

Quantifizierung von Stenosen der Koronararterien mittels 16-Zeiler
Multi-Slice-Computertomographen bei Patienten vor geplanter Herzoperation:
Vergleich zum Standard der Koronarangiographie

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn**

**Georg Sebastian Hubertus Brinkhaus
aus Hilden
2008**

**Angefertigt mit Genehmigung der
medizinischen Fakultät der Universität Bonn**

1.Gutachter: Prof. Dr. med. Armin Welz

2.Gutachter: PD Dr. med. Kai Ernst Wilhelm

Tag der Mündlichen Prüfung: 08.07.2008

**Aus der Klinik und Poliklinik für Herzchirurgie der
Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
Direktor: Univ. Professor Dr. med. Armin Welz**

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert.

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	Seite 10
2. Methodik	
2.1 Das Patientengut	Seite 13
2.2 Die Koronarangiographie	Seite 14
2.3 Der Multi-Slice-Computertomograph	Seite 16
2.3.1 Das Prinzip	Seite 17
2.3.2 Datenerfassungssysteme	Seite 18
2.3.3 Wahl der Untersuchungsparameter	Seite 18
2.3.4 EKG-Triggerung	Seite 19
2.3.5 Die Bildrekonstruktion	Seite 20
2.3.6 Wahl der Bildrekonstruktionsparameter	Seite 21
2.3.7 Bildqualität	Seite 22
2.3.8 Die Strahlendosis	Seite 23
2.3.9 Das Aufnahmeprotokoll	
2.3.9.1 Kontrastmittelinjektion	Seite 23
2.3.9.2 Datenaquisition	Seite 24
2.3.9.3 Rekonstruktion	Seite 24
2.3.10 Kosten	Seite 25
2.4 Die Auswertung der erhaltenen Daten	Seite 25
2.5 Statistische Methoden	Seite 27
3. Ergebnisse	
3.1 Einweisungsdiagnose	Seite 30
3.2 Demographische Daten	
3.2.1 Geschlechterverteilung	Seite 31
3.2.2 Altersverteilung	Seite 32
3.2.3 Begleiterkrankungen	Seite 33
3.2.4 Body-Mass-Index	Seite 35
3.2.5 Herzrhythmus	Seite 36
3.3 Ergebnisse der Koronarangiographie	
3.3.1 Einteilung der Gefäßerkrankungen	Seite 37
3.3.2 Segmentweise Stenosegrade	Seite 38

3.3.3 Stenosegrade nach Gefäßabschnitt	Seite 42
3.4 Ergebnisse der Computertomographie	
3.4.1 Einteilung der Gefäßerkrankungen	Seite 43
3.4.2 Segmentweise Stenosegrade	Seite 44
3.4.3 Stenosegrade nach Gefäßabschnitt	Seite 48
3.5 Der Vergleich der Methoden	
3.5.1 Differenz der Gefäßerkrankungen	Seite 49
3.5.2. Differenz von Stenosegraden im CT und in der Koronarangiographie	Seite 51
3.5.3 Korrelationskoeffizient nach Pearson	Seite 52
3.5.4 Segmentweise und abschnittsweise Sensitivität und Spezifität	Seite 53
3.6 Vergleich der Subgruppen	
3.6.1 Vergleich zu Patienten mit Vorhofflimmern	Seite 55
3.6.2 Vergleich mit variabler Herzfrequenz	Seite 56
3.6.3 Einfluss des Body-Mass-Index auf die Untersuchungsergebnisse	Seite 58
3.7 Bildqualität	
3.7.1 Segmentweise Verteilung der Bildqualität	Seite 59
3.7.2 Bildqualität bei Patienten mit Vorhofflimmern	Seite 61
3.7.3 Bildqualität nach Herzfrequenz	Seite 63
3.7.4 Bildqualität nach dem Body-Mass-Index	Seite 65
4.Diskussion	Seite 69
5.Zusammenfassung	Seite 80
6.Literaturverzeichnis	Seite 82
7. Lebenslauf	Seite 88

Abkürzungsverzeichnis

A.	=	Arteria
AHA	=	American Heart Association
BMI	=	Body-Mass-Index
CDTI	=	Computed Tomography Dose Index
CT	=	Computertomograph
d	=	Tischvorschub
DLP	=	Dosis-Längen Protokoll
EBM	=	Einheitlicher Bewertungsmaßstab
EKG	=	Elektrokardiogramm
i.a.	=	Intraarteriell
i.v.	=	Intravenös
GOÄ	=	Gebührenordnung für Ärzte
Hf	=	Herzfrequenz
HU	=	Hounsfield Units
KHK	=	Koronare Herzerkrankung
KM	=	Kontrastmittel
kV	=	Kilovolt
LCA	=	Left Coronary Artery
LI	=	Lineare Interpolation
LM	=	Left Main
M	=	Anzahl der simultan erfassten Schichten im CT
mA	=	Milliampere
MLI	=	Multi lineare Interpolation
MPR	=	Multiplanare Rekonstruktion
MSCT	=	Multi-Slice-Computertomograph
mSV	=	Millisievert
P	=	Pitch Faktor
RCA	=	Right Coronary Artery
RCX	=	Right Circumflex Artery
RI	=	Rekonstruktionsinkrement
RR	=	Riva-Rocci

S	=	Schichtkollimierung
V.	=	Vene
VHF	=	Vorhofflimmern
VRT	=	Volumen-Rendering Technik (3-D-Rekonstruktion von Computertomographieaufnahmen)

Abbildungen

- Abbildung 1: Angiographie der linken Koronararterie in der Right Anterior Oblique (RAO) Einstellung (Stenose des RIVA, D1 sowie des Ramus marginalis)
- Abbildung 2: Volumen gerenderte 3D Computertomographierekonstruktion der Koronararterien
- Abbildung 3: 3D Rekonstruktion eines Patienten mit Hauptstammstenose der LCA und proximaler RCA Stenose
- Abbildung 4: Ausgeprägte Kalkplaques im linken Hauptstamm und der LAD mit Angabe der HU (612)
- Abbildung 5: EKG Triggerung
- Abbildung 6: Rekonstruktion einer aneurysmatischen Erweiterung der proximalen RCA
- Abbildung 7: Die Koronarsegmente nach der Aufteilung der American Heart Association
- Abbildung 8: Proximale Stenose der RCA und LAD Hauptstammstenose
- Abbildung 9: Durchgeführte Operationen im Patientengut
- Abbildung 10: Geschlechterverteilung der erfassten Patienten
- Abbildung 11: Minimum, Maximum und Mittelwert sowie Standardabweichung der Altersstruktur
- Abbildung 12: Begleiterkrankungen im Patientengut
- Abbildung 13: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung des BMI
- Abbildung 14: Unterteilung des Patientenguts nach dem Herzrhythmus
- Abbildung 15: Einteilung der Gefäßerkrankungen in der Koronarangiographie
- Abbildung 16: Lage der Stenosen der Koronarangiographie in den verschiedenen Gefäßabschnitten
- Abbildung 17: Einteilung der Gefäßerkrankungen durch die Multi-Slice CT
- Abbildung 18: Einteilung der Gefäßerkrankungen durch die Multi-Slice CT unter Ausschluss distaler Segmente

- Abbildung 19: Lage der Stenosen in den verschiedenen Gefäßabschnitten im MSCT
- Abbildung 20: Anzahl der, durch die verschiedenen Methoden erkannten Gefäßstenosen
- Abbildung 21: Spezifität der Computertomographie in der Einordnung von Gefäßstenosen
- Abbildung 22: Sensitivität, Spezifität positiver und negativer Vorhersagewert bei Patienten mit Vorhofflimmern
- Abbildung 23: Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer Vorhersagewert bei variabler Herzfrequenz in der Erkennung von Stenosen über 50%
- Abbildung 24: Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer Vorhersagewert in Abhängigkeit vom BMI
- Abbildung 25: Segmentweise aufgeteilte durchschnittliche Bildqualität und Standardabweichung
- Abbildung 26: Bildqualität bei Patienten mit Vorhofflimmern im Vergleich zu Patienten mit Sinusrhythmus
- Abbildung 27: Segmentale Bildqualität abhängig von der Herzfrequenz
- Abbildung 28: Segmentale Bildqualität abhängig von dem Body-Mass-Index

Tabellen

- Tabelle 1: Segmentweise getrennte absolute und relative Häufigkeit der Gefäßverschlussgrade
- Tabelle 2: Segmentweise getrennte absolute und relative Häufigkeit der Gefäßverschlussgrade im MSCT
- Tabelle 3: Absoluten Häufigkeiten der Stenosen über 50% sowie über 75%
- Tabelle 4: Segmentweise getrennte Sensitivität und Spezifität

1. Einleitung

Die Koronare Herzerkrankung (KHK) ist neben der häufigsten Einweisungsdiagnose seit vielen Jahren auch die häufigste Todesursache in den Industrieländern (23,52). Die Lebenszeitprävalenz in Deutschland liegt für Männer bei 30% und bei Frauen bei 15% (18).

Um die Diagnose einer koronaren Herzerkrankung sicherstellen zu können, gibt es unterschiedliche nichtinvasive und invasive Methoden.

Seit vielen Jahren ist der Goldstandard zur Diagnose einer koronaren Herzerkrankung, das bedeutet von Verschlüssen oder Stenosen der Herzkranzgefäße sowie von Kollateralgefäßen und weiteren Anomalien der Koronararterien, die invasive Koronarangiographie (50, Bild 1). Dank dieses Verfahrens können Stenosen der Herzkranzgefäße nicht nur definitiv nachgewiesen, sondern zusätzlich ihre anatomische Lage exakt angegeben werden. Aus diesem Grund bildet dieses Verfahren auch die Basis für eine gegebenenfalls notwendige Katheterintervention oder für eine chirurgische Revaskularisation (7,50).

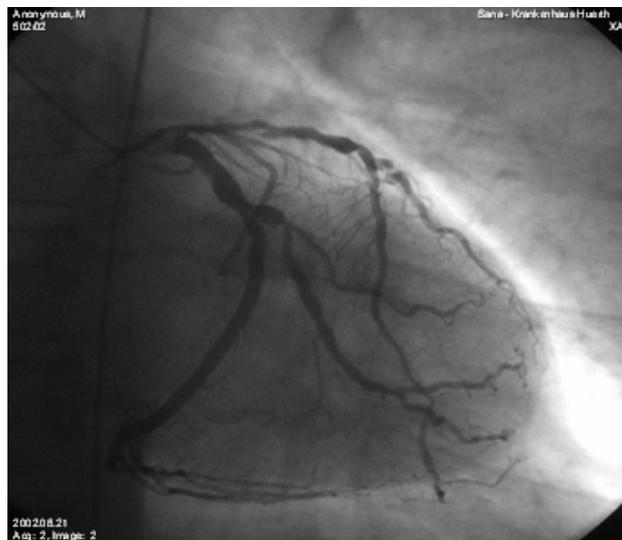


Abbildung 1: Angiographie der linken Koronararterie in der Right Anterior Oblique (RAO) Einstellung (Stenose des RIVA, D1 sowie des Ramus marginalis)

Das Verfahren der arteriellen Koronarangiographie weist jedoch eine nicht unerhebliche Zahl an ernstzunehmenden Komplikationen auf. Dazu zählen der Myokardinfarkt, der Apoplex, Herzrhythmusstörungen sowie eine allergische Reaktion auf das verwendete Kontrastmittel, was in seltenen Fällen sogar zum Tod des Patienten führen kann (7).

Ein zweiter wichtiger Faktor, gerade in der heutigen Gesundheitsdiskussion um die steigenden Kosten im Gesundheitssystem, sind die notwendigen Kosten für die Koronarangiographie. Die Kosten für einen Eingriff dieser Art kann man dem Einheitlichen Bewertungsmaßstab (EBM) und der Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) entnehmen. Danach kostet eine Herzkatheteruntersuchung mit Koronarangiographie 356 Euro (14,16). Eine bildgebende, weniger invasive Diagnosemöglichkeit mit einer vergleichbaren diagnostischen Sicherheit, die gleichzeitig noch kostengünstiger ist, könnte auf Grund des geringeren Risikos eine gute Alternative zur Koronarangiographie bieten.

1972 wurde von Hounsfield und Cormack der Computertomograph eingeführt und seitdem kontinuierlich verbessert. Für diese Erfindung wurden sie 1979 mit dem Medizin-Nobelpreis ausgezeichnet. Im Laufe der Jahre erzielte man durch eine ständige Weiterentwicklung der Hard- und Software eine Verbesserung in allen Bereichen dieser Technik, bei der Ortsauflösung, dem Nachweis geringer Kontrastunterschiede und der Aufnahmegeschwindigkeit. (Bild 2 zeigt eine Rekonstruktion der Koronargefäße mittels eines aktuellen MSCT.)



Abbildung 2: Volumen gerenderte 3D Computertomographierekonstruktion der Koronararterien

Schon Anfang der 80er Jahre gab es erste Versuche, die Koronararterien mittels Computertomograph darzustellen, was sich mangels zeitlicher und örtlicher Auflösung als diagnostisch nicht verwertbar herausstellte (28).

Mit der Entwicklung der 4 Zeilen Spiral-Computertomographie erhielt man erstmals 1998 die Möglichkeit, Herzkranzgefäße in diagnostisch verwertbarer Qualität darzustellen. Jedoch zeigte sich bald, dass es auch mit dem Einsatz dieser Geräte nicht möglich war, verengte Gefäße in einer der Koronarangiographie ähnlichen Qualität darzustellen (2,9).

Durch die Einführung der 16 Zeilen Multi-Slice-Computertomographie (MSCT) im Jahre 2001 könnte es möglich werden, eine sensitiv und spezifisch annähernd gleichwertige, weniger invasive Diagnosemöglichkeit für die koronare Herzerkrankung zu erhalten.

Auch würde durch diese alternative Methode die Notwendigkeit der arteriellen Punktion zu Gunsten einer weniger gefährlichen venösen Punktion wegfallen.

Diese retrospektive Untersuchung hat zum Ziel, das Potential des 16-Zeilen-Spiral CT in der Erkennung von Stenosen in den Herzkranzgefäßen bei Patienten mit vorbekannter Herzkrankheit mit dem Goldstandard der Koronarangiographie zu vergleichen, um daraus die Möglichkeiten und Grenzen dieser neuen Technik aufzuzeigen.

In vergleichbaren Studien wurden zwischen 6,6% und 14% der Segmente auf Grund ihrer schlechten Beurteilbarkeit in der Computertomographie von der Auswertung ausgeschlossen (8, 35). Zusätzlich erfolgte in den meisten Studien eine medikamentöse Absenkung der Herzfrequenz, um dadurch eine bessere zeitliche Auflösung zu erzielen.

Dagegen ist es das Ziel dieser Untersuchung, die Möglichkeiten des MSCT in der Erkennung von Stenosen in den Koronargefäßen ohne Ausschluss von Segmenten aufgrund ihrer schlechten oder fehlenden Beurteilbarkeit und ohne zusätzliche medikamentöse Absenkung der Herzfrequenz durch zusätzliche Gabe von Betablockern in der Alltagstauglichkeit gegenüber der Koronarangiographie zu testen.

2. Methodik

2.1 Patientengut

Im Zeitraum zwischen Dezember 2003 und November 2004 wurden in der Abteilung für Herzchirurgie der Universitätsklinik Bonn unter anderem 66 Patienten aufgenommen, bei denen im Vorfeld der stationären Aufnahme eine Koronarangiographie durchgeführt worden war. Dabei wurden die Koronarsegmente nach Einteilung der American Heath Association in 15 Abschnitte getrennt und hinsichtlich der Stenosegradeinteilung einzeln ausgewertet. Die Stenosegradeinteilung erfolgte durch zwei erfahrene Kardiochirurgen im Konsens.

Bei den selben 66 Patienten wurde präoperativ zeitnah eine EKG-getriggerte 16-Zeiler Multi-Slice Computertomographie zur Darstellung der Herzkranzgefäße durchgeführt. Die Entscheidung über die Bildqualität und den Grad der vorhandenen Stenose erfolgte dabei ebenfalls durch zwei Radiologen im Konsens und in Unkenntnis der Ergebnisse des Katheterbefundes.

2.2 Die Koronarangiographie

Die Angiographie der Herzkranzgefäße ist heutzutage das Standardverfahren zur Diagnose der Koronaren Herzerkrankung und stellt als ‚Goldstandard‘ jenes Verfahren dar, mit dem sich neuere Diagnoseverfahren messen müssen. Um diesen Standard zu halten, muss dieses Verfahren zuverlässig, reproduzierbar und sicher sein (33).

1958 führte Mason Sones die erste selektive Koronarangiographie durch (49). Die nach ihm benannte Sones-Technik ist seitdem eine zuverlässige und sichere Methode, um die Herzgefäße darzustellen.

Bei dieser Technik wird die Arteria brachialis antecubal eröffnet und die Katheteruntersuchung durchgeführt (33).

Die perkutane arterielle Katheterisierung wurde erstmals 1953 von Seldinger beschrieben und 1962, wie bei Rickets und Abrams aufgezeigt, erstmalig zum Studium der Herzkranzgefäße eingesetzt und seitdem standardmäßig durchgeführt (44, 48).

Dabei wird ein spezielles Schleusensystem nach einer Leistenpunktion in die Arteria femoralis eingebracht und darüber vorgeformte Katheter retrograd zu den Koronarien geführt.

1967 stellten Amplatz und Judkins modifizierte Katheter zur selektiven Koronarangiographie vor (6, 25).

Das von Judkins beschriebene Verfahren ist heutzutage das am meisten angewandte, perkutane Verfahren in der Koronarangiographie und verwendet verschiedene, vorgeformte Katheter, um die Koronararterien und den linken Ventrikel darzustellen.

Bevor die Indikation für eine perkutane Arteriographie gestellt wird, sollten jedoch die Vorteile gegen die Nachteile abgewogen werden.

Die Vorteile liegen in einer exakten anatomischen Darstellung der Herzkranzgefäße mit der Lokalisation und Ausprägung ihrer Stenosen sowie auch der Kollateralen mit einer Bestimmung ihrer funktionellen Bedeutung (33).

Ebenso ergibt sich die Möglichkeit für einen interventionellen Eingriff.

Die Nachteile dieses Verfahrens werden nach Abrams and Adams in zwei Gruppen aufgeteilt (1):

Die erste Gruppe bezeichnet die lokalisierten Komplikationen wie falsche Aneurysmata (0,35%) und Hämatome (0,65%) an der Punktionsstelle. Diese Art der Komplikationen treten häufiger bei der von Sones beschriebenen Technik als bei den verschiedenen perkutanen Techniken auf (1, 46).

Die zweite, ungleich gefährlichere Gruppe, stellt eine Reihe von Komplikationen dar, die auf ein thrombembolisches Ereignis zurückzuführen sind. Dabei können durch häufiges Katheterwechseln Thromben und anderes, arteriosklerotisches Material freigesetzt werden, welches zu einer Verlegung der Herzkranzgefäße oder der kraniellen Gefäße führen kann. Daraus ergibt sich die Gefahr eines Myokardinfarkts (0,05%) oder eines zerebralen Ereignisses im Sinne eines Schlaganfalls (0,07%). Weitere Komplikationen sind Arrhythmien (0,38%), hämodynamische Instabilitäten (0,26%), Perforationen der Herzkammer (0,03%) und sonstige Gefäßkomplikationen (0,43%) (26, 43, 46).

Nach einer Studie von Scalon et al. zeigten sich bei 0,37% der Patienten allergische Reaktionen auf das Kontrastmittel (46).

Ungefähr einer von 1000 Patienten verstirbt in Folge der Komplikationen. Die Mortalitätsrate liegt bei 0,11% (46).

Einer Studie von Adams, Fraser und Abrams zufolge zeigte sich, dass in Einrichtungen mit weniger als 100 Eingriffen pro Jahr die Komplikationsrate um bis zu zehnmal höher liegt als in Einrichtungen mit mehr als 400 Untersuchungen pro Jahr (5).

Auf Grund der technischen Voraussetzungen ist die Koronarangiographie vergleichsweise teuer und setzt das medizinische Personal wie auch die Patienten zudem noch einer gewissen Menge an Röntgenstrahlung aus, die laut der Bundesauswertung 2002 im Durchschnitt bei 5,8mSv liegt.

Die Kosten für diese Eingriffe kann man dem Einheitlichen Bewertungsmaßstab (EBM) und der Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) entnehmen. Danach wird eine Serie einer selektiven Koronarangiographie aller Herzkranzgefäße mittels Cinetchnik nach der Ziffer 5325 bei dem

einfachen Satz mit 3000 Punkten und 174,86 € und jede weitere Serie nach Ziffer 5326 mit weiteren 400 Punkten und 23,31 € angegeben. Die Sachkosten für eine Koronarangiographie liegen laut dem EBM unter der Ziffer 40300 bei 181 €. Eine komplette Serie aller Koronargefäße kostet somit 356,36 € (14, 16).

2.3 Die Computertomographie

1972 wurde von Hounsfield und Cormack der Computertomograph eingeführt und seit dieser Zeit kontinuierlich überarbeitet. Für diese Erfindung wurden sie 1979 mit dem Medizin-Nobelpreis ausgezeichnet.

Vor relativ genau 18 Jahren wurde die Spiral Computertomographie in die klinische Praxis eingeführt, die ersten Berichte erschienen im Jahre 1989 (28, 31).

Seitdem wurden die Technik und die Software kontinuierlich verbessert, um die Computertomographie für ein breiteres Anwendungsfeld zu erschließen (Bild 3).



Abbildung 3: 3D Rekonstruktion eines Patienten mit Hauptstammstenose der LCA und proximaler RCA Stenose

2.3.1 Das Prinzip

Die Computertomographie ist eine spezielle, Computer assistierte Form der Röntgenuntersuchung, deren Ergebnis Schnittbilder der untersuchten Körperregion sind.

Das Aufnahmeprinzip der Spiral-CT besteht darin, einen Patienten langsam und mit einer exakt definierten Geschwindigkeit durch ein Messfeld zu verschieben. Während dessen rotieren Röntgenröhre und Detektorsystem kontinuierlich auf einer Kreisbahn um den Patienten, senden Röntgenstrahlen aus und messen deren Schwächung (28).

Voraussetzung für die Stromversorgung des Spiral-CT ist die Schleifenringtechnologie, die 1987 erstmals zur Verfügung gestellt wurde und inzwischen den Standard in der CT Gerätetechnik darstellt (28, 29). Sie gewährleistet die kontinuierliche Stromversorgung der ständig in eine Richtung rotierenden Röntgenröhre.

Bei der Spiral-CT werden demnach nicht einzelne, planare Schichten aufgenommen, sondern ein komplettes Volumen wird kontinuierlich abgetastet, wobei der Fokus der Röntgenröhre einen helixförmigen Pfad verfolgt (28). Durch Kollimation der Röntgenstrahlen wird erreicht, dass nur eine definierte Ebene durchstrahlt wird.

Daher ist es möglich, durch den Abschwächungsgrad Angaben über den Aufbau der durchdrungenen Materie zu machen. Es folgen die Umrechnung der lokalen Röntgenschwächungswerte in CT-Werte, die Kodierung in Graustufen und die Darstellung als Bild. So kann man die lokale Röntgenschwächung an jedem Punkt der Untersuchungsschicht, dargestellt als Graustufe, erkennen. Der Schwächungsgrad wird in Hounsfield Einheiten (HU) festgelegt und somit objektiviert.

Wasser entspricht definitionsgemäß einer HU von 0, Metall einem Wert von über 1000 und Luft wurde als -1000 HU gesetzt. Die Werteskala ist nach oben offen. Sie wird in der praktischen Anwendung jedoch auf 12 Bit begrenzt. Das entspricht einer Breite von -1024 bis 3071 HU. Relevant für die computertomographisch gestützte Darstellung der Koronargefäße sind die Dichtewerte von Fett (-150 - -85), Myokard (40-50), Plasma (25-30) und Kalk (400-600). Durch die Anwendung von Kontrastmittel kann man die Dichtewerte von Plasma auf ungefähr 120 erhöhen und dadurch hervorheben (Bild 4).



Abbildung 4: Ausgeprägte Kalkplaques im linken Hauptstamm und der LAD mit Angabe der HU (612)

2.3.2 Datenerfassungssysteme

Die neueste Entwicklung stellt in diesem Zusammenhang das Multi-Slice CT (MSCT) dar. Neben einer schnelleren Rotationsgeschwindigkeit besteht die Neuerung in einer erhöhten Anzahl der Detektorsysteme. Systeme mit 2 Detektorsystemen wurden in der konventionellen CT schon früh eingesetzt. Mit Einführung der Spiral-CT und dem Wunsch, komplette Volumina immer schneller zu erfassen, wurden diese Überlegungen wieder interessant (28).

„M“ bedeutet in diesem Zusammenhang die Anzahl der simultan erfassten Schichten. Die Untersuchungszeit kann im Vergleich zu einzeiligen CT um den Faktor $1/M$ auf 10-60 Sekunden verkürzt werden, die Dosis bleibt dabei weitgehend konstant (28). Daher ist es möglich, eine Vielzahl von Untersuchungen in einer Atempause durchzuführen sowie auch in der Aufnahmezeit eine relativ gleichmäßige Kontrastmittelverteilung zu gewährleisten.

2.3.3 Wahl der Untersuchungsparameter

Die meisten Parameter können analog zur konventionellen Computertomographie gewählt werden. Dies trifft sowohl für die Röhrenspannung U (80-140 kV), den Röhrenstrom I (100-500mA) als auch die Schichtkollimierung $M \cdot S$ zu. Der Begriff Schichtdicke (S) wird hier bewusst durch die Schichtkollimierung ersetzt, da nur diese mit der Wahl der Untersuchungsparameter festgelegt wird. Durch Kollimation wird erreicht, dass nur eine

definierte Ebene (Scanebene) durchstrahlt wird. Die Schichtdicke kann auf den berechneten Bildern nachträglich gewählt werden (28).

Der neue und entscheidende Parameter beim Spiral-CT ist der Tischvorschub (d) als Millimeter/360° oder (d') als mm/Sekunde. Beim Spiral-CT können die Schichtkollimation (= nominelle Schichtdicke) und der Tischvorschub unabhängig voneinander variiert werden. Aus dem Verhältnis von Tischvorschub (d) zu Schichtkollimierung M*S ergibt sich der Pitch-Faktor (p)= d /M*S.

Der „Pitch“-Faktor ist das Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation zur Schichtkollimation. Dieser wird üblicherweise zwischen 1 und 2 gewählt. Je höher der Wert (p) ist, desto kürzer ist die Aufnahmezeit. Die Dosis verringert sich im Vergleich zur konventionellen CT um den Faktor 1/p. Gleichzeitig verringert sich aber auch die Auflösung. Die Angabe des Pitch-Faktors ist daher zum Vergleich der Bildqualität und der Patientendosis wichtig (28).

2.3.4 EKG Triggerung

Eine weitere Neuerung auf diesem Gebiet stellt die EKG Triggerung der Mehrschicht-Spiral-CT dar. Die Herzbewegung kann bei der Aufnahme mit einem MSCT zu Bewegungsartefakten führen. Die Spiral CT kann jedoch durch die Aufnahme im Subsekundenbereich zu hervorragenden neuen Möglichkeiten der Bildgebung am Herzen führen.

Wird das EKG synchron zum Multi-Slice-CT aufgezeichnet und zur Rekonstruktion nur auf Datenpunkte zurückgegriffen, die im gleichen EKG-Intervall liegen, können herzphasenselektive, bewegungsarme Bilder erstellt werden (27, 28, Bild 5). Auf diese Art kann die EKG-Phase mit den wenigsten Artefakten und der besten Beurteilbarkeit der Gefäße zur Diagnose herangezogen werden.



Abbildung 5: EKG Triggerung

2.3.5 Die Bildrekonstruktion

Zur Bildrekonstruktion bei einem konventionellen CT wird ein Bild üblicherweise aus einem 360° Aufnahmesatz errechnet, der die Schwächungswerte einer planaren Schicht wiedergibt. Da der Patient bei der Spiral-CT jedoch bei einer Gantryumdrehung von 360° bewegt wird und zu Beginn und zum Ende unterschiedliche Bereiche erfasst werden, muss die direkte Bildrekonstruktion jedoch zu Artefakten führen (28).

Lösung bietet die sogenannte Interpolation in (Z)-Richtung, die so genannte z-Interpolation, bei der es verschiedene Verfahren gibt.

Bei der 360° z-Interpolation wird für die Darstellung der gewünschten Körperschicht auf die Messdaten zurückgegriffen, die möglichst nahe vor und hinter dem gewünschten Messpunkt liegen. Die Daten werden gewichtet und nach ihrer Entfernung zum gewünschten Messpunkt addiert. So ergeben sich konsistente Datensätze und auch nach der anschließenden Bildrekonstruktion artefaktfreie Bilder. Die z-Interpolation bedeutet einen zusätzlichen Rechenschritt, der aber nur mit einem vergleichsweise geringen Rechenaufwand verbunden ist, jedoch einen entscheidenden neuen Freiheitsgrad bereitstellt. Die Bilder können an beliebigen Positionen berechnet werden.

Die Wahl der Bildposition kann retrospektiv erfolgen und ist vom Scanvorgang abgekoppelt. Da die zur linearen Interpolation (LI) verwendeten Daten exakt 360° auseinander liegen, wird der dargestellte Algorithmus als 360° LI bezeichnet (28).

Um die Schichtprofile möglichst schlank zu halten und die Auflösung zu verbessern, ist es von Vorteil, Daten für die lineare Interpolation zu verwenden, die nur 180° voneinander getrennt liegen. Dies ist möglich, da bei einer 360° Umdrehung der CT-Röhre alle Messpunkte in anterior-posterior und posterior-anterior Richtung aufgenommen und damit doppelt gemessen werden. Durch Umsortieren (rebinning) der Messdaten ist Spirale eine um 180° versetzte Spirale zu errechnen (30). Dies ist Basis für die 180° LI Algorithmen, die heute bevorzugt benutzt werden (28).

Beim MSCT spricht man oft von dem so genannten 180° Multi linearen Interpolations Algorithmus (MLI), da Daten aller M-Aufnahmeschichten zur Interpolation herangezogen werden. Im Allgemeinen werden die beiden nächstliegenden Messpunkte verwendet (28).

Es ist wichtig, dass die Schichtdicke immer nur erhöht, nie aber unter den Wert der Aufnahmeschichtkollimierung reduziert werden kann. Eine Reduktion des Rekonstruktionsinkrement, das bedeutet des Abstandes der Positionen aufeinander folgender Bilder, erzielt eine Verbesserung der Auflösung in z-Richtung jedoch keine Reduktion der Schichtdicke (28).

2.3.6 Wahl der Bildrekonstruktionsparameter

Die z-Interpolation ist der Datenakquisition nach- und der Bildrekonstruktion vorgeschaltet. Zur Bildrekonstruktion bei Spiral-CT müssen zwei Parameter festgelegt werden, die aufeinander abgestimmt sein sollten, jedoch prinzipiell voneinander unabhängig sind (28):

1. die Art der z-Interpolation, die Position, der Abstand und – bei Einsatz der z Filterung – die effektive Schichtdicke der Bilder
2. die üblichen Parameter der Bildrekonstruktion wie Faltungskern, Zoomfaktor und Bildzentrum

Der erste Parameter beeinflusst die Qualität vorrangig in z-Richtung, der zweite in x und y Richtung (28). Von besonderer Bedeutung ist die Wahl des Rekonstruktionsinkrements (RI), dem Abstand der Positionen aufeinander folgender Bilder. So bietet die Rekonstruktion überlappender Bilder Vorteile in der 3D Ortsauflösung sowie in der diagnostischen Sicherheit. Ein RI von einer halben Schichtdicke, also eine Überlappung von 50%, ist ein allgemeiner Richtwert ($RI=S/2$, also 2 Bilder je Schichtdicke).

Ein RI in Abstand der Schichtdicke entspricht einem konventionellen CT, während eine stärkere Überlappung ($RI=S/3$, $RI=S/4$) für eine höhere Ortsauflösung, schöne multiplanare Rekonstruktionen und 3D Bilder von Vorteil ist (28).

2.3.7 Bildqualität

Die meisten Qualitätsparameter (Ortsauflösung in der Schicht, Kontraste sowie technische Dosisangaben) sind bei konventioneller CT und Spiral-CT identisch. Auch bezüglich des Artefaktverhaltens bestehen viele Gemeinsamkeiten, so zum Beispiel bei Aufhärtings-, Abtast-, Metall- und Teilvolumenartefakten (28).

Eine große Differenz besteht jedoch hinsichtlich Bildpunktrauschen, Schichtempfindlichkeitsprofilen und der 3D-Ortsauflösung (28).

Bei Einsatz eines z-Filters kann das Bildpunktrauschen mit ansteigender Filterweite und damit auch erhöhter Schichtdicke nachträglich reduziert werden, da eine höhere Anzahl an Messpunkten zur Bildrekonstruktion verwendet wird (28).

Die Ortsauflösung in x- und y-Richtung bei CT-Aufnahmen war schon immer hoch, in z-Richtung jedoch häufig unzureichend. Mit der Spiral-CT wurde es nun möglich, auch die Auflösung in z-Richtung zu verbessern (3, 22, 34, 45, 51). Moderne Geräte bieten durch dünne Schichten und eine überlappende Bildrekonstruktion eine annähernd isotrope Ortsauflösung, d.h. eine gleiche Auflösung in allen 3 Richtungen im Submillimeterbereich (28, Bild 6).

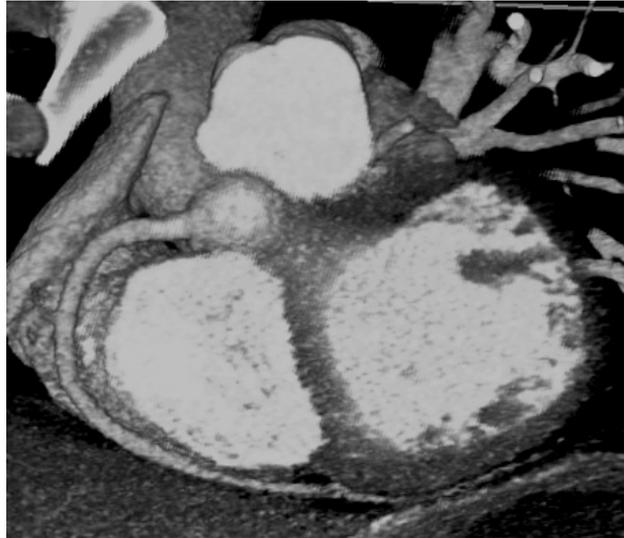


Abbildung 6: Rekonstruktion einer aneurysmatischen Erweiterung der proximalen RCA

2.3.8 Die Strahlendosis

An neuen Geräten mit effizienten Detektorsystemen liegt die effektive Dosis bei 6 bis 10 mSv pro Untersuchung. Dies liegt im Bereich des 0,5-5-fachen der natürlichen Umgebungsstrahlung pro Jahr, wobei diese in der Bundesrepublik Deutschland offiziell mit 2,4 mSv angegeben wird (28, 32).

Durch kontinuierliche Messung ist es bei neueren Geräten möglich, den Röhrenstrom der durch die Patientenanatomie vorgegebenen Schwächung anzupassen. Diese Anpassung kann mit einer Verzögerung von 180° Phasenverschiebung vorgenommen werden.

2.3.9 Das Aufnahmeprotokoll

2.3.9.1 Kontrastmittelinjektion

Nach peripherenöser Injektion von 120 ml Iopromid (Ultravist[®] 370, Schering, Berlin / Doppelkopfinjektor Stellant Fa. Medrad[®]) über eine Kubitalvene wurde die Untersuchung mittels Bolus-Tracking nach Anflutung des Kontrastmittels in der Aorta ascendens mit einer Zeitverzögerung von 6s in Höhe der Trachealbifurkation gestartet. Folgendes biphasisches KM-Injektionsprotokoll wurde benutzt: 30 ml KM mit 3 ml Fluss/s gefolgt von 90 ml KM mit 5 ml Fluss/s und Nachinjektion von 100 ml 0,9%-iger Kochsalzlösung mit 5 ml Fluss/s. Bei dem von uns gewählten Injektionsprotokoll wurde zusätzlich die durch den Scanner vorgegebene

Verzögerung nach Detektion des initialen Bolus berücksichtigt. Diese Verzögerung beträgt 6 Sekunden. Der zweite KM-Bolus trägt überwiegend zum Bildkontrast bei.

2.3.9.2 Datenakquisition

Die Datenakquisition erfolgte nach einem standardisierten Protokoll an einem 16-Zeilen-Mehrschicht-Computertomographen (Philips Mx8000 IDT) bei 120 kV und 380 mAs in Expiration. Die Kollimation betrug 16 x 0,75mm. Als Rotationszeit wurden standardmäßig 420 ms mit einem frequenzangepassten Pitch zwischen 0,20 und 0,24 verwendet. Während der Datenakquisition wurde das EKG aufgezeichnet. Die mittlere Scanlänge war $126,6 \pm 15,9$ mm; die mittlere Scandauer waren $17,67 \pm 4,48$ Sekunden. Der Mittelwert der CTDI und des DLP waren jeweils $39,7 \pm 3,19$ mGy bzw. $713,4 \pm 112$ mGy*cm. Die effektive Strahlendosis betrug 6,5-8,8 mSv. Die effektive Dosis wurde als Produkt des Dosislängenprodukts (DLP), des Mittelwertes der Konversionsfaktoren (f_m), des Gerätekorrekturfaktors (k_{CT}) und des Spannungskorrekturfaktors $(140/120)^{0,5}$ ermittelt. Der Mittelwert der Konversionsfaktoren betrug bei Männern 0,0071 und bei Frauen 0,0105 mSv/mGy*cm. Der Gerätekorrekturfaktor war 0,8.Sekunden. Der initiale kleine Bolus diente überwiegend zur KM-Detektion.

2.3.9.3 Rekonstruktion

Aus dem Rohdatensatz erfolgten Bildrekonstruktionen mittels eines speziellen Algorithmus (Physiologischer Delayalgorithmus Beat-to-BeatTM, Philips Medizin Systeme) zu definierten Zeitpunkten des Riva-Rocci Intervalls. Der verwendete Algorithmus benutzt ein festes systolisches Intervall in Verbindung mit einem variablen diastolischen Intervall, das durch die momentane Herzfrequenz bestimmt wird. Die momentane Herzfrequenz wird durch die Registrierung der nächsten R-Zacke festgelegt. Da sich bei Änderungen der Herzfrequenz überwiegend die Dauer der Diastole ändert, werden diese Veränderungen durch die variable Anpassung an die momentane Herzfrequenz berücksichtigt. Es ist so prinzipiell möglich, trotz unterschiedlicher Dauer der RR-Intervalle während der gleichen Bewegungsphase des Herzens Daten zu akquirieren.

In jeder rekonstruierten Herzphase wurden axiale Schichten, multiplanare Reformatierungen (MPR) und mittels Volume-Rendering-Technik (VRT) angefertigte dreidimensionale Rekonstruktionen erstellt.

2.3.10 Kosten

Die Kosten einer Untersuchung mittels Computertomograph belaufen sich nach den Ziffern 5371, 5376 und 5377 der Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) für eine computergesteuerte Tomographie des Thorax bei zusätzlicher Kontrastmittelgabe und Zuschlägen für eine computergesteuerte Analyse einschließlich spezieller nachfolgender 3D-Rekonstruktionen auf 3600 Punkte oder je nach Punktwert ungefähr 209€(14, 16).

2.4 Auswertung der erhaltenen Daten

Bildqualität

Die Bildqualität des CT wurde unter Verwendung der Rekonstruktionsphase mit der besten Bildqualität hinsichtlich bewegungsbedingter Artefakte und Darstellbarkeit der Gefäße auf einer 5-Punkteskala von einem erfahrenen Untersucher bewertet. Die Auswertung erfolgte an den axialen Schichten und an multiplanaren Rekonstruktionen (MPR). Mittels Volume-Rendering-Technik (VRT) angefertigte dreidimensionale Rekonstruktionen dienten lediglich der initialen anatomischen Orientierung. Alle 15 Koronarsegmente gemäß den Richtlinien der American Heart Association wurden berücksichtigt.

Die Graduierung der Bildqualität erfolgte in folgende Kategorien:

- 1 stärkstens artefaktbehaftete Abbildung des Gefäßes, welches entweder nicht abgrenzbar ist, Streifenartefakte aufweist oder doppelt abgebildet ist;
- 2 höhergradig artefaktbehaftete Abbildung des Gefäßes mit deutlichen Unschärfen der Gefäßkonturen; das Gefäßlumen ist als perfundiert darstellbar;
- 3 mäßig artefaktbehaftete Abbildung des Gefäßes mit Unschärfe der Gefäßkonturen und der Gefäßwand; das Gefäßlumen ist abgrenzbar;
- 4 leichte Unschärfe der Gefäßkonturen und der Gefäßwand; gute Abgrenzbarkeit des Gefäßlumens;
- 5 vollständig artefaktfreie Abbildung des Gefäßes mit scharfer Begrenzung der Gefäßkonturen und des Gefäßlumens; scharfe Darstellung der Wandstrukturen.

Stenosegraduierung

Die Stenosegraduierung in der Computertomographie sowie in der Koronarangiographie erfolgte ebenso bezogen auf die einzelnen Segmente, wobei ebenfalls ein 5-Punkte-Scoresystem verwendet wurde. Die Grade der Lumeneinengung wurden wie folgt eingestellt:

1 = 0-24% (keine sichtbare Lumeneinengung)

2 = 25-49% (leichtgradige Stenose)

3 = 50-74% (mittelgradige Stenose)

4 = 75-99% (hochgradige Stenose)

5 = 100% (Gefäßverschluss)

Nicht darstellbare Koronarsegmente wurden als verschlossen und nicht abgrenzbar gewertet.

Die Einteilung der Segmente erfolgte nach der American Heart Association (AHA), welche die Koronararterien in 15 Abschnitte unterteilt. Die Segmente 1 bis 4 beschreiben die rechte Koronararterie, die Segmente 5 bis 15 bilden die linke Koronararterie. Die Segmente 1, 5, 6 und 11 werden als proximale Segmente bezeichnet, da sie der Aorta am nächsten liegen. Die Segmente 2, 7, 9 und 12 bilden die medialen Koronararterien, während die Segmente 3, 4, 8, 10, 13, 14 und 15 als distale Segmente bezeichnet werden (siehe Bild 9).

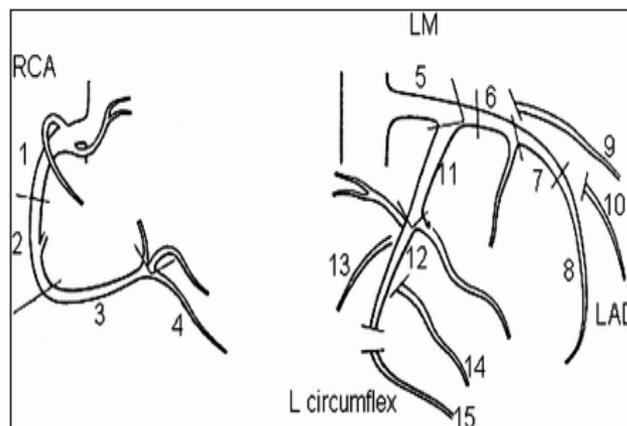


Abbildung 7: Die Koronarsegmente nach der Aufteilung der American Heart Association

2.5 Statistische Methoden

Demographische Daten

Die Geschlechtsverteilung wurde ebenso wie das Alter und der Body-Mass-Index in ihren Häufigkeiten errechnet und unter Angabe des Mittelwerts und der Standardabweichung ausgewertet. Die relevanten Nebendiagnosen wurden in ihren relativen Häufigkeiten dargestellt. Des Weiteren wurde das Patientengut nach dem Herzrhythmus unterteilt.

Einweisungsdiagnose

Ferner wurde der Grund der Einweisung erhoben und in absoluten und relativen Zahlen dargestellt.

Ergebnisse der Koronarangiographie

Das Patientengut wurde hinsichtlich der, in der Koronarangiographie erkannten, Gefäßerkrankung aufgeteilt. Dabei erfolgte auch eine Unterteilung in proximale, mediale und distale Gefäßabschnitte.

Dabei wurde eine Stenose ab 50% als relevant eingestuft. Diese Auswertung erfolgte patientenbezogen. Des Weiteren wurden die erkannten Stenosegrade in ihren absoluten und relativen Häufigkeiten segmentbezogen dargestellt. Um die Gefahren des Ausschlusses dünner Gefäßabschnittes in der Computertomographie darzustellen, wurden die Häufigkeiten von relevanten Stenosen in den distalen Gefäßsegmenten in der Koronarangiographie errechnet.

Ergebnisse der Computertomographie

Analog zur Koronarangiographie ermittelten wir patientenbezogen das Ausmaß der Gefäßerkrankung und segmentbezogen die Einengung der Koronararterien in absoluten und relativen Zahlen. Bild 8 zeigt die volumengerenderte 3D-Rekonstruktion eines Patienten mit einer proximalen RCA Stenose und einer LAD Hauptstammstenose.



Abbildung 8: Proximale Stenose der RCA und LAD Hauptstammstenose

Vergleich von Koronarangiographie und Computertomographie

Um die Methoden zu vergleichen, wurden die Unterschiede in den ermittelten Gefäßerkrankungen jeweils auch getrennt nach proximalen, medialen und distalen Segmenten errechnet. Ferner wurden die Mittelwerte und die Standardabweichung der Stenosegrade der einzelnen Methoden ermittelt und die Differenz aufgezeigt.

Um eine lineare Beziehung erkennen zu können, wurde segmentbezogen der Korrelationskoeffizient nach Pearson errechnet. Der Korrelationskoeffizient ist ein dimensionsloses Maß für den Grad des linearen Zusammenhangs zwischen zwei mindestens **intervallskalierten Merkmalen**. Er kann lediglich Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Bei einem Wert von +1 (bzw. -1) besteht ein vollständig positiver (bzw. negativer) linearer Zusammenhang zwischen den betrachteten Merkmalen. Wenn der Korrelationskoeffizient den Wert 0 aufweist, hängen die beiden Merkmale nicht linear voneinander ab. Das Quadrat des Korrelationskoeffizienten nennt man Bestimmungsmaß. Es gibt in erster Näherung an, wieviel Prozent der Varianz durch die untersuchte Beziehung erklärt werden.

Ferner wurden die Sensitivität, die Spezifität, der positive sowie der negative Vorhersagewert ermittelt. Die Sensitivität ist die Wahrscheinlichkeit für eine positive Diagnose durch die Computertomographie, wenn der Patient auch in der Koronarangiographie ein pathologisches Ergebnis hat. Analog ist die Spezifität die Wahrscheinlichkeit für eine negative Diagnose, wenn der Patient nach der Koronarangiographie ebenfalls gesund ist.

Der positive Vorhersagewert ist die Wahrscheinlichkeit, dass eine Erkrankung tatsächlich vorliegt, wenn die Ergebnisse der Computertomographie pathologisch sind. Dagegen ist der negative Vorhersagewert die Wahrscheinlichkeit, dass die Erkrankung nicht vorliegt, wenn auch die Computertomographie keine Pathologie zeigt.

Vergleich der Subgruppen

Es wurden sowohl die Sensitivität und die Spezifität als auch der positive und negative Vorhersagewert für die einzelnen Subgruppen ermittelt, nachdem das Patientenkollektiv in Subgruppen unterteilt wurde. So wurde eine Unterteilung nach der Herzfrequenz vorgenommen. Dabei wurde zusätzlich nach Patienten mit Sinusrhythmus und Vorhofflimmern unterteilt. Des Weiteren wurde das Patientengut nach dem BMI unterteilt. Dabei wurde das Patientengut abhängig vom Body-Mass-Index in eine Gruppe mit einem BMI unter 30 kg/m² und eine Gruppe mit einem BMI über 30 kg/m² eingeteilt, um den Einfluss des Körpergewichts auf die Bildqualität und Aussagekraft erkennen zu können.

Bildqualität

Um die Bildqualität der erstellten Computertomographiebilder quantifizieren zu können, wurde segmentbezogen der Mittelwert errechnet und nach deren Lokalisation in proximale, mediale und distale Segmente untergliedert.

Ferner verglichen wir segmentbezogen die Bildqualität bei Sinusrhythmus mit der von Patienten bei Vorhofflimmern mittels eines zweiseitig unverbundenen T-Tests mit der Signifikanz von $\alpha=0,05\%$. Das Signifikanzniveau ist das Quantil der maximal zulässigen geschätzten Irrtumswahrscheinlichkeit und wird vor dem Test festgelegt.

Ebenso wurde die Patientenschar nach der Herzfrequenz zum Zeitpunkt der Computertomographie in 3 Subgruppen unterteilt und die Bildqualität nach der Herzfrequenz separiert errechnet.

Um diese Ergebnisse quantifizieren zu können, wurde das Patientengut nach der Herzfrequenz in eine Subgruppe mit einer Herzfrequenz unter 70/min und eine Subgruppe mit einer Frequenz über 70/min unterteilt und ebenfalls ein zweiseitig unverbundener T-Test mit der Signifikanz von $\alpha=0,05\%$ durchgeführt.

Um den Einfluss des Body-Mass-Index auf die Bildqualität darzustellen, wurde die Patientenschar nach dem BMI zum Zeitpunkt der stationären Aufnahme in 4 Subgruppen unterteilt und die Bildqualität getrennt voneinander bewertet. Ebenso wurde, um die Ergebnisse quantifizieren zu können, ein zweiseitiger, unverbundener T-Test mit einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05\%$ durchgeführt. Die Einteilung erfolgte in diesem Fall in eine Subgruppe mit einem BMI unter 30 kg/m^2 und eine Subgruppe mit einem BMI über 30 kg/m^2 .

3. Ergebnisse

In diese retrospektive Studie wurden 66 Patienten der Universitätsklinik Bonn eingeschlossen, bei denen vor einer elektiv geplanten Herzoperation eine Multi-Slice-Computertomographie sowie eine Koronarangiographie durchgeführt wurde.

3.1 Einweisungsdiagnose

Bei n=43 (65,2%) der 66 Patienten, die in diese Studie eingeschlossen sind, wurde eine Bypassoperation durchgeführt. Des Weiteren wurde bei n=12 (18,2%) eine Herzklappe operiert. Bei n=1 (1,5%) Patient wurde ein Myxom abgetragen und ebenfalls bei n=1 (1,5%) wurde eine Vorhofablation durchgeführt. Ferner wurden n=3 (4,6%) Patienten präoperativ als inoperabel eingestuft und bei n=6 (9,1%) Patienten ergab sich im Rahmen der präoperativen Diagnostik, dass zum jetzigen Zeitpunkt eine Operation nicht indiziert ist. Bei n=2 (3%) Patienten wurde gleichzeitig sowohl eine Bypass-Operation als auch eine Herzklappenoperation durchgeführt. Diese 2 Patienten wurden in die Untergruppe mit Bypassoperation eingerechnet (siehe Graph 1).

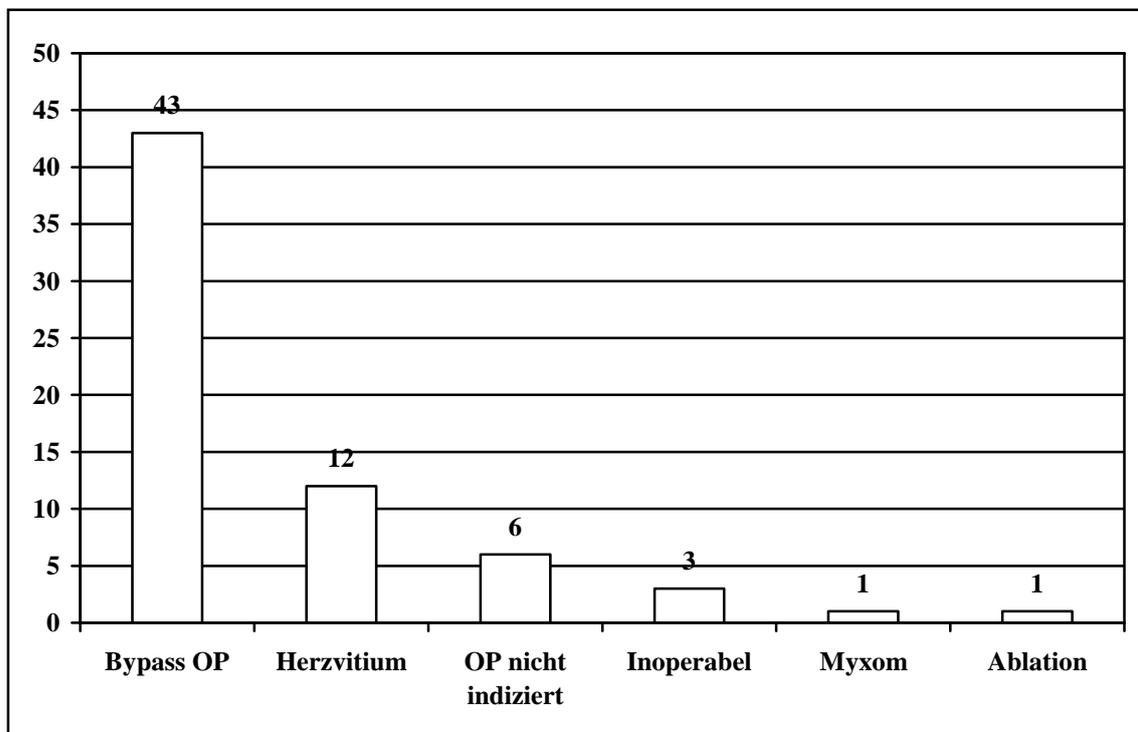


Abbildung 9: Durchgeführte Operationen im Patientengut

3.2 Demographische Daten

3.2.1 Geschlechterverteilung

Von den erfassten n=66 Patienten waren n=47 (71,2%) Männer und n=19 (28,8%) Frauen. Hieraus ergibt sich ein männlich/weiblich-Verhältnis von 2,47/1 (siehe Graph 02).

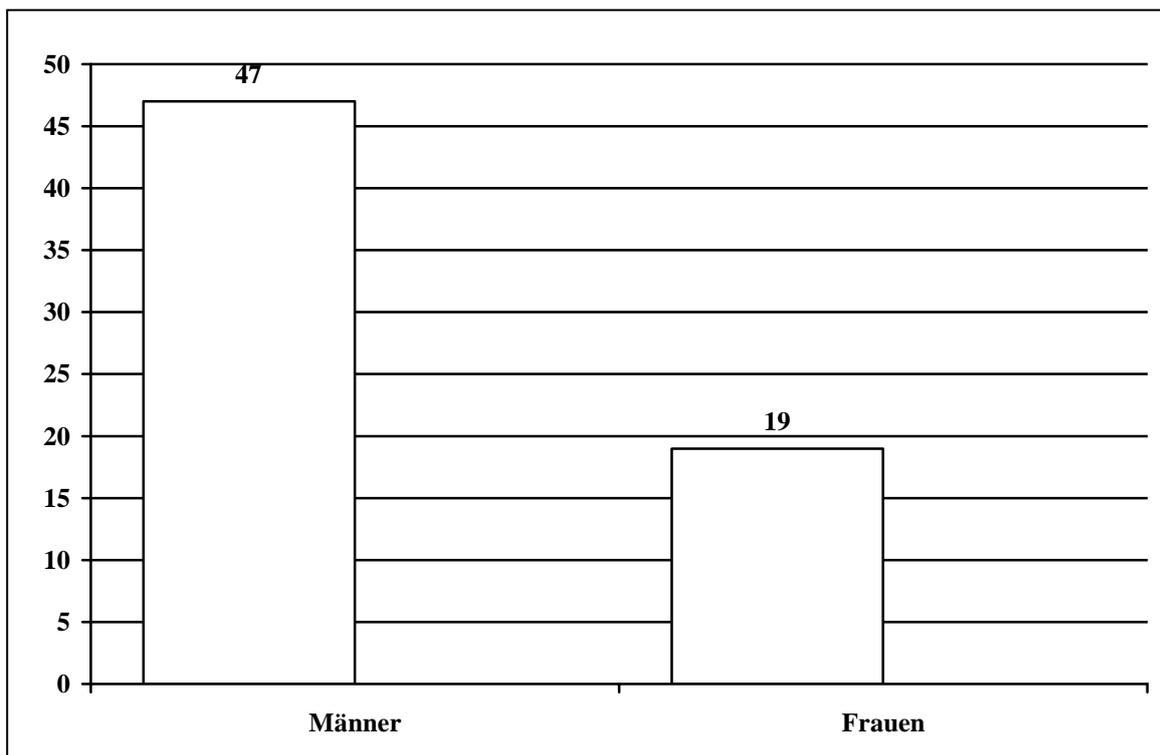


Abbildung 10: Geschlechterverteilung der erfassten Patienten

3.2.2 Altersverteilung

Der jüngste Patient war zum Zeitpunkt der Untersuchung 41 Jahre alt, der älteste erfasste Patient war 84 Jahre alt. Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Erfassung betrug 68 Jahre mit einer Standardabweichung von 9,9 Jahren (Graph 03).

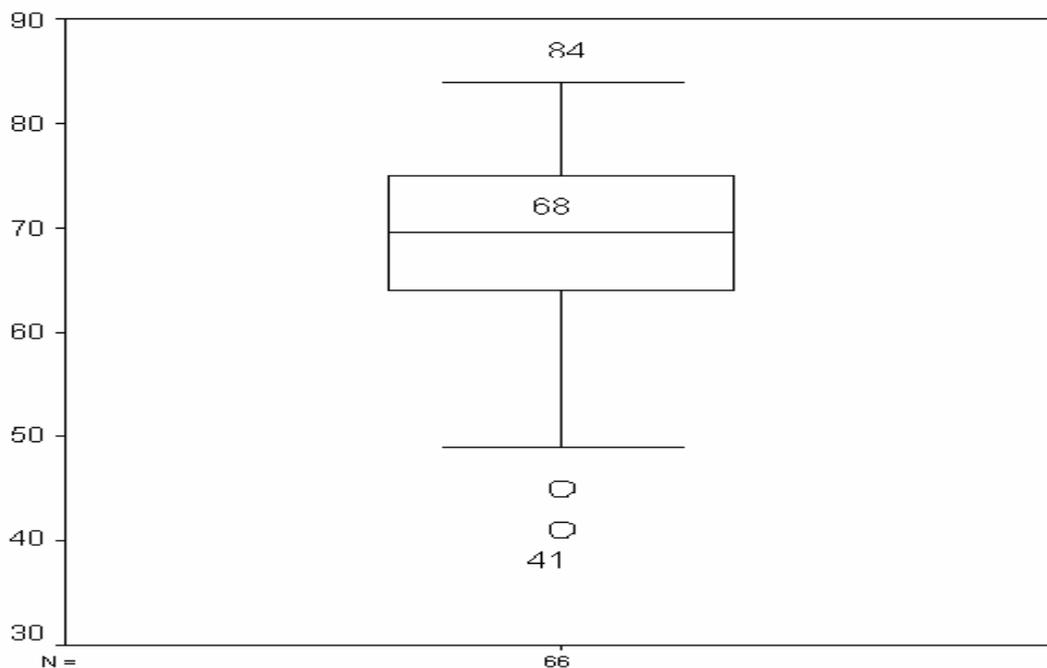


Abbildung 11: Minimum, Maximum, Mittelwert sowie Standardabweichung der Altersstruktur (in Jahren)

3.2.3 Begleiterkrankungen

Neben den Daten zur Erfassung der Ergebnisse der Koronarangiographie und der Computertomographie wurden von den Patienten relevante Erkrankungen und Risikofaktoren erfasst, die eine Entstehung der Koronarsklerose beeinflussen können oder Einfluss auf die Untersuchung und nachfolgende Auswertung haben.

Von den n=66 Patienten zeigten n=60 (90,9%) einen Hypertonus mit systolischen Werten über 140 mmHg und/oder diastolischen Werten über 90 mmHg oder waren unter antihypertensiver, medikamentöser Therapie.

Bei n=56 (84,8%) von n=66 Patienten lag zum Zeitpunkt der Befunderhebung eine Fettstoffwechselstörung im Blut vor (siehe Graph 03). Unter diese Definition fielen Patienten, deren Cholesterinspiegel im Blut über 200 mg/dl oder 5,2 mmol/l erhöht war. Ebenfalls gezählt wurden Patienten, die mit Statinen behandelt worden waren.

Ein weiterer Risikofaktor für die Entstehung einer koronaren Herzkrankheit ist der Diabetes mellitus.

Von den erfassten n=66 Patienten litten n=17 (25,8%) an einem Diabetes mellitus. Dabei hatten alle n=17 Patienten mit einem Diabetes mellitus auch erhöhte Blutdruckwerte. Bei n=5 (7,6%) von n=66 Patienten war eine leichtgradige Nierenfunktionsstörung bekannt.

Des Weiteren hatte n=1 (1,5%) der n=66 erfassten Patienten im Vorfeld einen Apoplex erlitten. Insgesamt n=10 (15,2%) der untersuchten n=66 Patienten litten an einer behandlungsbedürftigen Chronic Obstruktive Pulmonary Disease (COPD).

Von den erfassten n=66 Patienten hatten n=24 (36,4%) im Vorfeld einen Herzinfarkt erlitten. Bei n=8 (12,1%) der n=66 Patienten war in der Anamnese auf eine für die Untersuchung relevante Allergie verwiesen worden. Jedoch zeigte kein Patient eine allergische Reaktion auf das verwendete Kontrastmittel. Bei n=11 (16,7%) erfolgte in der Vorgeschichte eine Stentimplantation in die Koronararterien (siehe Graph 04).

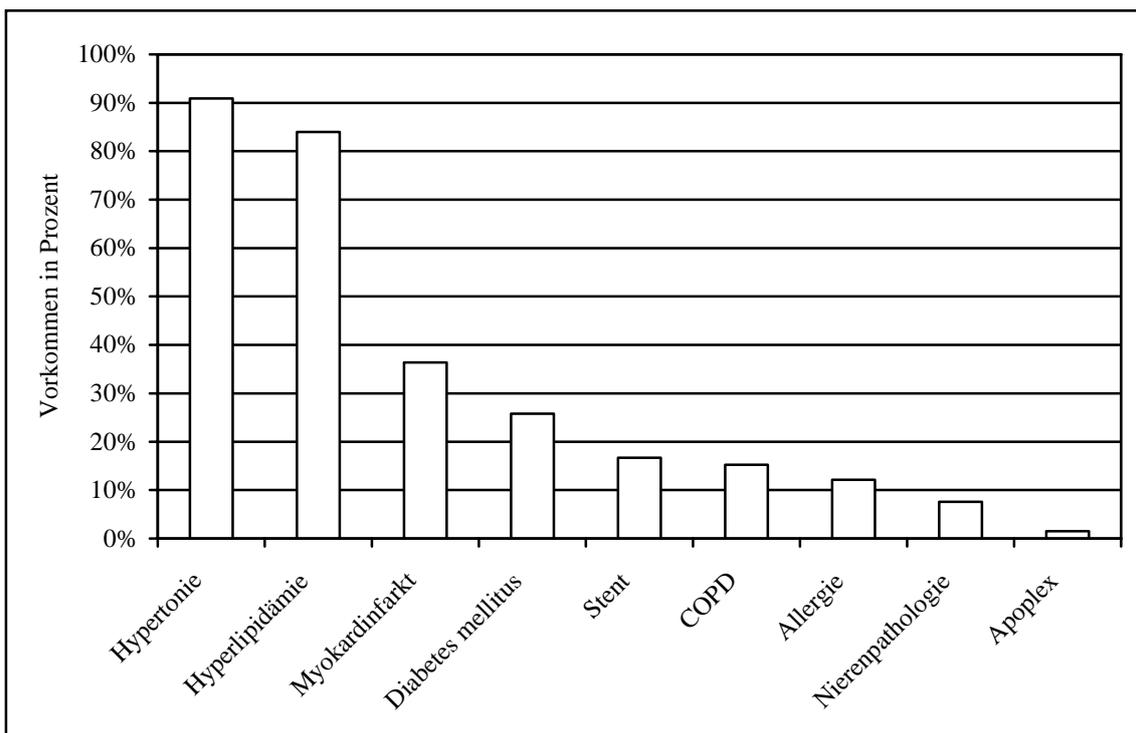


Abbildung 12: Begleiterkrankungen im Patientengut

3.2.4 Body-Mass-Index

Der BMI als Körpermasseindex ist definiert als das Körpergewicht in Kilogramm dividiert durch das Quadrat der Körpergröße in Metern und lässt indirekt die Fettmasse des Körpers erahnen.

Der Body Mass Index (=BMI) der erfassten n=66 Patienten lag zwischen einem BMI von 19 kg/m² und einem BMI von 41 kg/m². Der durchschnittliche BMI der Patienten lag bei 27,6 kg/m² bei einer Standardabweichung von 3,94 kg/m² (siehe Graph 4). Um den Einfluss des BMI auf die Bildqualität erkennen zu können wurden die Patienten im Rahmen der Untersuchung in Subgruppen unterteilt. Zum einen erfolgte die Unterteilung in 4 Subgruppen. Dabei wurde die Patientenschar in eine Subgruppe von 19 Patienten mit einem BMI unter 25 kg/m², eine Subgruppe von 27 Patienten mit einem BMI zwischen 26 kg/m² und 30 kg/m², eine Subgruppe von 13 Patienten mit einem BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² sowie eine Gruppe von 7 Patienten mit einem BMI über 36 kg/m² unterteilt. Um die Ergebnisse zu objektivieren wurde die Patientenschar zur Durchführung eines t-Tests in zwei Subgruppen unterteilt. Die Einteilung erfolgte dabei in eine Gruppe von 46 Patienten mit einem BMI unter 30 kg/m² und eine Gruppe von 20 Patienten mit einem BMI über 30 kg/m².

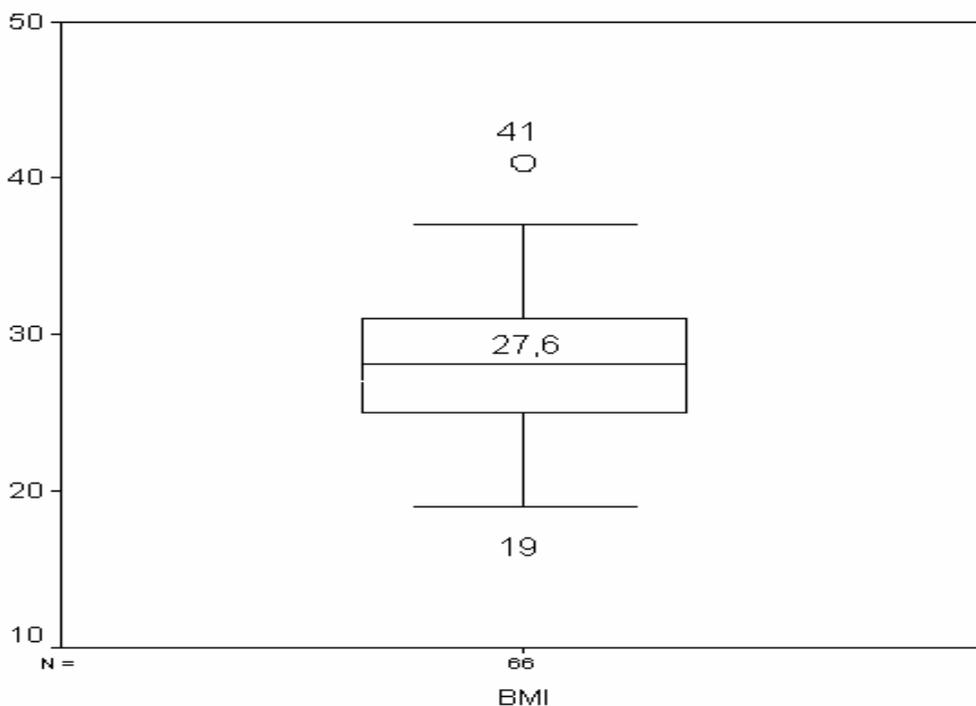


Abbildung 13: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung des BMI (Angaben in kg/m²)

3.2.5 Herzrhythmus

Um den Einfluss des Herzrhythmus auf die Bildqualität beurteilen zu können wurde das Patientengut nach der Herzfrequenz und dem Herzrhythmus während der Computertomographie aufgeteilt. Unterschieden wurden n=13 (19,7%) Patienten mit Vorhofflimmern von n=53 (80,3%) Patienten mit Sinusrhythmus (siehe Graph 6).

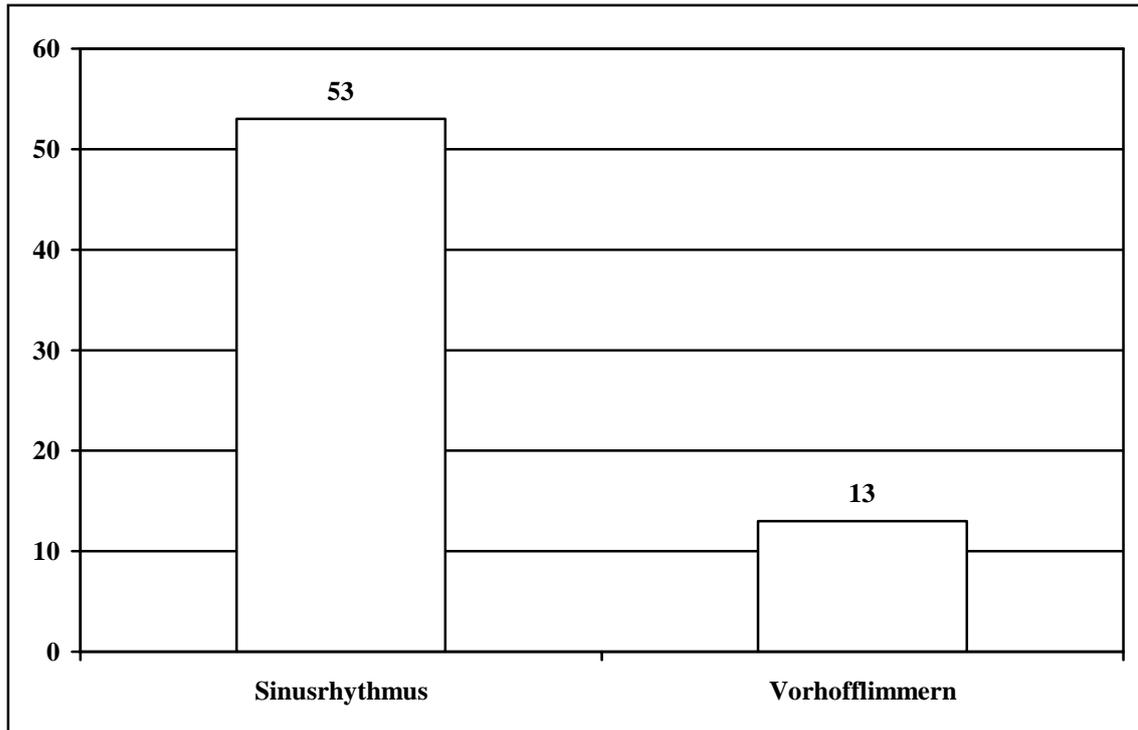


Abbildung 14: Unterteilung des Patientenguts nach dem Herzrhythmus

3.3 Ergebnisse de Koronarangiographie

In die Auswertung gingen bei n=66 Patienten insgesamt n=198 Gefäße und damit n=990 Segmente ein. Insgesamt wurden durch die Koronarangiographie n=198 (20%) über 50% stenosierte Gefäßsegmente erkannt.

3.3.1 Einteilung der Gefäßerkrankungen

Insgesamt wurden durch die Koronarangiographie n=9 (13,6%) koronare Ein-Gefäß-Erkrankungen, n=16 (24,2%) koronare Zwei-Gefäß-Erkrankungen und n=26 (39,4%) koronare Drei-Gefäß-Erkrankungen diagnostiziert. Dagegen konnte bei n=15 (22,7%) Patienten keine koronare Herzerkrankung erkannt werden (siehe Graph 7).

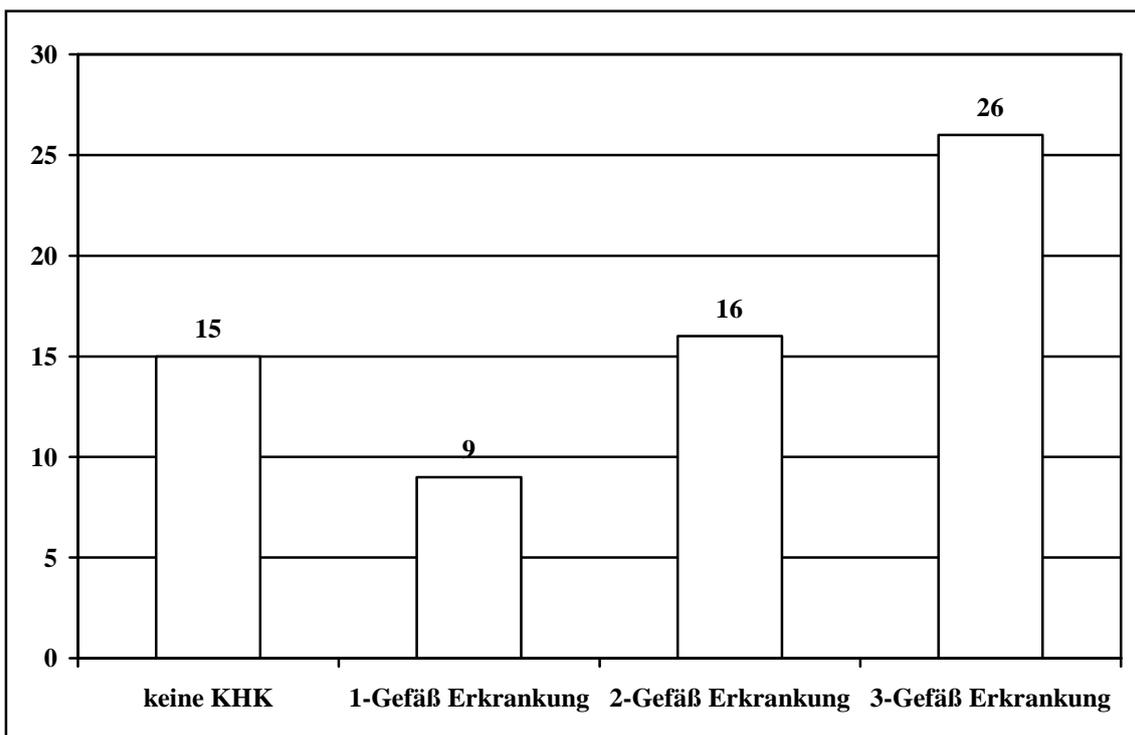


Abbildung 15: Einteilung der Gefäßerkrankungen in der Koronarangiographie

3.3.2 Segmentweise Stenosegrade

Die, durch die Koronarangiographie erkannten Stenosen, wurden segmentbezogen nach ihrer Häufigkeit ausgewertet.

Dabei wurde die Einteilung nach folgendem Schema vorgenommen:

1 = 0-24% (keine sichtbare Lumeneinengung)

2 = 25-49% (leichtgradige Stenose)

3 = 50-74% (mittelgradige Stenose)

4 = 75-99% (hochgradige Stenose)

5 = 100% (Gefäßverschluss)

In Segment 1 zeigte sich bei n=34 (51,5%) Patienten keine Stenose, n=16 (24,2%) Patienten hatten eine Lumeneinengung zwischen 26% und 49% und bei n=12 (18,2%) wurde eine Stenose zwischen 50% und 74% diagnostiziert. n=4 (6,1%) hatten eine Verengung zwischen 75% und 99% des Lumendurchmessers.

Der durchschnittliche Stenosegrad für alle Patienten lag in dem von uns verwendeten 5-Punkte-Scoresystem bei 1,8 mit einer Standardabweichung von 1.

Im Segment 2 diagnostizierte die Koronarangiographie bei n=21 (31,8%) Patienten keine Stenose, bei n=12 (18,2%) eine Stenose zwischen 26% und 49%, bei n=24 (36,4%) eine Stenose zwischen 50% und 74% und bei n=9 (13,6%) Patienten eine hochgradige Stenose von über 75%. Der durchschnittliche Stenosegrad lag im 2. Segment bei 2,3 und einer Standardabweichung von 1,1.

In Segment 3 hatten n=36 (54,5%) Patienten keine Stenose, n=22 (33,3%) hatten eine Stenose zwischen 26% und 49%, n=6 (9%) Patienten hatten eine Stenose zwischen 50% und 74% und bei n=2 (3%) lag ein Verschluss zwischen 75% und 99% vor.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,6 mit einer Standardabweichung von 0,8.

In Segment 4 lag bei n=47 (71,2%) keine Stenose vor, in n=15 (22,7%) Fällen eine Stenose von 26% bis 49%, in n=1 (1,5%) Fall eine Einengung von 50% bis 74% und in 3 Fällen eine Stenose von über 75%.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,4 und einer Standardabweichung von 0,7.

Im linken Hauptstamm, dem Segment 5 nach der AHA, zeigten n=40 (60,6%) keine Einengung, n=11 (16,7%) hatten eine Stenose zwischen 26% und 49%, n=12 (18,2%) eine zwischen 50% und 74% und n=3 (4,5%) hatten eine Stenose von über 75%.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,7 mit einer Standardabweichung von 1.

In Segment 6 lag bei n=11 (16,7%) keine Stenose vor, in n=21 (31,8%) Fällen eine zwischen 26% und 49%, bei n=22 (33,3%) eine zwischen 50% und 74% und in n=12 (18,2%) Fällen eine Einengung zwischen 75% und 99%.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag in dem von uns verwendeten 5-Punkte Scoresystem bei 2,5 mit einer Standardabweichung von 1.

In Segment 7 lag bei n=13 (19,7%) keine Stenose vor, bei n=31 (47%) Patienten eine Stenose zwischen 26% und 49%, bei n=14 (21,2%) zwischen 50% und 74% und in n=8 (12,1%) Fällen eine Einengung über 75%.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,3 mit einer Standardabweichung von 1.

Bei Segment 8 hatten n=41 (62,1%) Patienten keine Stenose, n=23 (34,8%) eine Stenose zwischen 26% und 49% und n=2 (3%) eine Stenose zwischen 50% und 74% des Lumendurchmessers.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,4 mit einer Standardabweichung von 0,6.

In Segment 9 hatten n=36 (54,5%) keine Stenose, n=14 (21,2%) eine Stenose zwischen 26% und 49%, n=12 (18,2%) eine Stenose zwischen 50% und 74% und n=4 (6,1%) eine hochgradige Stenose über 75%.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,7 mit einer Standardabweichung von 1.

In Segment 10 wurde bei n=44 (66,7%) keine Stenose, bei n=17 (25,8%) eine Einengung zwischen 26% und 49%, bei n=3 (4,5%) Patienten eine Stenose zwischen 50% und 74% und in n=2 (3%) Fällen eine hochgradige Stenose über 75% diagnostiziert.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,4 mit einer Standardabweichung von 0,7.

In Segment 11 wurde in n=23 (34,8%) Fällen keine Einengung, in n=20 (30,3%) eine Stenose zwischen 26% und 49%, in n=18 (27,3%) eine zwischen 50% und 74% und in n=4 (6,1%) Fällen eine Stenose über 91% erkannt. In n=1 (1,5%) Fall lag ein totaler Verschluss vor.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,1 und einer Standardabweichung von 1.

In Segment 12 lag bei n=33 (50%) keine Lumeneinengung, bei n=19 (28,8%) Patienten eine Stenose zwischen 26% und 49%, bei n=6 (9,1%) zwischen 50% und 74% und bei n=5 (12,1%) eine hochgradige Stenose über 75% vor. In n=3 (4,5%) Fällen lag ein totaler Verschluss vor.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag in dem von uns verwendeten 5-Punkte-Scoresystem bei 1,9 mit einer Standardabweichung von 1,1.

In Segment 13 zeigte sich in n=49 (74,2%) Fällen keine Stenose, in n=14 (21,2%) Fällen eine zwischen 26% und 49%, in n=2 (3%) eine Stenose zwischen 50% und 74% und in n=1 (1,5%) Fall eine hochgradige Stenose über 75%.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,3 und einer Standardabweichung von 0,6.

Im Segment 14 hatten n=60 (90,9%) keine Stenose, n=4 (6,1%) hatten eine Stenose zwischen 26% und 49% und je n=1 (1,5%) hatte eine Stenose zwischen 50% und 74% und zwischen 75% und 99%.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,1 mit einer Standardabweichung von 0,5.

Im Segment 15 lag bei n=60 (90,9%) keine Einengung vor, bei n=5 (7,6%) zeigte sich eine Einengung zwischen 26% und 49% und ein Patient hatte eine Stenose zwischen 75% und 99%.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,1 mit einer Standardabweichung von 0,4 (siehe Tabelle 1).

Segment		Stenosegrade				
		0%-25%	26%-49%	50%-74%	75%-99%	100%
RCA	1	34 (51,3%)	16 (24,2%)	12 (18,2%)	4 (6,1%)	0 (0%)
	2	21 (31,8%)	12 (18,2%)	24 (36,4%)	9 (13,6%)	0 (0%)
	3	36 (54,5%)	22 (33,3%)	6 (9%)	2 (3%)	0 (0%)
	4	47 (71,2%)	15 (22,7%)	1 (1,5%)	3 (4,5%)	0 (0%)
	5	40 (60,6%)	11 (16,7%)	12 (18,2%)	3 (4,5%)	0 (0%)
LAD	6	11 (16,7%)	21 (31,8%)	22 (33,3%)	12 (18,2%)	0 (0%)
	7	13 (19,7%)	31 (47%)	14 (21,2%)	8 (12,1%)	0 (0%)
	8	41 (62,1%)	23 (34,8%)	2 (3%)	0 (0%)	0 (0%)
	9	36 (54,5%)	14 (21,2%)	12 (18,2%)	4 (6,1%)	0 (0%)
	10	44 (66,7%)	17 (25,8%)	3 (4,5%)	2 (3%)	0 (0%)
RCX	11	23 (34,8%)	20 (30,3%)	18 (27,3%)	4 (6,1%)	1(1,5%)
	12	33 (50%)	19 (28,8%)	6 (9,1%)	5 (7,6%)	3 (4,5%)
	13	49 (74,2%)	14 (21,2%)	2 (3%)	1 (1,5%)	0 (0%)
	14	60 (90,9%)	4 (6,1%)	1 (1,5%)	1 (1,5%)	0 (0%)
	15	60 (90,9%)	5 (7,6%)	0 (0%)	1 (1,5%)	0 (0%)

Tabelle 1: Segmentweise getrennte absolute und relative Häufigkeit der Gefäßverschlussgrade

3.3.3 Stenosegrade nach Gefäßabschnitt

Von den insgesamt n=198 Stenosen lagen n=88 (44,4%) in den proximalen Gefäßabschnitten 1, 5, 6 und 11, n= 85 (42,9%) lagen in den medialen Gefäßabschnitten 2, 7, 9 und 12 und n= 25 (12,6%) lagen in den distalen Gefäßabschnitten 3, 4, 8, 10, 13, 14 und 15 (siehe Graph 8).

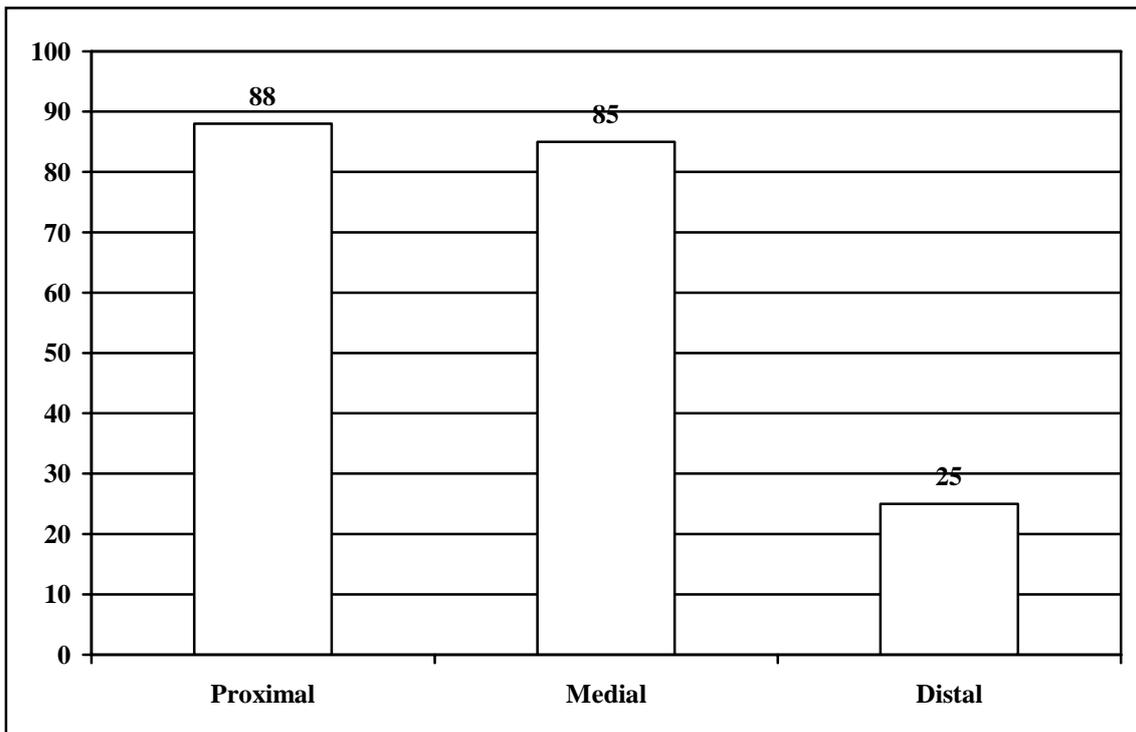


Abbildung 16: Lage der Stenosen der Koronarangiographie in den verschiedenen Gefäßabschnitten

3.4 Ergebnisse der Computertomographie

Insgesamt wurden durch die Computertomographie n=408 (41,2%) über 50% stenosierte Gefäßsegmente von 990 Segmenten insgesamt erkannt. Während der Auswertung stellten sich n=105 (10,6%) Segmente als nicht oder diagnostisch nur unzureichend darstellbar und damit nach unserer Definition als verschlossen dar.

3.4.1 Einteilung der Gefäßerkrankungen

Insgesamt wurden durch die Computertomographie n= 7 (10,6%) koronare Ein-Gefäß-Erkrankungen, n=15 (22,7%) koronare Zwei-Gefäß-Erkrankungen und n=42 (63,6%) koronare Drei-Gefäß-Erkrankungen diagnostiziert. Bei n=2 (3%) Patienten konnte keine koronare Herzerkrankung nachgewiesen werden (siehe Graph 9).

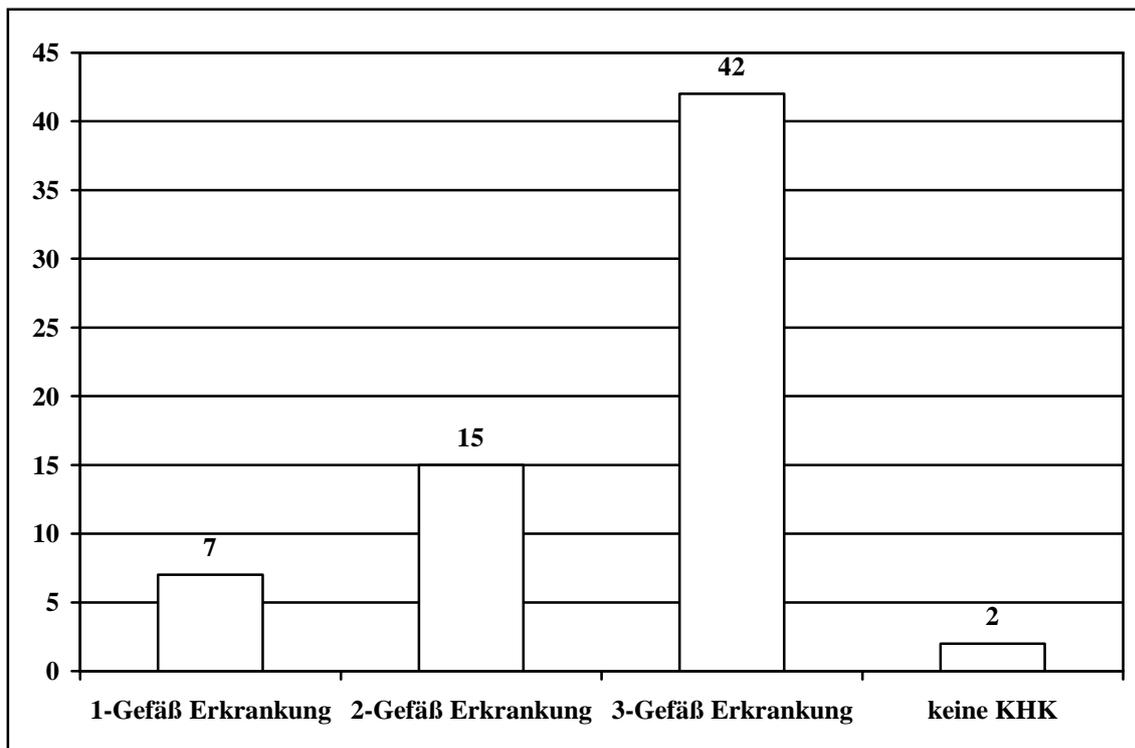


Abbildung 17: Einteilung der Gefäßerkrankungen durch die Multi-Slice CT

Um den Einfluss des Gefäßdurchmessers auf die Bewertung der Gefäßkrankheit abschätzen zu können, wurde zusätzlich die durch die Computertomographie diagnostizierte Gefäßkrankung unter Ausschluss der distalen Segmente 4, 10, 14 und 15 errechnet. Dabei wurden durch die Computertomographie nach unseren Kriterien n=7 (10,6%) koronare Ein-Gefäß-Erkrankungen, n=15 (22,7%) koronare Zwei-Gefäß-Erkrankungen und n=35 (53%) koronare Drei-Gefäß-Erkrankungen diagnostiziert. Dagegen konnte bei n=9 (13,6%) Patienten keine koronare Herzerkrankung erkannt werden (siehe Graph 10).

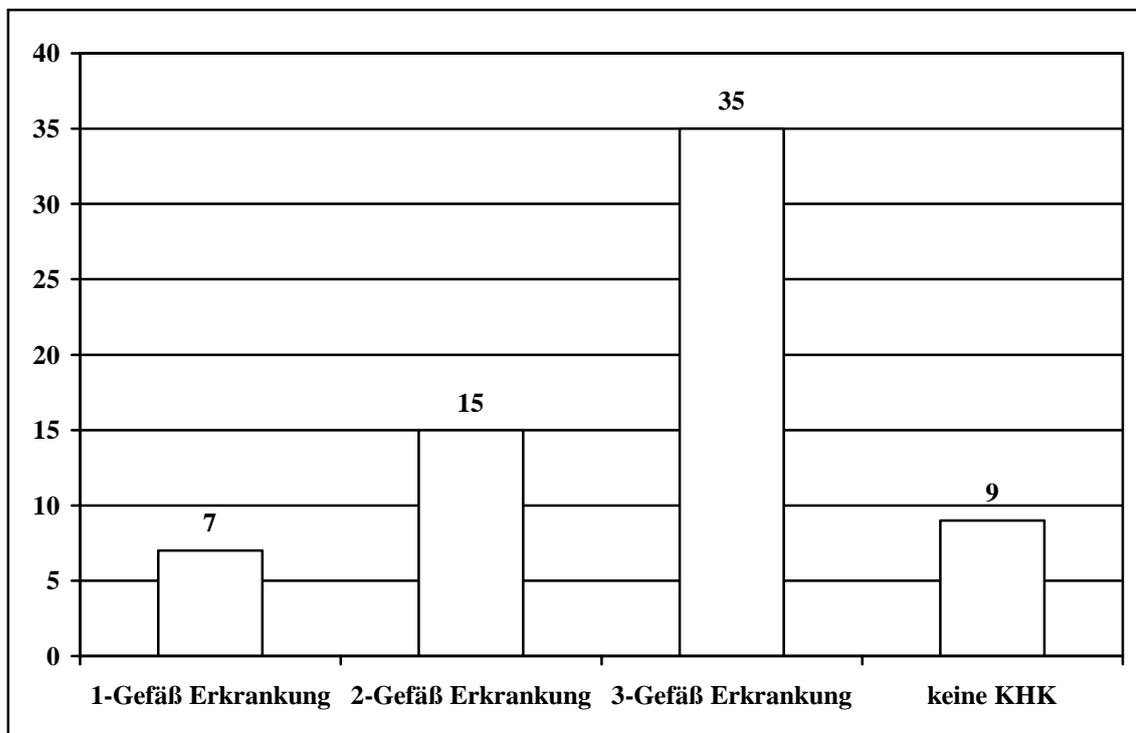


Abbildung 18: Einteilung der Gefäßkrankungen durch die Multi-Slice CT unter Ausschluss distaler Segmente

3.4.2 Segmentweise Stenosegrade

In Segment 1 lag bei n=19 (28,8%) Patienten keine Stenose, bei n=21 (31,8%) eine solche zwischen 26% und 49%, in n=20 (30,3%) Fällen eine solche zwischen 50% und 74% und in n=5 (7,6%) Fällen eine Stenose über 75% vor. In n=1 (1,5%) Fall lag ein totaler Verschluss vor.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag in dem von uns verwendeten 5-Punkte-Scoresystem bei 2,2 mit einer Standardabweichung von 1.

In Segment 2 wurde bei n=12 (18,2%) keine Lumeneinengung, bei n=15 (22,7%) eine zwischen 26% und 49%, bei n=25 (37,9%) eine zwischen 50% und 74% und in n=8 (12,1%) Fällen eine hochgradige Einengung über 75% diagnostiziert. In n=6 (9,1%) Fällen lag ein totaler Verschluss vor.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,7 mit einer Standardabweichung von 1,2.

In Segment 3 zeigten n=28 (42,4%) keine Stenose, n=18 (27,3%) eine Stenose zwischen 26% und 49%, n=7 (10,6%) eine zwischen 50% und 74% und in n=4 (6,1%) Fällen lag eine hochgradige Stenose über 75% des Lumendurchmessers vor. In n=9 (13,6%) Fällen lag ein totaler Verschluss vor. Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,2 mit einer Standardabweichung von 1,4.

In Segment 4 hatten n=27 (40,9%) Patienten keine Stenose, n=15 (22,7%) hatten eine Stenose zwischen 26% und 49%, n=5 (7,6%) hatten eine zwischen 50% und 74% und n=1 (1,5%) Patient hatte eine Stenose zwischen 75% und 99%. Bei n=18 (27,3%) war das Lumen komplett verschlossen oder nicht beurteilbar. Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,5 mit einer Standardabweichung von 1,7.

In Segment 5 lag bei n=27 (40,9%) keine Stenose vor, bei n=25 (37,9%) eine Stenose von 26% bis 49%, bei n=13 (19,7%) eine Stenose von 50% bis 74% und in n=1 (1,5%) Fall eine hochgradige Stenose von über 75 %.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,8 mit einer Standardabweichung von 0,8.

In Segment 6 wurde bei n=6 (9,1%) keine Stenose, bei n=19 (28,8%) eine zwischen 26% und 49%, in n=31 (47%) eine zwischen 50% und 74% und bei n=9 (13,6%) eine Stenose über 75% diagnostiziert. In n=1 (1,5%) Fall lag ein totaler Verschluss vor.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,7 mit einer Standardabweichung von 0,9.

In Segment 7 hatten n=6 (9,1%) keine Stenose, n=24 (36,4%) hatten eine Stenose zwischen 26% und 49%, n=27 (40,9%) hatten eine Stenose zwischen 50% und 74% und n= 8 (12,1%) hatten eine Stenose über 75%. In n=1 (1,5%) Fall lag ein totaler Verschluss vor.

Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,6 mit einer Standardabweichung von 0,9.

Bei Segment 8 wurde bei n=37 (56%) Patienten keine Stenose, bei n=16 (24,2%) eine zwischen 26% und 49%, in n=8 (12,1%) Fällen eine Stenose zwischen 50% und 74% und in n=2 (3%) eine Stenose zwischen 75% und 99% diagnostiziert. In n=3 (4,5%) Fällen lag ein kompletter Verschluss vor. Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 1,7 mit einer Standardabweichung von

1,1. In Segment 9 lag bei n=19 (28,8%) Patienten keine Einengung, in n=27 (40,9%) Fällen eine zwischen 26% und 49%, in n=11 (16,7%) Fällen eine Einengung zwischen 50% und 74% und in n=4 (6,1%) Fällen eine Stenose zwischen 75% und 99% vor. Ein kompletter Verschluss lag in n=5 (7,6%) Fällen vor. Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,2 mit einer Standardabweichung von 1,2. In Segment 10 hatten n=21 (31,8%) Patienten keine Stenose, n=16 (24,2%) hatten eine Stenose zwischen 26% und 49%, n=6 (9,1%) hatten eine Stenose zwischen 50% und 74% und n=4 (6,1%) hatten eine Einengung zwischen 75% und 99%. Bei n=19 (28,8%) Patienten lag ein Verschluss vor. Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,7 mit einer Standardabweichung von 1,7.

In Segment 11 wurde bei n=16 (24,2%) Patienten keine Stenose, bei n=21 (31,8%) Patienten eine zwischen 26% und 49%, bei n=22 (33,3%) eine zwischen 50% und 74% und bei n=6 Patienten eine hochgradige Stenose über 75% erkannt. In n=1 (1,5%) Fall lag ein totaler Verschluss vor. Der durchschnittliche Stenosegrad lag in dem von uns verwendeten 5-Punkte-Scoresystem bei 2,3 mit einer Standardabweichung von 1.

In Segment 12 lag bei n=21 (31,8%) Patienten keine Stenose, bei n=27 (40,9%) eine zwischen 26% und 49%, bei n=11 (16,7%) eine zwischen 50% und 74% und in n=3 (4,5%) Fällen eine Stenose über 75% vor. In n=4 (6,1%) Fällen lag ein totaler Verschluss vor. Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,1 mit einer Standardabweichung von 1,1.

In Segment 13 hatten n=38 (57,6%) Patienten keine Stenose, n=10 (15,2%) hatten eine Stenose zwischen 26% und 49%, n=2 (3%) hatten eine zwischen 50% und 74% und n=4 (6,1%) hatten eine Stenose zwischen 75% und 99%. Ein Verschluss lag in n=12 (18,2%) Fällen vor. Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 2,1 mit einer Standardabweichung von 1,6.

In Segment 14 wurde bei n=19 (28,8%) Fällen keine Stenose, in n=3 (4,5%) Fällen eine Stenose zwischen 26% und 49%, in n=2 (3%) Fällen eine Stenose zwischen 50% und 74% und in n=1 (1,5%) Fall eine Stenose zwischen 75% und 99% diagnostiziert. In n= 41 (62,1%) Fällen lag ein Verschluss vor. Der durchschnittliche Stenosegrad lag bei 3,6 mit einer Standardabweichung von 1,8. In Segment 15 lag in n=21 (31,8%) Fällen keine Stenose, in n=7 (10,6%) eine Stenose zwischen 26% und 49%, in n=3 (4,5%) eine Einengung zwischen 50% und 74% und in n=1 (1,5%) Fall eine Stenose zwischen 75% und 99% vor. In n=34 (51,5%) Fällen wurde das Gefäß als komplett verschlossen gewertet. Der durchschnittliche Stenosegrad lag in dem von uns verwendeten 5-Punkte-Scoresystem bei 3,3 mit einer Standardabweichung von 1,8 (siehe Tabelle 2).

		Stenosegrade				
		0%-25%	26%-49%	50%-74%	75%-99%	100%
RCA	1	19 (28,8%)	21(31,8%)	20 (30,3%)	5 (7,6%)	1 (1,5%)
	2	12 (18,2%)	15 (22,7%)	25 (37,9%)	8 (12,1%)	6 (9,1%)
	3	28 (42,4%)	18 (27,3%)	7 (10,6%)	4 (6,1%)	9 (13,6%)
	4	27 (40,9%)	15 (22,7%)	5 (7,6%)	1 (1,5%)	18 (27,3%)
LM	5	27 (40,9%)	25 (37,9%)	13 (19,7%)	1 (1,5%)	0 (0%)
LAD	6	6 (9,1%)	19 (28,8%)	31 (47%)	9 (13,6%)	1 (1,5%)
	7	6 (9,1%)	24 (36,4%)	27 (40,9%)	8 (12,1%)	1 (1,5%)
	8	37 (56%)	16 (24,2%)	8 (12,1%)	2 (3%)	3 (4,5%)
	9	19 (28,8%)	27 (40,9%)	11 (16,7%)	4 (6,1%)	5 (7,6%)
	10	21 (31,8%)	16 (24,2%)	6 (9,1%)	4 (6,1%)	19 (28,8%)
RCX	11	16 (24,2%)	21 (31,8%)	22 (33,3%)	6 (9,1%)	1 (1,5%)
	12	21 (31,8%)	27 (40,9%)	11 (16,7%)	3 (4,5%)	4 (6,1%)
	13	38 (57,6%)	10 (15,2%)	2 (3%)	4 (4,1%)	12 (18,2%)
	14	19 (28,8%)	3 (4,5%)	2 (3%)	1 (1,5%)	41 (62,1%)
	15	21 (31,8%)	7 (10,6%)	3 (4,5%)	1 (1,5%)	34 (51,5%)

Tabelle 2: Segmentweise getrennte absolute und relative Häufigkeit der Gefäßverschlussgrade im MSCT

3.4.3 Stenosegrade nach Gefäßabschnitt

Von den insgesamt n= 408 Stenosen lagen n=110 (27%) in den proximalen Gefäßabschnitten 1, 5, 6 und 11,

n= 113 (27,7%) lagen in den medialen Gefäßabschnitten 2, 7, 9 und 12 und n= 185 (45,3%) lagen in den distalen Gefäßabschnitten 3, 4, 8, 10, 13, 14 und 15 (siehe Graph 11).

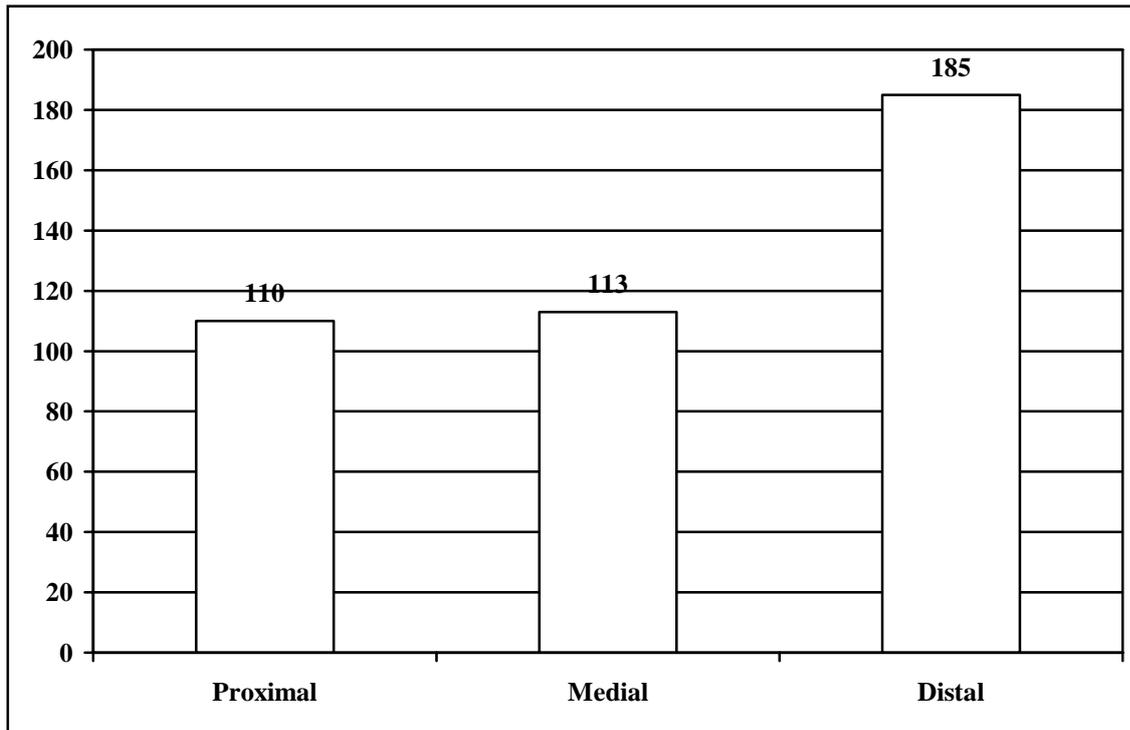


Abbildung 19: Lage der Stenosen in den verschiedenen Gefäßabschnitten im MSCT

3.5 Vergleich der Methoden

3.5.1 Differenz der Gefäßerkrankungen

Durch die Koronarangiographie wurden bei n= 9 (13,6%) Patienten eine koronare Ein-Gefäßerkrankung diagnostiziert. Dagegen zeigten sich bei der Computertomographie n=7 (10,6%) Patienten mit einer Ein-Gefäßerkrankung. Schließt man in der Computertomographie sowie in der Koronarangiographie die distalen Segmente 4, 10, 14 und 15 aus der Wertung aus bleiben in der Computertomographie n=7 (10,6%) Patienten mit einer Ein-Gefäßerkrankung (siehe Graph 12). Die Ergebnisse der Koronarangiographie bleiben dabei unverändert. Dabei wurde durch die Computertomographie in nur einem Fall (11%) die korrekte Diagnose gestellt. In n=8 (89%) Fällen wurde der Stenosegrad zu hoch bewertet. Schließt man die distalen Segmente 4, 10, 14 und 15 aus der Wertung aus wurde die Diagnose in zwei Fällen (22%) richtig gestellt. Dabei wurde der Stenosegrad in n= 5 (56%) Fällen überschätzt, in n= 2 (22%) Fällen unterschätzt (Graph 12,13).

Des weiteren zeigte sich bei n=16 (24%) Patienten in der Koronarangiographie eine koronare Zwei-Gefäßerkrankung. Durch die Computertomographie wurden n= 15 (22,7%) Zwei-Gefäßerkrankungen erkannt und unter Ausschluss der Segmente 4, 10, 14 und 15 ebenfalls n=15 (22,7%). Dabei wurde durch die Computertomographie in n=6 Fällen (37%) die korrekte Diagnose einer 50%igen Stenose gestellt.

Bei n= 9 (57%) Patienten wurde sie Stenose überschätzt, bei n= 1 (6%) Patienten wurde sie unterschätzt. Schließt man die distalen Segmente 4, 10, 14 und 15 aus der Wertung aus wurde die Diagnose ebenfalls in n=6 Fällen (37%) richtig gestellt siehe. Hier wurde die Stenose in n= 8 (50%)Fällen überschätzt, in n=2 (13%) unterschätzt. (Graph 12,13).

Ferner wurde durch die Angiographie insgesamt n=26 (39,4%) mal die Diagnose einer koronaren Drei-Gefäß-Erkrankung gestellt. Die Computertomographie stellte n=42 (63,6%) Patienten diese Diagnose aus, die Computertomographie ohne die Segmente 4, 10, 14 und 15 insgesamt n=35 (12,1%) (siehe Graph 12). Dabei wurde durch die Computertomographie in n=25 Fällen (96%) die korrekte Diagnose gestellt. In n=1 (4%) Fall wurde die Stenose unterschätzt. Schließt man die

distalen Segmente 4, 10, 14 und 15 aus der Wertung aus, wurde die Diagnose in n=22 Fällen (85%) richtig gestellt. Hier wurde die Stenose in n=4 (15%) Fällen unterschätzt (Graph 12, 13).

Die Koronarangiographie erkannte bei n=15 (22,7%) Patienten nach unserer Definition keine KHK, bei der Computertomographie wurde bei n=2 (3%) Patienten keine KHK diagnostiziert und bei n=9 (13,6%) in der Computertomographie ohne die Segmente 4, 10, 14 und 15 (siehe Graph 12). Dabei wurde durch die Computertomographie in n=2 Fällen (13%) eine koronare Herzerkrankung korrekt ausgeschlossen. Bei n=13 (87%) Untersuchungen wurde die Stenose überschätzt. Schließt man die distalen Segmente 4, 10, 14 und 15 aus der Wertung aus, wurde die richtige Diagnose in n=4 Fällen (27%) richtig gestellt. Hier wurde die Stenose in n=11 (73%) Fällen überschätzt (Graph 12, 13). Dabei muss man berücksichtigen, dass nicht darstellbare Segmente als verschlossen gewertet werden.

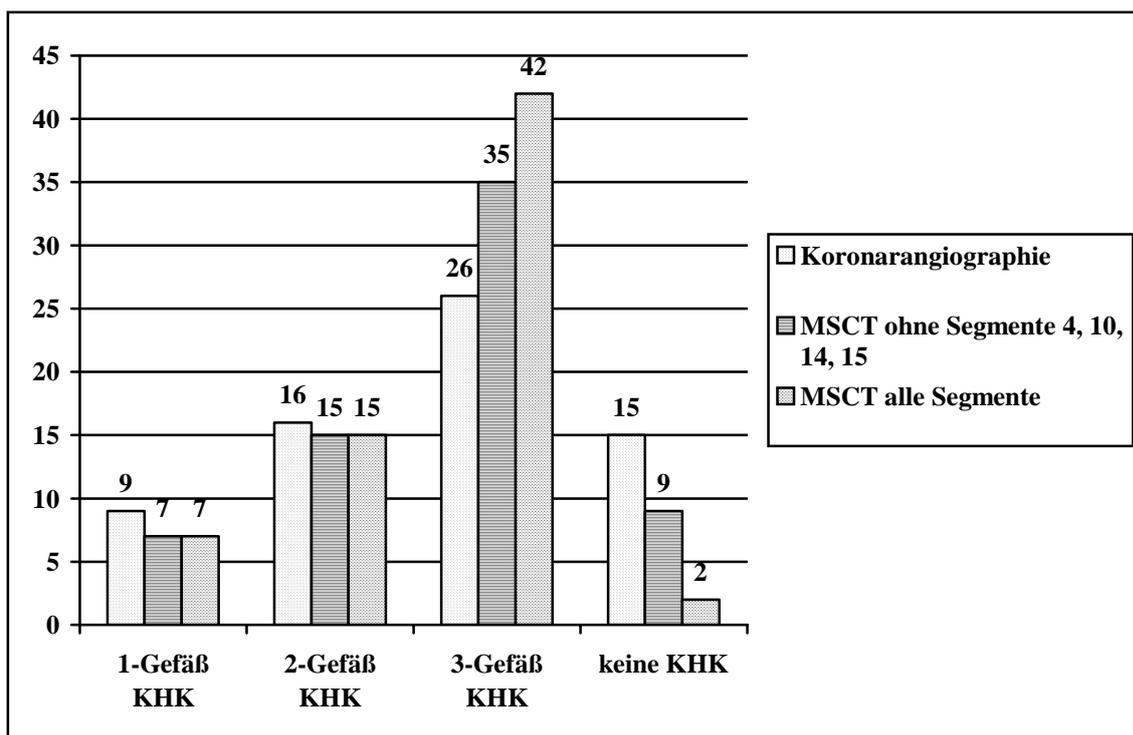


Abbildung 20: Anzahl der, durch die verschiedenen Methoden erkannten Gefäßstenosen

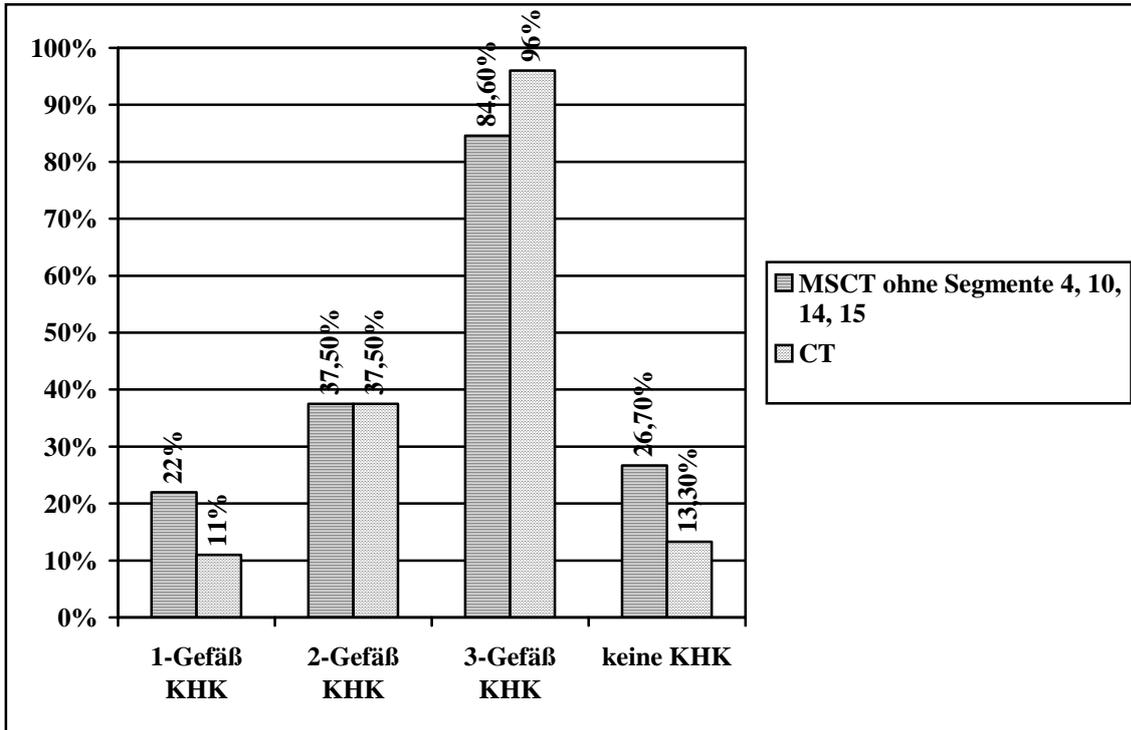


Abbildung 21: Spezifität der Computertomographie in der Einordnung von Gefäßstenosen

3.5.2 Differenz von Stenosegraden im CT und der Koronarangiographie

Um die Qualität der Computertomographie in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung darzustellen wurden die absoluten Häufigkeiten der Stenosen über 50% sowie über 75% nach dem Segmenten getrennt errechnet (Tabelle 3).

Segment	Koronarangiographie	MSCT	Koronarangiographie	MSCT
	Stenose über 50%	Stenose über 50%	Stenose über 75%	Stenose über 75%
1	16	26	4	6
2	33	38	8	14
3	8	19	2	13
4	4	24	3	18
5	15	14	3	1
6	32	41	12	10
7	22	36	7	9
8	2	13	0	5
9	16	20	4	9
10	5	29	2	23
11	21	29	5	7
12	14	18	8	7
13	3	18	1	16
14	2	44	1	41
15	1	37	1	35

Tabelle 3: Absoluten Häufigkeiten der Stenosen über 50% sowie über 75%

Um die Ergebnisse der verschiedenen Methoden zur Diagnose einer koronaren Herzerkrankung zu vergleichen, wurde die Abweichung der Stenosegrade errechnet.

Die durchschnittliche Abweichung der Stenosegrade, die durch das Multi-Slice CT im Vergleich zu der Koronarangiographie ermittelt wurde, liegt im Segment 1 bei 0,5 mit einer Standardabweichung von 0,7. Im Segment 2 liegt sie bei einer Abweichung von 0,7 und einer Standardabweichung von 0,8. Im Segment 3 beträgt die Abweichung 0,8 mit einer Standardabweichung von 1,2. In Segment 4 unterscheiden sich die Stenosegrade im Schnitt um 1,3 mit einer Standardabweichung von 1,6. In Segment 5 liegt die Abweichung bei 0,6 und einer Standardabweichung von 0,7. In Segment 6 beträgt die Abweichung 0,6 mit einer Standardabweichung von 0,7. Im 8. Segment beträgt der durchschnittliche Abstand 0,5 bei einer Standardabweichung von 0,9. In Segment 9 liegt die Abweichung bei 0,9 mit einer Standardabweichung von ebenfalls 0,9. Die Abweichung in Segment 10 beträgt 1,4 mit einer Standardabweichung von 1,5. Sie liegt in Segment 11 bei 0,4 und einer Standardabweichung von 0,7. Im 12. Segment beträgt die Abweichung 0,6 mit einer Standardabweichung von 0,8. In Segment 13 unterscheiden sich die Stenosegrade um 1,1 mit einer Standardabweichung von 1,4. In Segment 14 liegt die Abweichung durchschnittlich bei 2,5 mit einer Standardabweichung von 1,8. Die Abweichung in Segment 15 beträgt 2,2 mit einer Standardabweichung von 1,9.

Die durchschnittliche Abweichung aller proximalen Segmente liegt bei der MSCT um 0,5 höher als bei der Koronarangiographie. Die Standardabweichung liegt bei 0,7.

Die durchschnittliche Abweichung der medialen Gefäße liegt um 0,7 höher. Die Standardabweichung liegt bei 0,8.

Bei den distalen Segmenten liegt die Abweichung 1,4 höher mit einer Standardabweichung von 1,5.

3.5.3 Korrelationskoeffizient nach Pearson

Rechte Koronararterie

In den Segmenten 1 bis 3 sind die Ergebnisse von der Koronarangiographie und dem MSCT mit 0,71 (Segment 1), 0,589 (Segment 2) und 0,412 (Segment 3) nach dem Korrelationskoeffizienten nach Pearson auf dem Signifikanzniveau von 0,01 positiv korreliert.

Das Bestimmungsmaß liegt für Segment 1 bei 0,504, für das Segment 2 bei 0,35 und für das Segment 3 bei 0,17.

Dagegen kann man in Segment 4 der rechten Koronararterie bei einem Korrelationskoeffizienten von 0,12 und einem Bestimmungsmaß von 0,01 nicht von einer Korrelation ausgehen.

Linke Koronararterie

In den Segmenten 5 bis 12 sind die Ergebnisse der Koronarangiographie und des CT auf dem Signifikanzniveau von 0,01 nach Pearson positiv korreliert. Sie betragen in Segment 5 0,517, in Segment 6 0,548, in Segment 7 0,6, in Segment 8 0,549, in Segment 9 0,336, in Segment 10 0,312, in Segment 11 0,649 und in Segment 12 0,61. Die Bestimmungsmaße betragen für Segment 5 0,27, für Segment 6 0,3, für Segment 7 0,36, für Segment 8 0,3, für Segment 9 0,11, für Segment 10 0,09, für Segment 11 0,42 und in Segment 12 0,37.

In den Segmenten 13 bis 15 liegt nach Pearson bei Werten von 0,166 (Segment 13), 0,158 (Segment 14) und 0,011 (Segment 15) keine Korrelation vor. Das Bestimmungsmaß liegt dabei bei Segment 13 bei 0,03, bei Segment 14 bei 0,02 und bei Segment 05 bei 0,0001.

3.5.4 Segmentweise und abschnittsweise Sensitivität und Spezifität

In dieser Arbeit wurden insgesamt 990 Segmente (66 Patienten x 15 Segmente) zur Beurteilung verwendet.

Des Weiteren wurde eine relevante Stenose zum einen über 50% des Lumendurchmessers und zum anderen über 75% definiert und getrennt ausgewertet.

Legt man eine Stenose von 50% zu Grunde, wurden von der Koronarangiographie n=198 Stenosen diagnostiziert. Das MSCT entdeckte davon n=158 (=80%). n= 40 (20%) Stenosen wurden durch die Computertomographie übersehen oder als zu niedrig bewertet. Die Rate an falsch positiven Ergebnissen liegt bei n=250 Stenosen. Das liegt unter anderem an der Konvention, nicht darstellbare Segmente als verschlossen zu werten. Bei einer Stenose über 75% entdeckte die Angiographie n=63 und das MSCT von diesen n=37 (59%). Hier liegt die Rate an falsch positiven Ergebnissen bei n=178 Stenosen. n= 26 (41%) der Stenosen wurden durch die MSCT nicht erkannt.

Segment	Sensitivität 50%	Spezifität 50%	Segment	Sensitivität 75%	Spezifität 75%
1	93,75%	78,00%	1	100%	96,77%
2	81,82%	63,64%	2	77,78%	87,72%
3	100%	79,31%	3	50%	81,25%
4	50,00%	64,52%	4	66,67%	73,02%
5	46,67%	86,27%	5	0%	98,41%
6	82,35%	59,38%	6	50%	92,59%
7	95,45%	65,91%	7	25%	87,93%
8	100 %	82,81%	8	92,42%	Nicht errechenbar
9	56,25%	78,00%	9	50%	88,71%
10	80,00%	60,66%	10	100%	70,31%
11	82,61%	76,74%	11	60%	93,44%
12	78,57%	86,54%	12	62,5%	96,55%
13	66,67%	74,60%	13	100%	76,92%
14	100%	34,38%	14	100%	36,92%
15	100 %	43,08%	15	100%	47,69%
Insgesamt	79,80%	68,43%	Insgesamt	58,73%	80,82%

Tabelle 4: Segmentweise getrennte Sensitivität und Spezifität

Wertet man eine Stenose über 50% als relevant, liegt die durchschnittliche Sensitivität über alle Segmente bei 79,8% und die durchschnittliche Spezifität bei 68,43%. Der positive Vorhersagewert liegt bei 38,73%, der negative Vorhersagewert bei 93,13%.

In den proximalen Segmenten liegt die Sensitivität bei 78,41% und die Spezifität bei 76,7%. Der positive Vorhersagewert beträgt 62,73% und der negative 87,66%.

In den medialen Segmenten beträgt die Sensitivität 80%, die Spezifität 74,68%, der positive Vorhersagewert 60,18% und der negative Vorhersagewert 88,74%.

In den distalen Segmenten liegt die Sensitivität bei 84% und die Spezifität bei 62,47%. Positiver und negativer Vorhersagewert betragen 11,35% und 98,56%.

Werden die Stenosen über 75% als Ereignis gewertet, liegt die Sensitivität bei 58,73% und die Spezifität bei 80,82%. Der positive Vorhersagewert liegt dabei bei 17,21% und der negative bei 96,65%.

In den proximalen Segmenten liegt die Sensitivität bei 54,17% und die Spezifität bei 95,42%. Der positive Vorhersagewert beträgt 54,17% und der negative 95,42%.

In den medialen Segmenten beträgt die Sensitivität 55,17%, die Spezifität 90,21%, der positive Vorhersagewert 41,03% und der negative Vorhersagewert 94,22%.

In den distalen Segmenten liegt die Sensitivität bei 80% und die Spezifität bei 68,36%. Positiver und negativer Vorhersagewert betragen 5,3% und 99,36%.

3.6. Vergleich der Subgruppen

3.6.1 Vergleich zu Patienten mit Vorhofflimmern

Unter den untersuchten Patienten befanden sich n=13 Patienten mit Vorhofflimmern. Die Ergebnisse dieser Patienten wurden mit den Ergebnissen jener Patienten verglichen, bei denen zum Zeitpunkt der Untersuchung ein Sinusrhythmus vorlag.

Bei den Patienten mit Vorhofflimmern wurden Stenosen über 50% mit einer Sensitivität von 91%, einer Spezifität von 50%, einem positiven Vorhersagewert von 26% und einem negativen Vorhersagewert von 96% erkannt. Bei den Patienten mit Sinusrhythmus wurden diese Stenosen mit einer Sensitivität von 76%, einer Spezifität von 75%, einem positiven Vorhersagewert von 45% und einem negativen von 92% erkannt (siehe Graph 14).

Stenosen über 75% wurden bei Patienten mit Vorhofflimmern mit einer Sensitivität von 86%, einer Spezifität von 72% sowie einem positiven und negativen Vorhersagewert von 19% bzw. 98% erkannt.

Bei Patienten mit Sinusrhythmus lagen die Werte für die Sensitivität bei 45%, für die Spezifität bei 84%, für den positiven Vorhersagewert bei 16% und für den negativen Vorhersagewert bei 96%.

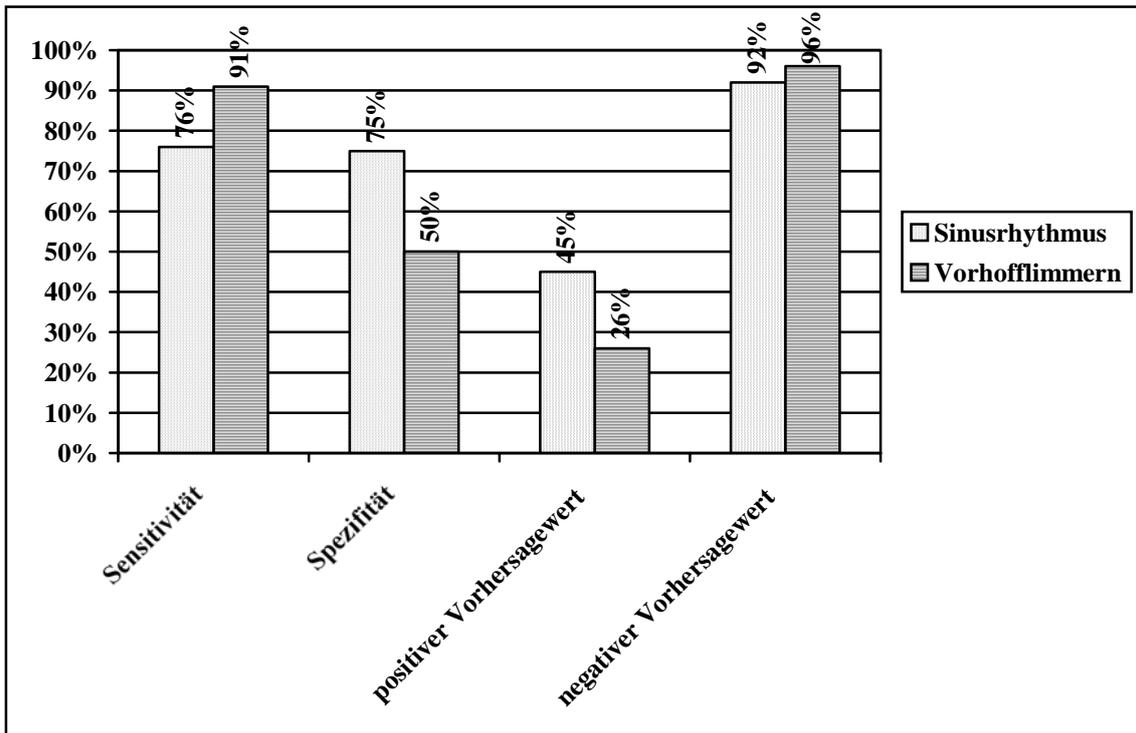


Abbildung 22: Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer Vorhersagewert bei Patienten mit Vorhofflimmern

3.6.2 Vergleich mit variabler Herzfrequenz

Um den Einfluss der Herzfrequenz zum Zeitpunkt der Computertomographie auf die Ergebnisse zu erkennen, wurden die Daten getrennt nach der Herzfrequenz ausgewertet. Dabei wurden die Patienten mit Vorhofflimmern aus der Wertung ausgeschlossen. Von den übrigen n=53 Patienten lag die Herzfrequenz zum Zeitpunkt der Computertomographie bei n=10 (19%) unter 70/min, bei n=37 (70%) Patienten bei Frequenzen zwischen 71/min und 90/min und bei n=6 (11%) über 91/min.

Dabei wurden Stenosen von 50% durch die Computertomographie bei einer Herzfrequenz unter 70/min mit einer Sensitivität von 69%, einer Spezifität von 86%, einem positiven Vorhersagewert von 64% und einem negativen Vorhersagewert von 89% im Vergleich zur Koronarangiographie erkannt.

Bei einer Herzfrequenz zwischen 71 und 90 Schlägen pro Minute lagen die Sensitivität bei 70%, die Spezifität bei 77%, der positive Vorhersagewert bei 39% und der negative Vorhersagewert bei 92%.

Lag die Herzfrequenz zum Zeitpunkt der Untersuchung über 91/min, ergaben sich eine Sensitivität von 100%, eine Spezifität von 59%, ein positiver Vorhersagewert von 50% und ein negativer Vorhersagewert von 100%. Allerdings ist das Patientenkollektiv gering (siehe Graph 15).

Stenosen über 75% wurden bei einer Herzfrequenz unter 70/min mit einer Sensitivität von 14%, einer Spezifität von 90%, einem positiven Vorhersagewert von 7% und einem negativen Vorhersagewert von 95% erkannt.

Bei einer Herzfrequenz zwischen 71 und 90 Schlägen pro Minute lagen die Sensitivität bei 50%, die Spezifität bei 85%, der positive Vorhersagewert bei 13% und der negative bei 98%.

Lag die Herzfrequenz zum Zeitpunkt der Untersuchung über 91/min, ergab sich eine Sensitivität von 67%, eine Spezifität von 74%, ein positiver Vorhersagewert von 29% und ein negativer Vorhersagewert von 94%. Allerdings ist das Patientenkollektiv gering.

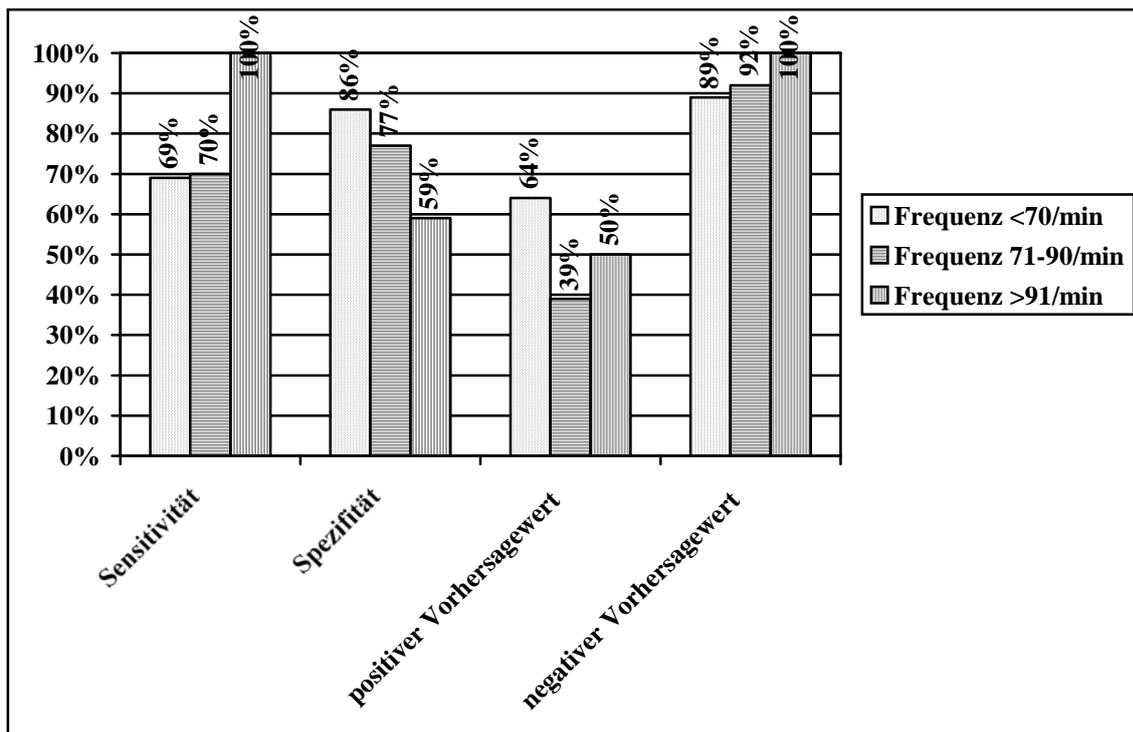


Abbildung 23: Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer Vorhersagewert bei variabler Herzfrequenz in der Erkennung von Stenosen über 50%

3.6.3. Einfluss des Body-Mass-Index auf die Untersuchungsergebnisse

Um den Einfluss des BMI auf die Ergebnisse quantifizieren zu können, wurde die Sensitivität, Spezifität sowie der positive und negative Vorhersagewert der Computertomographie in der Darstellung von Stenosen über 50% bei Patienten mit einem BMI unter 30 kg/m² gegenüber Patienten mit einem Body-Mass-Index über 30 kg/m² errechnet.

Dabei lag der BMI zum Zeitpunkt der MSCT-Untersuchung bei n=49 (74%) unter 30 kg/m², bei n=17 (26%) über 30kg/m².

Über alle Segmente konnte die Computertomographie bei Patienten mit einem BMI unter 30 kg/m² Stenosen über 50% mit einer Sensitivität von 38,1% und einer Spezifität von 60,3% darstellen. Der positive Vorhersagewert liegt in dieser Patientengruppe bei 17,3%, der negative bei 81,7% (siehe Graph 16).

Bei Patienten mit einem BMI gleich oder über 30 kg/m² konnte die Computertomographie Stenosen mit einer Sensitivität von 77,6%, einer Spezifität von 56,6%, einem positiven Vorhersagewert von 30% und einem negativen Vorhersagewert von 91,3% erkennen.

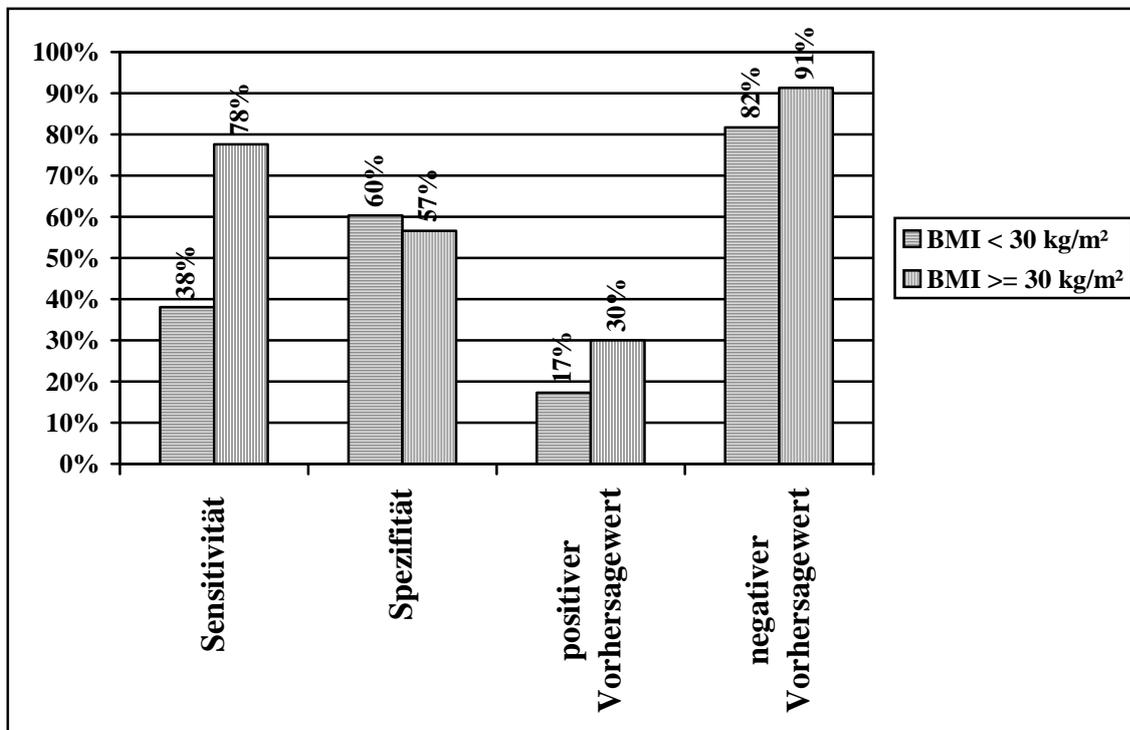


Abbildung 24: Sensitivität, Spezifität, positiver und negativer Vorhersagewert in Abhängigkeit vom BMI

3.7 Bildqualität

3.7.1 Segmentweise Verteilung der Bildqualität

Es wurden die 15 Segmente aller 66 Patienten zur Beurteilung verwendet und somit gingen 990 Segmente mit in die Bewertung ein. Die Segmente, die in der Computertomographie nicht sichtbar waren, gingen mit der Bildqualität 1 und damit als komplett verschlossen in die Beurteilung ein.

Der Gesamtdurchschnitt aller bewerteten Bildqualitäten lag bei 2,84. Der Mittelwert aller proximalen Segmente lag bei 3,1, der Mittelwert aller medialen Segmente bei 3,01 und der Durchschnitt aller distalen Segmente bei 2,13.

Die Standardabweichung lag dabei in den proximalen Segmenten bei 0,85, in den medialen Segmenten bei 0,91 und in den distalen Abschnitten bei 0,96.

Um den Einfluss der Herzfrequenz auf die Bildqualität zu quantifizieren, wurde die Patientenkohorte in 3 Subgruppen untergliedert, deren Herzfrequenz unter 70 Schlägen/min (Durchschnitt $65,1 \pm 7$), zwischen 71 Schlägen/min und 90 Schlägen/min (Mittelwert $77,9 \pm 5,4$) und zwischen 91 Schlägen/min und 120 Schlägen/min (Mittelwert $105,7 \pm 9,4$) lag.

Des Weiteren wurde das Patientenkollektiv nach dem Body-Mass-Index in 2 Untergruppen unterteilt. Der BMI der ersten Subgruppe lag zum Zeitpunkt der Untersuchung unter 30 kg/m^2 (Durchschnitt $23,4 \pm 1,7$) der BMI der anderen Subgruppe lag über 30 kg/m^2 (Durchschnitt $38 \pm 2,6$).

Die Bildqualität lag in Segment 1 im Durchschnitt bei 3,55 mit einer Standardabweichung von 1,02. In Segment 2 lag die Bildqualität im Durchschnitt bei 3,09 mit einer Standardabweichung von 1,04.

Dagegen lag sie in Segment 3 im Durchschnitt bei 3,14 mit einer Standardabweichung von 1,13. In Segment 4 lag die Bildqualität im Durchschnitt bei 2,5 mit einer Standardabweichung von 1,22, in Segment 5 im Durchschnitt bei 3,77 mit einer Standardabweichung von 0,79.

Dagegen zeigte sie sich in Segment 6 im Durchschnitt bei 3,64 mit einer Standardabweichung von 0,77 und in Segment 7 im Durchschnitt bei 2,68 mit einer Standardabweichung von 0,74. Die Bildqualität in Segment 9 lag im Durchschnitt bei 2,82 mit einer Standardabweichung von 0,87. Ferner lag sie in Segment 10 bei 2,33 mit einer Standardabweichung von 0,94. In Segment 11 lag sie im Durchschnitt bei 2,97 mit einer Standardabweichung von 0,82. In Segment 12 bei 2,79 mit einer Standardabweichung von 0,9. Segment 13 zeigte sich mit 2,41 bei einer Standardabweichung von 0,89.

In Segment 14 lag die Bildqualität im Durchschnitt bei 1,7 mit einer Standardabweichung von 0,95, in Segment 15 im Durchschnitt bei 1,91 mit einer Standardabweichung von 1,12 (siehe Graph 17).

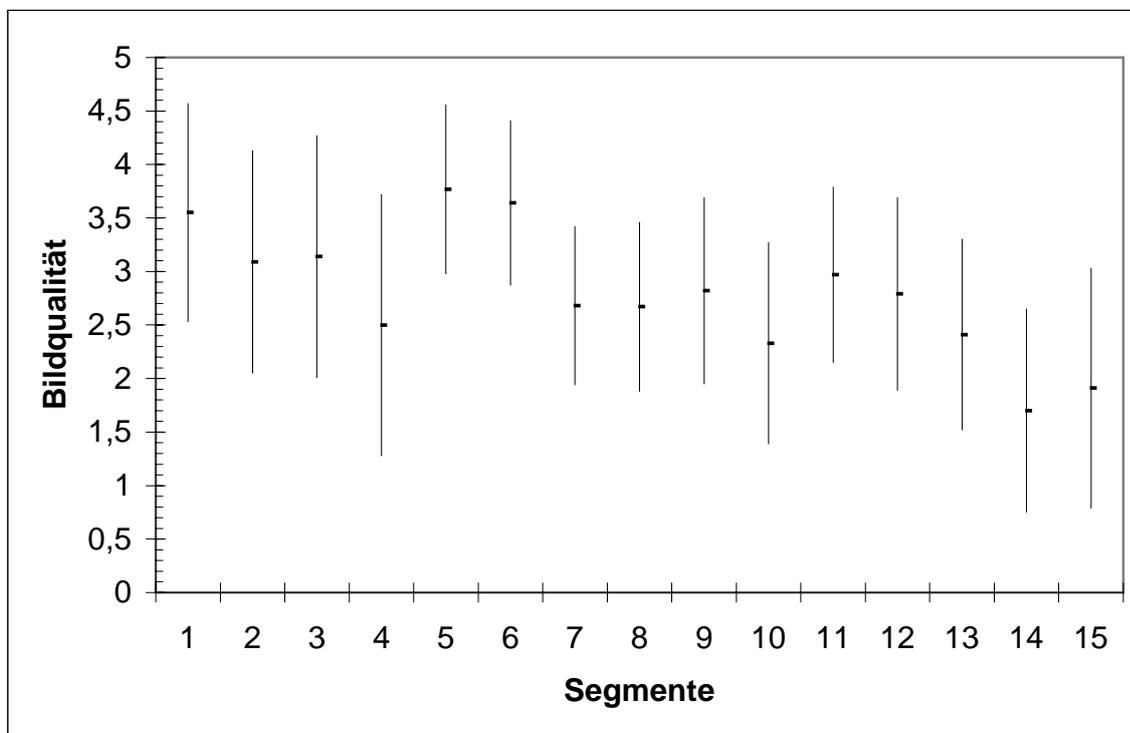


Abbildung 25: Segmentweise aufgeteilte durchschnittliche Bildqualität und Standardabweichung

3.7.2 Bildqualität bei Patienten mit Vorhofflimmern

Der Gesamtdurchschnitt aller bewerteten Bildqualitäten bei Patienten mit Vorhofflimmern lag ebenfalls bei 2,84. Der Mittelwert aller proximalen Segmente lag bei 3,4, der Mittelwert aller medialen Segmente bei 3,1 und der Durchschnitt aller distalen Segmente bei 2,4.

Die Standardabweichung lag dabei in den proximalen Segmenten bei 0,8, in den medialen Segmenten bei 0,74 und in den distalen Abschnitten bei 1,05.

In Segment 1 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 4,1 mit einer Standardabweichung von 0,9. In Segment 2 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 3,2 mit einer Standardabweichung von 1. In Segment 3 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 3,3 mit einer Standardabweichung von 1,1. In Segment 4 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 2,8 mit einer Standardabweichung von 1,3. In Segment 5 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 3,9 mit einer Standardabweichung von 0,9. In Segment 6 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 4 mit einer Standardabweichung von 0,8. In Segment 7 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 3,3 mit einer Standardabweichung von 0,9. In Segment 8 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 2,6 mit einer Standardabweichung von 0,5. In Segment 9 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 3 mit einer Standardabweichung von 1. In Segment 10 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 2,5 mit einer Standardabweichung von 0,8. In Segment 11 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 3,3 mit einer Standardabweichung von 0,6. In Segment 12 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 3 mit einer Standardabweichung von 0,8.

In Segment 13 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 2,6 mit einer Standardabweichung von 0,7. In Segment 14 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 1,7 mit einer Standardabweichung von 1. In Segment 15 liegt die durchschnittliche Bildqualität bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern bei 1,9 mit einer Standardabweichung von 0,9 (siehe Graph 18).

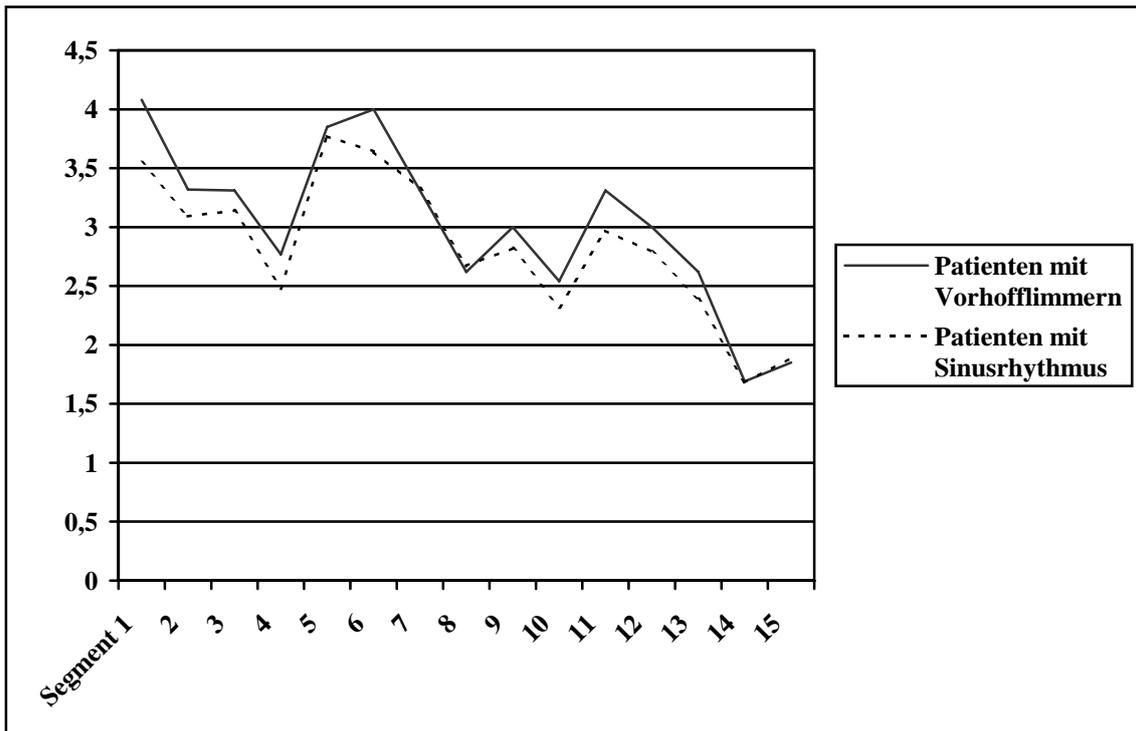


Abbildung 26: Bildqualität bei Patienten mit Vorhofflimmern im Vergleich zu Patienten mit Sinusrhythmus

Um den Einfluss der Art des Herzrhythmus auf die Bildqualität rechnerisch darstellen zu können, wurde ein unverbundener T-Test mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% angewendet. Dabei wurde die Patientengruppe in 2 Kohorten unterteilt. Die eine Kohorte hatte einen Sinusrhythmus, bei der anderen lag ein Vorhofflimmern vor.

Die Nullhypothese erkannte keinen signifikanten Unterschied in der Bildqualität beider Kohorten, die Alternativhypothese sah einen Vorteil in der Bildqualität bei Sinusrhythmus. Die Gruppe mit Sinusrhythmus hatte eine mittlere Bildqualität von 2,84 und eine Standardabweichung von 1,139, die Bildqualität der Gruppe mit Vorhofflimmern eine Bildqualität von ebenfalls 2,84 und eine Standardabweichung von 1,02.

Die gemeinsame Varianz lag bei 1,247, die gemeinsame Standardabweichung demnach bei 1,1166. Der T-Wert des unverbundenen T-Tests lag bei 0,0086 und damit unter dem geforderten $t(0,95; n = 148)$ von 1,664. Damit ist die Nullhypothese angenommen.

3.7.3 Bildqualität nach Herzfrequenz

Werden die Bildqualitäten nach der Herzfrequenz aufgeteilt, zeigt sich in Segment 1 bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,89, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,06 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein

Durchschnitt von 2,33. In Segment 2 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,89, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,13 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2. In Segment 3 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,56, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3 und bei über 90 Schlägen pro Minute ebenfalls ein Durchschnitt von 3. In Segment 4 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,11, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,3 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 1,67. In Segment 5 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,89, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,94 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,33. In Segment 6 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,78, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,5 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,67. In Segment 7 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,67, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,44 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,67.

In Segment 8 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,69 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,33. In Segment 9 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,78, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,81 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 1,67. In Segment 10 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,44, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,38 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 1,67. In Segment 11 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,22, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,94 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3. In Segment 12 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,11, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,75 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 3,33.

In Segment 13 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,78, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,31 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2. In Segment 14 zeigt sich bei einer Herzfrequenz

zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 1,75 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2.

In Segment 15 zeigt sich bei einer Herzfrequenz zwischen 50 und 70 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,78, bei 71-90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 1,56 und bei über 90 Schlägen pro Minute ein Durchschnitt von 2,33 (siehe Graph 19).

Unterschieden nach der Herzfrequenz liegt der Durchschnitt über alle Gefäße von 50/min bis 70/min bei 3,19, der Durchschnitt von 71/min bis 90/min lag bei 2,77 und der Durchschnitt von 91/min bis 120/min lag bei 2,4 (siehe Tabelle 3). Der Korrelationskoeffizient nach Pearson zwischen der Herzfrequenz während der Untersuchung und der segmentalen, durchschnittlichen Bildqualität liegt bei -0,424 und einer Signifikanz von 0,05 und ist somit negativ korreliert.

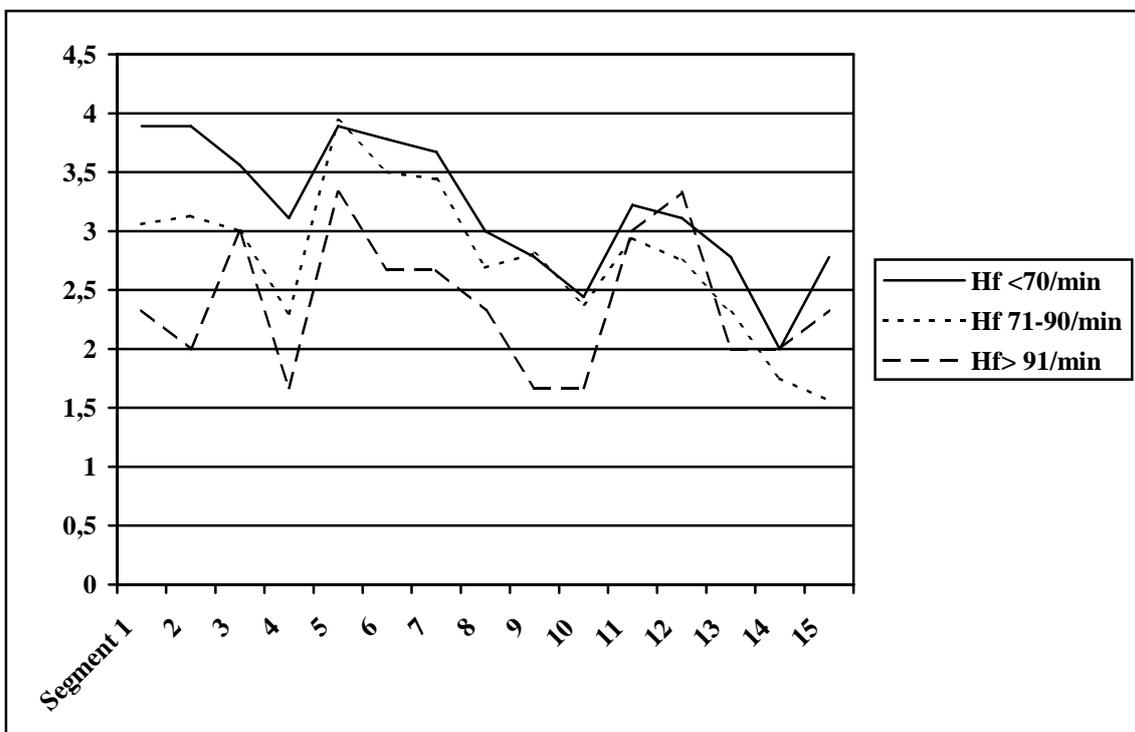


Abbildung 27: Segmentale Bildqualität abhängig von der Herzfrequenz

Um den Einfluss der Herzfrequenz auf die Bildqualität rechnerisch darstellen zu können wendeten wir einen unverbundenen T-Test mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% an. Um diese statistische Untersuchung durchführen zu können, wurde die Patientengruppe in 2 Kohorten unterteilt. Die eine Kohorte hatte eine Herzfrequenz von unter 70/min, die andere eine Frequenz von über 70/min. Die Nullhypothese erkannte keinen signifikanten Unterschied in der Bildqualität beider Kohorten, die Alternativhypothese sah einen Vorteil in der Bildqualität bei

niedrigeren Frequenzen. Die Gruppe mit der niedrigeren Herzfrequenz hatte eine mittlere Bildqualität von 3,19 und eine Standardabweichung von 1,12, die Bildqualität der Gruppe mit der höheren Herzfrequenz lag bei 2,71 und einer Standardabweichung von 1,06.

Die gemeinsame Varianz lag bei 1,1665, die gemeinsame Standardabweichung demnach bei 1,0796. Der T- Wert des unverbundenen T-Tests lag bei 4,255 und damit über dem geforderten $t(0,95; n=148)$ von 1,664.

Damit ist die Nullhypothese ausgeschlagen und die Alternativhypothese gilt zu 95% als bestätigt.

3.7.4 Bildqualität nach BMI

In Segment 1 ergab sich für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 3,53, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3,57, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 3,5 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 3,67.

Dagegen zeigte sich im 2. Segment bei einem BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 2,84 kg/m², für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3,27, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 3 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 3,33.

Bei der Auswertung von Segment 3 ergab sich ein für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 3,37, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3,1, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 3,14 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 2.

In Segment 4 ergab sich für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 2,32, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 2,6, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 2,71 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 1,67.

Dagegen zeigte sich im 5. Segment bei einem BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 3,58 kg/m², für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3,97, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 3,71 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 3,33.

Bei der Auswertung von Segment 6 ergab sich ein für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 3,37, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3,9, für einen

BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 3,5 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 3,3.

In Segment 7 ergab sich für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 3,05, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3,6, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 3,21 und für einen BMI über 36 ein Durchschnitt von 3.

Dagegen zeigte sich im 8. Segment bei einem BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 2,58, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 2,8, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 2,57 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 2,67.

Bei der Auswertung von Segment 9 ergab sich ein für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 2,63, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 2,79 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 2,33.

In Segment 10 ergab sich für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 2,05, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 2,43, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 2,57 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 2.

Dagegen zeigte sich im 11. Segment bei einem BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 2,63, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3,2, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 3 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 2,67.

Bei der Auswertung von Segment 12 ergab sich ein für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 2,42, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 3, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 2,86 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 2,67.

In Segment 13 ergab sich für einen BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 2, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 2,57, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 2,57 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 2,33. Dagegen zeigte sich im 14. Segment bei einem BMI unter 25 kg/m² ein Durchschnitt von 1,42, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 1,8, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 2 und für eine BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 1. Bei der Auswertung von Segment 15 ergab sich ein für einen BMI unter 25

kg/m² ein Durchschnitt von 1,89, für einen BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² ein Durchschnitt von 1,9, für einen BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² ein Durchschnitt von 2,07 und für einen BMI über 36 kg/m² ein Durchschnitt von 1,33 (siehe Graph 20).

Der Durchschnitt aller Bildqualitäten bei Patienten mit einem BMI unter 25 kg/m² liegt bei 2,65 , bei einem BMI zwischen 25 kg/m² und 30 kg/m² bei 2,98 , bei einem BMI zwischen 31 kg/m² und 35 kg/m² bei 2,88 und bei einem BMI über 36 kg/m² bei 2,49 (siehe Tabelle 4). Der Korrelationskoeffizient nach Pearson liegt zwischen der Bildqualität und dem Body-Mass-Index auf einem Signifikanzniveau von 0,05 bei 0,012. Damit sind die Werte unkorreliert.

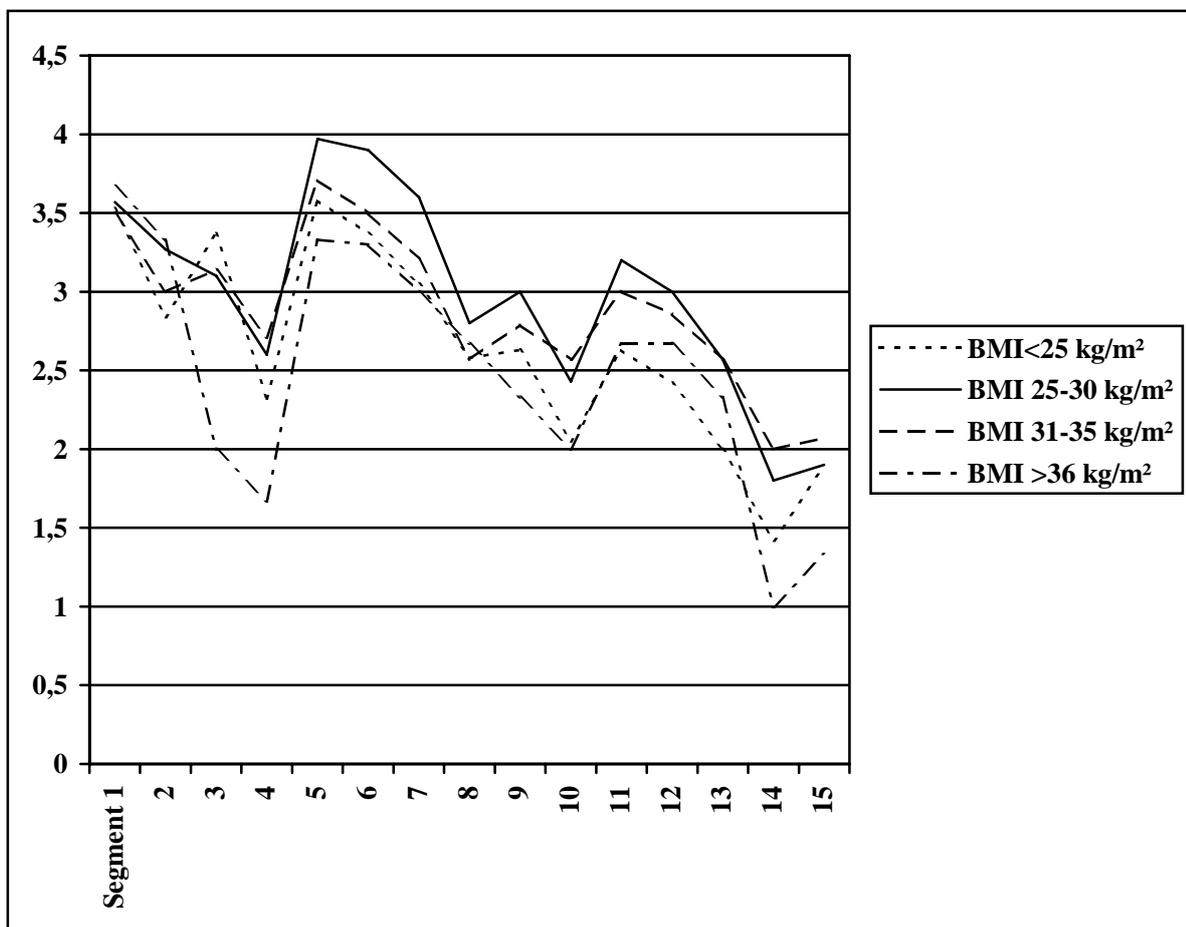


Abbildung 28: Segmentale Bildqualität abhängig von dem Body-Mass-Index

Um den Einfluss des Body-Mass-Index auf die Bildqualität rechnerisch darstellen zu können wendeten wir einen

unverbundenen T-Test mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit 5% an. Dafür wurde die Patientengruppe in 2 Kohorten unterteilt. Die eine Kohorte hatte einen BMI von unter 30 kg/m², die andere einen BMI von über 30 kg/m².

Die Nullhypothese erkannte keinen signifikanten Unterschied in der Bildqualität beider Kohorten, die Alternativhypothese sah einen Vorteil in der Bildqualität bei niedrigerem BMI.

Die Gruppe mit dem niedrigeren BMI hatte eine mittlere Bildqualität von 2,85 und eine Standardabweichung von 1,1, die Bildqualität der Gruppe mit dem höheren BMI lag bei 2,81 und einer Standardabweichung von 1,145.

Die gemeinsame Varianz lag bei 1,235, die gemeinsame Standardabweichung demnach bei 1,111. Der T- Wert des unverbundenen T-Tests lag bei 0,4841 und damit unter dem geforderten $t(0,95; n=148)$ von 1,664. Damit ist die Nullhypothese angenommen.

4. Diskussion

Seit den sechziger Jahren ist die Koronarangiographie der Goldstandard in der Beurteilung von Stenosen der Koronararterien (6). Neben der Möglichkeit der Darstellung der Koronargefäße im Sinne einer Luminographie beinhaltet sie zusätzlich die therapeutische Möglichkeit einer perkutanen, transvasalen, koronaren Angioplastie (PTCA) oder einer Stentimplantation. Innerhalb der letzten Jahre hat die Anzahl der durchgeführten Koronarangiographien aufgrund der Verbesserungen im Verfahren und der erweiterten Therapiemöglichkeiten deutlich zugenommen.

Im Jahr 2004 wurden in Deutschland insgesamt 711 607 Herzkatheter durchgeführt (12). Dabei wurde bei 248 909 diagnostischen Eingriffen auch eine Intervention angeschlossen (12). Die Interventionsquote lag somit bei 38,13%. Allerdings erkennt man auch, dass bei dieser Interventionsquote derzeit 440271 Herzkatheter rein diagnostischer Natur durchgeführt wurden (12). Die in der Literatur angegebene Mortalitätsrate von 0,11%, impliziert, dass im Jahre 2004 circa 484 Patienten in Deutschland an den Folgen eines rein diagnostischen Herzkatheters verstarben (6).

Eine deutliche Reduktion der rein diagnostischen Herzkatheter wäre daher sowohl aus Patientensicht als auch aus ökonomischer Sicht wünschenswert. Bisher ist es noch durch keine nichtinvasive Untersuchung gelungen, die Diagnose der koronaren Herzerkrankung in ausreichender Spezifität und Sensitivität im Vergleich zur Koronarangiographie wiederzugeben (47).

Der geringe Durchmesser sowie die ständige Bewegung und der geschlängelte Verlauf der Herzkranzgefäße verlangen von der Untersuchung sowohl eine hohe zeitliche sowie räumliche Auflösung (41). Schnittbildverfahren bieten sich wegen der komplexen Anatomie der Koronarien zur Bildgebung an, sie erfordern jedoch die Möglichkeit zur EKG-Triggerung, um die Datenaquisition mit dem Herzrhythmus synchronisieren zu können, da in jeder einzelnen Aufnahme jeweils nur ein kleiner Abschnitt der Koronarien abgebildet wird (4).

Die Untersuchung des Herzens mittels Multislice-Computertomographen (MSCT) steht im Laienbereich im Ruf, eine Herzkatheteruntersuchung ersetzen zu können, während dies in Fachkreisen kontrovers diskutiert wird (11).

Mit der Einführung der Elektronenstrahltomographie (EBCT) 1983 mit Scanzeiten von 50-100 s war erstmals die Beurteilung der Herzkranzgefäße greifbar. Über mehr als 10 Jahre wurde jedoch lediglich der Koronarkalk gemessen, wodurch verkalkte Stenosen erkennbar wurden. Weiche Plaques der Koronarien hingegen konnten durch dieses Verfahren nicht dargestellt werden. Erst 1997 wurde die direkte Visualisierung von Koronarien mit kontrastmittelgestützter EBCT Angiographie beschrieben (13). 1999 schließlich wurde mit der Einführung der Mehrzeilen CT- zunächst mit vier, seit 2002 mit 16 Detektorzeilen eine neue Generation von Ganzkörper-scannern eingeführt (11).

Die neue Technik der Computertomographie würde auf Grund ihrer niedrigeren Rate an Komplikationen und geringeren Invasivität eine gute Alternative zum derzeitigen Goldstandard der Koronarangiographie bieten können. Die Fortentwicklung des MSCT gibt Hoffnung auf die Möglichkeit, Stenosen in den Koronararterien in einer der Koronarangiographie gleichen Qualität bieten zu können (17).

Im Gegensatz zur Koronarangiographie wäre durch den 16-Zeiler-Multislice- Computertomographen die Darstellung der gefäßumgebenden Weichteile ebenfalls möglich (41). Darüber hinaus würden sich nach den heutigen Bemessungsmaßstäben der Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) und des Einheitlichen Bemessungsmaßstabs (EBM) die Kosten für die Darstellung der Koronararterien von zurzeit etwa 356 € auf 209 € also um durchschnittlich cirka 42%, senken lassen (14, 16).

Um die Möglichkeiten der 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen in der Darstellung der Koronararterien mit dem heutigen Goldstandard der Koronarangiographie vergleichen zu können, wurden 66 Patienten der Herzchirurgischen Abteilung der Universitätsklinik Bonn mit bekannter Herzerkrankung mittels MSCT untersucht.

Bei diesen Patienten wurde zeitnah eine invasive Koronarangiographie durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen wurden korreliert, um dadurch die Möglichkeit der 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen in der Diagnose der koronaren Herzerkrankung im Vergleich mit der invasiven Herzkatheteruntersuchung objektiveren zu können.

Im Gegensatz zu ähnlichen Studien wurde während der computertomographischen Untersuchung absichtlich auf den zusätzlichen Einsatz von Medikamenten, die die Herzfrequenz senken, verzichtet. Es wurden auch Patienten mit chronischem Vorhofflimmern, welches in

vergleichbaren Studien als Ausschlusskriterium galt, in diese Studie integriert. Dies bot im Gegensatz zu anderen Studien die Gelegenheit, den Einfluss der Herzfrequenz auf die Bildqualität erfassen zu können. In den meisten ähnlichen Studien wurden Patienten mit einer Herzfrequenz über 60/min (15, 44, 50), über 65/min (35) oder über 70/min (37) vor der computertomographischen Untersuchung mit einem Betablocker behandelt oder ausgeschlossen. Ebenso wurden alle Segmente nach der Einteilung der American Heart Association in die Auswertung miteinbezogen, ohne einen Teil aufgrund eines geringen Durchmessers auszuschließen. In diese Studie wurden auch Segmente miteinbezogen, deren Beurteilung aufgrund von Bildartefakten beeinträchtigt war. Diese Segmente wurden als komplett verschlossen sowie nicht darstellbar gewertet. In einigen Vergleichstudien muss der Querschnitt über 1,5mm (15, 24, 45) liegen, in anderen über 1,6mm (51) oder sogar über 2mm (3,37, 39, 41). In diesen Studien werden Stenosen in kleineren Segmenten konsequent von der Bewertung ausgeschlossen und spiegeln sich in den Ergebnissen nicht wieder. Der Anteil an Segmenten, der aufgrund fehlender Darstellbarkeit von der Wertung ausgeschlossen wird, liegt zwischen 6,6% und 14% (8, 35). In dieser Studie wurden die beurteilbaren Segmente nach bestem Gewissen bewertet, die nicht mehr abgrenzbaren Segmente gehen als komplett verschlossen und nicht darstellbar in die Bewertung mit ein.

Im Rahmen der Auswertung zeigte sich, dass es mit dem 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen möglich war, Stenosen über 50% des Lumendurchmessers mit einer Sensitivität von 79,8% im Vergleich zur Koronarangiographie darzustellen. Die Sensitivität besagt bei wie viel Prozent der kranken Patienten die Computertomographie eine Stenose gezeigt hat. In vergleichbaren Studien liegt der Wert für die Sensitivität bei 82% (35), 85% (3), 87% (15), 92% (36, 45) und 95% (24, 37, 41). Das Ergebnis dieser Studie liegt dezent unter den Ergebnissen der Vergleichsstudien. Allerdings wurden in dieser Studie Segmente in die Beurteilung integriert, deren Auswertung aufgrund der schlechten Darstellbarkeit problematisch war. Alle anderen Studien schlossen entweder Segmente unterhalb eines Schwellenwertes aus der Auswertung aus (3, 24, 39) oder senkten die Herzfrequenz mittels eines Betablockers ab, um die Bildqualität zu verbessern (35, 36). Allerdings liegt die Sensitivität in dieser Studie höher als bei einer Vergleichsstudie, bei der die computertomographische Untersuchung noch mit einem 4-Zeiler-Multislice-Computertomographen durchgeführt wurde. In dieser Studie wird die Sensitivität mit 71% angegeben (11).

Dies lässt eine Fortentwicklung in der Technik der Computertomographen erkennen und gibt Hoffnung auf zukünftige Weiterentwicklungen.

Die Spezifität liegt für Stenosen über 50% in der vorliegenden Studie bei 68,43%. Vergleichbare Studien zeigen mit 76% (3), 86% (41), 93% (45), 95% (36), 97% (15) und 98% (24, 35, 37) insgesamt deutlich höhere Werte. Auch dieses Ergebnis lässt sich, wie oben erläutert, durch den Versuchsaufbau erklären. Es scheint als wäre es in den dickeren Gefäßabschnitten der Koronararterien sowie bei geringeren Herzfrequenzen, möglich die Stenosen genauer von Bewegungsartefakten zu unterscheiden. Dies weist auf eine zentrale Rolle der räumlichen und zeitlichen Auflösung der Computertomographie hin. Unter Ausschluss der distalen Segmente zeigte sich in dieser Studie eine Spezifität von 75,2%. Dieser Wert liegt im unteren Bereich vergleichbarer Studien, welche aber allesamt eine zusätzliche medikamentöse Herzfrequenzregulation angewendet haben.

Der positive Vorhersagewert lag bei 38,73%. Er sagt aus, wieviel Prozent der Stenosen in der Computertomographie durch die Koronarangiographie verifiziert wurden. Im Rückschluss lässt sich erkennen, dass 61,27% der Stenosen in der Computertomographie in der Koronarangiographie kein Korrelat fanden. In vergleichbaren Studien lagen die Werte mit 79% (36, 45), 80% (15, 41) und 87% (24, 35, 37) deutlich höher. Es zeigt sich, dass viele Stenosen in der Computertomographie ohne Frequenzkontrolle und ohne Segmentausschluss überschätzt werden. Allerdings wird deutlich, dass selbst in den Studien mit den höchsten positiven Vorhersagewerten die Rate an Patienten, bei denen nach Diagnose einer Stenose durch die Computertomographie keine relevante Verengung vorliegt, bei 13% liegt.

Der negative Vorhersagewert von 93,13% zeigt ein Risiko von 6,87%, dass ein Patient nach Ausschluss von Stenosen durch die Computertomographie doch eine relevante Stenose in der Koronarangiographie hat. Andere Studien zeigen mit 97% (35, 41, 48), 98% (15, 36) und 99% (24, 37) ähnlich hohe negative Vorhersagewerte. Auf Grund dessen könnte die Computertomographie dafür geeignet sein, als Patientenselektion bei atypischen Brustschmerzen zu fungieren.

Um die generelle, lineare Abhängigkeit der Ergebnisse der Koronarangiographie und der Computertomographie erkennen zu können, wurde segmentweise der Korrelationskoeffizient nach Pearson errechnet.

Dabei zeigt sich, dass es in den proximalen Gefäßen auf einem Signifikanzniveau von 0,01 zu einer positiven Korrelation zwischen den Ergebnissen der Koronarangiographie und den 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen kommt. Der durchschnittliche Korrelationskoeffizient liegt in den proximalen Gefäßabschnitten bei 0,606 bei einer Standardabweichung von 0,08. In den medialen Segmenten liegt der durchschnittliche Korrelationskoeffizient bei 0,53 und die Standardabweichung bei 0,11. Die Ergebnisse sämtlicher proximaler und medialer Gefäße sind daher nach Pearson korreliert. Es zeigt sich also, dass die Stenoseeinteilungen der Koronarangiographie im Vergleich mit der Computertomographie in diesen Segmenten eine eindeutige mathematische lineare Abhängigkeit zeigen.

Bemerkenswert ist, dass es in den distalen Gefäßen nur in den Segmenten 3, 8 und 10 zu einer Korrelation kommt. Die Ergebnisse der Segmente 4, 13, 14 und 15 sind nicht korreliert. Somit konnte ein Einfluss des Gefäßdurchmessers auf die Beurteilbarkeit der Stenosen gezeigt werden. Gefäße unter einem gewissen Durchmesser aus der Auswertung auszuschließen, geht aber auf Kosten der diagnostischen Aussagefähigkeit.

Vergleichbare Auswertungen lagen nur in einer Studie (15) vor und auch dort nur limitiert auf die proximalen Segmente 1, 5, 6 und 11. In Segment 1 lag unser Koeffizient bei 0,71, in der Vergleichsstudie bei 0,89 (15). Im linken Hauptstamm, dem Segment 5, liegt der Korrelationskoeffizient unserer Studie bei 0,517, der der Vergleichsstudie bei 0,92 (15). In Segment 6 beträgt der Koeffizient 0,548 gegen 0,94 in der Vergleichsstudie (15). Der Korrelationskoeffizient des Ramus Circumflexus beträgt in unserer Studie 0,649, in der vergleichbaren Studie 0,94 (15). Damit liegen die Werte des Korrelationskoeffizienten in unserer Studie insgesamt deutlich unter denen der Vergleichsstudie. Da zum Vergleich nur Werte von proximalen Segmenten vorliegen, bleiben zur Erklärung lediglich die Unterschiede in der Herzfrequenz sowie des Herzrhythmus. In der Vergleichsstudie werden nur Patienten mit Sinusrhythmus inkludiert, in der vorliegenden Studie leiden 13 der 66 Patienten an Vorhofflimmern.

Die Herzfrequenz der Patienten in der Vergleichsstudie (15) wird vor der Untersuchung medikamentös auf Werte unter 60/min gedrosselt.

Diese Ergebnisse legen den Verdacht auf einen Einfluss der klinischen Größen Herzfrequenz und/oder Herzrhythmus auf die diagnostische Qualität nahe.

Allerdings zeigen diese Ergebnisse das es grundsätzlich möglich ist Stenosen der Herzkranzgefäße mittels Computertomographen zu erkennen.

Um den Einfluss dieser Parameter sowie zusätzlich den des Body-Mass-Index auf die Ergebnisse erkennen zu können, wurde das Patientengut in einem weiteren Schritt nach klinischen Gesichtspunkten in Subgruppen unterteilt.

Um den Einfluss der Art des Herzrhythmus auf die Ergebnisse zu erkennen, verglichen wir die Ergebnisse der 13 Patienten, deren EKG zum Zeitpunkt der Computertomographie ein Vorhofflimmern bestätigte, mit den Ergebnissen der Patienten, deren Herz im Sinusrhythmus schlug. Es zeigte sich bei den 13 Patienten mit Vorhofflimmern eine im Vergleich zu Patienten mit Sinusrhythmus verbesserte Sensitivität aber abnehmende Spezifität. Die Sensitivität steigt von 76% im Patientenkollektiv mit Sinusrhythmus auf 91% bei Patienten mit Vorhofflimmern. Die Spezifität fällt von 75% bei Patienten im Sinusrhythmus auf 50% bei Patienten mit Vorhofflimmern ab. Die gestiegene Wahrscheinlichkeit, dass durch eine MSCT eine pathologische Veränderung in der Koronarangiographie reproduziert werden kann, steigt, wohingegen die Wahrscheinlichkeit, dass ein gesunder Patient keine Pathologie im MSCT hat, fällt. Dieses Ergebnis lässt sich alleine dadurch erklären, dass bei Patienten mit Vorhofflimmern mehr Gefäße als stenosiert gewertet werden, obwohl sich diese Stenose in der Koronarangiographie nicht zeigt. Kausal könnte sein, dass bei diesen Patienten die EKG Triggerung nicht suffizient ist. Durch die fibrillierende Bewegung des Myokards im Bereich der Vorhöfe und der anliegenden Koronararterien reicht die zeitliche Auflösung des 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen nicht aus, um die entstehenden Bewegungsartefakte in ausreichendem Umfang zu filtern. Durch die Bildüberlagerung kommt es in dem betroffenen Segment zu einem Anstieg der Hounsfield Einheiten. Das Gerät ist daher nicht mehr in der Lage, die Gefäße adäquat abzugrenzen. Dies kann fälschlich als eine Verengung gedeutet werden. Durch die zeitlich variablen Riva-Rocci Intervalle mit unterschiedlichen Zeiten der Abstände zwischen den R-Zacken ist es der EKG Triggerung nicht möglich, phasengleiche Abschnitte zu erkennen und für die Auswertung zu korrelieren. Dies ist für eine suffiziente Diagnostik jedoch unerlässlich. In diesen Kontext passt ebenfalls der von 45% im gesamten Kollektiv auf 26% im

Patientenanteil mit Vorhofflimmern fallende positive Vorhersagewert. Bei einem positiven Test kann man durch die geringere Aussagekraft seltener auf eine Pathologie im Herzkatheter schließen. Der negative Vorhersagewert bleibt bei 92% im gesamten Kollektiv zu 96% bei Patienten mit Vorhofflimmern weitgehend konstant, steigt jedoch als Ausdruck der Überschätzung der Stenosegrade dezent an.

Allerdings ist das Patientenkollektiv mit 13 Patienten mit Vorhofflimmern sehr klein. Um diese Ergebnisse zu verifizieren, wären weitere Studien mit einem breiteren Kollektiv nötig.

Letztendlich scheint die zeitliche Auflösung des 16-Zeilen-MSCT noch nicht auszureichen, um die Bewegungsartefakte bei Patienten mit Vorhofflimmern filtern zu können. Dies stellt eine Herausforderung an die zukünftige Generation der Computertomographen mit verbesserter räumlicher sowie zeitlicher Auflösung dar. Vergleichbare Studien beschränken sich auf Patienten mit Sinusrhythmus (3, 15, 36, 41, 45).

Um den Einfluss der Herzfrequenz auf die Diagnosequalität erkennen zu können, wurden die Patienten nach der durchschnittlichen Herzfrequenz zum Zeitpunkt der Computertomographie in 3 Subgruppen aufgeteilt. Kein Patient erhielt einen zusätzlichen Betablocker vor der Untersuchung.

Die Sensitivität liegt bei Herzfrequenzen von unter 70/min sowie zwischen 71/min und 90/min mit 69% bzw. 70% relativ konstant. Bei Herzfrequenzen über 90/min liegt sie in unserer Studie bei 100%. Dagegen fällt die Spezifität kontinuierlich bei Werten von 86% bei einer Herzfrequenz unter 70/min über eine Herzfrequenz von 71/min bis 90/min mit einer Spezifität von 77% mit steigender Herzfrequenz auf eine Spezifität von 59% bei Herzfrequenzen über 90/min ab. Der positive Vorhersagewert liegt zwischen 39% und 64% relativ konstant und zeigt keinen eindeutigen Trend. Gleiches gilt für den negativen Vorhersagewert, der über alle Frequenzen über 89% liegt. Durch diese Auswertung erkennt man einen Einfluss der Herzfrequenz auf die Ergebnisse. Die steigende Sensitivität in Kombination mit der abfallenden Spezifität deutet auf eine Überschätzung der Stenosegrade bei steigender Herzfrequenz hin. Folge wäre eine herabgesetzte Bildqualität. Die Bilder werden nicht strikt nach EKG Phase getrennt, was sich negativ auf die Bewertungsqualität auswirkt. Einschränkend muss man auf die geringe Anzahl von 3 Patienten in der Subgruppe mit Herzfrequenzen über 90/min hinweisen, die diese Auswertungen verzerren könnten.

Diese Studienergebnisse werden auch durch ähnliche Studien bestätigt, die den Einfluss der Herzfrequenz auf die Auswertung beschreiben (8). Konsequenterweise werden Patienten mit Herzfrequenzen über einer bestimmten Grenze von den meisten Studien ausgeschlossen bzw. wurden negativ chronotrop vorbehandelt. Der Sinn dieser Maßnahme konnte in dieser Studie bewiesen werden. Allerdings schließt dies diejenigen Patienten von der Untersuchung aus, die eine negativ chronotrope Medikation nicht tolerieren.

Um einen Einfluss des Body-Mass-Index auf die Ergebnisse dokumentieren zu können, wurde das Patientengut in zwei Subgruppen unterteilt. Bei der einen Subgruppe lag der BMI zum Zeitpunkt der Computertomographie über 30 kg/m², bei der Vergleichsgruppe unter 30 kg/m². Die Sensitivität steigt mit dem BMI von 38% bei einem BMI unter 30 kg/m² auf 78% bei einem BMI über 30 kg/m² an. Die Spezifität bleibt in beiden Fällen weitgehend mit Werten von 60% und 57% konstant. Der positive Vorhersagewert steigt mit steigendem BMI von 17% auf 30% an, der negative Vorhersagewert ebenso von 82% auf 91%.

Die konstante Spezifität mit steigender Sensitivität lässt den Schluss zu, dass mehr Stenosen mit gleicher Qualität entdeckt werden. Ursächlich dafür könnte eine bessere Abgrenzbarkeit der Koronararterien bei einer breiteren Fettschicht sein. Ergebnisse zum Einfluss des BMI auf die Beurteilbarkeit liegen zurzeit nicht vor. Um diese Ergebnisse zu verifizieren, müssten weitere Studien folgen. Die Ergebnisse könnten auch durch die mit 17 Patienten geringe Subgruppengröße bei Patienten mit einem BMI über 30 kg/m² verzerrt sein.

Um den Einfluss der Segmentlokalisierung auf die Bildqualität darstellen zu können, wurden die Segmente nach ihrer topographischen Region gegen die Bildqualität aufgetragen. Nicht darstellbare Gefäße gingen dabei als nicht darstellbar in die Wertung mit ein. Es zeigte sich ein Abfall der Bildqualität von den proximalen Gefäßen über die medialen Gefäße hin zu den distalen Segmenten. Dies zeigt den Einfluss des Lumendurchmessers auf die Beurteilbarkeit sowie die derzeit insuffiziente Auflösung der distalen Segmente. Diese distalen Segmente werden von vergleichbaren Studien konsequenterweise unter einem Mindestdurchmesser von 1,5mm (15, 24, 44), 1,6mm (52) sowie 2mm (3, 37, 39, 42) von der Bewertung ausgenommen und gehen nicht in die Beurteilung mit ein.

Die Zahl der ausgeschlossenen Segmente schwankt in vergleichbaren Studien zwischen 6,6% und 14% (8, 35).

Stenosen in diesen Segmenten können im Vergleich zur Koronarangiographie nicht dargestellt und somit übersehen werden.

Um den Einfluss der Art des Herzrhythmus auf die Bildqualität rechnerisch darstellen zu können, wurde ein unverbundener T-Test mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% angewendet. Dabei wurde die Patientengruppe in 2 Kohorten unterteilt. Die eine Kohorte hatte einen Sinusrhythmus, bei der anderen Gruppe lag ein Vorhofflimmern vor. Die Nullhypothese erkannte keinen signifikanten Unterschied in der Bildqualität beider Kohorten, die Alternativhypothese sah einen Vorteil in der Bildqualität bei Sinusrhythmus. Der T-Wert lag bei 0,0086 und damit unter dem geforderten $t(0,95; n = 148)$ von 1,664.

Damit zeigte sich kein Einfluss der Art des Herzrhythmus auf die Bildqualität. Obwohl die Sensitivität sowie die Spezifität bei variablem Herzrhythmus für einen Einfluss sprechen, zeigt sich dieser bei der subjektiven Bewertung der Bildqualität nicht. Eine Vergleichsstudie zu diesem Thema postuliert durch eine nicht suffiziente Nachbearbeitung eine schlechtere Bildqualität bei Patienten mit Vorhofflimmern (11). Diesen Einfluss konnten wir durch die Auswertung der Stenosegrade bestätigen, nicht jedoch durch die Gegenüberstellung der Bildqualität bei verschiedenen Herzrhythmen. Obwohl die auswertenden Radiologen keinen Einfluss der Art des Herzrhythmus auf die Bildqualität erkennen konnten, spiegelt sie sich dennoch in den objektiven Auswertungen wieder.

Um den Einfluss der Herzfrequenz auf die Bildqualität objektivieren und rechnerisch darstellen zu können, wurde ebenfalls ein unverbundener T-Test mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% angewendet. Dieser Test bestätigt einen Zusammenhang zwischen der Herzfrequenz zum Zeitpunkt der Datenerhebung durch die Computertomographie und der Bildqualität. Diese Ergebnisse werden auch durch die steigende Sensitivität bei fallender Spezifität mit steigender Herzfrequenz in der Erkennung von Stenosen bestätigt. Obwohl in einer Vergleichsstudie kein genereller Einfluss der Herzfrequenz auf die Bildqualität beschrieben ist, legt diese Studie die Verwendung eines β -Blockers zur Frequenzregulierung nahe. Der Großteil der Vergleichsstudien beschränkt sich auf Patienten mit einer Herzfrequenz unter einem Schwellenwert oder senkt die

Frequenz zusätzlich medikamentös ab (15, 35, 36, 37, 41, 44, 52). Der geforderte Schwellenwert liegt dabei zwischen 60/min und 70/min. Allerdings bleiben diese Studien eine Erklärung schuldig, wie bei Patienten verfahren wird, deren Frequenz nicht gesenkt werden kann oder soll. In dieser Studie konnte der Einfluss der Herzfrequenz auf die Bildqualität sowie auf Sensitivität als auch Spezifität gezeigt werden. Daher ist eine prädiagnostische, medikamentöse Senkung der Herzfrequenz durchaus sinnvoll.

Ferner wurde das gesamte Kollektiv nach dem Body-Mass-Index ebenfalls in 2 Subgruppen unterteilt. Der Schwellenwert lag dabei bei 30 kg/m². Auch hier wurde zur Objektivierung der Ergebnisse ein unverbundener T-Test durchgeführt. Die Nullhypothese erkannte keinen signifikanten Unterschied in der Bildqualität beider Kohorten, die Alternativhypothese sah einen Vorteil in der Bildqualität bei niedrigerem BMI.

Der T-Wert des unverbundenen T-Tests lag bei 0,48 und damit unter dem geforderten $t(0,95; n=148)$ von 1,664.

Damit ist die Nullhypothese angenommen, es ergibt sich kein Einfluss des Body-Mass-Index auf die Bildqualität.

Auch hier zeigen die Sensitivität und Spezifität abweichende Ergebnisse. Die steigende Sensitivität im Zusammenspiel mit der gleich bleibenden Spezifität zeigt eine verbesserte Darstellung der Koronarien mit steigendem BMI.

Die Beurteilbarkeit scheint mit steigendem Body-Mass-Index zu steigen, obwohl dies vom Betrachter subjektiv nicht durch eine erhöhte Bildqualität erkannt werden konnte. In der Literatur fanden sich keine Referenzen. Allerdings wurde auch keine Studie auf Patienten unter oder über einem gewissen BMI beschränkt. Es werden weitere Studien nötig sein, um den Einfluss des Body-Mass-Index auf die Bildqualität sowie die Untersuchungsergebnisse abschließend zu beurteilen.

Zum jetzigen Zeitpunkt scheint es mit einem 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen nicht möglich zu sein, die Koronarangiographie in ausreichender Sensitivität und Spezifität als Goldstandard in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung abzulösen. Aber auch wenn sicherlich der weit überwiegende Teil der Patienten, die derzeit einer invasiven Diagnostik zugeführt werden, von einer nichtinvasiven Diagnostik mittels 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen nicht profitieren, so könnte doch ein gewisser Teil invasiver

Herzkatheteruntersuchungen unter Umständen durch die MSCT ersetzt werden, wenn, bedingt durch den übereinstimmend hohen negativen Vorhersagewert, der zuverlässige Ausschluss signifikanter Stenosen in solchen Koronarsegmenten gelingt, die einer interventionellen Revaskularisierung zugänglich wären. Ein Einsatz könnte dann möglicherweise bei Patienten mit niedriger Wahrscheinlichkeit für eine koronare Herzerkrankung, also z.B. bei atypischer Beschwerdesymptomatik, nutzbringend sein. Diese Indikationsgebiete müssten aber zunächst durch gezielte Studien abgesichert sein. Eine ungezielte Anwendung, gar als Screening, ist derzeit mit den aktuellen 16-Zeiler-Multislice-Computertomographien nicht zu rechtfertigen (4).

5. Zusammenfassung

Ziel unserer Untersuchung war es, die Möglichkeiten des 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen in der Erkennung von Stenosen in den Koronargefäßen zu beurteilen und ohne Ausschluss von Segmenten auf Grund ihrer schlechten oder fehlenden Beurteilbarkeit oder des zu geringen Durchmessers und ohne medikamentöse Absenkung der Herzfrequenz durch Betablocker gegenüber der Koronarangiographie zu testen. Diese neue Technik würde auf Grund ihrer niedrigeren Rate an Komplikationen und geringeren Invasivität eine gute sowie auch eine kostengünstigere Alternative zum derzeitigen Goldstandard der Angiographie bieten. Um das derzeitige Potential des 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen zu quantifizieren, wurden die Stenoseergebnisse der Koronarangiographie sowie der ebenfalls durchgeführten 16-Zeiler-Multislice-Computertomographie von 66 Patienten der Universitätsklinik Bonn verglichen. Darauf aufbauend wurde untersucht, in wie weit sich die Ergebnisse des 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen mit denen der Angiographie deckten. Dabei wurde der derzeitige Goldstandard Koronarangiographie als Referenzmethode gewertet.

In dieser Studie ergaben sich über alle Segmente eine Sensitivität von 79,8%, eine Spezifität von 68,43%, ein positiver Vorhersagewert von 38,73% sowie ein negativer Vorhersagewert von 93,13%. Dieses Ergebnis liegt aufgrund des fehlenden Ausschlusses der dünnen Gefäßsegmente sowie der nicht reduzierten Herzfrequenz unter den Ergebnissen vergleichbarer Studien. Zeigen konnten wir auch, dass es bei Patienten mit Vorhofflimmern zu einer deutlich reduzierten Beurteilbarkeit kommt. Dagegen konnten wir den Einfluss des Herzrhythmus auf die Detektion von Stenosen mittels 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen bestätigen. Auch konnten wir keinen Einfluss des Body-Mass Index auf die Bildqualität und damit auf die Beurteilbarkeit erkennen. Allerdings sind zur Verifizierung dieser Punkte weitere Studien anzuschließen. Zum jetzigen Zeitpunkt scheint es mit einem 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen nicht möglich zu sein, die Koronarangiographie in ausreichender Sensitivität und Spezifität als Goldstandard in der Diagnostik der koronaren Herzerkrankung abzulösen. Aber auch wenn sicherlich der weit überwiegende Teil der Patienten, die derzeit einer invasiven Diagnostik zugeführt werden, von einer nichtinvasiven Diagnostik mittels 16-Zeiler-Multislice-Computertomographen nicht profitieren, so könnte doch ein gewisser Teil invasiver Herzkatheteruntersuchungen unter Umständen durch die MSCT ersetzt werden, wenn, bedingt durch den übereinstimmend hohen negativen Vorhersagewert, der zuverlässige Ausschluss

signifikanter Stenosen in solchen Koronarsegmenten gelingt, die einer interventionellen Revaskularisierung zugänglich wären. Ein Einsatz könnte dann möglicherweise bei Patienten mit niedriger Wahrscheinlichkeit für eine koronare Herzerkrankung, also z.B. bei atypischer Beschwerdesymptomatik, nutzbringend sein. Diese Indikationsgebiete müssten aber zunächst durch gezielte Studien abgesichert sein. Eine ungezielte Anwendung, gar als Screening, ist derzeit mit den aktuellen 16-Zeiler-Multislice-Computertomographien nicht zu rechtfertigen.

6. Literaturverzeichnis

1. Abrams HL, Adams DF. The Complications of Coronary Arteriography. *Circulation* 1975; 52: 27
2. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U. Noninvasive coronary angiographie by retrospectively ECG-gated multi-slice spiral CT. *Circulation* 2000; 102: 2823-2828
3. Achenbach S. Detection of coronary artery stenosis by contrast enhanced, retrospectly ECG-gated, multi slice spiral CT. *Circulation* 2001; 103: 2535-2538
4. Achenbach S. Klinischer Stellenwert der Cardio-CT-Angiographie. *Herz* 2003; 28: 119-125
5. Adams DF. The Complications of Coronary Angiography. *Circulation* 1973; 48: 609
6. Amplatz K. Mechanics of Selective Coronary Artery Catheterization via Femoral Approach. *Radiology* 1967; 89: 1040
7. Bashore TM, Bates ER, Berger PB. American College of Cardiology / Society for Cardiac Angiography and Interventions Clinical Expert Consensus Document on Cardiac Cath. Laboratory Standards. A report of the American College of Cardiology task Force on Clinical Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 2170-2214
8. Beck T, Kuettner A, Burgstahler C, Brückner A, Heuschmidt M, Herdeg C, Kopp A, Claussen C, Schroeder S. Nichtinvasive Stenosedetektion unter Verwendung der 16-Zeilen-Computertomgraphen in einem streng selektionierten Patientenkollektiv. *Medizinische Klinik* 2004; 99: 645-650
9. Becker C, Knez A, Ohnesorge B, Schöpf U, Reiser M. Imaging of non calcified coronary plaques using helical CT with retrospective ECG gating. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 175: 423-424

10. Becker C, Knez A, Leber A. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT. *J Comput Assist Tomogr.* 2002; 26: 750-755
11. Böhme E, Steinbigler P, Czernik A, Luber A, Scherzberg-Doktorczyk A, Buck J, Haberl R. Invasive versus nichtinvasive (MSCT) Koronarangiographie. *Circulation* 2002; 105: 217-223
12. Van Buuren F, Horstkotte D, 2004: Deutsche Gesellschaft für Kardiologie – Herz- und Kreislaufforschung e.V., 21. Bericht über die Leistungszahlen der Herzkatheterlabore in der Bundesrepublik Deutschland. <http://www.dgk.org> (Zugriffsdatum: 21.10.2006)
13. Chernoff D, Ritchie C, Higgins C. Evaluation of electron beam CT coronary angiographie in healthy subjects. *American Journal of Radiology* 1997; 169: 93-99
14. Trümper S, 2006: Einheitlicher Bewertungsmaßstab (EBM) vom 4. Quartal 2006 auf Grundlage der 115. Sitzung mit Bekanntmachung im Heft 33 DÄ vom 18.8.2006 sowie Erratum in Heft 37 DÄ vom 15.9.2006. <http://www.kbv.de> (Zugriffsdatum 21.10.2006)
15. Fine JJ, Hopkins CB. Noninvasive coronary angiography: agreement of multi-slice spiral computed tomography and selective catheter angiography. *The International Journal of Cardiovascular Imaging* 2004; 20: 549-552
16. De Haen C. 1995: Gebührenordnung für Ärzte (GOÄ) von 12.November 1982 (BGBl.IS.1522) zuletzt geändert durch die 4. Änderungsverordnung von 23. Dezember 1995 (BGBl. IS.1861 ff). <http://www.e-bis.de> (Zugriffsdatum 21.10.2006)
17. Garcia M. Could cardiac CT revolutionize the practice of cardiology?. *Cleveland clinic journal of medicin* 2005; 72: 88-89
18. Giannitsis E, Kurowski V, Herz. In: Renz-Polster H, Krautzig S, Braun J, HRSG. *Basislehrbuch Innere Medizin.* Urban & Fischer, München 2004; 3: 25-190

19. Giannitsis E, Braun J, Renz-Polster H. Lunge: Erkrankungen der Atemwege. In: Renz-Polster H, Krautzig S, Braun J, HRSG. Basislehrbuch Innere Medizin. Urban & Fischer, München 2004; 3: 443
20. Giannitsis E, Frercks HJ, Renz-Polster H. Stoffwechsel und Ernährung In: Renz-Polster H, Krautzig S, Braun J, HRSG. Basislehrbuch Innere Medizin. Urban & Fischer, München 2004; 3: 805
21. Grees H. Dosisreduktion in der Computertomographie durch anatomieorientierte, schwächungsbasierte Röhrenstrommodulation: Erste klinische Ergebnisse. Fortschr. Röntgenstr 2006; 170: 246-250
22. Heuschmid M, Kuttner A, Flohr T. Visualisation of coronary arteries in CT as assessed by a new 16 slice technology and reduced gantry rotation time: first experience. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neun Bildgeb Verfahren 2002; 174: 721-724
23. Hill MN. New targeted AHA program: cardiovascular care and outcomes. Circulation 1998; 97: 1221-1222
24. Hoffmann MHK, Heshui S. Noninvasive Coronary Angiography with Multislice Computed Tomography. American Medical Association 2005; 293: 2471-2478
25. Judkins MP. Selective Coronary Arteriography: I.A. Percutaneous Transfemoral Technique. Radiology 1967; 89: 815
26. Judkins MP, Gander MP. Preventions of Complications of Coronary Angiography. Circulation 1974; 49: 599
27. Kachelrieß M, Kalender WA. ECG- Correlated Image Reconstruction from Subsecond Spiral CT Scans of the Heart. Medical Physics 2005; 25:2417-2431

28. Kalender WA. Grundlagen und Technik der Spiral-CT. Radiologe 1999; 39: 809-819
29. Kalender WA. Computertomographie. Publicis MCD Verlag, Erlangen 2000: 208-221
30. Kalender WA. A PC Program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. Eur. Radiol 1999; 9: 555-562
31. Kalender WA. Spiral Volumetric CT with single-breathhold technique, continuous transport and continuous scanner rotation. Radiology 1990; 176: 181-183
32. Kalender WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. Eur Radiol 2005; 9: 323-328
33. King SB, Douglas JS. Coronary Arteriography and Left Ventriculography. Am J Cardiol 2000; 57: 342-345
34. Knez A, Becker CR, Leber A. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. Am J Cardiol 2001; 88: 1191-1194
35. Kuettner A. Diagnostic Accuracy of Noninvasive Coronary Imaging Using 16- Detector Slice Spiral Computed Tomography with 188 ms Temporal Resolution. J Am Coll Cardiol 2005; 45: 123
36. Mollet N, Cardemartini F, Nieman K. Multi slice computed Tomography coronary angiography in patient with stable angina pectoris. J Am Coll Cardiol 2004 ; 43: 2265-2270
37. Mollet MR, Cademartini F, Krestin GP. Improved diagnostic accuracy with 16 row multi slice computed tomography coronary angiography. J Am Coll Cardiol 2005; 45: 128-132
38. Nakanishi T, Kayashima Y, Inoue R, Sumii K, Gomoyo Y. Pitfalls in 16-Detector Row CT of the Coronary Arteries. Radiographics 2005; 25: 425-440

39. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJM. Non invasive coronary angiography with multi slice spiral CT: the impact of heart rate. *Am J Cardiol* 2002; 88: 470-474
40. Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet* 2001; 357: 599-603
41. Nieman K, Cademartini F. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multi-slice computed tomography. *Circulation* 2002; 106: 2051-2054
42. Ohnesoge B, Hofmann L, Flohr T, Schoepf U. CT for imaging coronary artery disease: defining the paradigm for its application. *The international journal of cardiovascular imaging* 2005; 21: 85-104
43. Pfeifer M. Development and current status of invasive coronary angiography. *Z. Kardiol* 2000; 89: 3-10
44. Ricketts HJ, Abrams HL. Percutaneous Selective Coronary Cine Arteriography. *J.A.M.A.*, 1962; 181:620
45. Ropers D, Baum U. Detection of coronary artery stenosis with thin-slice multi detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003; 107: 664-666
46. Scalon PJ, Faxon DP, Audet AM. ACC/AHA guidelines for coronary angiography: A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Coronary Angiography). *J Am Coll Cardiol* 1999; 33:1760
47. Schoepf U, Becker C, Ohnesorge B, Yucel E. CT of coronary artery Disease. *Radiology* 2004; 232: 18-37
48. Seldiger SI. Catheter Replacement of the Needle in Percutaneous Arteriography: A new Technique. *Acta. Radiol.* 1953; 39: 368

49. Sones FM, Shirley EK. Cine Coronary Angiography, Mod. Concepts Cardiovasc. Dis. Circulation 1962 ; 31: 735

50. Sones FM, Shirley EK, Proudfit WL, Westcott RN. Cine coronary arteriography. Circulation 1959; 20: 773-775

51. Vogl TJ, Abolmaali ND, Diebold T. Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi detector row CT coronary angiography. Radiology 2002; 223: 212-220

52. Windecker S, Maier-Rudolph W, Bonzel T. Interventional cardiology in Europe 1995. Eur Heart J. 1999; 20: 484-495