfreien Schichten bezogen auf die Herzfrequenz zu den unterschiedlichen Herzphasen. Sowohl für Frequenzen <60/min als auch  $\geq 60$ /min zeigten sich bei 60% des Herzzyklus die meisten Schnitte artefaktfrei.

## **6 Diskussion**

### **6.1 Ergebnisse dieser Arbeit**

Im Rahmen dieser Studie wurden 50 Patienten mit Herzfrequenzen von 43 bis 85 Schlägen pro Minute mittels CT zum Nachweis von Koronarkalk untersucht. Ziel der Arbeit war es, den Zusammenhang zwischen dem Zeitpunkt der Bildrekonstruktion innerhalb des Herzzyklus und dem Auftreten von Bewegungsartefakten zu analysieren. Wie erwartet zeigte sich ein sehr systematischer Zusammenhang zwischen dem Auftreten von Bewegungsartefakten und dem Zeitpunkt der Bildrekonstruktion. Im Durchschnitt aller Patienten waren Bewegungsartefakte bei einer Rekonstruktion zu einem Zeitpunkt von 60% des Herzzyklus – was der Mitt-Diastole entspricht – am seltensten. Insgesamt zeigten zu diesem Zeitpunkt 93,6% aller Schnittbilder, auf denen die Koronararterien abgebildet wurden, die geringsten Bewegungsartefakte. Dies war für den Ramus interventricularis anterior bei 80% der Patienten der Fall, für den Ramus circumflexus bei 76% und für die rechte Koronarterie bei 82% aller Patienten.

Interessanterweise zeigte sich sowohl bei Patienten mit niedriger Herzfrequenz (unter 60 Schlägen pro Minute) als auch bei Patienten mit höheren Frequenzen, dass die Rekonstruktion zu 60% des Herzzyklus den größten Anteil artefaktfrei dargestellter Schichten erbrachte. Dies steht im Widerspruch zu einigen früheren Untersuchungen (siehe 4.2.).

### **6.2 Vergleich mit anderen Studien**

Es ist davon auszugehen, dass das Auftreten von Bewegungsartefakten mit der Geschwindigkeit der Bewegung der Koronararterien zum jeweiligen Zeitpunkt des Herzzyklus zusammenhängt. Es liegen einige Studien vor, die die

Abhängigkeit der Bewegungsgeschwindigkeit der Koronararterien von der Herzphase untersuchten [2, 35, 49, 34]. Übereinstimmend berichten diese von zwei Minima der Bewegungsgeschwindigkeit der Koronararterien während des Herzzyklus. Eines liegt in der mittleren bis späten Diastole, unmittelbar vor Beginn der Vorhofkontraktion, ein anderes in der späten Diastole, zur Zeit der isovolumetrischen Relaxation (siehe Abbildung 6).

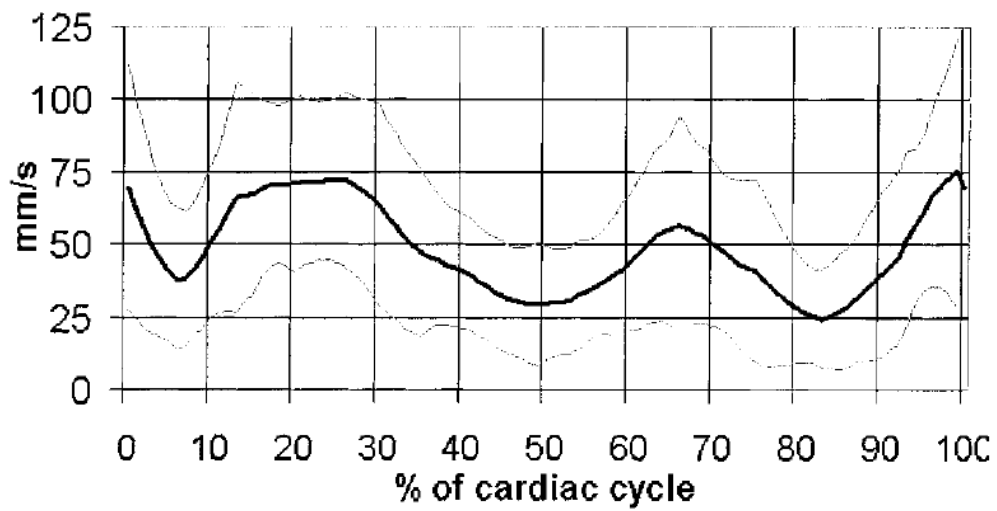


Abb. 6: Bewegungsgeschwindigkeit der Koronararterien bei 25 Patienten während des Herzzyklus (Grafik aus [4]). Es zeigen sich zwei Minima der Geschwindigkeit, eines bei etwa 40% des Herzzyklus und ein zweites bei etwa 80% des Herzzyklus.

In allen diesen Untersuchungen zeigte sich ebenfalls, dass bei zunehmender Herzfrequenz und somit abnehmender Dauer der Diastole das Minimum der Bewegungsgeschwindigkeit eher in der End-Systole als in der Diastole zu finden ist [42, 35, 49, 34]. Dies stimmt mit Erfahrungen aus der CT-Koronarangiographie überein. Hier wird von mehreren Autoren berichtet, dass bei Patienten mit hohen Herzfrequenzen Bewegungsartefakte bei systolischen Rekonstruktionen seltener auftreten als bei Rekonstruktionen in der Diastole [45, 9, 30]. Andere Autoren widersprechen dieser These und finden – ähnlich zu den hier erhaltenen Ergebnissen – konstant die beste Bildqualität in der Diastole [33, 36]. Der Unterschied der hier erhaltenen Ergebnisse zu den Studien, die bei hohen Herzfrequenzen bessere Bildqualität in der Systole beobachte-

ten, kann mehrere Gründe haben. Zum einen wurden diese Beobachtungen bei der CT-Koronarangiographie gemacht, die über eine höhere Ortsauflösung verfügt als der Koronarkalknachweis. Zudem wird bei der CT-Koronarangiographie Kontrastmittel appliziert, so dass kleine Bewegungsartefakte unter Umständen besser erkennbar sind als beim Koronarkalknachweis ohne Kontrastmittel, bei dem sich die Konturen der Koronararterien schlechter abgrenzen lassen. Weiterhin war das Frequenzspektrum bei den im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Patienten eingeschränkt, die Mehrzahl der Patienten wies Frequenzen unter 70 Schläge/Minute auf. In einer vergleichbaren Studie zum Koronarkalknachweis zeigten Rutten et al, dass erst ab einer Frequenz von 70 Schlägen pro Minute die Rekonstruktion in der Systole eventuell vorteilhaft sei [43]. Weiterhin verfügt der verwendete 16-Zeilen Computertomograph über eine relativ begrenzte Zeitauflösung (188 ms/Bild). Unterschiedliche Bewegungsgeschwindigkeiten der Koronararterien während des Herzzyklus manifestieren sich bezüglich ihres Einflusses auf Bewegungsartefakte aber umso deutlicher, je kürzer das Zeitfenster ist, das zur Bildrekonstruktion verwendet wird [2].

### **6.3 Limitationen**

Bei dieser Studie wurde eine relativ kleine Gruppe mit einem limitierten Spektrum an Herzfrequenzen untersucht. Nur 5 Patienten hatten während der Untersuchung eine Herzfrequenz von 70 Schlägen oder mehr pro Minute. Mittlere Frequenz lag bei 60/min. Daher sind in dieser Arbeit Effekte höherer Herzfrequenzen nicht zuverlässig beurteilbar.

Eine weitere Limitation ist, dass nur ein Auswerter die Schnittbilder beurteilt hat. Somit lassen sich bei dieser Arbeit keine Aussagen zur Interobserver-Variabilität machen.

Eine Einschränkung für die Beurteilung der klinischen Bedeutung dieser Ergebnisse ist, dass lediglich die Bewegungsartefakte visuell untersucht wurden, nicht aber z.B. der Einfluss der Herzphase auf den ermittelten Kalkscore. Denn

unter Umständen haben gering ausgeprägte Bewegungsartefakte keinen signifikanten Einfluss auf den Kalkscore.

Weil ohne Kontrastmittelgabe nur der Kalknachweis vorgenommen wurde, sind nicht-verkalkte Abschnitte der Koronararterien nicht gut beurteilbar. Somit könnten Bewegungsartefakte in den nicht-kalzifizierten Anteilen der Koronararterien entgehen, insbesondere wenn diese nicht in epikardiales Fettgewebe eingebettet sind. Dies schränkt Aussagen zur vollkommen artefaktfreien Darstellung der Koronararterien etwas ein.

Schließlich weist das 16-Zeilen CT im Vergleich zu neueren Geräten wie z.B. dem 320 Zeilen CT [18, 16] oder dem Dual Source CT [7, 3] eine etwas eingeschränkte Zeitauflösung auf. Somit sind die Ergebnisse nur bedingt übertragbar: Am prinzipiellen Ergebnis, dass bei der überwiegenden Anzahl der Patienten zu einem Zeitpunkt, der in etwa 60% des Herzzyklus entspricht, die meisten artefaktfreien Bilder für den Koronarkalknachweis gefunden werden, wird sich jedoch auch bei moderneren CT-Generationen nichts ändern.

#### **6.4 Klinische Bedeutung**

Die klinische Bedeutung der erhaltenen Ergebnisse ist erheblich. Die Reduktion der Strahlenexposition ist ein zunehmend wichtiges Kriterium bei der Computertomographie des Herzens [19, 12]. Daher werden immer häufiger Untersuchungsprotokolle eingesetzt, bei denen die Röntgenröhre nur während derjenigen Phase des Herzzyklus Strahlen emittiert, die dann auch zur Bildrekonstruktion verwendet werden. Da es aufgrund der hier erhaltenen Ergebnisse – und der Resultate anderer Autoren – möglich ist, die Bildrekonstruktion auf die Mitt-Diastole zu beschränken, kann eine erhebliche Reduktion der Strahlenexposition für den Patienten erreicht werden. In den neuesten Empfehlungen zur Durchführung des Koronarkalknachweises werden deshalb Untersuchungsprotokolle, die eine Röntgenstrahlenexposition nur während kurzer Zeitphasen des Herzzyklus beinhalten, explizit empfohlen [52, 26, 4]. Hierdurch lassen

sich die mit dem Koronarkalknachweis verbundenen effektiven Strahlendosen in aller Regel auf Werte unter 1,0 mSv limitieren.

## 7 Literatur

1. Achenbach S, Daniel W G  
Braunwald's Heart Disease: Computed Tomography of the Heart, 7th Edition
2. Achenbach S, Ropers D, Holle J, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W.  
In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology*. 2000 Aug; 216(2):457-63.
3. Achenbach S, Ropers U, Kuettner A, Anders K, Pflederer T, Komatsu S, Bautz W, Daniel WG, Ropers D.  
Randomized comparison of 64-slice single- and dual-source computed tomography coronary angiography for the detection of coronary artery disease. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2008 Mar;1(2):177-86.
4. Achenbach S, Marwan M, Ropers D, Schepis T, Pflederer T, Anders K, Kuettner A, Daniel WG, Uder M, Lell MM.  
Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1 mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition. *Eur Heart J*. 2010 Feb;31(3):340-6.
5. Agatston A. S., Janowitz W. R., Hildner F. J., Zusmer N. R., Viamonte M., Detrano R.  
Quantification of coronary calcium using ultrafast computed tomography  
*J Am Coll Cardiol* 1990; 15:827-832
6. Agatston A. S., Janowitz W. R.  
Coronary calcification: detection by ultrafast computed tomography  
*Ultrafast Computed Tomography in Cardiac Imaging: Principles and Practice*, Mount Kisco, NY, Futura Publishing Co., 1992; 77-95.

- 7.** Alkadhi H, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumueller S, Goetti R, Plass A, Scheffel H, Feuchtner G, Falk V, Marincek B, Leschka S.  
Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart*. 2010 Jun;96(12):933-8.
- 8.** Arad Y, Spadaro L. A., Goodman K., Lledo-Perez A., Sherman S., Lerner G., Guerci A. D.  
Predictive value of electron beam computed tomography of the coronary arteries. *Circulation* 1996; 93:1951-1953
- 9.** Araoz PA, Kirsch J, Primak AN, Braun NN, Saba O, Williamson EE, Harm-  
sen WS, Mandrekar JN, McCollough CH.  
Optimal image reconstruction phase at low and high heart rates in dual-  
source CT coronary angiography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2009  
Dec;25(8):837-45.
- 10.** Bamberg F, Sommer WH, Hoffmann V, Achenbach S, Nikolaou K, Conen  
D, Reiser MF, Hoffmann U, Becker CR.  
Meta-analysis and systematic review of the long-term predictive value of  
assessment of coronary atherosclerosis by contrast-enhanced coronary  
computed tomography angiography. *J Am Coll Cardiol*. 2011 Jun  
14;57(24):2426-36.
- 11.** Becker C. R., Knez A., Jakobs T. F., Aydemir S., Becker A., Schoepf U. J.,  
Bruening R., Haberl R., Reiser M. F.  
Detection and quantification of coronary artery calcification with electron-  
beam and conventional CT. *Eur Radiol* 1999; 9:620-624.
- 12.** Brenner DJ, Hall EJ.  
Computed tomography--an increasing source of radiation exposure.  
*N Engl J Med*. 2007 Nov 29;357(22):2277-84.
- 13.** Callister T. Q., Cooil B., Raya S. P., Lippolis N. J., Russo D. J.,

Raggi P.

Coronary artery disease: improved reproducibility of calcium scoring with an electron-beam CT volumetric method. *Radiology* 1998; 208:807-814

14. Chambless L, Keil U, Dobson A, Mähönen M, Kuulasmaa K, Rajakangas AM, Löwel H, Tunstall-Pedoe H for the WHO MONICA Project. Population versus clinical view of case fatality from acute coronary heart disease. Results from the WHO MONICA Project 1985–1990. *Circulation* 1997; 96: 3849–3859.
  
15. Cormack A. M.,  
Hounsfield G. N. "The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979".  
Nobelprize.org. 9 Aug 2011  
[http://nobelprize.org/nobel\\_prizes/medicine/laureates/1979](http://nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979)
  
16. De Graaf FR, Schuijf JD, van Velzen JE, Kroft LJ, de Roos A, Reiber JH, Boersma E, Schalij MJ, Spanó F, Jukema JW, van der Wall EE, Bax JJ. Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary angiography in the non-invasive evaluation of significant coronary artery disease. *Eur Heart J*. 2010 Aug;31(15):1908-15.
  
17. Devries S., Wolfkiel C., Shah V., Chomka E., Rich S.  
Reproducibility of the measurement of coronary calcium with ultrafast computed tomography. *Am J Cardiol* 1995; 75:973-975.
  
18. Dewey M, Zimmermann E, Deissenrieder F, Laule M, Dübel HP, Schlattmann P, Knebel F, Rutsch W, Hamm B.  
Noninvasive coronary angiography by 320-row computed tomography with lower radiation exposure and maintained diagnostic accuracy: comparison of results with cardiac catheterization in a head-to-head pilot investigation. *Circulation*. 2009 Sep 8;120(10):867-75.

**19. Einstein AJ.**

Radiation protection of patients undergoing cardiac computed tomographic angiography. *JAMA*. 2009 Feb 4;301(5):545-7.

**20. Erbel R, Möhlenkamp S, Moebus S, Schmermund A, Lehmann N, Stang A,**

Dragano N, Grönemeyer D, Seibel R, Kälsch H, Bröcker-Preuss M, Mann K, Siegrist J, Jöckel KH; Heinz Nixdorf Recall Study Investigative Group.

Coronary risk stratification, discrimination, and reclassification improvement based on quantification of subclinical coronary atherosclerosis: the Heinz Nixdorf Recall study. *J Am Coll Cardiol*. 2010 Oct 19;56(17):1397-406.

**21. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ**

Multi-Detector Row CT Systems and Image-Reconstruction Techniques  
*Radiology* 2005;235:756-773.

**22. Gibbons RJ, Chatterjee K, Daley J, Douglas JS, Fihn SD, Gardin JM,**

Grunwald MA, Levy D, Lytle BW, O'Rourke RA, Schafer WP, Williams SV, Ritchie JL, Cheitlin MD, Eagle KA, Gardner TJ, Garson A, Jr., Russell RO, Ryan TJ, Smith SC

ACC/AHA/ACP-ASIM guidelines for the management of patients with chronic stable angina: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Management of Patients With Chronic Stable Angina). *J Am Coll Cardiol* 1999 33:2092-197.

**23. Gibbons RJ, Abrams J, Chatterjee K, Daley J, Deedwania PC, Douglas JS,**

Ferguson TB, Jr., Fihn SD, Fraker TD, Jr., Gardin JM, O'Rourke RA, Pasternak RC, Williams SV, Gibbons RJ, Alpert JS, Antman EM, Hiratzka LF, Fuster V, Faxon DP, Gregoratos G, Jacobs AK, Smith SC

ACC/AHA 2002 guideline update for the management of patients with chronic stable angina--summary article: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines

(Committee on the Management of Patients With Chronic Stable Angina).  
Circulation 2003 107:149-58.

- 24.** Greenland Ph., Smith S. C., Grundy S. M.  
Improving coronary heart disease risk assessment in asymptomatic people:  
role of traditional risk factors and noninvasive cardiovascular tests  
Circulation 2001; 104:1863-1867.
- 25.** Hadamitzky M, Distler R, Meyer T, Hein F, Kastrati A, Martinoff S, Schömig  
A, Hausleiter J.  
Prognostic value of coronary computed tomographic angiography in com-  
parison with calcium scoring and clinical risk scores. Circ Cardiovasc Ima-  
ging. 2011 Jan;4(1):16-23.
- 26.** Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber TC,  
McCollough C, Martinoff S, Kastrati A, Schömig A, Achenbach S.  
Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography.  
JAMA. 2009 Feb 4;301(5):500-7.
- 27.** Hoeg J. M.  
Evaluating coronary heart disease risk: tiles in the mosaic. JAMA 1997;  
277:1387-1390.
- 28.** Horiguchi J, Fukuda H, Yamamoto H, Hirai N, Alam F, Kakizawa H, Hieda  
M, Tachikake T, Marukawa K, Ito K.  
The impact of motion artifacts on the reproducibility of repeated coronary  
artery calcium measurements. Eur Radiol. 2007 Jan;17(1):81-6.
- 29.** Horii Y, Yoshimura N, Hori Y, Takano T, Inagawa S, Akazawa K, Aoyama  
H.  
Relationship between Heart Rate and Optimal Reconstruction Phase in  
Dual-source CT Coronary Angiography.  
Acad Radiol. 2011 Jun;18(6):726-30. Epub 2011 Mar 9.

- 30.** Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Gaemperli O, Seifert B, Cattin P, Frauenfelder T, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H. Coronary artery motion and cardiac phases: dependency on heart rate -- implications for CT image reconstruction. *Radiology*. 2007 Nov;245(2):567-76.
- 31.** Kamel W. B., Neaton J. D., Wentworth D., Thomas H. E., Stamler J., Hulley S. B., Kjelsberg M. O.  
Overall and coronary heart disease mortality rates in relation to major risk factors in 325,348 men screened for the MRFIT. Multiple Risk Factor Intervention Trial. *Am Heart J* 1986; 112:825-836.
- 32.** Leo P. Lawler 1 Harpreet K. Pannu Elliot K. Fishman - MDCT Evaluation of the Coronary Arteries, 2004: How We Do It: Data Acquisition, Postprocessing, Display, and Interpretation - *AJR*:184, May 2005
- 33.** Leschka S, Husmann L, Desbiolles LM, Gaemperli O, Schepis T, Koepfli P, Boehm T, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H.  
Optimal image reconstruction intervals for non-invasive coronary angiography with 64-slice CT. *Eur Radiol*. 2006 Sep;16(9):1964-72.
- 34.** Lu B, Mao SS, Zhuang N, Bakhsheshi H, Yamamoto H, Takasu J, Liu SC, Budoff MJ.  
Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ECG triggering for coronary artery imaging. *Invest Radiol*. 2001 May;36(5):250-6.
- 35.** Mao S, Lu B, Oudiz RJ, Bakhsheshi H, Liu SC, Budoff MJ.  
Coronary artery motion in electron beam tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 2000 Mar-Apr;24(2):253-8.
- 36.** Matsuura N, Horiguchi J, Yamamoto H, Hirai N, Tonda T, Kohno N, Ito K.  
Optimal cardiac phase for coronary artery calcium scoring on single-source 64-MDCT scanner: least interscan variability and least motion artifacts. *AJR Am J Roentgenol*. 2008 Jun;190(6):1561-8.

- 37.** Myerburg RJ, Kessler KM, Castellanos A.  
Sudden cardiac death: epidemiology, transient risk, and intervention assessment. *Ann Intern Med.* 1993; 119: 1187–1197.
- 38.** O'Rourke R. A., Brundage B. H., Froelicher F., Greenland Ph., Grundy S. M., Hachamovitch R., Pohost G. M., Shaw L. J., Weintraub W. S., Winters W. L.  
American College of Cardiology / American Heart Association Expert Consensus Document on electron-beam computed tomography for the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. *Circulation* 2000; 102:126-140
- 39.** Ostrom MP, Gopal A, Ahmadi N, Nasir K, Yang E, Kakadiaris I, Flores F, Mao SS, Budoff MJ.  
Mortality incidence and the severity of coronary atherosclerosis assessed by computed tomography angiography. *J Am Coll Cardiol.* 2008 Oct 14;52(16):1335-43.
- 40.** Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol.* 2008 Dec;68(3):362-8.
- 41.** Rumberger J. A., Simons D. B., Fitzpatrick L. A., Sheedy P. F., Schwartz R. S.  
Coronary artery calcium area by electron-beam computed tomography and coronary atherosclerotic plaque area: a histopathologic correlative study *Circulation* 1995; 92:2157-2162
- 42.** Rumberger J. A., Sheedy P. F., Breen J. F., Fitzpatrick L. A., Schwartz R. S.  
Electron beam computed tomography and coronary artery disease: scanning for coronary artery calcification. *Mayo Clin Proc* 1996; 71:369-377

- 43.** Rutten A, Krul SP, Meijs MF, de Vos AM, Cramer MJ, Prokop M.  
Variability of coronary calcium scores throughout the cardiac cycle: implications for the appropriate use of electrocardiogram-dose modulation with retrospectively gated computed tomography. *Invest Radiol.* 2008 Mar;43(3):187-94.b
- 44.** Secci A., Wong N., Tang W., Wang S., Doherty T., Detrano R.  
Electron beam computed tomographic coronary calcium as a predictor of coronary events. *Circulation* 1997; 96:1122-1129
- 45.** Seifarth H, Wienbeck S, Püsken M, Juergens KU, Maintz D, Vahlhaus C, Heindel W, Fischbach R.  
Optimal systolic and diastolic reconstruction windows for coronary CT angiography using dual-source CT. *AJR Am J Roentgenol.* 2007 Dec;189(6):1317-23.
- 46.** Smith SC, Greenland P, Grundy SM. AHA Conference Proceedings: Prevention conference V: beyond secondary prevention: identifying the high-risk patient for primary prevention: executive summary: American Heart Association. *Circulation.* 2000; 101: 111–116.
- 47.** Solomon HA, Edwards AL, Killip T.  
Prodromata in Acute Myocardial Infarction. *Circulation*, Oct 1969; 40: 463 - 471.
- 48.** Tunstall-Pedoe H, Kuulasmaa K, Mähönen M, Tolonen H, Ruokokoski E, Amouyel P for the WHO MONICA Project. Contribution of trends in survival and coronary-event rates to changes in coronary heart disease mortality: 10-year results from 37 WHO MONICA Project populations. *Lancet* 1999; 353: 1547–1557

**49.** Vembar M, Garcia MJ, Heuscher DJ, Haberl R, Matthews D, Böhme GE, Greenberg NL.

A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imaging using multislice spiral CT. *Med Phys*. 2003 Jul;30(7):1683-93.

**50.** WHO 2011

[http://www.who.int/cardiovascular\\_diseases/resources/atlas/en/](http://www.who.int/cardiovascular_diseases/resources/atlas/en/)

**51.** Wong ND, Gransar H, Shaw L, Polk D, Moon JH, Miranda-Peats R, Hayes SW, Thomson LE, Rozanski A, Friedman JD, Berman DS.

Thoracic aortic calcium versus coronary artery calcium for the prediction of coronary heart disease and cardiovascular disease events.

*JACC Cardiovasc Imaging*. 2009 Mar;2(3):319-26.

**52.** Yang CC, Mok GS, Law WY, Hsu SM, Wu TH, Chen LK.

Potential Dose Reduction of Optimal ECG-controlled Tube Current Modulation for 256-Slice CT Coronary Angiography. *Acad Radiol*. 2011

Jun;18(6):731-7.

## 8 Abkürzungsverzeichnis

CT	Computertomographie
CTA	CT-Angiographie
EKG	Elektrokardiogramm
HU	Hounsfield unit
kV	Kilovolt
MDCT	Multi-Detektorzeilen-CT
min	Minute
mm	Millimeter
ms	Millisekunde
mSv	Millisievert
RCA	Right coronary artery (Rechte Kranzarterie)
RCX	Ramus circumflexus
RIVA	Ramus interventricularis anterior
RR-Intervall	Intervall von einer R-Zacke zur nächsten R-Zacke im EKG
WHO	World Health Organization

## **9 Danksagung**

Herrn Prof. Dr. med. W. G. Daniel, Direktor der Medizinischen Klinik II mit Poliklinik der Universität Erlangen-Nürnberg, danke ich herzlich für die Ermöglichung dieser Arbeit in seiner Klinik.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. S. Achenbach für die Überlassung des Themas und die intensive Betreuung dieser Arbeit.