

Aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie  
der Universität zu Köln  
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. D. Maintz

**Reduktion der Kontrastmittelmenge bei der Computertomographie  
zur Planung des Transaortic Valve Replacement unter Betrachtung  
virtuell monoenergetischer Rekonstruktionen:  
Eine Qualitätssicherungsmaßnahme**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Universität zu Köln

vorgelegt von  
Isabel Luisa Langenbach  
aus Darmstadt

promoviert am 26. Januar 2023

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln

2023

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Professor Dr. med. C. P. Nähle
2. Gutachter: Privatdozent Dr. med. C. Adler

## Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

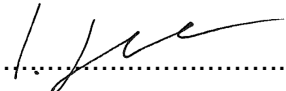
Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Bilddatensätze wurden unter meiner Aufsicht am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Uniklinik Köln angefertigt und mit freundlicher Genehmigung von Herr Univ. Prof. Dr. med. D. Maintz mir zur Verfügung gestellt.

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Messergebnisse wurden von mir selbst am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Uniklinik Köln erhoben. Die dieser Arbeit zugrunde liegende qualitative Evaluation ist von Dr. M. Langenbach, Dr. K. Klein, Dr. H. Wienemann und von mir selbst durchgeführt worden.

## Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 30.09.2022

Unterschrift: .....

## **Danksagung**

Ganz herzlich möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Claas Philip Nähle für die hervorragende und freundliche Betreuung der Promotion am Universitätsklinikum zu Köln bedanken sowie die tatkräftige und fachliche Unterstützung bei der Durchführung der Dissertation.

Des Weiteren danke ich Herrn Univ. Prof. Dr. med. David Maintz, Direktor des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Köln für die Möglichkeit sowie Förderung der Durchführung der Dissertation.

Ferner danke ich Frau Prof. Dr. Barbara Krug für ihre Unterstützung in der Planung und Verfassung der Dissertationsschrift sowie Herrn Prof. Dr. Martin Hellmich für die stets freundliche Hilfe bei Fragen in der Statistik.

Mein besonderer Dank gilt meinem Ehemann Dr. Marcel Langenbach für die stetige Ermutigung, liebevolle Geduld und Unterstützung.

Ebenfalls möchte ich meiner Familie von Herzen danken für den Rückhalt den ich stets bekommen habe und die Möglichkeit meinen Traum vom Medizinstudium umzusetzen.

Für meine Eltern

# Inhaltsverzeichnis

<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS</b>	<b>7</b>
<b>1. ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>8</b>
<b>2. EINLEITUNG</b>	<b>13</b>
2.1 Computertomographie	14
2.1.1. Physikalische Effekte	18
2.1.2. Untersuchungstechnik	19
2.2 Dual-Energy-Computertomographie	20
2.2.1. Spektrale Bildgebung	22
2.2.2. Virtuell monoenergetische Rekonstruktionen	23
2.3 Kontrastmittel	23
2.4 Aortenklappenstenose	25
2.4.1. Ätiologie und Pathogenese	26
2.4.2. Schweregrad der Aortenklappenstenose	27
2.4.3. Klinik	28
2.4.4. Diagnostik	28
2.4.5. Therapie	29
2.4.6. Transcatheter Aortic Valve Replacement	32
2.4.7. Komplikationen	34
2.5 Fragestellungen und Ziel der Arbeit	36
<b>3. MATERIAL UND METHODEN</b>	<b>37</b>
3.1 Studiendesign	37
3.2 Patientenkollektiv	37
3.2.1. Ein- und Ausschlusskriterien	37
3.3 Bilddatenakquisition	38
3.4 Rekonstruktion	39
3.5 Kontrastmittelprotokolle	39
3.6 Quantitative Analyse	40

3.6.1.	Gefäßparameter	40
3.6.2.	Aortenklappenparameter und Agatston-Score	40
3.6.3.	Region of interest	40
3.6.4.	Signal-to-noise-ratio	41
3.6.5.	Contrast-to-noise-ratio	42
3.7	Qualitative Analyse	42
3.8	Statistische Methoden	43
<b>4.</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>44</b>
4.1	Patientenkollektiv	44
4.1.1.	Geschlecht, Alter und Body-Mass-Index	47
4.1.2.	Dosis	49
4.1.3.	Agatston-Score	49
4.1.4.	Vorerkrankungen	49
4.1.5.	Echokardiographie	49
4.2	Quantitative Analyse	50
4.2.1.	Gefäßparameter	50
4.2.2.	Signal-to-noise-ratio	57
4.2.3.	Contrast-to-noise-ratio	65
4.3	Qualitative Analyse	72
4.4	Korrelationsanalyse	76
4.5	Regressionsanalyse	78
4.5.1.	Standard	78
4.5.2.	40 keV	79
<b>5.</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>80</b>
<b>6.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>88</b>
<b>7.</b>	<b>ANHANG</b>	<b>94</b>
7.1	Abbildungsverzeichnis	96
7.2	Tabellenverzeichnis	98

## Abkürzungsverzeichnis

BMI	Body-Mass-Index
BVP	Ballonvalvoplastie
CIN	kontrastmittelinduzierte Nephropathie
CNR	Contrast-to-Noise-Ratio
CT	Computertomographie
DECT	Dual-Energy-Computertomographie
DLP	Dosis-Längen-Produkt
DRI	Dose-Right-Index
eGFR	estimated glomerular filtration rate
FOV	Field of View
HU	Hounsfield-Unit
keV	Kiloelektronenvolt
KHK	koronare Herzerkrankung
KM	Kontrastmittel
KÖF	Klappenöffnungsfläche
kVp	Kilovolt Peak
LVEF	Linksventrikuläre Ejektionsfraktion
LVOT	Linksventrikulärer Ausflusstrakt
mAs	Milliampere Sekunde
MDCT	Multidetektor-Computertomograph
$\Delta P_{\text{mean}}$	mittlerem transvalvulären Gradienten
ROI	Region of interest
RVP	Rapid Ventricular Pacing
SAVR	Surgical Aortic Valve Replacement
SNR	Signal-to-Noise-Ratio
SVi	Schlagvolumenindex
TAVR	Transcatheter Aortic Valve Replacement
TEE	transösophageale Echokardiografie
TTE	transthorakale Echokardiografie
$V_{\text{max}}$	maximale Flussgeschwindigkeit
VMI	Virtual Monoenergetic Imaging
VNC	Virtual non-contrast



## 1. Zusammenfassung

Die kontrastmittelgestützte Computertomographie (CT) ist essentieller Bestandteil der präinterventionellen Planung eines Transkatheter-Aortenklappenersatzes (TAVR). Die Nutzung der Dual-Energy CT-Technik bietet vielfältige Optionen in der Nachbearbeitung der Bilddatensätze wie beispielsweise virtuell monoenergetische (virtual monoenergetic imaging, VMI) Rekonstruktionen. Hierbei kann die Röhrenspannung im Nachhinein virtuell geändert und ein gewünschtes hypothetisches Energieniveau, meist im Bereich von 40 bis 200 keV, dargestellt werden [1]. VMI Rekonstruktionen mit niedrigen keV-Werten können dabei zur Optimierung des intravasalen Kontrastes nach Kontrastmittelgabe durch die Annäherung an die k-Kante von Iod genutzt werden. Dies ermöglicht eine relevante Verringerung der Kontrastmitteldosis ohne Beeinträchtigung der Bildqualität [2]. Verbunden mit dem Wissen um die häufig bereits eingeschränkte Nierenfunktion der zumeist älteren TAVR Patienten erscheint dies von Relevanz [3].

Ziel dieser prospektiven Qualitätssicherungsstudie war die Reduktion der Kontrastmittelmenge für die prä-TAVR CT unterhalb der Standarddosis von 60 ml. Es erfolgte die Bewertung der qualitativen und quantitativen Bildqualität zur Sicherstellung einer suffizienten und diagnostisch ausreichenden Bildqualität. Zusätzlich wurden VMI Rekonstruktionen aus Bilddatensätzen der Dual-Energy Spektral-Detektor CT zur Verstärkung des intravasalen Kontrastes evaluiert.

In die Studie wurden 60 konsekutive Patienten (32 Männer, 28 Frauen;  $81 \pm 7,5$  Jahre) eingeschlossen. Alle Patienten wurden mit einem standardisierten CT-Bildgebungsprotokoll untersucht. Dieses umfasste einen nativen Scan der Aortenklappe zum Calciumscoring sowie eine kontrastmittelgestützte Computertomographie des Herzens, der Aorta und der Beckenstrombahn zur TAVR-Planung. 15 Patienten wurden mit der Standarddosis von 60 ml Kontrastmittel untersucht, anschließend erfolgte die Reduktion der Kontrastmittelmenge jeweils um 10 ml (50 ml, 40 ml, 30 ml) für jeweils 15 Patienten. Die Bilddaten wurden für diese Studie mit dem Standardrekonstruktions-Algorithmus sowie mit VMI Rekonstruktionen zwischen 40 – 140 keV berechnet.

Es erfolgte die quantitative Analyse der metrischen Parameter der Aortenklappe und des Zugangsweges sowie die Evaluation des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) und des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses (CNR) in mehreren Gefäßabschnitten. Die qualitative Analyse erfolgte mittels 5-Punkt Likert-Skala durch zwei Radiologen (Gutachtergruppe 1) und zwei Ärzte mit Erfahrung in der TAVR-Bildgebung (Gutachtergruppe 2), alle verblindet hinsichtlich der applizierten Kontrastmittelmenge und VMI Rekonstruktion.

Zusammenhänge wurden bei ordinalskalierten Variablen mittels Rangkorrelationen untersucht. Zur Untersuchung hinsichtlich der Unterschiede in den einzelnen Gruppen erfolgte

mittels Kruskal-Wallis Test, die post-hoc Analyse mittels Dunn-Bonferroni-Test. P-Werte  $\leq 0,05$  galten als statistisch signifikant.

Die quantitative Analyse der Gefäßdiameter zeigte innerhalb der Kontrastmittelgruppen für die Aorta ascendens keine signifikanten Änderungen über die einzelnen Rekonstruktionen. Für die Beckenstrombahn wurden in der 30 ml Kontrastmittelgruppe für die A. iliaca externa rechts signifikant größere Diameter in den VMI 140 keV Rekonstruktionen im Vergleich der Standardrekonstruktion gemessen ( $p < 0,05$ ).

Die SNR fiel für die Standardrekonstruktion und die VMI 40 keV Rekonstruktion bei Verwendung von 30 ml KM im Vergleich zum Standard mit 60 ml signifikant ab. Dies konnte sowohl in der Aorta ascendens ( $p = 0,004$  und  $p = 0,001$ ) wie auch in der A. iliaca externa rechts ( $p = 0,024$  und  $p = 0,020$ ), exemplarisch für die Beckengefäße, gezeigt werden. Beim Vergleich der Rekonstruktionen innerhalb der einzelnen Kontrastmittelgruppen konnte für die Aorta ascendens jeweils kein Unterschied zwischen der Standardrekonstruktion und der VMI 40 keV und 60 keV Rekonstruktion gezeigt werden, die übrigen VMI-Rekonstruktionen (VMI 80, 100, 120, 140 keV) zeigten einen signifikanten Abfall der SNR ( $p = <0,001 - 0,046$ ). Für die Beckenstrombahn zeigte lediglich die VMI 40 keV Rekonstruktion keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,487 - 0,810$ ) der SNR im Vergleich mit der Standardrekonstruktion.

Die Analyse der CNR ergab ebenfalls einen signifikanten Abfall bei Gabe von 30 ml KM verglichen mit 60 ml KM, für die Aorta ascendens in der Standardrekonstruktion ( $p = 0,002$ ) und für VMI 40 keV sowie 60 keV ( $p < 0,001$ ). Auch für die unterschiedlichen keV Stufen innerhalb der einzelnen Kontrastmittelgruppen ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen dem Standard und VMI 40 keV ( $p = 0,255 - 0,619$ ) respektive VMI 60 keV ( $p = 0,112 - 0,344$ ) in der Aorta ascendens, für die Beckengefäße nur mit VMI 40 keV ( $p = 0,398 - 0,549$ ). Die qualitative Analyse der 1. Gutachtergruppe zeigt einen signifikanten Abfall der Bildqualität in der 30 ml Gruppe verglichen mit 60 ml KM in der Standardrekonstruktion für die Aortenklappe ( $p = <0,001$ ), die Koronararterienabgänge ( $p = 0,001$ ), die Aorta ascendens ( $p = 0,023$ ) und die A. iliaca externa rechts ( $p = 0,002$ ). In der VMI 40 keV Rekonstruktion konnte nur ein signifikanter Abfall für die Aortenklappe ( $p = 0,005$ ) und die Koronararterienabgänge ( $p = 0,006$ ) gezeigt werden, jedoch nicht für die Aorta ascendens ( $p = 0,107$ ) und die A. iliaca externa rechts ( $p = 0,425$ ). Das Ergebnis der qualitativen Analyse der 2. Gutachtergruppe ist ähnlich, hier zeigte sich jedoch auch schon ein signifikanter Unterschied in der Bildqualität für die 40 und 30 ml Gruppe in der Standardrekonstruktion ( $p = <0,001 - 0,003$ ), für die VMI 40 keV Rekonstruktion nur für die Beckenstrombahn der 30 ml Gruppe ( $p = 0,017$ ).

Basierend auf den Ergebnissen dieser Studie kann die Kontrastmittelmenge der prä-TAVR CT ohne Einschränkungen der Bildqualität auf 40 ml reduziert werden. Die Verwendung der VMI

40 keV Rekonstruktion zeigte im Vergleich zur Standardrekonstruktion bessere Ergebnisse in der qualitativen Analyse, jedoch keinen signifikanten Unterschied in der quantitativen Analyse mit einem Trend zu besseren Werten der SNR und CNR. Die Reduktion auf 30 ml Kontrastmittel zeigt einen signifikanten Qualitätsverlust und wird daher für die klinische Praxis nicht empfohlen.

## Summary

Contrast-enhanced computed tomography (CT) is an essential part of the pre-interventional planning for transcatheter aortic valve replacement (TAVR). The use of dual-energy CT imaging offers multiple options in the post-processing of image datasets such as virtual monoenergetic imaging (VMI) reconstructions. Here, the tube voltage can be adapted virtually in post-processing to a desired hypothetical energy level, usually in the range of 40 to 200 keV [1]. VMI reconstructions in low keV level can thereby be used to optimize intravascular contrast after iodized contrast medium (CM) administration by approaching the K-edge of iodine. This allows a relevant reduction in the contrast dose without compromising the image quality [2]. Combined with the knowledge of the often already impaired renal function of mostly elderly TAVR patients, this seems to be of clinical relevance [3].

This prospective quality assurance study aimed to reduce the amount of iodized contrast medium used for pre-TAVR CT below the standard dose of 60 ml. Qualitative and quantitative image quality assessment was performed to ensure sufficient and diagnostically adequate image quality. In addition, VMI reconstructions from dual-energy spectral-detector CT image datasets were evaluated to enhance intravascular contrast.

Sixty consecutive patients (32 men, 28 women;  $81 \pm 7.5$  years) were included in the study. All patients received a standardized CT imaging protocol. This included an unenhanced scan of the aortic valve for calcium scoring and a contrast-enhanced computed tomography of the heart, aorta, and iliac arteries for TAVR planning. Fifteen patients were scanned with the standard dose of 60 ml of contrast medium as the gold standard, followed by a reduction in the amount of contrast medium by 10 ml steps (50 ml, 40 ml, 30 ml) for each of the following 15 patients. The image data were calculated using the standard reconstruction algorithm and VMI reconstructions between 40 – 140 keV.

The quantitative analysis of the metric parameters for the aortic valve and the access pathway was performed, as well as the evaluation of the signal-to-noise ratio (SNR) and the contrast-to-noise ratio (CNR) in several vessel sections. Qualitative analysis was performed using a 5-point Likert scale by two radiologists (reviewer group 1) and two physicians with experience in TAVR imaging (reviewer group 2), all blinded to the amount of contrast applied and VMI reconstruction.

Correlations were examined for ordinal-scaled variables using rank correlations. To examine regarding differences in each group, the Kruskal-Wallis test was used, and post hoc analysis was performed by the Dunn-Bonferroni test. P values  $\leq 0.05$  were considered statistically significant.

The quantitative analysis of the vessel diameters showed no significant differences within the contrast groups for the ascending aorta over the different reconstructions. For the iliac arteries, significantly larger diameters were measured in the 30 ml contrast group for the right iliac artery in the VMI 140 keV reconstructions compared to the standard reconstruction ( $p < 0.05$ ). SNR dropped significantly for the standard reconstruction and the VMI 40 keV reconstruction when using 30 ml CM compared to the standard 60 ml. This was demonstrated in the ascending aorta ( $p = 0.004$  and  $p = 0.001$ ) as well as in the right iliac artery ( $p = 0.024$  and  $p = 0.020$ ), exemplary for the iliac vessels. When comparing the reconstructions within each contrast agent group, no difference between the standard reconstruction and the VMI 40 keV and 60 keV reconstructions was shown for the ascending aorta in each case. The other VMI reconstructions (VMI 80, 100, 120, 140 keV) showed a significant decrease in SNR ( $p = <0.001 - 0.046$ ). For the pelvic circulation, only the VMI 40 keV reconstructions showed no significant difference ( $p = 0.487 - 0.810$ ) in SNR compared with the standard reconstruction.

Analysis of CNR also revealed a significant decrease with the administration of 30 ml CM compared with 60 ml CM, for the ascending aorta in the standard reconstruction ( $p = 0.002$ ) and for VMI 40 keV as well as VMI 60 keV ( $p < 0.001$ ). Also, for the different keV levels within each contrast agent group, there was no significant difference between the standard and VMI 40 keV ( $p = 0.255 - 0.619$ ) and VMI 60 keV ( $p = 0.112 - 0.344$ ), respectively, in the ascending aorta, and for the iliac vessels only with VMI 40 keV ( $p = 0.398 - 0.549$ ).

Qualitative analysis of the 1st reviewer group showed a significant decrease in image quality in the 30 ml group compare with 60 ml KM in standard reconstruction for the aortic valve ( $p = <0.001$ ), coronary artery outlets ( $p = 0.001$ ), ascending aorta ( $p = 0.023$ ), and right iliac artery ( $p = 0.002$ ). In the VMI 40 keV reconstruction, significant decrease was shown only for the aortic valve ( $p = 0.005$ ) and coronary artery outlets ( $p = 0.006$ ), but not for the ascending aorta ( $p = 0.107$ ) and the right external iliac artery ( $p = 0.425$ ). The result of the qualitative analysis of the 2nd reviewer group is similar, but here there was also already a significant difference in image quality for the 40 and 30 ml groups in the standard reconstruction ( $p = <0.001 - 0.003$ ), for the VMI 40 keV reconstruction only for the pelvic stroma of the 30 ml group ( $p = 0.017$ ).

Based on the results of this study, the iodized contrast medium of the pre-TAVR CT can be reduced to 40 ml without any image quality limitations. The use of the VMI 40 keV reconstruction showed better results compared to the standard reconstruction in the

quantitative analysis, but no significant difference in the qualitative analysis with a trend toward better values of SNR and CNR. The reduction to 30 ml contrast medium shows a significant loss of quality and is therefore not recommended for clinical practice.

## 2. Einleitung

Die Computertomographie (CT) als Röntgen-basiertes Schnittbildverfahren ist zur sicheren Diagnostik verschiedenster Krankheitsbilder aus nahezu allen Bereichen der Medizin flächendeckend verfügbar und aus dem klinischen Alltag nicht mehr wegzudenken. Die Grundlage zur Entwicklung der CT lieferte bereits Johann Radon im Jahre 1917 mit seinen mathematischen Berechnungen. Allan M. Cormack befasste sich zwischen 1957 und 1963 mit weiterführenden Studien zu den zu Grunde liegenden mathematischen Methoden. Der erste CT-Prototyp wurde 1969 von Godfrey Hounsfield gebaut. Für ihre Arbeiten erhielten Cormack und Hounsfield 1979 gemeinsam den Nobelpreis für Physiologie und Medizin [4; 5]. Geräte der ersten Generation waren sogenannte Translation-Rotations-Scanner, auch Elektronenstrahl-CTs genannt. In der zweiten Generation kam bereits ein Fächerstrahl zur Anwendung. Aktuell sind meist Multidetektor-Computertomographen (MDCT) der 3. Generation im Einsatz, teils auch mit der Möglichkeit die Untersuchung mittels Dual-Energy-Technik (Dual-Energy-Computertomograph; DECT) durchzuführen [6]. Mit dieser Technik werden zwei Datensätze mit unterschiedlichen Energien akquiriert und Materialien können durch deren unterschiedliche Absorptionseigenschaften der Röntgenstrahlen identifiziert werden. Ein wesentlicher Vorteil der DECT liegt in den vielfältigen Optionen zur Nachbearbeitung. Eine Möglichkeit der Nachbearbeitung sind die virtuellen monoenergetischen Rekonstruktionen, im Englischen als Virtual Monoenergetic Imaging (VMI) bezeichnet. VMI ermöglicht die virtuelle nachträgliche Rekonstruktion der DECT Bilddatensätze in verschiedene Kiloelektronenvolt-Stufen (keV), meist von 40-200 keV [1]. Die im Niedrig-keV-Bereich rekonstruierten VMI zeichnen sich insbesondere durch einen gesteigerten Iodkontrast aus. Jedoch ist als Nachteil der Rekonstruktionen auch ein gesteigertes Bildrauschen zu nennen [2; 7].

Die kalzifizierende Aortenklappenstenose stellt die häufigste Klappenerkrankung in Industrienationen dar und die Inzidenz wird angesichts des zunehmend hohen Alters der Bevölkerung zunehmen. Dies zeigt die aktuell und auch zukünftige Relevanz für das Gesundheitssystem [8]. Das Transcatheter Aortic Valve Replacement (TAVR) beziehungsweise als Synonym die Implantation (TAVI) ist eine etablierte Therapieoption für Patienten mit einer hochgradigen und symptomatischen Aortenklappenstenose, welche nicht einem chirurgischen Klappenersatz unterzogen werden können. Häufig handelt es sich dabei um ältere Patienten, welche bereits eine, teils hochgradig, eingeschränkte Nierenfunktion aufweisen. Als Standard-Bildgebungsmethode zur Bestimmung der Klappenparameter sowie der Planung des Zugangsweges vor der Durchführung einer TAVR hat sich eine CT-Untersuchung unter Verwendung von intravenösem Kontrastmittel (KM) etabliert. Durch die

Kontrastmittelgabe besteht jedoch die Gefahr einer weiteren Verschlechterung der Nierenfunktion bis hin zur kontrastmittelinduzierten Nephropathie (CIN) [9; 10].

In der vorliegenden Studie wurde die qualitative und quantitative Bildqualität der prä-TAVR CTs bei Reduktion der Kontrastmittelmenge unterhalb der Standarddosis von 60 ml zur Sicherstellung einer suffizienten und diagnostisch ausreichenden Bildqualität untersucht. Die Reduktion erfolgte in Stufen mit 50 ml, 40 ml und 30 ml Kontrastmittel. Zusätzlich wurden VMI Rekonstruktionen aus Bilddatensätzen der Dual-Energy Spektral-Detektor CT zur Verstärkung des intravasalen Kontrastes evaluiert. Die Untersuchung erfolgte in einem Bereich zwischen 40 – 140 keV. Die Bilddatensätze wurden qualitativ hinsichtlich der Bildqualität und quantitativ hinsichtlich der metrischen Gefäßparameter, des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (Signal-to-Noise-Ratio, SNR) und des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses (Contrast-to-Noise-Ratio, CNR) analysiert. Aus den Ergebnissen wurde die minimale Kontrastmittelstufe zur Sicherstellung einer diagnostischen Bildqualität sowie die optimale keV-Stufe bestimmt.

## **2.1 Computertomographie**

Bei der CT handelt es sich um ein Röntgenverfahren, welches eine überlagerungsfreie Darstellung beliebiger Körperregionen, primär zweidimensional in Transversalschnitten ermöglicht. Dreidimensionale-Rekonstruktionen zur Rekonstruktion von Sagittal- sowie Koronarschnitten sind basierend auf der Summe des zweidimensionalen-Datensatzes in hoher räumlicher Auflösung möglich [11; 12].

Hauptkomponenten eines CT-Scanners sind die Gantry, welche den Röntgenstrahler, den Generator und den Detektor beinhaltet sowie der Patiententisch, zentral in der Gantry, welcher sich während der Aufnahmen automatisch bewegt. Wichtig sind darüber hinaus die Computersysteme für die Steuerung des CT-Scanners sowie zur Bildrekonstruktion und die Kühleinrichtungen [13]. Die Röntgenröhre, welche die Röntgenstrahlung generiert, umkreist den Patienten mit hoher Geschwindigkeit (Abb. 1). Grundsätzlich kann zwischen der Einzelschichtaufnahme- und der Helikalaufnahmetechnik unterschieden werden. Bei der Einzelschichttechnik rotiert das Röhren-Detektor-System einmal um 360° um den Patienten, nach jeder erfolgten Rotation wird das entsprechende Transversalschichtbild berechnet und der Untersuchungstisch rückt um eine vorgegebene Schichtdicke (1-10 mm) vor, sodass beliebig viele Schichten unterschiedlicher Dicke gescannt werden können [14].

Das Röntgen-Detektor-System kann jedoch auch kontinuierlich um den Patienten rotieren. Hierbei wird der Untersuchungstisch während der Rotation in einer vorgegebenen Geschwindigkeit durch die Gantry gefahren, wodurch ein helikalförmiges Datenvolumen erfasst wird, was bei der folgenden Nachbearbeitung die Darstellung multiplanarer (MPR) sowie dreidimensionaler Rekonstruktionen ermöglicht [14]. Hierdurch entsteht ein

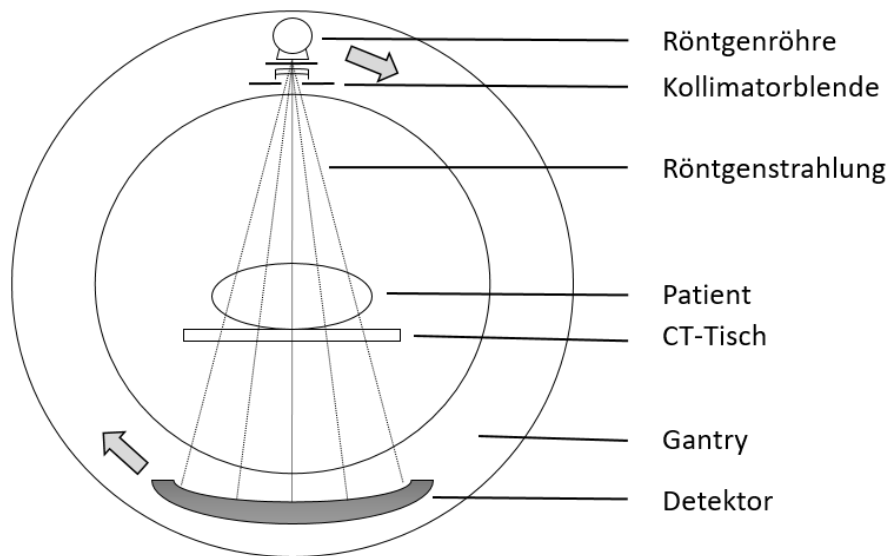
Volumendatensatz, welcher eine Rekonstruktion in variablen Schichtdicken und Abständen erlaubt. Dabei wird jeweils ein fächerförmiger Röntgenstrahl, welcher den Körper durchdringt und durch die verschiedenen Gewebearten in unterschiedlichem Ausmaß abgeschwächt wird, von einem Detektor registriert. Dieser befindet sich gegenüber der Röntgenröhre. Meist handelt es sich bei diesen Detektoren um Festkörper-Szintillationsdetektoren auf Siliziumbasis. Das Schwächungsprofil der Röntgenstrahlen wird vom Detektor erfasst und in elektrische Signale umgewandelt, anschließend digitalisiert und an einen Rechner übermittelt. Hier erfolgt die Rekonstruktion der einzelnen Schnittbilder [13].

Zusätzlich kann vor bzw. während der Untersuchung KM appliziert werden. Eine Einteilung ist in röntgenpositive und -negative KM möglich. Iodhaltige Verbindungen zählen zu den röntgenpositiven KM, welche sich nach intravenöser Applikation in den Gefäßen und darzustellenden Organen anreichern und abhängig von der Konzentration die Röntgenstrahlen stärker absorbieren als das umgebende Gewebe. Hierdurch entsteht ein höherer Bildkontrast. Zu den röntgennegativen KM werden CO<sub>2</sub> und Luft gezählt [13].

Die Erzeugung der Röntgenstrahlen erfolgt in der Röntgenröhre, diese befindet sich in der Gantry (Abb. 1). Die wesentlichen Bestandteile der Röntgenröhre sind eine Kathode und eine Anode in einem Vakuum. Der Wolframdraht der Kathode wird dabei durch Anlage eines Stroms, dem sogenannten Heizstrom, auf ca. 2000 K erhitzt und zum Glühen gebracht. Hierdurch treten negativ geladenen Elektronen aus. Diese werden zur positiv geladenen Anode mittels angelegter Spannung im Vakuum beschleunigt, dies ist die sogenannte Beschleunigungsspannung. Der Röhrenstrom, also der Elektronenfluss von der Kathode zur Anode, wird zur Erzeugung von Röntgenstrahlen verwendet. Röntgenstrahlen werden emittiert, wenn Materie von geladenen Teilchen mit hoher kinetischer Energie getroffen wird, welche dazu fähig sind, Elektronen aus ihren atomaren Schalen herauszuschlagen [12]. Hierbei entsteht sowohl charakteristische Röntgenstrahlung, die sich durch eindeutige Intensitätsmaxima bei bestimmter Energie kennzeichnet. Daneben entsteht auch Röntgenbremsstrahlung, emittiert durch das Abbremsen der Elektronen in der Materie und der dadurch entstehenden Energieabgabe. Diese weist wiederum ein breites Energiespektrum auf. Die durch die Spannung zwischen Kathode und Anode vorgegebene Energie begrenzt jedoch die höchste vorkommende Energie, welche nicht höher als die Beschleunigungsspannung sein kann [12; 13]. Die Energie der beschleunigten Elektronen wird jedoch nur zu 1% als Röntgenstrahlung abgegeben. 99% der Energie wird in Wärme umgewandelt, wodurch sich die Anode stark erhitzt, dies erfordert eine gute Kühlung um einen raschen Verschleiß der Anode zu vermeiden. Hierzu wird die Röntgenröhre meist in Öl gekühlt, zudem findet eine Rotationsbewegung statt. Bei älteren Röhren dreht sich der Anodenteller.



Moderne Hochleistungsröhren wie sie auch in den meisten CTs verbaut sind, sind meist Drehgehäusestrahler. Diese sind so gelagert, dass sich die Röhre um die Anode dreht [13].



**Abbildung 1:** Schematischer Aufbau eines Computertomographen (CT).

Eine Weiterentwicklung ist die sogenannte Mehrzeilen-CT, bei der mehrere Detektorzeilen (2 bis 256 (oder mehr)) nebeneinander angeordnet sind. Hierdurch werden gleichzeitig mit nur einer Röhrendrehung Schwächungsprofile mehrerer paralleler Schichten erfasst und entsprechende Bilddaten berechnet [13].

Die Gewebzusammensetzung sowie die Strahlungsenergie haben dabei Einfluss auf die Strahlenabsorption und entsprechend auf die hieraus resultierende Schwächung der Röntgenstrahlung in einem Volumenelement (Voxel) einer definierten Schicht. Dabei wird das CT-Bild aus der Matrix vieler kleiner Quadrate (Pixel) gebildet. Jeder Pixel ist die zweidimensionale Abbildung eines dreidimensionalen Gewebeareals (Voxel). Die 3. Dimension dieses Gewebeareals ist die Dicke entlang der z-Achse (Längsachse, Achse in Richtung des Tischvorschubs). Die Helligkeit eines Pixels wird aus dem Durchschnitt aller Dichtewerte ermittelt, diese entsprechen wiederum den Schwächungswerten innerhalb jedes einzelnen Voxels [13].

Das CT-Bild beschreibt jedoch keine absoluten Schwächungswerte, sondern Hounsfield-Einheiten (Hounsfield-Unit; HU) in Relation zum Schwächungswert von Wasser. Der Röntgen-Absorptionskoeffizient von Wasser  $\mu_{\text{H}_2\text{O}}$  ist ungefähr  $0,192/\text{cm}$ , die Skalierung der CT-Bilder erfolgt so, dass Wasser immer dem CT-Wert von 0 HU entspricht. Daraus ergibt sich, abgeleitet aus unten stehender Formel, ein Schwächungswert für Luft (Absorptionskoeffizient  $\mu = 0$ ) von -1000 HU [13]. Die Gewebeeigenschaften bestimmen in welchem Maße die

Röntgenstrahlen absorbiert oder gestreut, bzw. abgeschwächt werden, wonach jedem Gewebe entsprechend eine bestimmte Graustufe zugeordnet werden kann [5; 15].

Ein HU-Wert als Maß für die Dichte lässt sich mit Hilfe des linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu$  berechnen, welcher wiederum ein Maß für die Intensitätsverringerng von Strahlung beim Durchtritt durch Materie darstellt [13].

$$HU = \frac{1000 (\mu - \mu_{H_2O})}{\mu_{H_2O}}$$

Es handelt sich also um einen relativen Schwächungskoeffizienten. Gewebe, welches dichter ist als Wasser, schwächt die Röntgenstrahlen mehr und weist somit höhere, positive HU-Werte auf. Fett und Luft dagegen absorbieren Röntgenstrahlen weniger stark als Wasser und weisen negative relativierte Schwächungswerte auf (Tab. 1) [15].

Substanz/Gewebe	Hounsfield-Einheiten (HE)
Wasser	0
Luft	-1000
Lunge	-700 bis -500
Fett	-120 bis -50
Blut	30 bis 80
Muskel	35 bis 55
Leber	50 bis 70
Knochen	50 bis 3000

**Tabelle 1:** Exemplarische Übersicht über einzelne Gewebe und die jeweiligen Dichtewerte angegeben in Hounsfield-Einheiten

Die verschiedenen Dichtewerte werden visuell im CT-Bild als Graustufen dargestellt. Das menschliche Auge ist aber nur in der Lage eine bestimmte Anzahl an Graustufen zu differenzieren. Daher ist es möglich, den Anzeigebereich und die Kontrastbreite manuell zu definieren um auch feine Unterschiede in der entsprechenden Körperregion zu differenzieren. Dieser Vorgang nennt sich auch Fensterung der CT-Bilder [13].

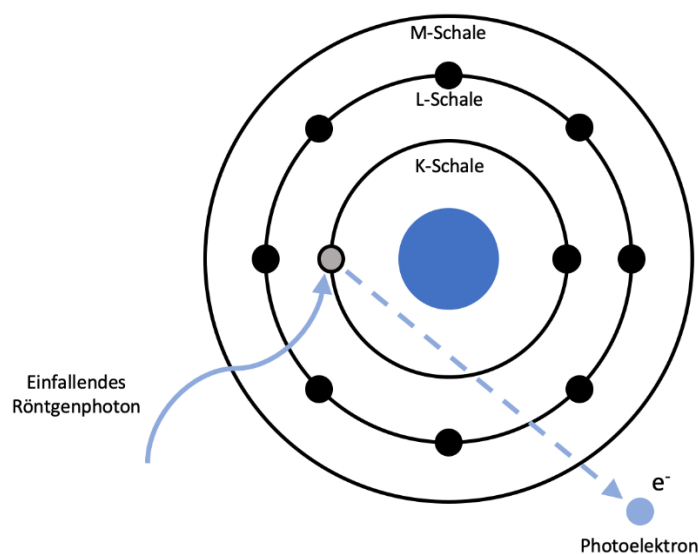
Beim Gewebevergleich unterscheidet und vergleicht man verschiedene Dichtewerte. So bezeichnet man ein Gewebe, dessen Dichte annähernd der Dichte des Bezugsgewebes entspricht, als isodens. Bei im Vergleich zum Bezugsgewebe höheren Dichtewerten spricht man von hyperdensem Gewebe und bei geringeren Dichtewerten von hypodensem Gewebe [13].

### 2.1.1. Physikalische Effekte

Die Grundlage der Röntgendiagnostik beruht darauf, dass die Röntgen-Photonen, welche ein zu untersuchendes Objekt durchdringen, abgeschwächt werden [16]. Diese Schwächung beruht vor allem auf zwei physikalischen Effekten, zum einen dem photoelektrischen Effekt und zum anderen dem Compton-Effekt.

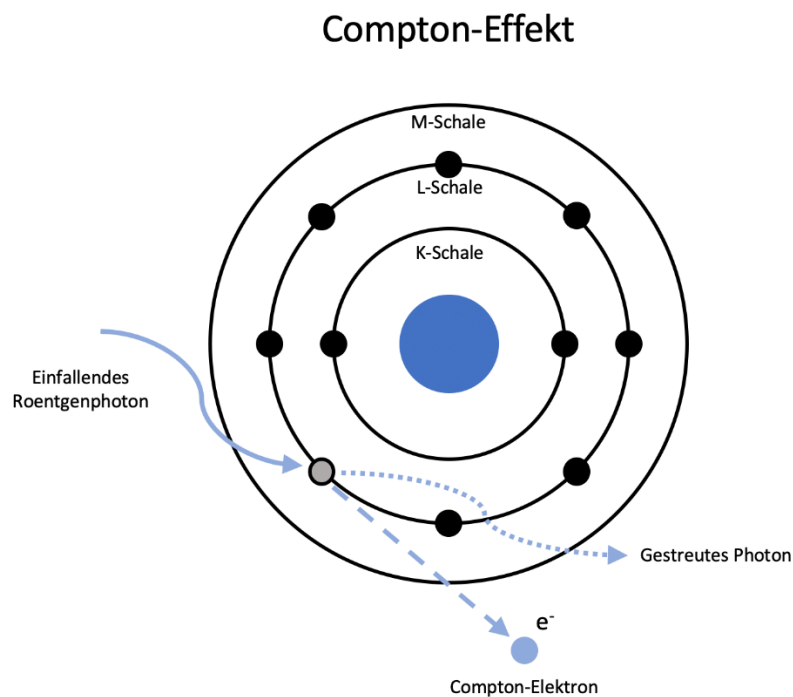
Der photoelektrische Effekt ist primär bei niedriger Energie der einfallenden Röntgenstrahlen von Bedeutung. Die Energie des Röntgen-Photons wird vollständig auf ein fest gebundenes Elektron der inneren Schale (K-Schale) übertragen, welches hierdurch aus der atomaren Bindung gelöst wird, es entsteht ein Photoelektron [17]. Das Röntgen-Photon verliert seine Energie vollständig, es finden keine weiteren Energieübertragungen durch das Photon statt (Abb. 2). Diese Art der Wechselwirkung mit der Materie hängt stark von der Atomzahl ab und ist die primäre Wechselwirkungsart diagnostischer Röntgenstrahlen in Substanzen mit einer hohen Ordnungszahl. Weiteren Einfluss auf den photoelektrischen Effekt hat die Bindungsenergie der K-Schalen-Elektronen, diese verhält sich proportional zur Ordnungszahl. Die Wahrscheinlichkeit des photoelektrischen Effekts nimmt erheblich zu, wenn sich die Energie eines einfallenden Photons der Bindungsenergie der K-Schale nähert. Als k-Kante wird eine sprunghafte Zunahme der Abschwächung der Röntgenstrahlen bezeichnet, was bei Photonen-Energieniveaus knapp über der K-Schalen-Bindungsenergie beobachtet wird. Die Wahrscheinlichkeit, dass das einfallende Röntgen-Photon vollständig absorbiert wird ist höher verglichen mit Photonen knapp unterhalb der K-Schalen-Bindungsenergie. Wie beschrieben ist die k-Kante abhängig von der Bindungsenergie des Elektrons in der K-Schale und somit für jedes Material unterschiedlich [16; 17].

#### Photoelektrischer Effekt



**Abbildung 2:** Wechselwirkung der Röntgenphotonen mit Materie dargestellt anhand des atomaren Schalenmodells: Der photoelektrische Effekt

Beim Compton-Effekt wird nur ein Teil der Energie des einfallenden Röntgen-Photons auf ein Elektron der äußeren Schale übertragen, wodurch sich dieses Elektron aus dem Schalenverband löst und anschließend als sogenanntes Compton-Elektron bezeichnet wird [18]. Das Röntgen-Photon hat somit einen Teil seiner Energie abgegeben und eine Richtungsänderung erfahren, es kann hier noch zu weiteren Wechselwirkungen mit der Materie kommen (Abb. 3). Der Compton-Effekt ist unabhängig von der Ordnungszahl und hängt vor allem von der Elektronendichte des Materials ab [13].



**Abbildung 3:** Wechselwirkung der Röntgenphotonen mit Materie dargestellt anhand des atomaren Schalenmodells: Der Compton-Effekt

### 2.1.2. Untersuchungstechnik

Die Datenakquisition des CT-Datensatzes hängt von einer Vielzahl von Parametern ab, hierzu zählen im Wesentlichen der Röhrenstrom, die Röhrenspannung, die Rotationszeit der Gantry, die Kollimation sowie der Pitch.

Kollimatoren dienen als Blenden. Sie sind einerseits an der Strahlenquelle lokalisiert, wo sie der Kontrolle und Formung der Strahlenfächer dienen, um eine unnötige Strahlenexposition des Patienten zu verhindern. Andererseits sind sie auch unmittelbar vor den Detektoren angebracht, um den Detektor vor Streustrahlung abzuschirmen. Dabei beeinflusst die verwendete Kollimation die örtliche Auflösung entlang der z-Achse [13].

Die Energie des Röntgenstrahls in der CT kann durch verschiedene gerätespezifische Möglichkeiten beeinflusst werden. Die Röhrenspannung, welche die Spannung definiert, die zwischen Kathode und Anode zur Beschleunigung der Elektronen angelegt wird, beeinflusst

die Energie des Photons. Der angelegte Röhrenstrom, welcher den Strom definiert, der zum Heizen der Kathode angelegt wird, dagegen hat direkte Auswirkung auf die Anzahl der Röntgenphotonen. Hierdurch kann der entsprechende Röntgenstrahl eines CTs durch die verwendete Röhrenspannung (Kilovolt peak; kVp) und den Röhrenstrom im Zusammenhang mit der Belichtungszeit (Milliampere Sekunde; mAs) charakterisiert werden [19]. Moderne Geräte erlauben eine Modulation der Röhrenspannung und des Röhrenstroms während der Untersuchung zur Dosisreduktion. Hierbei wird auf Basis des Topograms sowie der Detektorseitigen Messkammern der jeweilige Parameter entsprechend der Dicke und Absorption des durchstrahlten Materials variiert um ein optimales Bild bei möglichst niedriger Strahlung zu erhalten [13].

Mit dem Pitch wird der kontinuierliche Tischvorschub während einer vollständigen Umdrehung der Gantry bezeichnet. Je höher der Pitch gewählt wird, desto schneller kann eine bestimmte Körperregion während der Untersuchung abgebildet werden [13].

## **2.2 Dual-Energy-Computertomographie**

Das Konzept der DECT, also der Bildgebung mit Röntgenstrahlung unterschiedlicher Energien gibt es bereits seit der Einführung der CT in den 1970er Jahren. Erste klinisch einsetzbare Scanner kamen jedoch erst Mitte der 2000er Jahre auf den Markt. In der konventionellen CT-Diagnostik werden sämtliche in einem Röntgenspektrum enthaltenen Photonenenergien gemeinsam registriert und so die totale Schwächung eines Spektrums von Röntgenstrahlen gemessen. Konventionelle Single-Energy-Geräte erlauben somit die Bestimmung verschiedener Körpermaterialien basierend auf der unterschiedlichen Abschwächung.

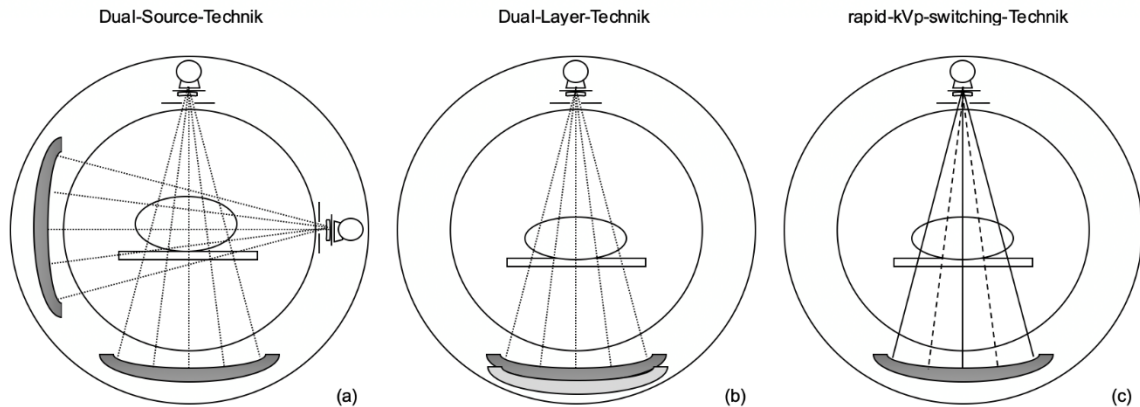
Bei der DECT werden zwei Energiespektren akquiriert, eine mit einer höheren Röhrenspannung (z. B. 150 keV), die zweite mit einer entsprechend niedrigeren (z. B. 90 keV). Dabei durchdringt die Strahlung mit der höheren Energie das Gewebe besser und wird weniger absorbiert, die niedrig-energetische Strahlung durchdringt das Gewebe dagegen schlechter, wird aber eher vom untersuchten Gewebe abgeschwächt und stellt somit das Weichteilgewebe besser dar. So ist es möglich Rückschlüsse auf den energieabhängigen, materialinhärenten Absorptionskoeffizienten zu ziehen. Dies ermöglicht die genauere Charakterisierung sowie die gezieltere Identifizierung und Quantifizierung der physikalischen und chemischen Eigenschaften der untersuchten Objekte [20]. Dieser Effekt ist insbesondere bei Geweben deutlich, welche in der Single-Energy-Technik einen sehr ähnlichen Absorptionskoeffizienten haben, jedoch beispielsweise auf Grund der Kontrastmittelanreicherung oder der Gewebeeigenschaften unter Verwendung eines zweiten Energiespektrums sich besser differenzieren lassen. Die Akquisition mit zwei unterschiedlichen Energien der Röntgenstrahlen erlaubt dabei eine genauere Charakterisierung dieser Materialien im zu untersuchenden Objekt [2; 16; 21; 22]. Es sollte jedoch erwähnt werden, dass bei den DECT-

Systemen auch immer der Standard-Einzelenergiemodus für die klinische Routine verwendet werden kann, da die DECT-Datenakquisition lediglich ein zusätzlicher Modus, implementiert an der Strahlenquelle oder dem Detektor, ist [2].

Technisch lassen sich Emissions- und Detektor-basierte Ansätze für die DECT unterscheiden. Unter dem emissionsbasierten Ansatz versteht man die Aussendung zweier verschiedener monoenergetischer Energiespektren durch eine oder zwei Röntgenröhren. Somit ist eine zeitgleiche räumliche Abtastung nicht möglich. Bei dem detektorbasierten Ansatz ist sowohl die räumliche als auch die zeitlich simultane Registrierung der Schwächung von hoch- und niedrigerenergetischen Photonen möglich, hierzu erfolgt die Separation der Röntgenspektren durch den Detektor [20].

Verschiedene Konzepte sind in der klinischen Praxis etabliert. Zu den emissionsbasierten Ansätzen gehört beispielsweise die Dual-Source-CT (Siemens Healthineers) mit zwei Röhren-Detektor-Paaren, versetzt im 90° Winkel angeordnet. Weiter ist die rapid kVp-Switching-CT (GE Healthcare und Toshiba) zu nennen. Hier erfolgt ein schneller Wechsel der Röhrenspannung in einer einzelnen Rotation, sowie die Twin-Beam-CT mittels Filterung des Röntgenspektrums entlang der z-Achse und unabhängiges Auslesen der korrespondierenden Detektorreihen. Dem gegenüber steht die Dual-Layer-CT (Philips Healthcare) als detektorbasiertes Konzept. Hierbei erfolgt die getrennte Registrierung der hoch- und niederenergetischen Photonen mittels eines Detektors, in welchem zwei Detektorschichten übereinandergelegt sind. Dabei absorbiert die oberflächliche Detektorschicht die Photonen mit niedriger Energie, während die tiefere Detektorschicht die Photonen mit höherer Energie absorbiert [16; 20; 23]. Pro Rotation um den Patienten entstehen entsprechend simultan zwei Bilddatensätze derselben Volumeneinheit (Voxel) mit unterschiedlichen Spannungen. Das System arbeitet hierbei sozusagen immer in einem „Dual-Energy-Modus“ (Abb. 4) [24].

In mehreren Studien konnte bereits gezeigt werden, dass eine DECT-Aufnahme keine signifikant erhöhte Strahlenexposition im Vergleich zu einem 'Single Energy' CT aufweist [25-27]. Die Verwendung der Dual-Source-CT im Einzelenergiemodus verdoppelt zudem die zeitliche Auflösung, da aufgrund des Versatzes der Röntgenröhre nur noch eine Rotation um 90° und nicht wie sonst 180° nötig ist. So werden scharfe Aufnahmen selbst bewegter Strukturen, wie beispielsweise beim Herz-CT möglich. Zudem kommt es zu weniger Bewegungsartefakten auf den Bildern, da die Patienten nur kurze Zeit die Luft anhalten müssen [28].



**Abbildung 4:** Schematische Darstellung der unterschiedlichen Dual-Energy CT Techniken. Die Dual-Source-Technik (a), die Dual-Layer-Technik (b) sowie die rapid-kVp-switching-Technik (c) ermöglichen die Akquisition unterschiedlicher Bildparameter. kVp – Kilovolt peak

### 2.2.1. Spektrale Bildgebung

Die Detektor-basierte Dual-Energy-Technik, auch Spektraltechnik bezeichnet, ermöglicht die Unterscheidung von Röntgenphotonen mit hohen und niedrigen Energien gleichzeitig und am selben Ort während eines Scans. Dies bietet eine vielfältige Bandbreite an Parametern bzw. Bilddatensätzen in der weiteren Verarbeitung (Postprocessing). Diese spektralen Informationen müssen nicht speziell geplant oder akquiriert werden. Auf Basis der Spektraldaten können so beispielsweise VMI Rekonstruktionen angefertigt werden. Weiter können Iodkarten, welche eine qualitative und quantitative Analyse der Iodaufnahme des untersuchten Gewebes erlauben, erstellt werden. Auch verschiedene Materialkarten mit Wasser- oder Iodunterdrückung sowie Z-effektiv Karten, bei denen der Voxelwert die effektive Kernladungszahl repräsentiert, sind möglich. Virtuell materialunterdrückten Bilddaten, beispielsweise in Form virtuell nativer Bilddatensätze (virtual non-contrast, VNC) sind ebenfalls ein Standard in der spektralen Bildgebung. Letzteres bietet den Vorteil, dass auf reale native Scans verzichtet und so die applizierte Strahlendosis reduziert werden kann. Darüber hinaus kann die Spektral-CT zur Anfertigung von Gewebeabschwächungskurven genutzt werden [20].

VMI-Datensätze können bei niedriger Energie zur Verbesserung des Iodkontrastes verwendet werden, was auf die erhöhte photoelektrische Abschwächung bei Energien nahe der k-Kante von Iod (33,2 keV) zurückzuführen ist. Hier bietet sich bei Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion, welche eine Gefäßdarstellung benötigen, auch die Möglichkeit an die Untersuchung mit einer geringeren Kontrastmitteldosis durchzuführen [29].

VMI-Rekonstruktionen bei hoher Energie können dagegen genutzt werden um Metallartefakte zu reduzieren und somit die diagnostische Sicherheit der Untersuchung erhöhen [29].

### **2.2.2. Virtuell monoenergetische Rekonstruktionen**

VMI Rekonstruktionen können mithilfe einer Nachbearbeitungstechnik erstellt werden, welche die Berechnung von Bilddatensätzen in einem gewünschten Energieniveau (keV) ermöglicht. Hierbei werden aus den spektralen Informationen der beiden DECT-Datensätze energieselektive Bilder berechnet und so VMI Rekonstruktionen generiert. Dabei beruht die Berechnung energieselektiver Bilder aus der Basismaterial-Zerlegung (basis material decomposition) von DECT Untersuchungen. Hierbei müssen lediglich zwei Materialien des ursprünglichen Bildes bekannt sein, deren Dichte dann in jedem Bildvoxel berechnet wird. Anschließend werden sie mit dem entsprechenden CT-Zahlenwert pro Dichteeinheit der gewünschten Strahlenenergie multipliziert und zu einem virtuell monoenergetischen Bild summiert [2].

Niedrigenergetische VMIs verstärken aufgrund des bei niedrigen Photonenenergien vorherrschenden photoelektrischen Effekts den Kontrast zwischen Strukturen unterschiedlicher atomarer Zusammensetzung. Dies verstärkt insbesondere den Iodkontrast. So ist es möglich den Kontrast in einem Gefäß oder Gewebe bei geringerer Kontrastmitteldosis teils deutlich zu erhöhen [2; 30]. Hintergrund dessen ist, dass aufgrund der k-Kante von Iod bei 33 keV ein Photon mit einer Energie knapp oberhalb der Bindungsenergie eines Elektrons in der K-Schale von Iod mit höherer Wahrscheinlichkeit absorbiert wird. Somit steigt die Abschwächung von Röntgenstrahlung bei niedrigen Energien im Vergleich zu höheren Energien, was den Iod-abhängigen Kontrast deutlich erhöht.

Dem gegenüber steht jedoch, dass VMI Rekonstruktionen einen Anstieg des Bildrauschens bei niedrigen keV-Werten zeigen, bei denen gleichzeitig der stärkste Iodkontrast erreicht wird. Dem gegenüber reduzieren hochenergetische VMIs Strahlungsartefakte [2].

VMI Rekonstruktionen im Bereich von 40 keV zeigen einen erhöhten Gefäßkontrast und damit einen potenziell besseren Bildeindruck, da durch die Nähe zur Bindungsenergie eines Iod-Elektrons der K-Schale, welche bei 33 keV liegt, ein verstärktes Iod-Signal erzeugt wird [31-33].

### **2.3 Kontrastmittel**

Die Verwendung von intravenösem KM ist für viele Untersuchungen zur adäquaten Durchführung und Diagnosestellung unerlässlich. Es dient der Dichteanhebung von Gefäßen und Organen entsprechend der Anreicherung und der Verteilung im Gewebe und den vaskulären Strukturen. Die heute meist eingesetzten nichtionischen, niederosmolaren iodhaltigen KM sind allgemein sehr sicher. Unerwünschte Nebenwirkungen treten bei insgesamt 0,2% - 0,7% der Applikationen auf, schwere akute Reaktionen sind mit 0,04% sehr selten [34; 35]. Vor einer intravenösen Applikation von KM ist über eine kontrastmittelinduzierte Nierenschädigung (CIN), eine allergoide Reaktion, eine Schilddrüsenüberfunktion mit



möglicher thyreotoxischer Krise und ein Paravasat aufzuklären. Daher sollte vor Kontrastmittelgabe der Kreatininwert und die geschätzte glomeruläre Filtrationsrate (estimated glomerular filtration rate; eGFR) laborchemisch bestimmt werden, auch die Bestimmung des basalen TSH-Wertes ist sinnvoll.

Im Rahmen einer CT kommt es sehr selten zu einer CIN, wobei die tatsächliche Häufigkeit trotz vielfältiger Studien weiterhin unklar ist. Eine CIN ist nach den KDIGO-Kriterien definiert als eine akute Nierenschädigung mit einem Anstieg des Serumkreatinins um  $\geq 0,3$  mg/dL innerhalb von 48 Stunden (h), ein  $\geq 1,5$ -facher Anstieg des Serumkreatinins oder eine Oligurie ( $< 0,5$  ml/kg/h über 6 Stunden) nach Kontrastmittelapplikation [36; 37]. Die CIN ist in der Regel reversibel, kann jedoch bei einigen Patienten durch die Verschlechterung der Nierenfunktion eine Hämodialyse erforderlich machen [37]. Die angegebene Inzidenz einer CIN liegt in der Allgemeinbevölkerung bei 2% bis 30% der Patienten. Ein erhöhtes Risiko besteht insbesondere bei einer reduzierten Nierenfunktion, beispielsweise im Rahmen einer chronischen Nierenerkrankung. Eine eGFR von  $< 30$  ml/min/1,73 m<sup>2</sup> geht mutmaßlich mit einem relevant erhöhten Risiko für eine CIN einher [9; 10]. Weitere Risikofaktoren, welche das Auftreten einer akuten Nierenschädigung erhöhen, sind ein Patientenalter  $> 60$  Jahre, eine positive Anamnese für Nierenerkrankungen (z. B. Einzelniere), medikamentös therapierte Hypertonie, Diabetes mellitus oder die Einnahme von Metformin [38; 39].

Grundsätzlich gibt es bisher zwei Möglichkeiten, um die Inzidenz akuter Nierenschäden nach der Kontrastmittelgabe bei den oben genannten Risikopatienten zu verringern. Einerseits kann auf das KM ganz verzichtet werden, dies ist jedoch nur möglich oder sinnvoll, wenn die diagnostische Güte der CT-Untersuchung ohne KM nicht eingeschränkt ist oder wenn ein anderes bildgebendes Verfahren alternativ und gleichwertig zur Diagnosestellung herangezogen werden kann. Andererseits ist eine präventive Wässerung vor der Kontrastmittelgabe möglich. Dies soll die Rate akuter Nierenschädigungen nach der Kontrastmittelgabe verringern, die Studienlage hierzu ist jedoch nicht eindeutig [38; 40; 41]. Ein niedriges intravaskuläres Volumen kann zu einer verringerten eGFR und so zu einer verlängerten tubulären Kontrastmitteltransitzeit führen, was entsprechend das Risiko einer akuten Nierenschädigung nach einer Kontrastmittelgabe erhöht [42].

Die Verwendung von iodhaltigem KM bei dialysepflichtigen Patienten stellt in der Regel kein Problem dar und bedarf keiner Anpassung des Dialysezyklus. Jedoch kann die intravenöse Kontrastmittelgabe auch eine abnehmende Nierenfunktion weiter verschlechtern und die Häufigkeit der Dialyse erhöhen. Zusätzlich ist zu bedenken, dass beispielsweise bei Herzinsuffizienz-Patienten eine Volumenüberlastung durch das intravaskuläre KM ausgelöst werden kann, wodurch möglicherweise eine Dekompensation und eine Verschlechterung der zugrundeliegenden chronischen Herzerkrankung hervorgerufen werden kann.

Weiterhin kann es zu kontrastmittelassoziierten Nebenwirkungen kommen, welche meist innerhalb von 30 Minuten nach Injektion von intravenösem KM auftreten. Die Mehrzahl der Fälle stellen sich als leichte, nicht lebensbedrohliche Reaktionen dar. Nur selten, in 0,03-0,1 %, kommt es zu einer schweren und potenziell lebensbedrohlichen Reaktion auf das injizierte Kontrastmittel [43]. Kontrastmittel-assoziierte unerwünschte Nebenwirkungen können grundsätzlich in allergieähnliche (anaphylaktoide) oder physiologische Reaktionen eingeteilt werden. Allergieähnliche Reaktionen zeigen ein ähnliches Erscheinungsbild wie allergische Reaktionen (Überempfindlichkeit vom Typ I), jedoch fehlen hierfür einige immunologische Faktoren, die bei einer echten allergischen Reaktion zu finden sind. Man teilt die allergieähnlichen Reaktionen je nach Schweregrad in leichte, mittelschwere und schwere Reaktionen ein. Zu den leichten Reaktionen zählt man die isolierte fokale Pruritis, isolierte Urtikaria, Konjunktivitis und Rhinorrhoe, welche alle im Allgemeinen selbstlimitierend sind und keine medizinische Intervention erfordern. Mittelschwere Reaktionen stellen sich klinisch auffälliger dar und erfordern eine entsprechende medizinische Intervention, Beispiele hierfür sind diffuser Juckreiz, Urtikaria, Bronchospasmen, Engegefühl im Hals und Gesichtsoedeme. Schwere Reaktionen wiederum gehen mit einer erheblichen Mortalität einher und können zum Tod führen, sodass diese eine sofortige medizinische Behandlung erfordern. Zu den schweren Reaktionen zählen Lungenödeme, ein anaphylaktischer Schock und eine Hypotonie [38]. Zur Prävention bei einer bekannten kontrastmittelinduzierten Reaktion kann eine Prämedikation vor der intravenösen Kontrastmittelgabe gegeben werden. Diese ist bei Patienten mit einer früheren leichten Reaktion nicht erforderlich. Bei Patienten dagegen, welche eine mittelschwere oder schwere Reaktion auf iodhaltiges KM hatten sollte eine Prämedikation mittels Kortikosteroiden und Antihistaminika erwogen werden [44]. Iodhaltige Kontrastmittel können nach Applikation eine Hyperthyreose verursachen bzw. eine vorliegende latente Hyperthyreose manifestieren. Auch sind weiterführende szintigrafische Diagnostiken von Schilddrüsenerkrankungen, z.B. eines autonomen Adenoms, für mindestens 3 Monate durch eine Iodgabe blockiert. Auch bezüglich der Schilddrüsenkomplikationen ist die Datenlage gering, die vorliegenden Studien geben eine Prävalenz nach Kontrastmittelgabe zwischen 0,05% und 5% an [45-47].

## **2.4 Aortenklappenstenose**

Bei der Aortenklappenstenose handelt es sich um eine pathologische Obstruktion der Aortenklappe und damit des linksventrikulären Ausflusstraktes. Sie stellt die häufigste klinisch relevante Klappenerkrankung in Europa und Nordamerika dar, welche zu einem chirurgischen oder kathetergestützten Eingriff führt [48; 49]. Die Prävalenz nimmt im Alter zu, sodass bis zum 8. Lebensjahrzehnt rund 10 % der Bevölkerung erkranken [49-52].

Eine unbehandelte symptomatische Aortenklappenstenose endet sehr schnell letal. Die Überlebensrate liegt nach 2 Jahren bei ca. 50% und nach 5 Jahren bei lediglich ca. 20% [52]. Eine wirksame pharmakologische Behandlung existiert bislang nicht. Der chirurgische Aortenklappenersatz (surgical aortic valve replacement = SAVR) stellt seit Jahrzehnten die therapeutische Standardmethode dar [53; 54]. Diese sehr invasive Methode bleibt jedoch vielen Patienten als Therapieoption aufgrund des Alters und vieler Komorbiditäten verwehrt, sodass zunehmend der minimalinvasive Aortenklappenersatz (transcatheter aortic valve replacement = TAVR) in den Vordergrund rückt [51; 53]. Daten eines europaweiten Registers zufolge (Euro Heart Survey) wurde die chirurgische-operative Versorgung mittels Klappenersatzes bei mindestens einem Drittel der Patienten mit hochgradiger Aortenklappenstenose, welche von der Operation profitieren würden, aufgrund eines zu hohen perioperativen Risikos abgelehnt. In Zukunft könnte sich dieser Anteil bei einer insgesamt zunehmend alternden Bevölkerung mit gesteigerter Lebenserwartung vergrößern [55].

#### **2.4.1. Ätiologie und Pathogenese**

Die häufigste Ursache einer Aortenklappenstenose bei Erwachsenen sind Kalzifikationen der Aortenklappe, meist Folge eines chronisch-degenerativen Prozesses. Früher erklärte man diese degenerativen Veränderungen aufgrund der mechanischen Beanspruchung der Klappe. Inzwischen geht man von einer Genese ähnlich der Atherosklerose aus. Diese basiert auf einem Zusammenspiel aus chronischer Inflammation, Lipidakkumulation und Kalkeinlagerungen, wobei sich ein Zusammenhang zu den bekannten kardiovaskulären Risikofaktoren zeigt [56-58]. Die Risikofaktoren umfassen die Hyperlipoproteinämie, die Hypercholesterinämie, die arterielle Hypertonie, eine positive Familienanamnese, Nikotinabusus, Diabetes mellitus, Alter > 60 Jahre sowie das männliche Geschlecht. Eine bikuspidale Aortenklappe, welche ca. 1-2% aller Neugeborenen aufweisen [59], geht mit einer veränderten Hämodynamik einher und stellt einen besonderen Risikofaktor dar. Die Klappe ist anfälliger für Kalzifikationen. Infolgedessen setzt der Krankheitsprozess um rund zwei Jahrzehnte früher ein [60].

Demgegenüber steht das rheumatische Fieber. Dieses ist als Ursache einer Aortenklappenstenose in den Industrieländern, anders als in Ländern der Dritten Welt, selten geworden. Eine weitere Form sind kongenitale Stenosen des aortalen Ausflusstraktes, welche in der Regel bereits im Kindesalter diagnostiziert werden [61].

Folge der Stenose der Aortenklappe und damit der Verengung des linksventrikulären Ausflusstraktes ist die Ausbildung eines Druckgradienten über der Klappe [51] und konsekutiv eine erhöhte systolische Druckbelastung des linken Ventrikels. Kompensatorisch führt dies zu einer linksventrikulären konzentrischen Hypertrophie, wodurch eine normale Ejektionsfraktion mit konstantem Herz-Zeit-Volumen trotz erhöhtem Druckgradienten zunächst aufrecht

erhalten werden kann [62]. In Folge der Hypertrophie kommt es zur Ausbildung einer diastolischen Dysfunktion. Wird die Hypertrophie inadäquat, steigt entsprechend der Wandstress und es kommt durch die erhöhte Nachlast zu einer Abnahme der Auswurfraction [56]. Ebenfalls steigt der transmurale Druck des linken Ventrikels mit konsekutiv erhöhtem Widerstand in den Koronararterien und Reduktion der koronaren Flussreserve. Hierdurch entsteht, vor allem unter Belastung, ein Missverhältnis zwischen myokardialen Sauerstoffverbrauch und –angebot, ein entscheidender Faktor bei der Entstehung myokardialer Ischämien [63]. Die Folge ist eine myokardiale Fibrose mit resultierender Reduktion der Ventrikeldehnbarkeit des hypertrophierten Myokards. Dies fördert das Voranschreiten der Aortenklappenstenose und verstärkt die diastolische Dysfunktion mit erhöhtem enddiastolischem Druck [52; 64].

Letztlich kommt es im Endstadium der Aortenklappenstenose zu einer Reduktion der linksventrikulären Ejektionsfraction (LVEF). Durch die verminderte Ventrikeldehnbarkeit sowie die gesteigerte enddiastolische Füllung folgt im weiteren Verlauf eine Volumenbelastung mit entsprechend zunehmenden linksventrikulären Füllungsdrücken. Sekundär kann oftmals eine begleitende pulmonale Hypertonie beobachtet werden. Schließlich kommt es zur Entstehung einer linksventrikulären Dilatation mit der Folge einer zunehmenden Wandspannung des linken Ventrikels. Das Resultat ist die kardiale Dekompensation [52; 62].

#### 2.4.2. Schweregrad der Aortenklappenstenose

Der Schweregrad einer Aortenklappenstenose wird anhand der Klappenöffnungsfläche (KÖF) und der Hämodynamik in drei Grade eingeteilt (Tab. 2) [65]. Die Einteilung erfolgt nach den Leitlinien der ACC (American College of Cardiology) und der ESC (European Society of Cardiology) [52; 66].

Schweregrad	Leichtgradig	Mittelgradig	Schwergradig
Max. Geschwindigkeit (m/s)	2,6 – 2,9	3,0 – 3,9	$\geq 4,0$
Mittlerer Gradient (mmHg)	$< 20$	20 – 39	$\geq 40$
Klappenöffnungsfläche (cm <sup>2</sup> )	$> 1,5$	$> 1,0 – 1,5$	$\leq 1,0$

**Tabelle 2:** Schweregrad der Aortenklappenstenose entsprechend der Einteilung nach dem American College of Cardiology [52]

Eine Aortenklappenstenose wird bei einer KÖF  $\leq 1 \text{ cm}^2$ , einem mittlerem transvalvulären Gradienten ( $\Delta P_{\text{mean}}$ ) über der Aortenklappe von  $\geq 40 \text{ mmHg}$  und einer maximalen Flussgeschwindigkeit ( $V_{\text{max}}$ ) über der Aortenklappe von  $\geq 4 \text{ m/s}$  als hochgradig bezeichnet [52]. Eine hochgradige Aortenklappenstenose mit Vorliegen dieser Parameter wird auch als High-Gradient Aortenklappenstenose bezeichnet, hier muss jedoch zusätzlich ein erhöhter

Fluss mittels des Schlagvolumenindex ( $SV_i > 58 \text{ ml/m}^2$ ) über der Aortenklappe ausgeschlossen oder als irreversibel definiert werden. Dem gegenüber gibt es entsprechend auch eine Low-Gradient Aortenklappenstenose, welche wiederum durch eine  $KÖF \leq 1 \text{ cm}^2$ , einen  $\Delta P_{\text{mean}} < 40 \text{ mmHg}$  und eine  $V_{\text{max}} < 4 \text{ m/s}$  definiert ist, zusätzlich spielt hierbei ebenfalls der  $SV_i$  eine entscheidende Rolle zur Bestimmung des weiteren Vorgehens. Ein normaler  $SV_i$  ( $> 35 \text{ ml/m}^2$ ) macht eine hochgradige Aortenklappenstenose unwahrscheinlich, bei einem niedrigen  $SV_i$  ( $\leq 35 \text{ ml/m}^2$ ) muss zusätzlich die linksventrikuläre Ejektionsfraktion (LVEF) bestimmt werden, liegt diese bei  $< 50\%$  und wird in der Dobutamin Stressechokardiographie eine Flussreserve nachgewiesen liegt eine sogenannte (pseudo-) hochgradige Aortenklappenstenose vor oder auch als Low-flow-low-Gradient bezeichnete Aortenklappenstenose. Bei einer LVEF von  $\geq 50\%$  oder dem Fehlen einer Flussreserve sollte im nächsten Schritt der Calciumscore der Aortenklappe mittels CT zur Therapieentscheidung bestimmt werden [52].

### **2.4.3. Klinik**

Typisch für eine Aortenklappenstenose ist eine lange symptomfreie Latenzzeit, in der zwar eine Verkalkung der Klappe vorliegt, jedoch noch kein pathologischer transvalvulärer Gradient vorhanden ist. Bei zunehmender Limitation der Klappenöffnung mit gleichzeitiger linksventrikulärer Drucküberlastung und hieraus resultierender linksventrikulärer Hypertrophie wird die Aortenklappenstenose schließlich symptomatisch [51]. Die typischen Symptomtrias setzen sich aus Angina pectoris, Synkopen und Dyspnoe zusammen. Die Angina pectoris resultiert aus den Auswirkungen der Hypertrophie mit zunehmender Wanddicke. Dabei bedingt die Hypertrophie einen vermehrten Sauerstoffverbrauch der Kardiomyozyten und ein daraus resultierendes relatives Missverhältnis zum koronararteriellen Fluss [54]. Darüber hinaus kann bei körperlicher Belastung nicht rechtzeitig ein ausreichendes kompensatorisches Herz-Zeit-Volumen generiert werden, wodurch kurzfristig eine zerebrale Minderperfusion entsteht. Dies äußert sich primär als Schwindel, Vorstufe einer Synkope oder auch als Prä-Synkope bezeichnet. Die Dyspnoe folgt auf einen erhöhten enddiastolischen Druck, welcher in einer linksventrikulären Dysfunktion, vor allem jedoch durch eine diastolische Dysfunktion begründet ist. Es kommt zum konsekutiven Rückstau des Blutes in die Lunge, wodurch eine Leistungsminderung sowie eine Dyspnoe hervorgerufen werden können. Die schwerste Verlaufsform der Aortenklappenstenose ist der plötzliche Herztod [56; 67]. Daher spielt eine frühzeitige Diagnosestellung und Behandlung eine wesentliche Rolle.

### **2.4.4. Diagnostik**

Neben der bereits beschriebenen Klinik ist auch die körperliche Untersuchung wegweisend. Die klinische Basisdiagnostik umfasst die Auskultation sowie die elektrokardiographische

Untersuchung mit Zeichen einer Linksherzhypertrophie [56; 68]. Die zentralen diagnostischen Methoden zum Nachweis einer hochgradigen Aortenklappenstenose sind jedoch die transthorakale (TTE) sowie die transösophageale Echokardiografie (TEE). Sie geben Aufschluss über die Anatomie und Beschaffenheit der Herzklappen sowie über relevante Funktionsparameter [49]. Mit Hilfe der Echokardiographie können die entscheidenden Parameter zur Einteilung des Schweregrades bestimmt werden. Zusätzlich können begleitende Klappenvitien diagnostiziert werden [52; 69]. Vor jeder SAVR und TAVR sollte ebenfalls eine kardiale CT-Angiographie oder invasive Koronarangiographie zum Ausschluss einer koronaren Herzerkrankung (KHK) erfolgen, die bei 35-50% der über 75-jährigen Patienten mit Aortenklappenstenose vorkommt und mit einer ähnlichen Symptomatik einhergeht [49]. Unerlässlich ist zudem eine CT zur Planung der Klappenprothese und des Zugangswegs vor einer TAVR. Nur mittels CT können die notwendigen Parameter zur Wahl der Klappenprothese bestimmt werden. Es erfolgt eine generelle Beurteilung der Aortenklappe und der -wurzel, die Bestimmung der Größe und Form des Aortenannulus, welcher als die Ebene definiert ist, welche die Anheftungspunkte der Taschenklappen schneidet und die engste Stelle der Aortenwurzel darstellt, sowie dessen Abstand zu den Koronarostien [70; 71]. Zudem lässt sich mittels des Calciumscorings die Kalklast der Aortenklappen anhand des Agatston-Scores verlässlich quantifizieren [72; 73].

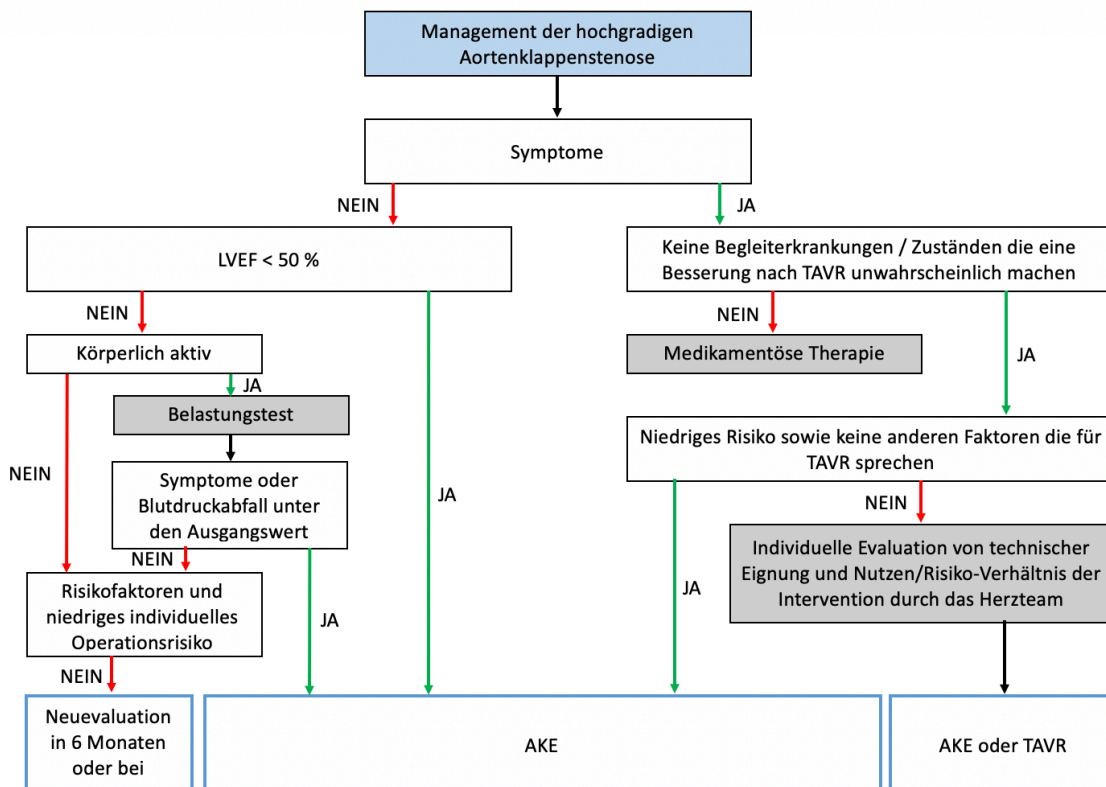
Die CT-Untersuchung ist ebenfalls von Bedeutung für die Wahl des Zugangsweges. Mittels der kontrastverstärkten CT können die Gefäße sehr gut dargestellt werden, sodass die Gefäßdiameter, der Verlauf, die arteriosklerotische Plaquebelastung sowie das Vorhandensein von Aneurysmen oder weiterer Gefäßerkrankungen wie Dissektionen evaluiert werden können. Dies ist für die Planung des Eingriffes von großer Relevanz [52].

#### **2.4.5. Therapie**

Bei der Wahl der Therapie unterscheidet man einerseits zwischen asymptomatischen und symptomatischen Patienten und andererseits dem Schweregrad der Aortenklappenstenose. Zusätzlich nehmen die Prognose und die Komorbiditäten des Patienten Einfluss auf die Indikationsstellung zur Therapie. Effektive pharmakologische Behandlungsansätze, welche den fortstreitenden Krankheitsprozess aufhalten oder einen notwendigen Klappenersatz hinauszögern, gibt es derzeit nicht [74].

Schwieriger gestaltet sich die Therapieentscheidung bei asymptomatischen Patienten mit hochgradiger Aortenklappenstenose. Diese Patienten haben zwar ein geringeres Mortalitätsrisiko als symptomatische Patienten, weisen jedoch eine hochgradige Stenose auf. Hier muss zwischen dem voraussichtlichen Nutzen des Aortenklappenersatzes und den Risiken einer Operation abgewogen werden [53; 75].

Eine dringende kardiochirurgische Indikation besteht bei Patienten mit symptomatischer hochgradiger Aortenklappenstenose, da die Mortalität mit Symptombeginn stark ansteigt [60]. Zur individuellen Therapiefindung haben sich Herzteams etabliert, welche sich aus Herzchirurgen, Kardiologen, Radiologen und Anästhesiologen zusammensetzen. Dabei stellt das Herzteam die generelle Indikation zur Therapie und entscheidet darüber hinaus auch über das Therapieverfahren [76]. Die Entscheidung zur Behandlung mittels TAVR oder SAVR wird dabei entsprechend den aktuellen Leitlinien getroffen. Präoperativ bieten etablierte Risiko-Scores Hilfe bei der Abschätzung des operativen Mortalitätsrisikos. Dabei werden die "Logistic European System of Cardiac Operative Risk Evaluation" und der "The Society of Thoracic Surgeons' Online Risk Calculator" zur Berechnung des operativen Risikos genutzt (Logistic EuroSCORE I, EuroSCORE II, STS-PROM). Die Risiko-Scores definieren die postoperative Sterblichkeit innerhalb von 30 Tagen nach der Operation oder später, sofern der Patient im Krankenhaus verbleibt [51]. Für die Berechnung werden Patienteninformationen wie beispielsweise das Alter, Komorbiditäten, vorherige Myokardinfarkte und die LVEF eingetragen. Diese Score-Systeme sind jedoch nicht die alleinige Grundlage zur Beurteilung des peri- und postoperativen Risikos und der Entscheidung zwischen SAVR und TAVR, vielmehr spielt die interdisziplinäre, klinische Beurteilung eine wesentliche Rolle in der Entscheidungsgrundlage (Abb. 5). Zentraler Grundsatz ist die Verbesserung der Prognose und der Lebensqualität der Patienten als auch die Vermeidung schwerwiegender Komplikationen der Aortenklappenstenose [77].



**Abbildung 5:** Flowchart des Managements der hochgradigen Aortenklappenstenose (adaptiert aus der Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie-, Herz- und Kreislaufforschung). LVEF – Linksventrikuläre Ejektionsfraktion, TAVR – Transkatheter Aortic Valve Replacement, AKE – Aortenklappenersatz [52]

Eine operative Therapieoption, welche jedoch keinen dauerhaften Erfolg bietet und daher als palliativer Ansatz oder zur Überbrückung bis zur definitiven Therapie bei komorbiden Patienten zur Anwendung kommt, deren Risikoprofil einen primären Klappenersatz nicht zulässt, ist die Ballonvalvoplastie (BVP) [51]. Bei der BVP wird durch die Femoralarterie ein Ballonkatheter bis auf die Aortenklappenebene vorgeschoben, wo die verkalkte Aortenklappe gesprengt und so aufgeweitet wird. Hiermit kann es zu einer kurzfristigen Verbesserung des hämodynamischen Zustandes führen. Häufig kommt es jedoch anschließend zu einer Restenosierung mit der Notwendigkeit einer erneuten Behandlung oder zu einer akuten schwergradigen Aortenklappeninsuffizienz [49; 78]. Insgesamt kommt die BVP heutzutage nur noch selten zur Anwendung.

Die einzige kurative Behandlungsoption der Aortenklappenstenose ist der Ersatz der Aortenklappe, operativ oder interventionell.

Therapie der ersten Wahl für jüngere Patienten (< 75 Jahre) und für Patienten mit einem niedrigen operativen Risiko (STS-PROM < 5% oder Logistic EuroSCORE I < 10%) ist die SAVR. Hierbei gibt es die Möglichkeit einer mechanischen oder einer biologischen



Klappenprothese. Eine mechanische Klappenprothese erfordert eine lebenslange postoperative orale Antikoagulation. Biologische Klappenprothesen haben eine eingeschränkte Haltbarkeit, es bedarf jedoch keiner dauerhaften Antikoagulation [79; 80]. Mittlerweile stellt die SAVR bei Patienten ohne weitere schwerwiegende Begleiterkrankungen einen Routine-Eingriff dar und weist eine Mortalität von etwa 3% auf [81]. Liegen jedoch relevante Komorbiditäten vor, wie sie häufig bei älteren Patienten zu finden sind, erhöht sich das perioperative Morbiditäts- und Mortalitätsrisiko und teils können diese Patienten keinem operativen Klappenersatz zugeführt werden [82; 83]. Zu den typischen Operationskomplikationen zählen Blutungen, Schlaganfälle, Vorhofflimmern, atrioventrikuläre Überleitungsstörungen mit Notwendigkeit einer Schrittmacherimplantation, Wundheilungsstörungen sowie eine Niereninsuffizienz. Kontraindikationen zum chirurgischen AKE sind beispielsweise eine Porzellanaorta, maligne Erkrankungen, aktive Blutungen oder auch ein massiv erhöhter Logistic EuroSCOR I [75].

#### **2.4.6. Transcatheter Aortic Valve Replacement**

Patienten mit einem höheren Alter ( $\geq 75$  Jahre) und hohem Logistic EuroSCORE I  $\geq 10\%$  oder einem STS-PROM  $\geq 5\%$  sowie Patienten  $> 85$  Jahre unabhängig vom Risikoscore sollten primär einer Behandlung mittels TAVR zugeführt werden [52; 75].

Die TAVR ist eine minimal-invasive, kathetergestützte Implantation einer bioprothetischen Aortenklappe, die aus bovinem oder porzinem Perikard besteht. Diese wird durch Nachbearbeitung der menschlichen Aortenklappe nachempfunden. Die biologische Klappe wird auf einem Metallstent aufgesetzt, wodurch sie sich prä-interventionell komprimieren lässt, was den Zugang auch durch kleinere Gefäßlumina ermöglicht.

Eine der ersten und bekanntesten großen randomisierten multizentrischen Studien ist die PARTNER-Studie (Placement of AoRtic TraNscathetER Valves), welche 2010 publiziert wurde [84; 85]. Im ersten Teil der Studie wurde die TAVR mit einer medikamentösen Therapie verglichen (PARTNER B), wobei bei Hochrisiko-Patienten mit hochgradiger Aortenklappenstenose eine Reduktion der Mortalität von 50,7% auf 30,7% gezeigt werden konnte [84]. Schlussfolgerung des zweiten Teils der Studie (PARTNER A) war, dass die TAVR dem SAVR in Bezug auf die Mortalität nicht unterlegen ist (TAVR vs. SAVR nach 30 Tagen 3,4% vs. 6,5%, nach einem Jahr 24,2% vs. 26,8%) [85].

Auch in der folgenden PARTNER 3-Studie zu Niedrigrisiko-Patienten, welche 2019 vorgestellt wurde zeigte sich die TAVR der SAVR überlegen. Der primäre Endpunkt war definiert als Kombination aus Tod jedweder Ursache, Schlaganfall und erneute Hospitalisierung nach einem Jahr (TAVR vs. SAVR 8,5% vs. 15,1%). Mit einer absoluten Differenz von 6,6% zugunsten der TAVR konnte die Nichtunterlegenheit nachgewiesen werden, in der anschließend durchgeführten Überlegenheitsanalyse konnte mit einer Hazard Ratio von 0,54

zugunsten der TAVR dann auch die Überlegenheit belegt werden. Eine auf 2 Jahre verlängerte Nachbeobachtungszeit zeigte weiterhin einen Vorteil der TAVR gegenüber der SAVR (TAVR vs. SAVR 11,5% vs. 17,4%) [86; 87].

Wesentlicher Vorteil der TAVR gegenüber dem herkömmlichen chirurgischen Aortenklappenersatz ist der Verzicht auf eine mediane Sternotomie sowie eine Herz-Lungen-Maschine. Daraus ergeben sich zusätzlich eine kürzere Operationsdauer, eine schnellere Rekonvaleszenz mit einem kürzeren Krankenhausaufenthalt, eine bessere Lebensqualität und eine geringere Komplikationsrate. In Deutschland wird die TAVR standardmäßig in einem Hybrid-OP durchgeführt, in dem ein C-Bogen als Durchleuchtungsanlage installiert ist. Es kommen im Wesentlichen zwei Zugangswege in Frage. Zum einen der transfemorale Weg über die Leistengefäße, wobei die Klappenprothese unter Analgosedierung über die rechte Arteria femoralis communis eingeschleust wird. Zum anderen der transapikale Weg, der jedoch wesentlich seltener zum Einsatz kommt, bei dem nach erfolgter Intubationsnarkose über eine kleine linksseitige anterolaterale Thorakotomie eine kleine arterielle Schleuse durch die Herzspitze die Klappenprothese implantiert wird [53].

Man unterscheidet selbstexpandierende Klappenprothesen, welche sich nach Positionierung im Aortenannulus und nach Freisetzung aus dem entsprechenden System selbstständig entfalten, von ballonexpandierenden Klappenprothesen, bei denen der Metallstent zusätzlich auf einem Ballon angebracht ist, welcher nach Positionierung im Aortenannulus aufgeblasen wird und hierdurch die Klappenprothese in der Nativklappe platziert wird [67].

In den meisten Fällen erfolgt eine Vordehnung der nativen Klappe mit einem Ballon unter Ventrikelstimulation (Pacing). Über eine temporär eingeschwemmte Schrittmachersonde wird durch das Rapid Ventricular Pacing (RVP) eine ventrikuläre Stimulationsfrequenz von ca. 120 bis 200/min erreicht. Dadurch können zum einen der linksventrikuläre Auswurf und zum anderen konsekutiv eine Klappendislokation während der Balloninsufflation oder der Klappenexpansion verhindert werden [67].

Zu den absoluten Kontraindikationen einer TAVR zählen unter anderem ein ungeeigneter Annulusdiameter ( $< 18$  mm), ein geringer Abstand zwischen Koronarostien und Annulus, eine bikuspidale Aortenklappe, ein linksventrikulärer Thrombus, ein erhöhtes Risiko für Koronararterienobstruktionen und eine aktive Endokarditis. Auch eine vermutete oder nachgewiesene maligne Grunderkrankung, beispielsweise anhand der prä-interventionell durchgeführten CT, kann zumindest als relative Kontraindikation genannt werden. Auch hierfür spielt die CT eine entscheidende Rolle. Darüber hinaus spielen die geschätzte Lebenserwartung und die Verbesserung der Lebensqualität eine Rolle bei der Indikationsprüfung [49].

Mittels der CT-Bildgebung wird im Vorfeld über die Wahl des Zugangsweges entschieden. Kontraindikationen des transfemoralen Zugangsweges sind beispielsweise schwere

Kalzifikationen, ein schmaler Gefäßdiameter (<6 mm), vorherige aorto-femorale Bypässe, ein Bauchortenaneurysma sowie extrem geschlängelte und elongierte Verläufe der Becken-Bein-Strombahn.

Dennoch ist der transfemorale Zugangsweg der am wenigsten invasive Zugangsweg für eine TAVR. Dabei wird die linke oder rechte Arteria femoralis in Seldinger-Technik punktiert und anschließend mittels perkutanem Verschlusssystem wieder verschlossen oder auch offen-chirurgisch freigelegt und so auch wieder verschlossen. Die Durchführung der TAVR ist sowohl in Intubationsnarkose als auch in Lokalanästhesie mit Analgosedierung möglich.

In Europa sind verschiedene Klappen-Systeme unterschiedlicher Hersteller für die schwere, symptomatische Aortenklappenstenose zugelassen. Alle Klappenprothesen sind je nach Hersteller in 2-4 unterschiedlichen Größen verfügbar. Daher ist eine präprozedurale Diagnostik und Vermessung des nativen Aortenannulus basierend auf der prä-interventionellen CT essentiell für das prozedurale Ergebnis [88].

#### **2.4.7. Komplikationen**

Zu den häufigsten Komplikationen im Rahmen einer TAVR-Prozedur gehören paravalvuläre Insuffizienzen sowie höhergradige Reizleitungsstörungen, insbesondere AV-Blockierungen, welche häufig mit einer nachfolgenden permanenten Herzschrittmacherimplantation einhergehen [53; 89; 90].

Mögliche Ursachen einer paravalvulären Insuffizienz sind starke Verkalkungen der nativen Aortenklappe, welche keine vollständige Abdichtung durch die TAVR-Prothese erlauben, eine suboptimale Platzierung der TAVR-Prothese sowie ein Missverhältnis zwischen Anulus- und Prothesendurchmesser infolge einer ungenauen prä-interventionellen Größenbestimmung [89]. Die Bestimmung des Schweregrades einer paravalvulären Insuffizienz nach TAVR kann mittels Echokardiographie oder Angiographie erfolgen.

Neue atrioventrikuläre (AV-) Überleitungsstörungen (Schenkelblock, kompletter AV-Block) treten nach Durchführung einer TAVR bei ca. 4-65% der Patienten auf, bei ca. 6-27% erfordert dies die Implantation eines Herzschrittmachers [90-92]. Studien haben gezeigt, dass die Implantation selbstexpandierender Klappenprothesen im Vergleich zu ballonexpandierenden Klappenprothesen ein gering höheres Risiko aufweisen mit einem neuen Linksschenkelblock bzw. einer Schrittmacherbedürftigkeit nach einer TAVR einherzugehen. Jedoch konnte auch gezeigt werden, dass ein neu aufgetretener Linksschenkelblock bzw. die Implantation eines Herzschrittmachers nach einer TAVR keinen negativen Einfluss auf das Überleben der Patienten hat [90].

Zudem zählen Gefäßkomplikationen wie Perforationen, Dissektionen oder Verschlüsse der Leisten- oder Beckengefäße bzw. Blutungen insbesondere aus dem arteriellen Zugangsweg zu typischen Komplikationen des transvaskulären TAVR-Eingriffes. Zu den vergleichsweise

selten auftretenden Komplikationen zählen dagegen peri-interventionelle neurologische Ereignisse sowie schwere intraprozedurale Komplikationen wie beispielsweise die Ruptur im Bereich der Landungszone der Prothese, die Verlegung der Koronararterien oder die Embolisation der Klappenprothese [93].

## **2.5 Fragestellungen und Ziel der Arbeit**

Eine suffiziente und zielgerichtete Evaluation der Aortenklappen sowie des Zugangsweges vor TAVR mittels Kontrastmittel-gestützter CT ist zur sicheren und zielgerichteten kardiologischen Intervention unerlässlich.

Ziel der Studie ist die Evaluation und Festlegung der notwendigen Kontrastmittelmenge für die prä-TAVR CT unterhalb der Standardmenge von 60 ml, mit der eine suffiziente und diagnostisch ausreichende Bildqualität zur TAVR-Planung erreicht werden kann.

Weiter wird untersucht, ob virtuell monoenergetische Rekonstruktionen basierend auf der Dual-Energy-Bildgebung mittels spektralen Bilddatensätze den intravasalen Kontrast so weit verstärken, dass eine ausreichende diagnostische Bildqualität auch bei unzureichender Kontrastierung in der Standardrekonstruktion ermöglicht wird.

### **3. Material und Methoden**

#### **3.1 Studiendesign**

Es handelt sich bei dieser Studie um eine prospektiv durchgeführte Qualitätssicherungsstudie. Alle in die Studie aufgenommenen Patienten erhielten die Untersuchungen am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Köln. Die Akquisition der Bilddatensätze erfolgte im Zeitraum vom 30. Juni 2021 bis 10. November 2021 in unserem Institut. Die vorliegende Studie wurde von der Ethikkommission des Fachbereichs Medizin der Universität zu Köln mit ihrem Votum vom 21.06.2021 (Nummer 21-1245) genehmigt. Auf eine über die standardmäßige CT-Aufklärung hinausgehende Studienaufklärung wurde nach Maßgabe der Ethikkommission verzichtet.

#### **3.2 Patientenkollektiv**

Bei dem Patientenkollektiv handelt es sich um Patienten, die sich in dem Zeitraum vom 30. Juni 2021 bis 10. November 2021 im Herzzentrum der Uniklinik Köln zur Evaluation einer TAVR bei Vorliegen einer relevanten Aortenklappenstenose vorgestellt haben. Eingeschlossen in diese prospektive Qualitätssicherungsstudie wurden alle Patienten, die im Rahmen der TAVR-Evaluation ein CT zur TAVR-Planung am Dual-Energy-CT im Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie in Köln bekommen haben. Die Indikation zum Aortenklappenersatz wurde entsprechend der zum Zeitpunkt der Indikationsstellung geltenden Leitlinie der European Society of Cardiology gestellt.

##### **3.2.1. Ein- und Ausschlusskriterien**

Eingeschlossen wurden Patienten, welche die standardmäßige CT-Untersuchung vor TAVR-OP an den in dem Institut vorhandenen Dual-Energy Spektral-Detektor CT (IQon, Philips Healthcare, Best, Niederlande) nach der gültigen SOP erhalten haben und bei denen eine rechtfertigende klinische Indikation radiologisch gestellt wurde.

Zu den Ausschlusskriterien zählten: Abweichungen von der geltenden SOP, Untersuchungen, welche im Institut nicht am Dual-Energy-CT durchgeführt wurden, Verwendung eines nicht standardisierten Kontrastmittel-Injektionsprotokolls mit abweichender Kontrastmittelmenge oder Infusionsrate, sowie ein Paravasat. Ebenfalls ausgeschlossen wurden Patienten mit einer absoluten Kontraindikation für die Gabe des iodhaltigen CT-Kontrastmittels: manifeste Hyperthyreose, Kontrastmittelallergie. Patienten mit einer hochgradig eingeschränkten Nierenfunktion wurden im Konsil mit den behandelnden Ärzten individuell evaluiert.

### **3.3 Bilddatenakquisition**

Die Bildakquisition der Patienten erfolgte mit einem Dual-Layer Spektral-Detektor CT der 3. Generation (IQon, Philips Healthcare). Die Gantry eines Gerätes dieses Bautyps beinhaltet eine Strahlungsröhre und einen 64-Zeilen-Detektor. Jeder Patient wurde entsprechend des lokalen Standard-Protokolls für die Durchführung der prä-TAVR Bildgebung untersucht. Dieses ist basierend auf der SCCT-Leitlinie, adaptiert für den Scannertyp und die lokalen Gegebenheiten in der Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Universitätsklinik Köln [94].

Dem Vorgehen bei Routineuntersuchungen im Rahmen der Heilversorgung entsprechend wurden zunächst helikale Bilddaten des Herzens ohne Kontrastmittel zur Bestimmung der Kalklast der Aortenklappe akquiriert. Der Grad der Kalzifizierung wurde entsprechend dem von Arthur Agatston im Jahr 1990 publizierten Agatston-Score angegeben [95]. Anschließend folgten kontrastmittelgestützte Aufnahmen von Thorax und Abdomen. Die Akquisition erfolgt EKG-getriggert endsystolisch (40%-Phase) in kranio-kaudaler Richtung im Dual-Energy-Modus sowie unter Anwendung von Atemmanövern während der Inspiration zur Optimierung der Bildqualität. Die Auswertung der Bilddatensätze erfolgte zum einen in der Radiologie als auch in der Kardiologie unter Verwendung einer speziellen Software (3mensio Structural Heart, Pie Medical Imaging, Maastricht, Niederlande).

Für das Calcium-Scoring wird routinemäßig ein Datensatz der Aortenklappe mit einer Schichtdicke von 2,5 mm und einem Inkrement von 2,5 mm mit 120 kV, Rotationszeit 0,33 ms, und einer mittleren Röhrenstrom-Zeit-Produktes von 42 mAs bei einem Dose-Right-Index (DRI) von 8 akquiriert.

Die Kontrastmittel-gestützten Datensätze wurden mit einem großen Field of View (FOV) von Thorax und Abdomen mit einer Schichtdicke von 2 mm, einer Kollimation von 64 x 0,625 mm, einem Inkrement von 1 mm, einer Rotationszeit von 0,33 Sekunden, einem Pitch von 0,3, einer Röhrenspannung von 120 kV und eines mittleren Röhrenstrom/Zeit-Produktes von 130 mAs mit einem DRI von 18 erstellt. Weiter wurde ein kleines, kardial fokussiertes FOV zur dedizierten Evaluation des Herzens mit einer Schichtdicke von 0,9 mm und einem Inkrement von 0,45 mm bei ansonsten gleichen Parametern errechnet.

Mittels der Computertomographie kann eine exakte Vermessung der anatomischen Verhältnisse der Aortenklappe zur Prothesenplanung sowie der Beckengefäße für den interventionellen Zugang gewährleistet werden. Hierbei wurden unter anderem die Fläche sowie der Perimeter des Aortenannulus, der mittlere Annulusdiameter, die Fläche sowie der Perimeter des linksventrikulären Ausflusstraktes (Left Ventricular Outflow Tract Obstruction; LVOT) im Querschnitt sowie alle Anteile der proximalen Aorta (sinutubulärer Übergang, Sinus Valsalvae) bestimmt.

### **3.4 Rekonstruktion**

Die Nachverarbeitung der Bilder erfolgt mit konventionellen statistischen iterativen Rekonstruktionsalgorithmen, iDose 3 (Philips Healthcare) für das Calcium-Scoring und IMR 2 (Philips Healthcare) für die Kontrastmittel-gestützten Sequenzen. Die Berechnung der virtuell monoenergetischen Bilder erfolgte für sechs verschiedene keV-Level (40, 60, 80, 100, 120, 140) an einer dedizierten Bildbearbeitungskonsole (Intelli Space Portal, Philips Healthcare) mit dem gleichen Rekonstruktionskernel (IMR 2) wie der Standard-Datensatz. Die Rekonstruktionen wurden unmittelbar nach Durchführung der Untersuchung erstellt und in das lokale PACS überspielt.

### **3.5 Kontrastmittelprotokolle**

Als KM wurde ein monomerisches, nicht-ionisches iodhaltiges Kontrastmittel (Accupaque 350®, Wirkstoff: Iodhexal, GE Healthcare Buchler GmbH & Co. KG, Osmolarität 0,5/l Lsg) verwendet. Die Kontrastmittelgabe erfolgte nach einem standardisierten Schema entsprechend der gültigen SOP angelehnt an die Empfehlung der SCCT [94]. Initial in der Ausgangskohorte erfolgte die Gabe eines Kontrastmittelbolus von 60 ml, anschließend die Applikation von einem NaCl Bolus von ebenfalls 60 ml. Die Applikationsgeschwindigkeit betrug für alle Kontrastmittelphasen und den NaCl-Chaser 3 ml/s. Im Anschluss erfolgte die stetige Anpassung des Kontrastmittelprotokolls in der gültigen SOP. Nach einer Anzahl von 15 untersuchten Patienten und Evaluation der diagnostischen Auswertbarkeit erfolgte die Anpassung zunächst auf einen Kontrastmittelbolus von 50 ml mit anschließender Applikation eines NaCl Bolus von 70 ml, sodass ein fixes Injektionsvolumen von 120 ml beibehalten wurde. Dies erfolgte dann standardisiert für die folgenden Gruppen, sodass wir eine Reduktion des Kontrastmittelbolus zunächst auf 40 ml und einem NaCl Bolus von 80 ml vornahmen sowie abschließend 30 ml KM und 90 ml NaCl (Tab. 3).

Die Applikation erfolgte standardmäßig in der Ellenbeuge mittels automatischem Injektionssystem (Medrad® Stellant Injektionssystem, Medrad, Bayer, Deutschland; Flussrate  $2 \pm 0,5$  ml/s). Die angewandte DualFlow-Technik, mit der gleichzeitig KM und Kochsalzlösung zugeführt werden, ermöglicht eine gleichmäßige Verteilung des applizierten Stoffes im Körper und durch direktes NaCl-Nachspülen mehr Zeit zur Kontrastmittelverteilung. Eine Minimierung von Artefakten und ein verbesserter Weichteilkontrast sind die Folge. Es wurde ein Kontrastmittel-Bolustracking mit einem Schwellenwert von 120 HU in der Aorta ascendens durchgeführt, die Schwellenverzögerung betrug 4,9 Sekunden.



	<b>Gruppe 1</b>	<b>Gruppe 2</b>	<b>Gruppe 3</b>	<b>Gruppe 4</b>
<b>Kontrastmittelmenge</b>	60 ml	50 ml	40 ml	30 ml
<b>NaCl-Bolus</b>	60 ml	70 ml	80 ml	90 ml

**Table 3:** Übersicht über die unterschiedlichen Kontrastmittelmengen sowie den im Injektionsprotokoll festgelegten Kontrastmittel- und NaCl-Mengen. NaCl – Natrium-Chlorid

### **3.6 Quantitative Analyse**

#### **3.6.1. Gefäßparameter**

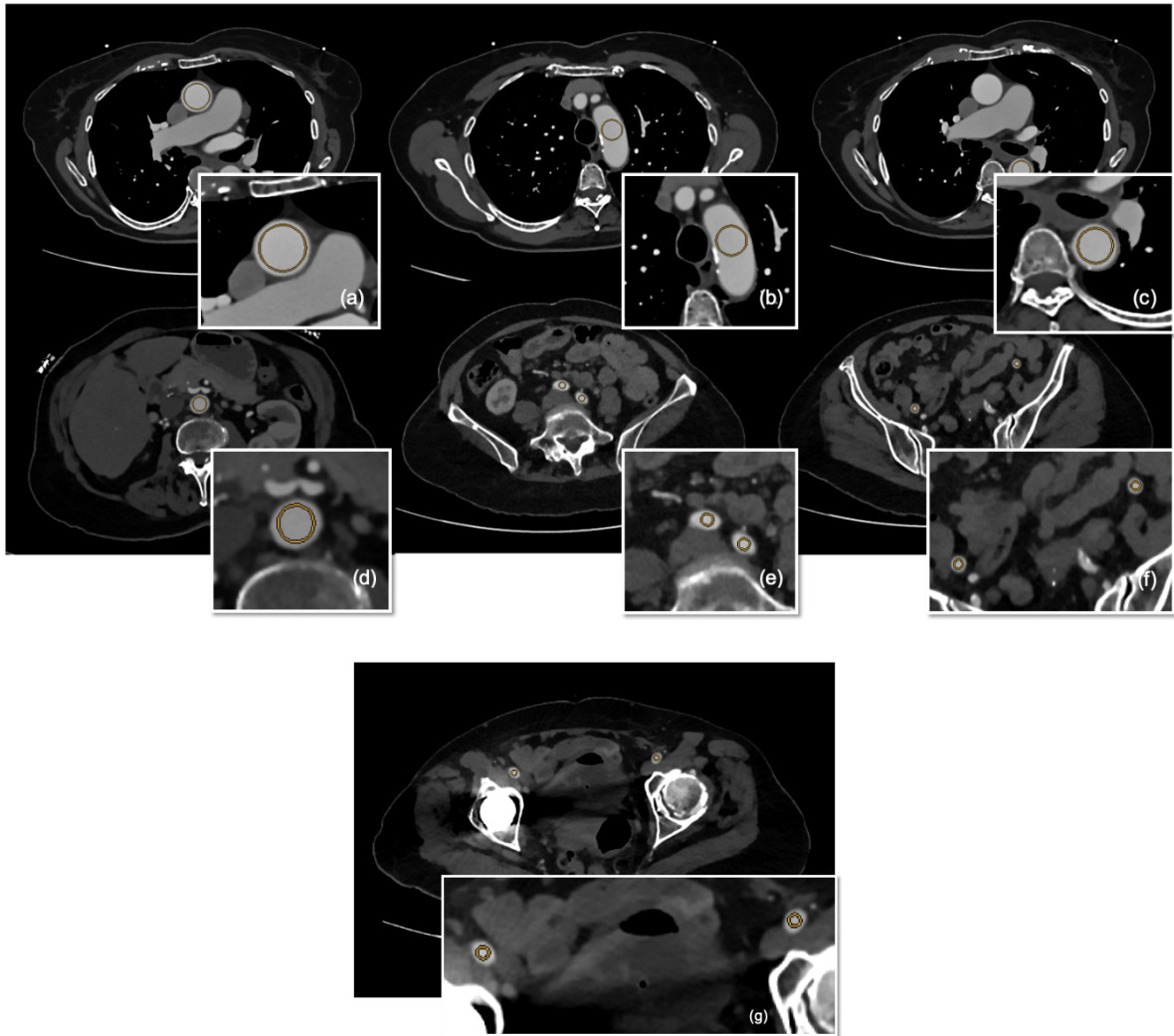
Im Rahmen der durchgeführten Studie wurden in allen angefertigten Rekonstruktionen jeweils die Gefäßdurchmesser in definierten Regionen der arteriellen Leitgefäße bestimmt. Hierunter wurde winkelkorrigiert der größte Gefäßdurchmesser der Aorta ascendens, der thorakale Aorta descendens, der abdominelle Aorta descendens, der Arteria iliaca communis beidseits, der Arteria iliaca externa beidseits sowie der Arteria femoralis communis beidseits bestimmt.

#### **3.6.2. Aortenklappenparameter und Agatston-Score**

Es erfolgte auch die Messung der Aortenklappe, hierunter wurde nicht nur der längste Durchmesser und hierzu die Orthogonale bestimmt, sondern auch der Umfang sowie die Fläche. Durch die der Kontrastmittelapplikation vorangegangene native kardiale CT-Untersuchung des Herzens konnte zudem der Agatston-Score bestimmt werden, welcher der Quantifizierung der Kalzifikation der Aortenklappe dient.

#### **3.6.3. Region of interest**

Zur Beurteilung der quantitativen Bildqualität wurden Regions of interest (ROIs) jeweils zentral im Gefäß der Aorta ascendens, des Aortenbogens, der thorakalen Aorta descendens, der abdominellen Aorta descendens, der Arteria iliaca communis beidseits, der Arteria iliaca externa beidseits sowie der Arteria femoralis communis beidseits platziert (Abb. 6). Verkalkungen der Gefäßwand, Thromben und fokale Heterogenitäten der Kontrastmittelanreicherung wurden bei der ROI-Platzierung möglichst vermieden. Es wurden die Signalabschwächung in mittleren HU-Werten und das Bildrauschen, definiert als Standardabweichung (SD), an einer multimodalen Workstation gemessen. Für jede Bildserie wurden innerhalb der Arterien an denselben Stellen kreisförmige ROIs gezogen. Zur Berechnung des Bildkontrastes wurden zusätzliche Messungen in der Psoas-Muskulatur sowie im subkutanen Fettgewebe des unteren Bauches durchgeführt. Die beiden letztgenannten Messungen wurden dreifach durchgeführt und anschließend der Mittelwert bestimmt, um Messungenauigkeiten so gering wie möglich zu halten.



**Abbildung 6:** Exemplarische Übersicht über die Platzierung der jeweiligen Region of Interest (ROI) in den verschiedenen Ebenen der Aorta und der Beckengefäße jeweils zentral im Gefäß. Die Platzierung erfolgte in der Aorta ascendens (a), im Aortenbogen (b), in der thorakalen Aorta descendens (c), in der abdominellen Aorta descendens (d), in der Arteria iliaca communis beidseits (e), der Arteria iliaca externa beidseits (f) und in der Arteria femoralis communis beidseits (g).

### 3.6.4. Signal-to-noise-ratio

Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise ratio, SNR) ist ein Maß für die Qualität eines Signals, das von Rauschen überlagert ist, entsprechend dem Quotienten aus dem Signal und der Standardabweichung des Rauschens.

Zur Berechnung des SNR wurde die folgende Formel verwendet [96]:

$$SNR = \frac{HU_{vessel}}{SD_{vessel}}$$

### 3.6.5. Contrast-to-noise-ratio

Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (contrast-to-noise ratio, CNR) entspricht der Differenz zwischen den Signal-Rausch-Verhältnissen zweier Gewebetypen bzw. wird aus der Differenz der Signalintensitäten zweier Gewebe geteilt durch die Standardabweichung des Hintergrundrauschens berechnet. In der vorliegenden Studie wurden die HU-Werte innerhalb des Gefäßes mit den HU-Werten von Fett als Referenzgewebe verglichen.

Zur Bestimmung des CNR wurde die folgende Formel verwendet [96]:

$$CNR = \frac{HU_{vessel} - HU_{fat}}{\sqrt{\frac{1}{2} \times (SD_{vessel}^2 + SD_{fat}^2)}}$$

### 3.7 Qualitative Analyse

Für die qualitative Analyse wurden alle Bildserien von zwei Radiologen (Gutachtergruppe 1) mit 3 und 6 Jahren Erfahrung in der kardiovaskulären Bildgebung begutachtet. Die Bilder wurden unabhängig voneinander in zufälliger Reihenfolge ausgewertet, konnten aber von den Gutachtern bezogen auf die Fenstereinstellungen frei variiert werden. Die Gutachter waren gegenüber den CT-Aufnahmeparametern und den CT-Berichten verblindet.

Jede Bildserie wurde anhand einer 5-Punkt-Likert-Skala unter Betrachtung der Kontrastverstärkung sowie der Gesamtbildqualität und Fähigkeit zur Durchführung von TAVR-bezogenen Messungen bewertet:

- 1 = nicht diagnostische Bildqualität – starkes Rauschen und Artefakte mit deutlicher Beeinträchtigung/Verschlechterung der diagnostischen Genauigkeit
- 2 = mangelhafte Bildqualität – starkes Rauschen oder Artefakte mit teilweiser Beeinträchtigung/Verschlechterung der diagnostischen Genauigkeit
- 3 = befriedigende Bildqualität – ausreichende Bildqualität zur Befundung mit mäßigem Rauschen oder mäßigen Artefakten
- 4 = gute Bildqualität – klare Darstellung der Anatomie mit geringem Rauschen oder geringen Artefakten
- 5 = exzellente Bildqualität – klare Darstellung der Anatomie ohne Rauschen oder Artefakte

Folgende Parameter wurden hierfür evaluiert:

- Beurteilbarkeit der Aortenklappe
- Abgrenzbarkeit der Koronararterien-Abgänge
- Kontrastierung des Aorta ascendens
- Kontrastierung des Aortenbogens
- Kontrastierung der thorakalen Aorta descendens
- Kontrastierung der abdominalen Aorta descendens
- Beurteilbarkeit der A. iliaca communis rechts / links
- Beurteilbarkeit der A. iliaca externa rechts / links
- Beurteilbarkeit der A. femoralis communis rechts / links

Weiter erfolgte die qualitative Analyse der Bilder durch zwei Ärzte mit 2 und 7 Jahren Erfahrung in der kardiovaskulären Bildgebung und TAVR Planung (Gutachtergruppe 2). Die Gutachter waren ebenfalls hinsichtlich der Kontrastmittelgruppe und der Rekonstruktionsparameter verblindet.

Die Beurteilung erfolgte hier bezogen auf die Aortenklappe und die arterielle Beckenstrombahn ebenfalls mittels der 5-Punkt-Likert-Skala.

Für die Auswertung der qualitativen Analyse wurden jeweils standardisierte Fragebögen erstellt. Beispiele der Fragebögen finden sich im Anhang.

### **3.8 Statistische Methoden**

Die Daten wurden in einem EDV-gestützten Dialog erfasst (Excel®, Microsoft Corp., Redmond, WA, USA). Quantitative Variablen wurden mit Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum, qualitative Variablen mit absoluter und relativer Häufigkeit (%) beschrieben. Zur grafischen Veranschaulichung wurden Box-Plots und Säulendiagramme gewählt. Zusammenhänge wurden bei ordinalskalierten Variablen mittels Rangkorrelationen untersucht. Weiter wurden Korrelationsanalysen sowie eine Analyse mittels multipler Regression durchgeführt. Zur Untersuchung hinsichtlich der Unterschiede in den einzelnen Gruppen wurde der Kruskal-Wallis Test angewendet bei mindestens ordinalem Skalenniveau, wobei zusätzlich post-hoc Analysen mittels des Dunn-Bonferroni-Test durchgeführt wurden. Die Interrater-Reliabilität wurde mit Hilfe von Kreuztabellen und der Bestimmung des Cohens Kappa berechnet. Bei der im Wesentlichen explorativen Analyse wurden p-Werte  $\leq 0,05$  als statistisch signifikant bewertet. Die statistischen Auswertungen erfolgen mit dem Programm SPSS Statistics (IBM Corp., Armonk, NY, USA).

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Patientenkollektiv

Insgesamt wurden 60 Patienten konsekutiv in die vorliegende Qualitätssicherungsstudie prospektiv eingeschlossen. Es wurde kein Patient ausgeschlossen. Die Patienten wurden konsekutiv aufgeteilt in vier Gruppen á 15 Patienten, wobei bei den ersten 15 Patienten die präinterventionelle CT-Untersuchung mit der Standard-Kontrastmittelmenge von 60 ml durchgeführt wurde, die anschließenden 15 Patienten wurden mit einer Kontrastmittelmenge von 50 ml untersucht, gefolgt von 40 ml (n=15) und zuletzt 30 ml (n=15). Die Reduktion der Kontrastmittelmenge erfolgte jeweils nach Analyse der vorangegangenen Gruppe.

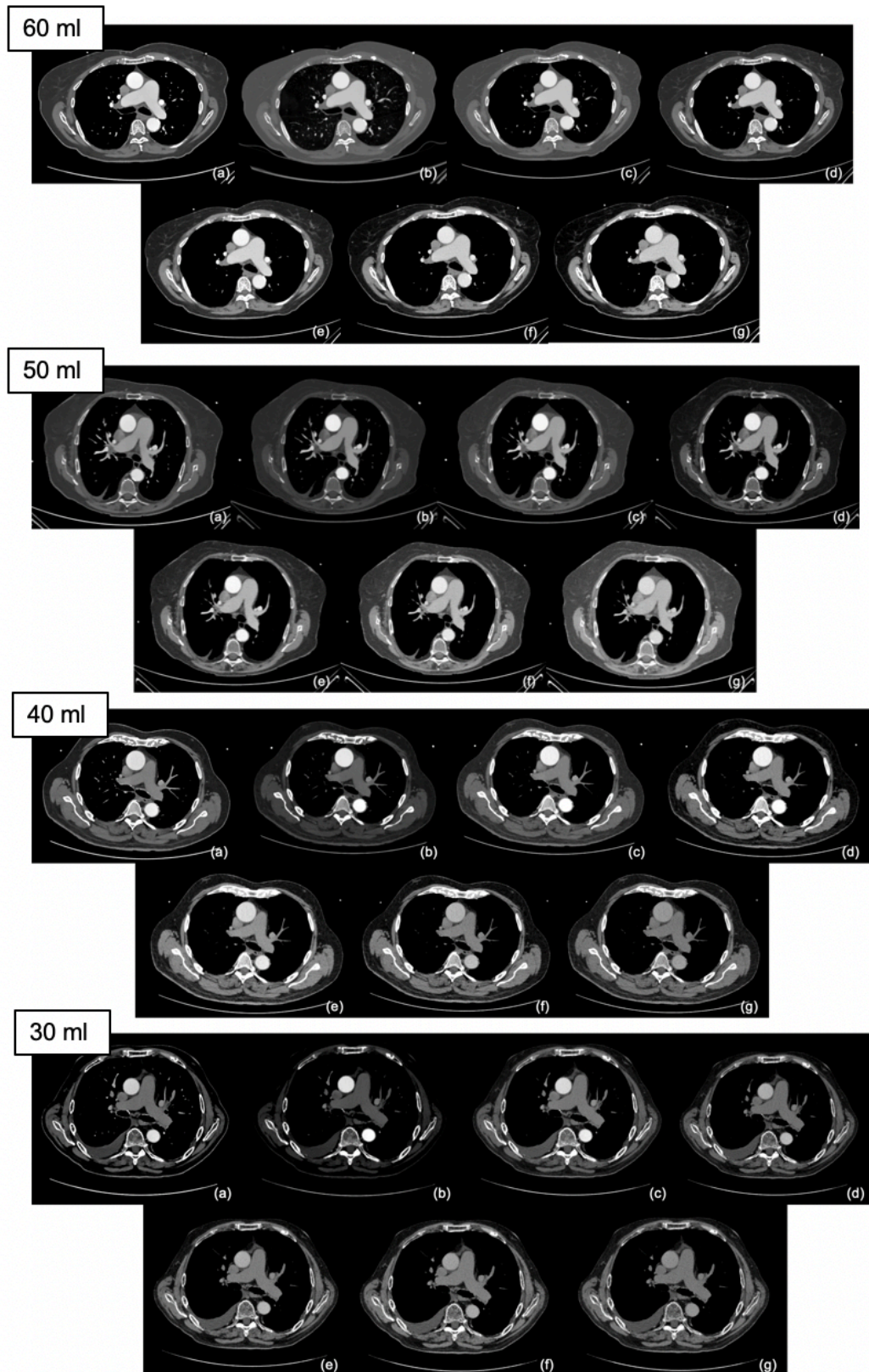
Nach erfolgter TAVR-Evaluation, inklusive der Durchführung der CT-Untersuchung, erhielten 46 Patienten (76,7 %) aus dem Kollektiv eine TAVR. Von den 14 Patienten (23,3 %) welche keiner TAVR-Prozedur unterzogen wurden, erhielten wiederum 9 Patienten (15,0%) einen chirurgischen Klappenersatz.

Einen detaillierten Überblick über die einzelnen Charakteristika des untersuchten Patientenkollektivs liefert Tab. 4. Einen Vergleich unter den verschiedenen Kontrastmittelgruppen zeigt Abb. 7.

Charakteristika	
<b>Alter (Jahre)</b>	
Median	80,8
Mittelwert	79,4
Spannweite	54,0 - 96,7
<b>Geschlecht</b>	
Männlich	32
Weiblich	28
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	
Median	26,3
Mittelwert	26,2
Spannweite	16,9 - 40,5
<b>NYHA</b>	
I	3
II	22
III	32
IV	3
<b>KHK</b>	
Nein	33
Ja	27
<b>Hyperlipoproteinämie</b>	
Nein	33
Ja	27
<b>Arterielle Hypertonie</b>	
Nein	10
Ja	50
<b>Chronische Niereninsuffizienz</b>	
Nein	41
Ja	19
<b>Dialysepflichtige Niereninsuffizienz</b>	
Nein	58
Ja	2
<b>Schrittmacher</b>	
Nein	54
Ja	6
<b>Vorhofflimmern</b>	
Nein	33
Ja	27
<b>EuroScore II</b>	
Median	1,8
Mittelwert	1,7
Spannweite	0 - 13,3
<b>EuroScore I</b>	
Median	7,5
Mittelwert	11,1
Spannweite	0 - 47,6
<b>Kreatinin vor OP (mg/dl)</b>	
Median	0,98
Mittelwert	1,21
Spannweite	0,50 - 7,57

Charakteristika	
<b>GFR Cockroft vor OP (ml/min/1,73m<sup>2</sup>)</b>	
Median	59,50
Mittelwert	61,43
Spannweite	10,0 - 127,0
<b>GFR CKD vor OP (ml/min/1,73m<sup>2</sup>)</b>	
Median	66,50
Mittelwert	62,47
Spannweite	6,0 - 113,0
<b>EF</b>	
>50%	46
41 – 50%	7
31 – 40%	4
<31%	3
<b>TAVR</b>	
Nein	14
Ja	46
<b>SAVR</b>	
Nein	51
Ja	9
<b>Bikuspidale Aortenklappe</b>	
Nein	58
Ja	2
<b>Klappenöffnungsfläche (cm<sup>2</sup>)</b>	
Median	0,8
Mittelwert	0,8
Spannweite	0,37 - 1,40
<b><math>\Delta P_{mean}</math> (mmHg)</b>	
Median	40
Mittelwert	39,5
Spannweite	4 - 87
<b><math>\Delta P_{max}</math> (mmHg)</b>	
Median	67
Mittelwert	64,1
Spannweite	3 - 124
<b>V<sub>max</sub> (cm/s)</b>	
Median	410
Mittelwert	385
Spannweite	51 - 560
<b>SV<sub>i</sub> (ml/m<sup>2</sup>)</b>	
Median	37,1
Mittelwert	37,7
Spannweite	17,1 - 59,7
<b>Neuer Schrittmacher</b>	
Nein	39
Ja	7
<b>Agatston-Score</b>	
Median	2540
Mittelwert	3003
Spannweite	235 – 6663

**Tabelle 4:** Detaillierte Übersicht über die Patientencharakteristika. BMI – Body-Mass-Index, NYHA – New York Heart Association, KHK – Koronare Herzkrankheit, OP – Operation, GFR – Glomeruläre Filtrationsrate, EF – Ejektionsfraktion, TAVR – Transaortic Valve Replacement, SAVR – Surgical Aortic Valve Replacement, V<sub>max</sub> – maximale Geschwindigkeit,  $\Delta P$  – Druckgradient, SV<sub>i</sub> – Schlagvolumenindex

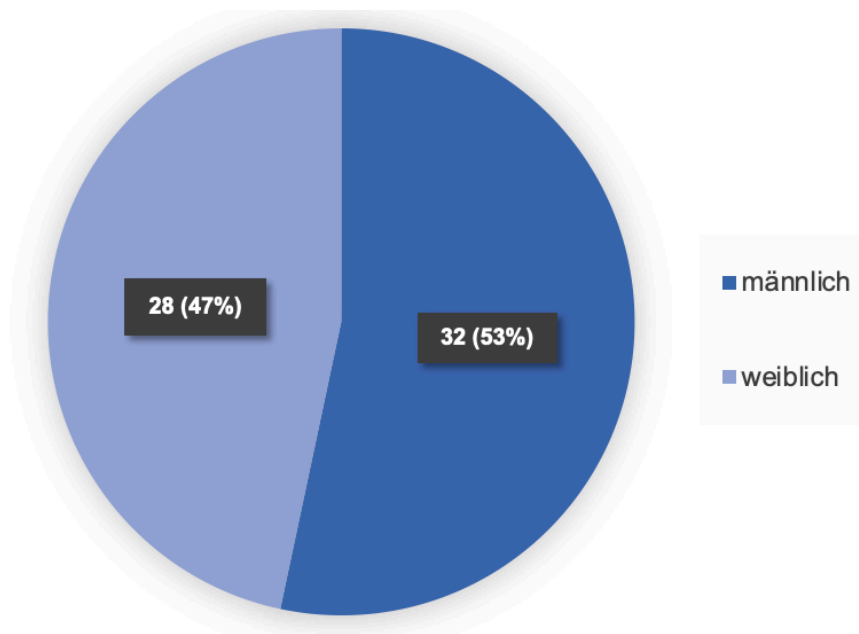


**Abbildung 7:** Übersicht über das Kontrastverhalten in den 4 Kontrastmittelgruppen in den verschiedenen Rekonstruktionen: Standard (a), VMI 40 keV (b), 60 keV (c), 80 keV (d), 100 keV (e), 120 keV (f), 140 keV (g)



#### 4.1.1. Geschlecht, Alter und Body-Mass-Index

Von den 60 in die Studie eingeschlossenen Patienten waren 32 Patienten männlich (53%) und 28 weiblich (47%). Die Verteilung ist graphisch in Abb. 8 dargestellt.

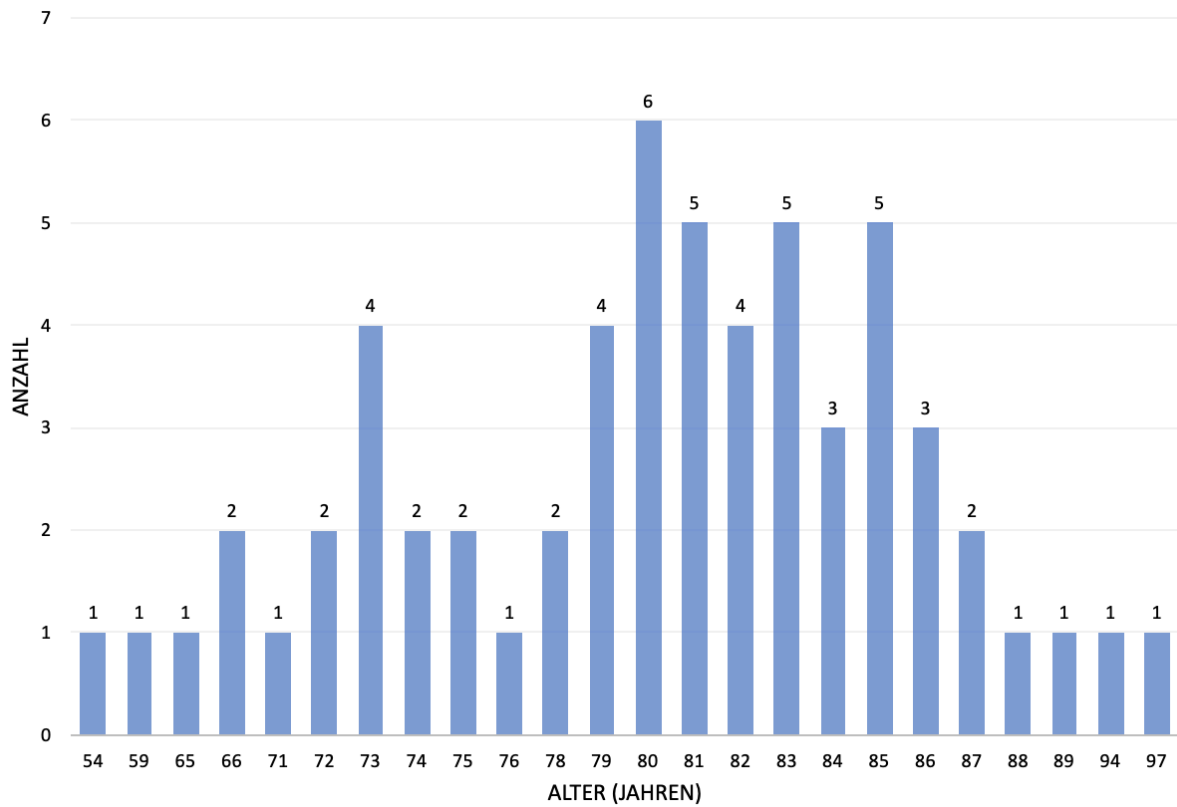


**Abbildung 8:** Geschlechterverteilung in der Studienpopulation in absoluten Zahlen sowie in Prozent

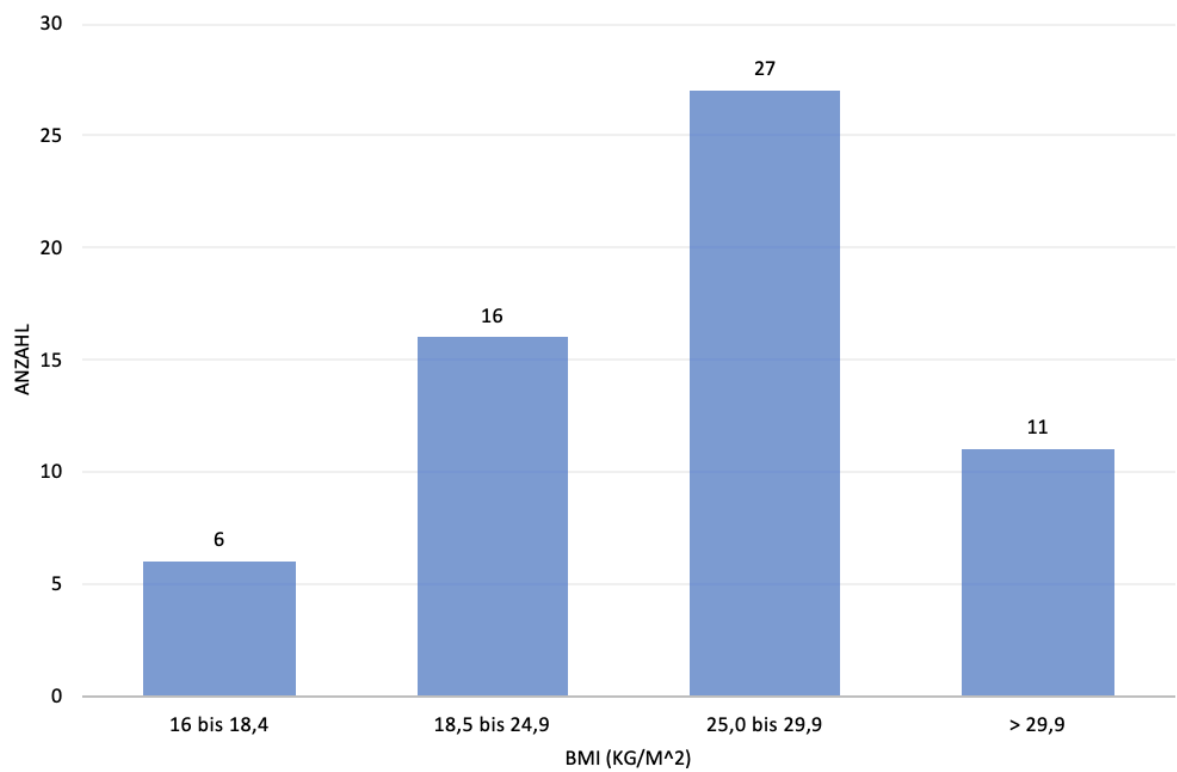
Die Altersverteilung über das gesamte Patientenkollektiv ergibt einen Median von 81 Jahren (Mittelwert von 79,4 Jahre; Spannweite 54 – 97 Jahre). Eine detaillierte Darstellung liefert Abb. 9.

Im Median wiesen die Patienten einen Body-Mass-Index (BMI) von 26,3 kg/m<sup>2</sup> auf (Mittelwert 26,2 kg/m<sup>2</sup>; Spannweite 16,9 – 40,5 kg/m<sup>2</sup>) (Abb. 10).





**Abbildung 9:** Altersverteilung in der Studienpopulation



**Abbildung 10:** Verteilung des Body-Mass-Index (BMI) entsprechen der Einteilung der Weltgesundheitsorganisation

#### 4.1.2. Dosis

Im Rahmen der Dosisevaluation wurde das Dosis-Längen-Produkt (DLP) der gesamten Untersuchung sowie zusätzlich aufgeteilt für das Calciumscoring und die kardiale CT-Angiographie betrachtet. Die Werte wurden den in jeder CT-Untersuchung enthaltenen Patienten- bzw. Scan-Protokollen entnommen. Der Median des DLP der gesamten Untersuchung belief sich auf 1204,1 mGy\*cm (Mittelwert 1182 mGy\*cm; Spannweite 415,2 – 1959,7 mGy\*cm). Das DLP des Calciumscorings wies einen Median von 74,6 mGy\*cm auf (Mittelwert 89,8 mGy\*cm; Spannweite 43 – 230,6 mGy\*cm), das DLP der kardialen CT-Angiographie zeigte einen Median von 1014,5 mGy\*cm (Mittelwert 1023,3 mGy\*cm; Spannweite 306 – 1725 mGy\*cm).

#### 4.1.3. Agatston-Score

Im durchgeführten nativen Scan zum Calciumscoring wurde die quantitative Kalklast des linksventrikulären Ausflusstraktes mittels des Agatston-Scores bestimmt. Die Ergebnisse für das vorliegende Patientenkollektiv ergaben einen Score im Median von 2540 (Mittelwert 3002; Spannweite 235 – 6663).

#### 4.1.4. Vorerkrankungen

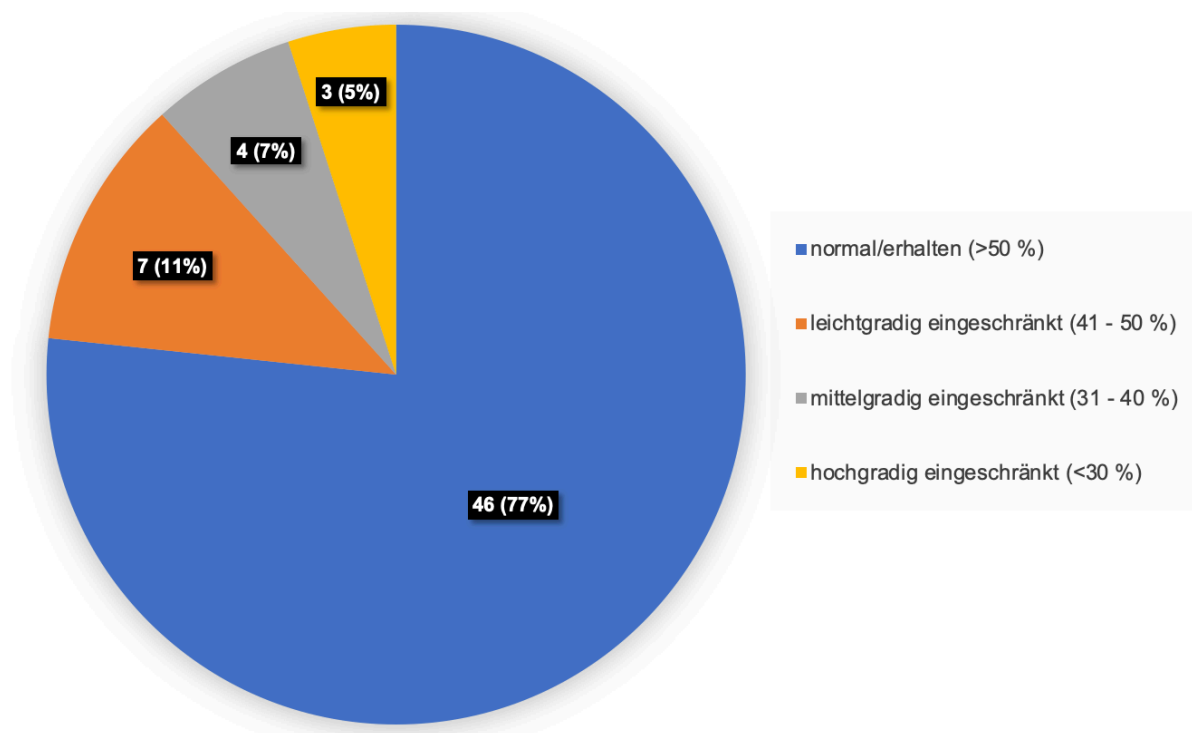
Die eingeschlossenen Patienten zeigten eine Vielzahl an Begleiterkrankungen, wovon die häufigsten die arterielle Hypertonie (n = 50, 83,3%), die koronare Herzerkrankung (KHK) (n = 27, 45,0%) sowie das Vorliegen von Vorhofflimmern (n = 27, 45,0%) waren. 35 (58,3%) Patienten zeigten eine Herzinsuffizienz in einem NYHA Stadium von III oder IV.

Eine chronische hochgradige Niereninsuffizienz wurde bei 19 Patienten (31,7%) nachgewiesen, hiervon lag bei 2 Patienten (3,3%) eine dialysepflichtige Niereninsuffizienz vor. Vor der CT-Untersuchung bzw. auch vor der TAVR-Prozedur wurden bei den eingeschlossenen Patienten ein Kreatinin-Wert im Median von 0.98 mg/dl (Mittelwert 1.21; Spannweite 0.50 – 7.57) festgestellt.

#### 4.1.5. Echokardiographie

Bei der standardmäßig vor TAVR durchgeführten Echokardiographie sind insbesondere der  $\Delta P_{\text{mean}}$ ,  $\Delta P_{\text{max}}$ ,  $V_{\text{max}}$ ,  $SV_i$  sowie die Klappenöffnungsfläche von Relevanz für die Bestimmung und Einteilung des Schweregrades der Aortenklappenstenose. Der  $\Delta P_{\text{mean}}$  zeigte im Median einen Wert von 40 mmHg (Mittelwert 39,5; Spannweite 0,4 – 1,4), der  $\Delta P_{\text{max}}$  von 67 mmHg (64,1; 3,0 – 124,0),  $V_{\text{max}}$  von 410 cm/s (385; 51 – 560) sowie der  $SV_i$  von 37,1 ml/m<sup>2</sup> (37,7; 17,1 – 59,7). Der Median der Klappenöffnungsfläche lag bei 0,8 cm<sup>2</sup> (Mittelwert 0,8; Spannweite 0,4 – 1,4).

Innerhalb des Patientenkollektivs wiesen 2 Patienten eine bikuspidale Aortenklappe auf. Bei Betrachtung der Herzfunktion mittels der LVEF erfolgte die Einteilung in 4 Grade, normal/erhalten (>50 %), leichtgradig eingeschränkt (41 – 50 %), mittelgradig eingeschränkt (31 – 40 %) sowie hochgradig eingeschränkt (<31 %). 46 Patienten (77 %) wiesen eine erhaltene LVEF auf, 7 Patienten (11 %) eine leichtgradig eingeschränkte LVEF, 4 Patienten (7 %) eine mittelgradig eingeschränkte LVEF und 3 Patienten (5 %) zeigten eine hochgradig eingeschränkte LVEF (Abb. 11).



**Abbildung 11:** Verteilung der linksventrikulären Ejektionsfraktion

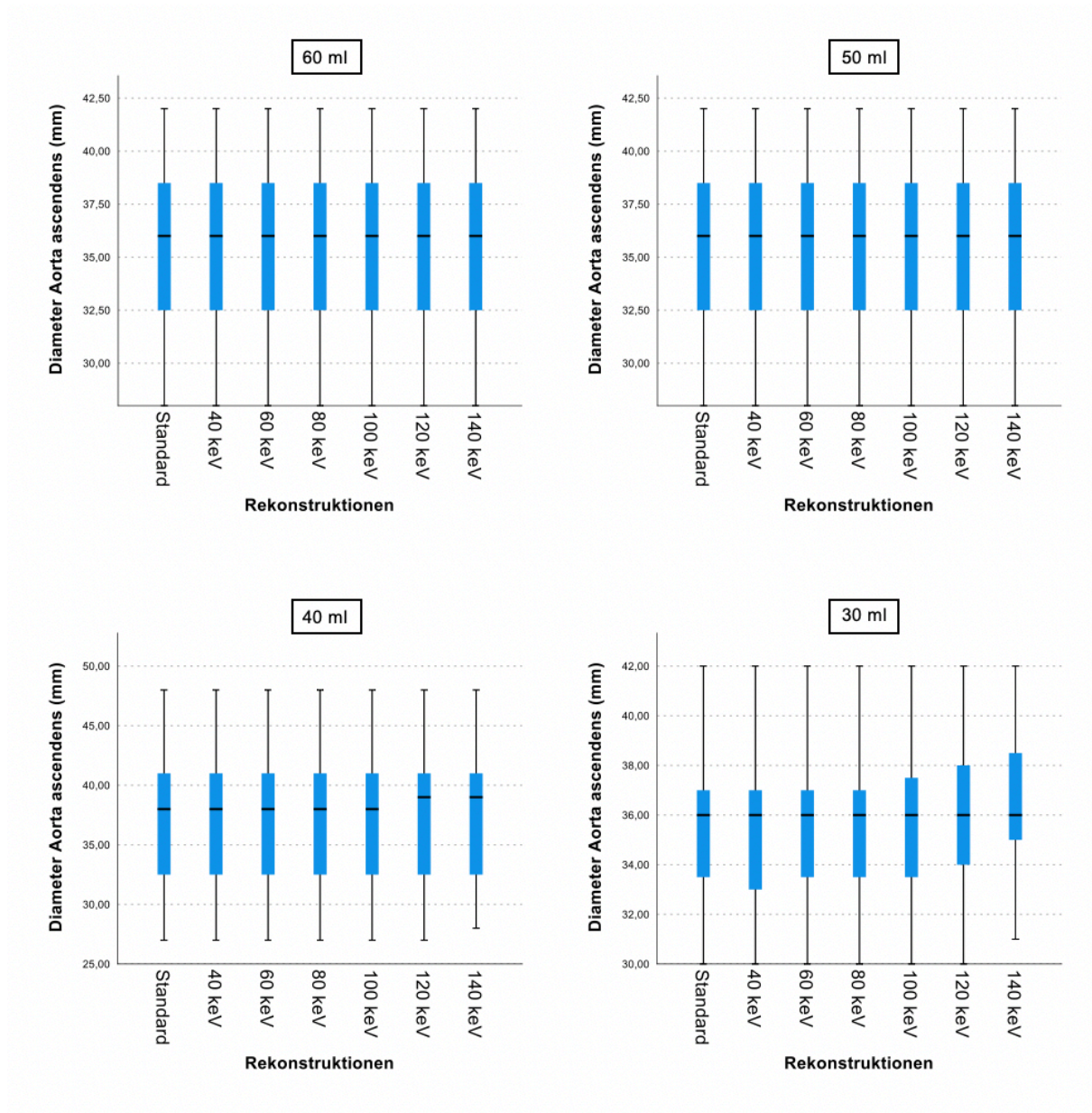
## 4.2 Quantitative Analyse

### 4.2.1. Gefäßparameter

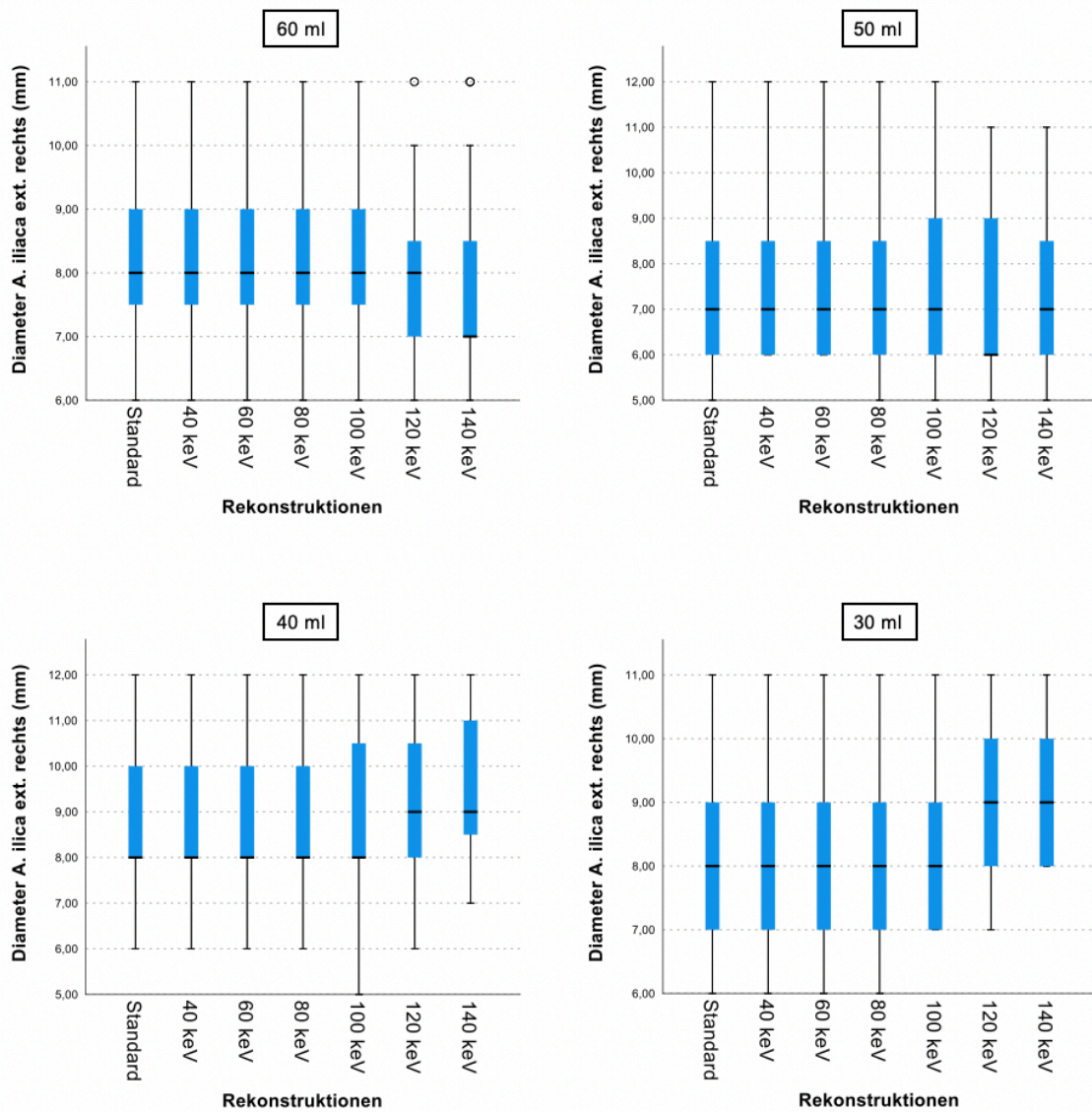
Die metrische Analyse der Gefäßdiameter zwischen allen VMI Rekonstruktionen innerhalb der verschiedenen Kontrastmittelgruppen bei Betrachtung der Aorta ascendens ergab keine signifikanten Unterschiede (p-Wert 0,287 – 1,000). Bei der Analyse der Beckenstrombahn zeigt sich ein gering differentes Bild. Für den Vergleich der Standardrekonstruktion mit der VMI 140 keV Rekonstruktion innerhalb der 30 ml Kontrastmittelgruppe konnte ein signifikanter Unterschied gezeigt werden (rechts  $p = 0,035$ ; links  $p = 0,012$ ). Die weiteren Vergleichsuntersuchungen zeigten keine Signifikanz.

Eine detaillierte Übersicht über die Ergebnisse für den Vergleich der verschiedenen Kontrastmittelgruppen sowie die verschiedenen Rekonstruktionen unter Verwendung des

Kruskal-Wallis-Tests liefern die Box-Plot Diagramme in Abb. 12 und 13 sowie die Tabellen 5 – 10.



**Abbildung 12:** Box-Plot-Diagramme als Übersicht über die jeweiligen gemessenen Gefäßdurchmesser der Aorta ascendens aufgeteilt auf die Kontrastmittelgruppen und im Vergleich der unterschiedlichen Rekonstruktionen. Hier zeigt sich unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests kein signifikanter Unterschied.



**Abbildung 13:** Box-Plot-Diagramme als Übersicht über die jeweiligen gemessenen Gefäßdurchmesser der A. iliaca externa rechts aufgeteilt auf die Kontrastmittelgruppen und im Vergleich der unterschiedlichen Rekonstruktionen. Das Diagramm illustriert den signifikanten Unterschied nach Kruskal-Wallis-Test in der 30 ml Gruppe beim Vergleich der Standardrekonstruktion mit der VMI 140 keV Rekonstruktion.

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens (mm)</b>								1,000
<b>Median</b>	36	36	36	36	36	36	36	
<b>Mittelwert</b>	35,6	35,6	35,6	35,6	35,6	35,6	35,6	
<b>Spannweite</b>	28 – 42	28 – 42	28 – 42	28 – 42	28 – 42	28 – 42	28 – 42	
<b>Aortenbogen (mm)</b>								0,990
<b>Median</b>	27	27	28	28	28	28	28	
<b>Mittelwert</b>	27,3	27,3	27,9	27,9	27,9	28	28	
<b>Spannweite</b>	21 – 32	21 – 32	23 – 32	23 – 32	23 – 32	23 – 32	23 – 32	
<b>Thorakale Aorta descendens (mm)</b>								1,000
<b>Median</b>	24	24	24	24	24	24	24	
<b>Mittelwert</b>	24,5	24,5	24,5	24,5	24,4	24,3	24,3	
<b>Spannweite</b>	20 – 32	20 – 32	20 – 32	20 – 32	20 – 32	19 – 32	19 – 32	
<b>Abdominelle Aorta descendens (mm)</b>								0,999
<b>Median</b>	19	19	19	19	19	19	19	
<b>Mittelwert</b>	18,7	18,7	17,8	18,7	18,7	18,5	18,4	
<b>Spannweite</b>	15 – 26	15 – 26	15 – 26	15 – 26	15 – 26	14 – 26	14 – 26	
<b>A. iliaca communis rechts (mm)</b>								0,997
<b>Median</b>	10	10	10	10	10	10	10	
<b>Mittelwert</b>	11,1	11,1	11,1	11,1	11,1	10,8	10,7	
<b>Spannweite</b>	8 – 15	8 – 15	8 – 15	8 – 15	8 – 15	7 – 15	7 – 15	
<b>A. iliaca communis links (mm)</b>								0,977
<b>Median</b>	10	10	10	10	10	10	10	
<b>Mittelwert</b>	10,8	10,8	10,8	10,8	10,7	10,4	10,2	
<b>Spannweite</b>	7 – 15	7 – 15	7 – 15	7 – 15	7 – 15	7 – 14	6 – 14	
<b>A. iliaca externa rechts (mm)</b>								0,930
<b>Median</b>	8	8	8	8	8	8	7	
<b>Mittelwert</b>	8,3	8,3	8,3	8,3	8,3	8,1	7,9	
<b>Spannweite</b>	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 11	
<b>A. iliaca externa links (mm)</b>								0,954
<b>Median</b>	8	8	8	8	8	7	7	
<b>Mittelwert</b>	8,1	8,1	8,1	8,1	8,1	7,9	7,7	
<b>Spannweite</b>	6 – 10	6 – 10	6 – 10	6 – 10	6 – 10	6 – 10	6 – 10	
<b>A. fem. communis rechts (mm)</b>								0,995
<b>Median</b>	8	8	8	8	8	8	8	
<b>Mittelwert</b>	8,6	8,6	8,6	8,5	8,5	8,4	8,3	
<b>Spannweite</b>	7 – 11	7 – 11	7 – 11	7 – 11	7 – 11	6 – 12	6 – 12	
<b>A. fem. communis links (mm)</b>								0,997
<b>Median</b>	8	8	8	8	8	8	8	
<b>Mittelwert</b>	8,5	8,5	8,4	8,4	8,4	8,3	8,3	
<b>Spannweite</b>	7 – 11	7 – 11	7 – 11	7 – 11	7 – 11	6 – 11	6 – 12	

**Tabelle 5:** Vergleich der Gefäßdiameter in der 60 ml Kontrastmittelgruppe aufgeschlüsselt auf die unterschiedlichen Messpunkte. Angabe des entsprechenden p-Wertes der Kruskal-Wallis-Analyse. A. fem. communis – Arteria femoralis communis

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens (mm)</b>								1,000
<b>Median</b>	33	33	33	33	33	33	33	
<b>Mittelwert</b>	34,5	34,6	34,6	34,5	34,5	34,3	34,4	
<b>Spannweite</b>	26 – 43	27 – 43	27 – 43	26 – 43	26 – 43	26 – 43	26 – 43	
<b>Aortenbogen (mm)</b>								1,000
<b>Median</b>	26	26	26	26	26	26	25	
<b>Mittelwert</b>	26,2	26,3	26,2	26,2	26,2	26,2	26,1	
<b>Spannweite</b>	21 – 37	21 – 37	21 – 37	21 – 37	21 – 37	21 – 37	21 – 37	
<b>Thorakale Aorta descendens (mm)</b>								1,000
<b>Median</b>	23	23	23	23	23	23	23	
<b>Mittelwert</b>	24	24	24	24	24	24	23,9	
<b>Spannweite</b>	20 – 29	20 – 29	20 – 29	20 – 29	20 – 29	20 – 29	20 – 29	
<b>Abdominelle Aorta descendens (mm)</b>								1,000
<b>Median</b>	17	17	17	17	17	17	17	
<b>Mittelwert</b>	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5	17,4	
<b>Spannweite</b>	14 – 22	14 – 22	14 – 22	14 – 22	14 – 22	14 – 22	15 – 22	
<b>A. iliaca communis rechts (mm)</b>								0,999
<b>Median</b>	9	9	9	9	9	9	9	
<b>Mittelwert</b>	9,6	9,6	9,6	9,6	9,6	9,5	9,5	
<b>Spannweite</b>	7 – 13	7 – 13	7 – 13	7 – 13	7 – 13	7 – 13	7 – 14	
<b>A. iliaca communis links (mm)</b>								1,000
<b>Median</b>	10	10	10	10	10	9	10	
<b>Mittelwert</b>	9,7	9,7	9,7	9,7	9,8	9,7	9,5	
<b>Spannweite</b>	7 – 12	7 – 12	7 – 12	7 – 12	7 – 13	6 – 13	6 – 13	
<b>A. iliaca externa rechts (mm)</b>								0,975
<b>Median</b>	7	7	7	7	7	6	7	
<b>Mittelwert</b>	7,4	7,5	7,5	7,4	7,3	7,1	7,3	
<b>Spannweite</b>	5 – 12	6 – 12	6 – 12	5 – 12	5 – 12	5 – 11	5 – 11	
<b>A. iliaca externa links (mm)</b>								0,979
<b>Median</b>	7	7	7	7	7	6	6	
<b>Mittelwert</b>	7,4	7,4	7,4	7,4	7,3	7,1	7	
<b>Spannweite</b>	5 – 10	5 – 10	5 – 10	5 – 10	5 – 10	5 – 10	5 – 10	
<b>A. fem. communis rechts (mm)</b>								0,971
<b>Median</b>	7	7	7	7	7	7	7	
<b>Mittelwert</b>	7,7	7,7	7,7	7,6	7,7	7,4	7,2	
<b>Spannweite</b>	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 10	5 – 10	5 – 10	
<b>A. fem. communis links (mm)</b>								0,997
<b>Median</b>	7	7	7	7	7	7	8	
<b>Mittelwert</b>	7,7	7,7	7,7	7,7	7,7	7,5	7,4	
<b>Spannweite</b>	5 – 11	5 – 11	5 – 11	5 – 11	5 – 11	5 – 10	5 – 10	

**Tabelle 6:** Vergleich der Gefäßdiameter in der 50 ml Kontrastmittelgruppe aufgeschlüsselt auf die unterschiedlichen Messpunkte. Angabe des entsprechenden p-Wertes der Kruskal-Wallis-Analyse. A. fem. communis – Arteria femoralis communis

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens (mm)</b>								1,000
<b>Median</b>	38	38	38	38	38	39	39	
<b>Mittelwert</b>	36,9	36,9	36,9	36,9	36,9	37	37,1	
<b>Spannweite</b>	27 – 48	27 – 48	27 – 48	27 – 48	27 – 48	27 – 48	28 – 48	
<b>Aortenbogen (mm)</b>								0,994
<b>Median</b>	28	28	28	28	28	28	29	
<b>Mittelwert</b>	28,1	28,1	28,1	28,1	28,1	28,1	28,6	
<b>Spannweite</b>	23 – 32	23 – 32	23 – 32	23 – 32	23 – 32	23 – 32	24 – 33	
<b>Thorakale Aorta descendens (mm)</b>								0,945
<b>Median</b>	27	27	27	27	27	27	27	
<b>Mittelwert</b>	25,7	25,7	25,7	25,7	25,9	26,1	26,7	
<b>Spannweite</b>	21 – 31	21 – 31	21 – 31	21 – 31	21 – 31	21 – 31	22 – 31	
<b>Abdominelle Aorta descendens (mm)</b>								0,896
<b>Median</b>	18	18	18	18	18	19	19	
<b>Mittelwert</b>	18,9	18,9	18,9	18,9	18,9	19,3	19,7	
<b>Spannweite</b>	15 – 27	15 – 27	15 – 27	15 – 27	15 – 27	15 – 27	15 – 27	
<b>A. iliaca communis rechts (mm)</b>								0,565
<b>Median</b>	11	11	11	11	11	12	12	
<b>Mittelwert</b>	11,2	11,2	11,2	11,2	11,3	11,8	12	
<b>Spannweite</b>	8 – 16	8 – 16	8 – 16	8 – 16	8 – 16	9 – 16	9 – 16	
<b>A. iliaca communis links (mm)</b>								0,883
<b>Median</b>	11	11	11	11	11	12	12	
<b>Mittelwert</b>	11,3	11,3	11,3	11,3	11,5	11,7	12,1	
<b>Spannweite</b>	7 – 16	7 – 16	7 – 16	7 – 16	7 – 16	8 – 16	9 – 16	
<b>A. iliaca externa rechts (mm)</b>								0,895
<b>Median</b>	8	8	8	8	8	9	9	
<b>Mittelwert</b>	8,7	8,7	8,7	8,7	8,8	9	9,5	
<b>Spannweite</b>	5 – 12	5 – 12	5 – 12	5 – 12	5 – 12	6 – 12	7 – 12	
<b>A. iliaca externa links (mm)</b>								0,691
<b>Median</b>	8	8	8	8	9	9	9	
<b>Mittelwert</b>	8,5	8,5	8,5	8,5	8,6	9,1	9,3	
<b>Spannweite</b>	6 – 12	6 – 12	6 – 12	6 – 12	6 – 12	6 – 12	7 – 12	
<b>A. fem communis rechts (mm)</b>								0,771
<b>Median</b>	9	9	9	9	9	10	10	
<b>Mittelwert</b>	8,9	8,9	8,9	8,9	8,9	9,3	9,5	
<b>Spannweite</b>	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 11	7 – 11	7 – 11	
<b>A. fem. communis links (mm)</b>								0,193
<b>Median</b>	9	9	9	9	9	9	10	
<b>Mittelwert</b>	8,7	8,7	8,7	8,8	8,9	9,3	9,6	
<b>Spannweite</b>	6 – 10	6 – 10	6 – 10	6 – 11	6 – 11	7 – 11	7 – 12	

**Tabelle 7:** Vergleich der Gefäßdiameter in der 40 ml Kontrastmittelgruppe aufgeschlüsselt auf die unterschiedlichen Messpunkte. Angabe des entsprechenden p-Wertes der Kruskal-Wallis-Analyse. A. fem. communis – Arteria femoralis communis



Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens (mm)</b>								0,850
<b>Median</b>	36	36	36	36	36	36	36	
<b>Mittelwert</b>	35,5	35,2	35,3	35,3	35,5	36,1	36,4	
<b>Spannweite</b>	30 – 42	30 – 42	30 – 42	30 – 42	30 – 42	30 – 42	31 – 42	
<b>Aortenbogen (mm)</b>								0,928
<b>Median</b>	27	27	27	27	27	27	28	
<b>Mittelwert</b>	27,3	27,3	27,3	27,3	27,5	27,9	28,5	
<b>Spannweite</b>	22 – 34	22 – 34	22 – 34	22 – 34	22 – 35	23 – 35	23 – 36	
<b>Thorakale Aorta descendens (mm)</b>								0,647
<b>Median</b>	26	26	26	26	26	27	27	
<b>Mittelwert</b>	26,7	26,5	26,6	26,7	26,9	27,6	28,1	
<b>Spannweite</b>	20 – 35	20 – 33	20 – 34	20 – 35	20 – 35	20 – 35	21 – 36	
<b>Abdominelle Aorta descendens (mm)</b>								0,631
<b>Median</b>	20	20	20	20	20	21	21	
<b>Mittelwert</b>	19,7	19,7	19,7	19,7	20,1	20,7	21,1	
<b>Spannweite</b>	16 – 24	16 – 24	16 – 24	16 – 24	16 – 24	16 – 25	17 – 25	
<b>A. iliaca communis rechts (mm)</b>								0,291
<b>Median</b>	10	10	10	10	10	11	11	
<b>Mittelwert</b>	10,1	10	10	10,1	10,5	10,9	11,3	
<b>Spannweite</b>	6 – 13	6 – 13	6 – 13	6 – 13	6 – 14	7 – 14	7 – 14	
<b>A. iliaca communis links (mm)</b>								0,764
<b>Median</b>	10	10	10	10	10	11	11	
<b>Mittelwert</b>	10,5	10,4	10,4	10,5	10,7	11,1	11,4	
<b>Spannweite</b>	7 – 15	7 – 14	7 – 14	7 – 14	7 – 14	7 – 15	8 – 15	
<b>A. iliaca externa rechts (mm)</b>								0,154
<b>Median</b>	8	8	8	8	8	9	9	
<b>Mittelwert</b>	8,1	8,1	8,1	8,1	8,4	9	9,3	
<b>Spannweite</b>	6 – 11	6 – 11	6 – 11	6 – 11	7 – 11	7 – 11	8 – 11	
<b>A. iliaca externa links (mm)</b>								0,036*
<b>Median</b>	8	8	8	8	8	9	9	
<b>Mittelwert</b>	8,2	8,1	8,2	8,3	8,3	8,9	9,3	
<b>Spannweite</b>	7 – 11	6 – 11	7 – 11	7 – 11	7 – 11	7 – 11	8 – 12	
<b>A. fem. communis rechts (mm)</b>								0,155
<b>Median</b>	8	8	8	8	8	9	9	
<b>Mittelwert</b>	8	7,9	8	8,1	8,3	9	9,1	
<b>Spannweite</b>	5 – 11	5 – 11	5 – 11	5 – 11	6 – 11	6 – 11	7 – 12	
<b>A. fem. communis links (mm)</b>								0,103
<b>Median</b>	8	8	8	8	9	9	10	
<b>Mittelwert</b>	8,4	8,4	8,5	8,5	8,6	9,2	9,5	
<b>Spannweite</b>	6 – 10	6 – 10	6 – 10	6 – 10	6 – 10	7 – 11	7 – 11	

**Tabelle 8:** Vergleich der Gefäßdiameter in der 30 ml Kontrastmittelgruppe aufgeschlüsselt auf die unterschiedlichen Messpunkte. Angabe des entsprechenden p-Wertes der Kruskal-Wallis-Analyse. Signifikante Unterschiede mit \* gekennzeichnet. A. fem. communis – Arteria femoralis communis

	60 ml	50 ml	40 ml	30 ml
Standard – 40 keV	1,000	0,899	1,000	0,875
Standard – 60 keV	1,000	0,899	1,000	1,000
Standard – 80 keV	1,000	1,000	1,000	1,000
Standard – 100 keV	1,000	1,000	1,000	0,894
Standard – 120 keV	1,000	0,933	0,949	0,426
Standard – 140 keV	1,000	0,966	0,882	0,287

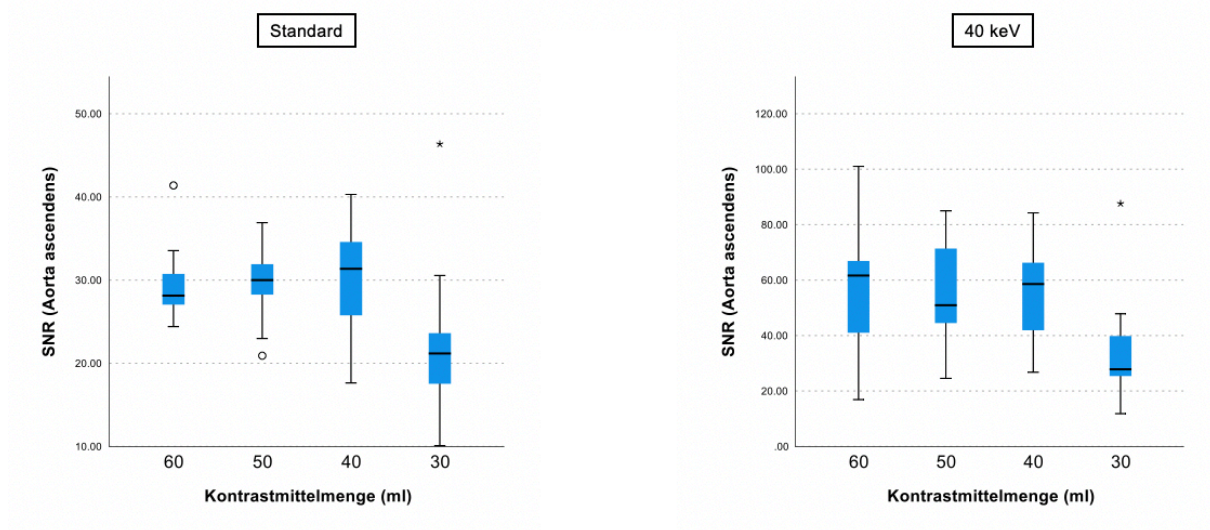
**Tabelle 9:** Angabe der p-Werte für den paarweisen Vergleich des Gefäßdiameters der Aorta ascendens zwischen der Standardrekonstruktion und den untersuchten VMI-Rekonstruktionen, aufgeteilt in die Kontrastmittelgruppen

	60 ml	50 ml	40 ml	30 ml
Standard – 40 keV	1,000	0,884	1,000	1,000
Standard – 60 keV	1,000	0,884	1,000	1,000
Standard – 80 keV	1,000	1,000	1,000	1,000
Standard – 100 keV	1,000	0,785	0,852	0,625
Standard – 120 keV	0,581	0,453	0,619	0,114
Standard – 140 keV	0,322	0,773	0,249	0,035*

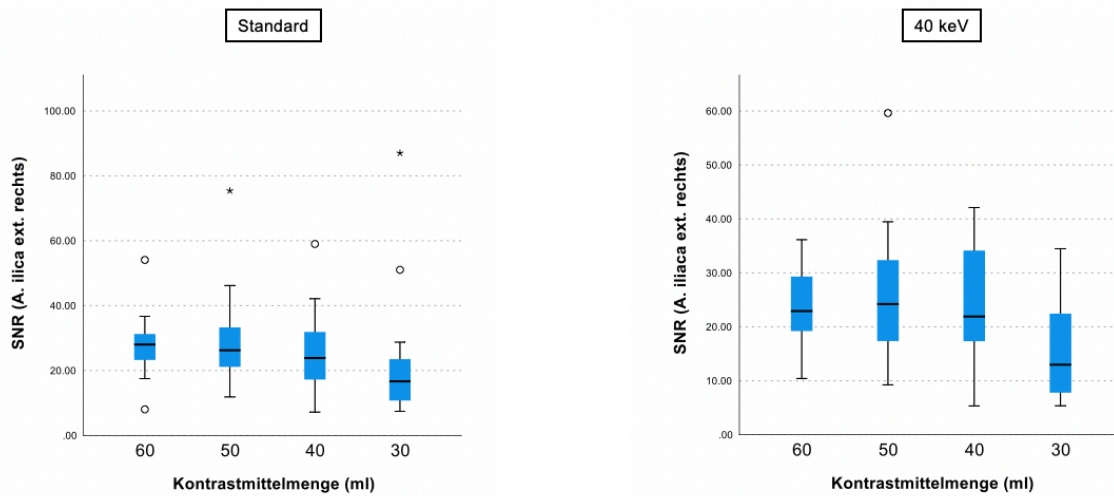
**Tabelle 10:** Angabe der p-Werte für den paarweisen Vergleich des Gefäßdiameters der A. iliaca externa rechts zwischen der Standardrekonstruktion und den untersuchten VMI-Rekonstruktionen, aufgeteilt in die Kontrastmittelgruppen. Signifikante Unterschiede mit \* gekennzeichnet.

#### 4.2.2. Signal-to-noise-ratio

Bei der Betrachtung der SNR konnte sowohl für die Standardrekonstruktionen wie auch für die verschiedenen VMI Rekonstruktionen teils ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Kontrastmittelmengen beobachtet werden. Einen Überblick über die Ergebnisse für den Vergleich der verschiedenen Kontrastmittel-Protokolle aufgeschlüsselt für die jeweiligen keV-Stufen sowie die unterschiedlichen Untersuchungsregionen unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests liefern Tabelle 11 – 14. Eine graphische Übersicht hierzu liefern auch die Box-Plot-Diagramme in Abbildung 14 und 15.



**Abbildung 14:** Box-Plot-Diagramme zum Vergleich des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses in der Aorta ascendens aufgeteilt auf die unterschiedlichen Kontrastmittelgruppen. Hier zeigt sich unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests ein signifikanter Abfall der 30 ml Gruppe im Vergleich mit den weiteren Kontrastmittelgruppen. SNR – Signal-to-noise-ratio



**Abbildung 15:** Box-Plot-Diagramme zum Vergleich des Signal-zu-Rausch-Verhältnis in der A. iliaca externa rechts aufgeteilt auf die unterschiedlichen Kontrastmittelgruppen. Auch hier zeigt sich nach Kruskal-Wallis-Tests ein signifikanter Abfall der 30 ml Gruppe im Vergleich mit den weiteren Kontrastmittelgruppen. SNR – Signal-to-noise-ratio

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens</b>								<0.001*
<b>Median</b>	28,1	61,6	31,9	19,9	13,2	10,2	8,3	
<b>Mittelwert</b>	29,3	57,3	32,8	19,5	13,1	9,8	8	
<b>Spannweite</b>	24,4 – 41,4	16,9 – 101	10,6 – 52,5	6,3 – 29,7	4,3 – 19,8	3,3 – 14,6	2,7 – 11,8	
<b>Aortenbogen</b>								<0.001*
<b>Median</b>	28,1	64,7	36,3	21,8	14,2	10,4	8,3	
<b>Mittelwert</b>	29,3	67,4	34,8	19,6	13,2	9,9	8,1	
<b>Spannweite</b>	19,5 – 40,3	33,1 – 112,1	16,5 – 55,6	9,6 – 31,4	6,6 – 20,8	4,9 – 15,5	4 – 12,7	
<b>Thorakale Aorta descendens</b>								<0.001*
<b>Median</b>	30,2	45	28	17,3	11,5	8,8	7,2	
<b>Mittelwert</b>	32,9	52,1	29,3	17,3	11,7	8,8	7,3	
<b>Spannweite</b>	23,2 – 55,9	22,7 – 116,3	11,3 – 61,5	6,5 – 36,2	4,4 – 24,2	3,4 – 18,1	2,8 – 14,9	
<b>Abdominelle Aorta descendens</b>								<0.001*
<b>Median</b>	29,2	30,4	16,2	9,4	6,7	5,1	4,2	
<b>Mittelwert</b>	32,6	34,1	17,8	10,4	7	5,3	4,4	
<b>Spannweite</b>	14,1 – 54,8	10,4 – 66,6	5,1 – 32,7	3 – 18,8	2,1 – 12,5	1,7 – 9,5	1,4 – 7,7	
<b>Arteria iliaca communis rechts</b>								<0.001*
<b>Median</b>	31,7	30,2	15,9	9,8	7	5,5	4,7	
<b>Mittelwert</b>	36,7	37	19,4	11,5	8	6,2	5,3	
<b>Spannweite</b>	6,1 – 66,5	6,2 – 81,7	3 – 42,7	1,7 – 24,7	1,2 – 16,4	1 – 12,4	0,8 – 10,1	
<b>Arteria iliaca communis links</b>								<0.001*
<b>Median</b>	27,4	19,3	12,2	8,5	7,3	5,7	4,7	
<b>Mittelwert</b>	28,7	23,5	15,1	9,9	7,1	5,6	4,7	
<b>Spannweite</b>	11,1 – 49,3	4,8 – 44,5	2,2 – 30,4	1,2 – 18,7	0,7 – 12,6	0,5 – 9,7	0,4 – 8,1	
<b>Arteria iliaca externa rechts</b>								<0.001*
<b>Median</b>	28	22,9	14,5	9	6,6	5,5	4,8	
<b>Mittelwert</b>	28	23,9	14,8	9,8	7,2	5,7	4,8	
<b>Spannweite</b>	8 – 54,1	10,4 – 36,2	5,4 – 22,4	3,4 – 18,9	2,5 – 15	2 – 11,9	1,8 – 9,8	
<b>Arteria iliaca externa links</b>								<0.001*
<b>Median</b>	32,5	25,8	16,5	10,8	7,5	5,9	5	
<b>Mittelwert</b>	30,8	24,4	15,3	10,1	7,3	5,8	5	
<b>Spannweite</b>	15,4 – 52,8	7,4 – 39,6	4 – 23,7	2,8 – 15,5	2,2 – 11,8	2 – 9,3	1,8 – 7,8	
<b>Arteria femoralis communis rechts</b>								<0.001*
<b>Median</b>	30,8	27,3	19,8	11,9	8,3	6,6	5,6	
<b>Mittelwert</b>	33,2	27,4	18,2	12,1	8,8	7	5,9	
<b>Spannweite</b>	7 – 57,9	7,2 – 51,7	4,1 – 32,2	2,8 – 20,6	2,2 – 14,7	1,9 – 11,6	1,7 – 9,7	
<b>Arteria femoralis communis links</b>								<0.001*
<b>Median</b>	28,2	25,5	14,7	10,4	8,1	6,6	5,8	
<b>Mittelwert</b>	31,6	26,5	17,6	12	8,9	7,2	6,3	
<b>Spannweite</b>	12,1 – 63,4	6,9 – 69,9	4,7 – 40,4	3,6 – 24,8	3,2 – 17,1	2,9 – 13,3	2,8 – 11,3	

**Tabelle 11:** Detaillierte Übersicht über die SNR in der 60 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede mit \* gekennzeichnet.

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens</b>								<0.001*
<b>Median</b>	30	50,9	28,3	16,8	11,7	9,1	7,3	
<b>Mittelwert</b>	29,7	56,2	31,8	18,7	12,5	9,4	7,7	
<b>Spannweite</b>	20,9 – 36,9	24,6 - 85	13,2 – 53,2	7,7 – 32,1	5,3 – 21,4	4,1 – 15,9	3,4 – 12,7	
<b>Aortenbogen</b>								<0.001*
<b>Median</b>	29,9	47,7	28,4	17,6	12,3	9,5	8,1	
<b>Mittelwert</b>	31,1	59,7	33,5	19,9	13,3	10	8,2	
<b>Spannweite</b>	17 – 44,2	24 – 133,5	16,8 – 67	10 – 38,2	7 – 24,7	5,4 – 18,1	4,6 – 14,5	
<b>Thorakale Aorta descendens</b>								<0.001*
<b>Median</b>	28,4	41,8	22,6	13	8,8	7	6	
<b>Mittelwert</b>	31,1	50,8	28,3	16,8	11,3	8,5	7	
<b>Spannweite</b>	16,4 – 47,9	16,6 – 126,8	11,8 – 65,9	7,8 – 37,3	5,7 – 24,4	4,5 - 18	3,9 – 14,4	
<b>Abdominelle Aorta descendens</b>								<0.001*
<b>Median</b>	32,3	39,6	20	11,6	7,8	5,9	4,9	
<b>Mittelwert</b>	30,6	34,2	18,4	10,9	7,4	5,7	4,7	
<b>Spannweite</b>	15,2 – 53,7	10,9 – 60,5	6,1 – 30,1	3,8 – 17,2	2,8 – 12,2	2,3 – 9,5	2,1 – 7,9	
<b>Arteria iliaca communis rechts</b>								<0.001*
<b>Median</b>	30,3	25,3	17,2	11,1	8,2	6,5	5,6	
<b>Mittelwert</b>	31,7	34,6	19,5	12,2	8,8	7	5,9	
<b>Spannweite</b>	11,8 – 57,5	10,4 – 100,9	5,4 – 41,6	3,6 – 24,1	2,8 – 16,5	2,4 – 12,5	2,2 – 10,1	
<b>Arteria iliaca communis links</b>								<0.001*
<b>Median</b>	26,5	23,8	14,1	9,5	6,8	5,5	4,8	
<b>Mittelwert</b>	27	25,6	15,8	10,5	7,8	6,2	6,1	
<b>Spannweite</b>	6,1 – 47,4	5,9 – 66,2	4,2 – 35,8	2,7 – 21,7	2 – 16,1	1,7 – 13,4	1,5 - 14	
<b>Arteria iliaca externa rechts</b>								<0.001*
<b>Median</b>	26,3	24,2	16,8	12,5	9,2	7,3	6,1	
<b>Mittelwert</b>	29,5	26,8	16	11	8,4	6,8	6	
<b>Spannweite</b>	11,9 – 75,4	9,3 – 59,6	5,3 – 28,3	3,6 – 18,8	2,7 – 15,8	2,2 – 13,3	2 – 11,9	
<b>Arteria iliaca externa links</b>								<0.001*
<b>Median</b>	19,5	15,4	12,5	9,5	7,2	5,8	5,1	
<b>Mittelwert</b>	24,1	20,2	14,1	10	7,6	6,3	5,5	
<b>Spannweite</b>	9,9 – 57,2	7 – 68,8	4,4 – 38,8	3 – 23,1	2,2 – 15,9	1,9 – 12,1	1,7 – 10,7	
<b>Arteria femoralis communis rechts</b>								<0.001*
<b>Median</b>	19,8	15,8	11,9	9,4	6,8	5,6	5,1	
<b>Mittelwert</b>	20	18,3	12,7	9,4	7,5	6,3	5,6	
<b>Spannweite</b>	9,6 – 38,7	7,9 – 45,7	5 – 24,1	3,4 – 17,5	2,8 – 14,5	2,4 – 12,4	2,2 – 10,9	
<b>Arteria femoralis communis links</b>								<0.001*
<b>Median</b>	18,5	17	12,2	9,4	6,8	5,7	4,9	
<b>Mittelwert</b>	21,2	20,9	13,8	9,9	7,6	6,2	5,4	
<b>Spannweite</b>	7,4 – 39	8,2 – 57,6	4,6 – 29,6	3,2 – 20,1	2,5 – 15,7	2,2 – 12,1	2 – 9,7	

**Tabelle 12:** Detaillierte Übersicht über die SNR in der 50 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede mit \* gekennzeichnet.

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	31,4	58,6	31,2	18,3	13	10	8,2	
<b>Mittelwert</b>	30	54,3	29,4	17,5	12,2	9,4	7,9	
<b>Spannweite</b>	17,6 –	26,8 –	14,6 –	9,2 – 25,3	6,8 – 17	5,6 – 12,9	4,9 – 10,6	
<b>p-Wert</b>	40,3	84,3	43,3					
<b>Aortenbogen</b>								<0,001*
<b>Median</b>	28,1	56,6	30,4	17,8	12,1	9,2	7,6	
<b>Mittelwert</b>	27,7	54,3	31	19	13,2	10,2	8,5	
<b>Spannweite</b>	18,3 –	21 –	15,6 –	9,3 – 31,6	6,5 – 21,4	5,2 – 15,9	4,4 – 12,8	
<b>p-Wert</b>	46,5	113,7	55,7					
<b>Thorakale Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	28,5	51,9	28,7	17	11,5	9	7,7	
<b>Mittelwert</b>	29,2	46,7	27,7	17	11,8	9,2	7,7	
<b>Spannweite</b>	12,4 –	13,1 –	11,1 –	7,4 – 26,8	5,3 – 18	4,4 – 13,7	3,8 – 11,1	
<b>p-Wert</b>	42,5	84,4	44,9					
<b>Abdominelle Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	19,8	25,9	13,8	8,2	5,8	4,7	4	
<b>Mittelwert</b>	20	23,8	12,7	7,8	5,6	4,5	3,8	
<b>Spannweite</b>	7,8 – 36,4	9 – 38,4	5 – 19,8	3,4 – 12	2,7 – 8,6	2,4 – 7	2,1 – 6	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria iliaca communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	25,4	23,2	13,6	8,6	6,1	5,2	4,5	
<b>Mittelwert</b>	26,6	27,9	14,3	8,9	6,5	5,3	4,6	
<b>Spannweite</b>	10,8 –	9,8 – 59,9	5,5 – 28,5	3,9 – 16,3	3,2 – 11	2,9 – 8,6	2,7 – 7,3	
<b>p-Wert</b>	50,8							
<b>Arteria iliaca communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	20	18	11,1	7,6	5,9	5	4,3	
<b>Mittelwert</b>	24,2	22,2	12,6	8,2	6,1	5,1	4,5	
<b>Spannweite</b>	12,7 –	8,9 – 51,1	4,8 – 25,1	3,4 – 15	2,7 – 11	2,4 – 8,8	2,2 – 7,6	
<b>p-Wert</b>	41,2							
<b>Arteria iliaca externa rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	23,9	21,9	12,8	8,6	6,4	5,5	5	
<b>Mittelwert</b>	25,5	24	13,1	8,4	6,3	5,2	4,6	
<b>Spannweite</b>	7,2 – 59	5,3 – 42,1	3,2 – 22,6	2,1 – 14,1	1,7 – 10,2	1,4 – 8,4	1,3 – 7,3	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria iliaca externa links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	24,6	22,3	12,7	8,4	6,3	5,1	4,4	
<b>Mittelwert</b>	28,2	24	14,2	9,2	6,7	5,5	4,7	
<b>Spannweite</b>	11,7 –	6,6 – 50,1	3,9 – 30,9	2,7 – 19,9	2,2 – 14,6	1,9 – 11,8	1,8 – 10,3	
<b>p-Wert</b>	52,2							
<b>Arteria femoralis communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	20,7	18,6	10,2	7,5	6,6	5,4	4,6	
<b>Mittelwert</b>	25	22,5	14	9,5	7,3	6,1	5,4	
<b>Spannweite</b>	3,5 – 60,9	0,6 – 64,4	1,1 – 44,6	1,5 – 30,1	1,8 – 22,3	2 – 18,2	2 – 15,6	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria femoralis communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	19,6	19,2	12,6	9,5	7,1	5,7	4,9	
<b>Mittelwert</b>	23,4	24	14,3	9,6	7,3	6,1	5,4	
<b>Spannweite</b>	8,4 – 70,7	4,7 – 56,1	4 – 34,2	3,2 – 21,7	2,4 – 15,6	2 – 12,7	1,7 – 11	
<b>p-Wert</b>								

**Tabelle 13:** Detaillierte Übersicht über die SNR in der 40 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede mit \* gekennzeichnet.

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	21,2	27,8	16,2	9,9	7,1	5,7	5	
<b>Mittelwert</b>	21,7	33,6	18,8	11,7	8,5	6,9	6	
<b>Spannweite</b>	10,1 –	11,8 –	7,7 – 53,7	5,5 - 32	4,5 – 21,9	4 – 16,7	3,7 – 13,8	
<b>p-Wert</b>	46,4	87,6						
<b>Aortenbogen</b>								<0,001*
<b>Median</b>	22,4	31	18,5	11,4	8	6,3	5,7	
<b>Mittelwert</b>	22,6	37,5	20,8	12,7	9	7,2	6,2	
<b>Spannweite</b>	9,9 – 38,7	13,6 –	7,4 – 49,4	5 – 30,1	3,9 – 20,4	3,4 – 15,3	3,2 – 12,5	
<b>p-Wert</b>		77,1						
<b>Thorakale Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	19,6	26,3	15,7	9,6	6,8	5,4	4,8	
<b>Mittelwert</b>	20,3	27,3	16,7	10,7	7,8	6,3	5,4	
<b>Spannweite</b>	7,9 – 40,8	8,4 – 55,3	5,6 – 40,5	4 – 26,4	3,2 – 18,1	2,8 – 13,8	2,6 – 11,4	
<b>p-Wert</b>								
<b>Abdominelle Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	12,5	14,8	8,3	5,8	4,3	3,6	3,1	
<b>Mittelwert</b>	14,6	15,5	8,8	5,8	4,4	3,7	3,3	
<b>Spannweite</b>	5,4 – 30,6	2,9 – 35,5	2,3 – 23,1	2 – 14,6	1,9 – 10,2	1,9 – 7,9	1,8 – 6,6	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria iliaca communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	17	17,6	10	6,9	5	4	3,7	
<b>Mittelwert</b>	17,6	17	9,5	6,4	5,1	4,4	4,1	
<b>Spannweite</b>	9,5 – 32,9	6 – 39,6	4 – 18,5	3,1 – 11,1	2,5 – 8,9	2,2 - 8	1,9 – 7,5	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria iliaca communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	16,1	15,4	7,8	5,1	4,3	3,9	3,7	
<b>Mittelwert</b>	17,2	16,4	9,1	6,1	4,8	4,1	3,7	
<b>Spannweite</b>	8,1 – 36,5	3,2 - 40	2,2 – 21,5	1,9 – 13,2	1,7 – 9,3	1,6 – 7,4	1,5 – 6,3	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria iliaca externa rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	16,7	13	8,1	5,1	4	3,8	3,5	
<b>Mittelwert</b>	22,8	15,8	9,1	6,2	4,8	4,2	3,8	
<b>Spannweite</b>	7,4 - 87	5,4 – 34,5	3,5 – 19,4	2,7 - 12	2,4 – 8,4	2 – 7,5	1,8 - 7	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria iliaca externa links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	13,5	12,6	7,7	4,9	4	3,7	3,4	
<b>Mittelwert</b>	14,6	14,2	8,2	5,6	4,4	3,8	3,4	
<b>Spannweite</b>	6,2 – 28,9	2,4 – 34,4	2 – 22,5	1,9 – 14,6	1,8 – 10,9	1,7 – 9,2	1,7 – 8,1	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria femoralis communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	14,4	13,9	7,5	5,2	4,5	3,9	3,6	
<b>Mittelwert</b>	18,9	15,2	9,2	6,7	5,6	4,9	4,5	
<b>Spannweite</b>	5,7 – 72,7	4,2 – 38,7	2,8 – 23,5	2 – 16,4	1,7 – 15,3	1,6 – 13,6	1,5 – 12,2	
<b>p-Wert</b>								
<b>Arteria femoralis communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	15,7	13,8	7,2	5	4,6	4,4	4,2	
<b>Mittelwert</b>	18,4	16,7	10,2	7,2	5,7	5	4,5	
<b>Spannweite</b>	6,9 - 48	2,7 – 37,3	2 – 30,1	1,7 – 22,6	1,6 – 17,8	1,6 – 14,5	1,5 – 12,8	
<b>p-Wert</b>								

**Tabelle 14:** Detaillierte Übersicht über die SNR in der 30 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

Die Auswertung der Daten im Detail konzentriert sich, zur besseren Übersicht und basierend auf der bisherigen Studienlage, auf die Standardrekonstruktion sowie die monoenergetischen VMI-Datensätze mit 40 keV und 60 keV.

Die Analyse der Standardrekonstruktionen ergab für die SNR im Bereich der Aorta ascendens einen Mittelwert von 29,3 (Median: 28,1; Spannweite: 41,4 – 24,4) für 60 ml, für 50 ml von 29,7 (30; 36,9 – 20,9), für 40 ml von 30,0 (3,4; 40,3 – 17,6) und für 30 ml von 21,7 (21,2; 46,4 – 10,1). Der Vergleich des Goldstandards (60 ml KM) im Rahmen der Standardrekonstruktion mit 50 ml respektive 40 ml KM zeigte keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,638$  und  $0,594$ ), mit 30 ml hingegen schon ( $p = 0,004$ ). Ein ähnliches Bild ergibt sich für die VMI 40 und 60 keV Rekonstruktionen mit einem signifikanten Unterschied der 30 ml Phase im Vergleich mit dem Goldstandard (jeweils  $p = 0,001$ ). Details sind hierfür in Tabelle 15 angegeben.

Neben der Aortenklappenebene bzw. der Aorta ascendens ist der Zugangsweg im Bereich des Beckens von entscheidender Bedeutung für die erfolgreiche Implantation einer TAVR. Ähnlich den Ergebnissen für die Aorta ascendens ist die SNR in den Beckengefäßen, exemplarisch hierfür evaluiert in der A. iliaca externa rechts, in den Standardrekonstruktionen beim Vergleich der 60 ml Gruppe mit der 30 ml Gruppe signifikant unterschiedlich ( $p=0,024$ ). Als Mittelwert wurde ein Wert von 28 (Median: 28; Spannweite: 8 – 54,1) für 60 ml gemessen, für 50 ml ein Wert von 29,5 (26,3; 11,9 – 75,4), für 40 ml von 25,5 (23,9; 7,2 – 59) und für 30 ml von 22,8 (16,7; 7,4 – 87). Ein ähnlich signifikantes Bild für den Vergleich der 60 ml Kontrastmittelgruppe mit 30 ml ergab sich für die VMI 40 keV ( $p=0,020$ ) und 60 keV ( $p=0,008$ ) Rekonstruktionen. Die detaillierten Ergebnisse für die A. iliaca externa rechts sind in Tabelle 16 angegeben.

In einem nächsten Schritt wurden die verschiedenen VMI Rekonstruktionen in den unterschiedlichen keV Stufen innerhalb der einzelnen Kontrastmittelgruppen verglichen, wobei bei der Betrachtung der Aorta ascendens gezeigt werden konnte, dass in allen Kontrastmittelgruppen zwischen der Standardrekonstruktion, den 40 keV und den 60 keV VMI Rekonstruktionen kein signifikanter Unterschied besteht, für 60 ml ( $p = 0,088$  und  $0,806$ ), für 50 ml ( $p = 0,068$  und  $0,967$ ), für 40 ml ( $p = 0,093$  und  $0,886$ ) und für 30 ml ( $p = 0,289$  und  $0,436$ ). Der Vergleich der Standardrekonstruktion mit den VMI 80 keV bis zu den 140 keV Rekonstruktionen zeigte dagegen in allen Kontrastmittelgruppen einen signifikanten Unterschied. Details hierzu sind in Tabelle 17 angegeben.

Etwas anders verhält es sich bei der Betrachtung der Beckengefäße, hierbei wird bereits ein signifikanter Unterschied bei dem Vergleich der Standardrekonstruktion mit der VMI 60 keV Rekonstruktion in allen Kontrastmittelgruppen beobachtet, sowohl für die rechte Seite, als auch für die linke Seite. Lediglich die VMI 40 keV Rekonstruktion zeigt hier keinen signifikanten Unterschied zur Standardrekonstruktion, exemplarisch für die rechte Seite bei 60 ml ( $p = 0,675$ ), bei 50 ml ( $p = 0,810$ ), bei 40 ml ( $p = 0,737$ ) und bei 30 ml ( $p = 0,487$ ) (Tabelle 18).



So kann abschließend festgehalten werden, dass die Verwendung der VMI 40 keV Rekonstruktion mit 40 ml den Standardrekonstruktionen bei Verwendung von 60 ml Kontrastmittel in Bezug auf das Bildsignal nicht unterlegen ist.

	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV
60 – 50 ml	0,638	0,917	0,699	0,409	0,377	0,293	0,341
60 – 40 ml	0,594	0,875	0,551	0,380	0,576	0,672	0,983
60 – 30 ml	0,004*	0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	0,003*

**Tabelle 15:** p-Werte für den paarweisen Vergleich der SNR für die einzelnen Kontrastmittelgruppen mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel im Bereich der Aorta ascendens, aufgeteilt über die Standardrekonstruktion sowie die VMI-Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV
60 – 50 ml	0,884	0,778	0,754	0,484	0,386	0,303	0,225
60 – 40 ml	0,403	0,875	0,530	0,524	0,631	0,790	0,933
60 – 30 ml	0,024*	0,020*	0,008*	0,015*	0,056	0,105	0,188

**Tabelle 16:** p-Werte für den paarweisen Vergleich der SNR für die einzelnen Kontrastmittelgruppen mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel im Bereich der A. iliaca externa rechts, aufgeteilt über die Standardrekonstruktion sowie die VMI-Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

	60 ml	50 ml	40 ml	30 ml
Standard – 40 keV	0,088	0,068	0,093	0,289
Standard – 60 keV	0,806	0,967	0,886	0,436
Standard – 80 keV	0,046	0,041*	0,030*	0,013*
Standard – 100 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 120 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 140 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*

**Tabelle 17:** p-Werte für den paarweisen Vergleich der SNR für die einzelnen VMI-Rekonstruktionen mit der Standardrekonstruktion im Bereich der Aorta ascendens, aufgeteilt über die untersuchten Kontrastmittelgruppen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

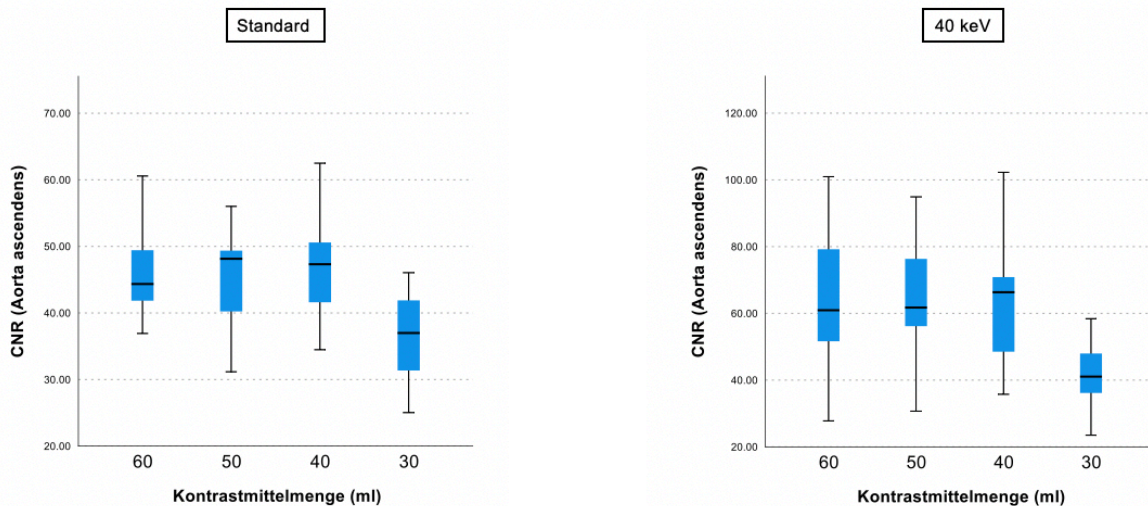
	60 ml	50 ml	40 ml	30 ml
Standard – 40 keV	0,675	0,810	0,737	0,487
Standard – 60 keV	0,035*	0,040*	0,059	0,018*
Standard – 80 keV	< 0,001*	< 0,001*	0,001*	< 0,001*
Standard – 100 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 120 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 140 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*

**Tabelle 18:** p-Werte für den paarweisen Vergleich der SNR für die einzelnen VMI-Rekonstruktionen mit der Standardrekonstruktion im Bereich der A. iliaca externa rechts, aufgeteilt über die untersuchten Kontrastmittelgruppen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

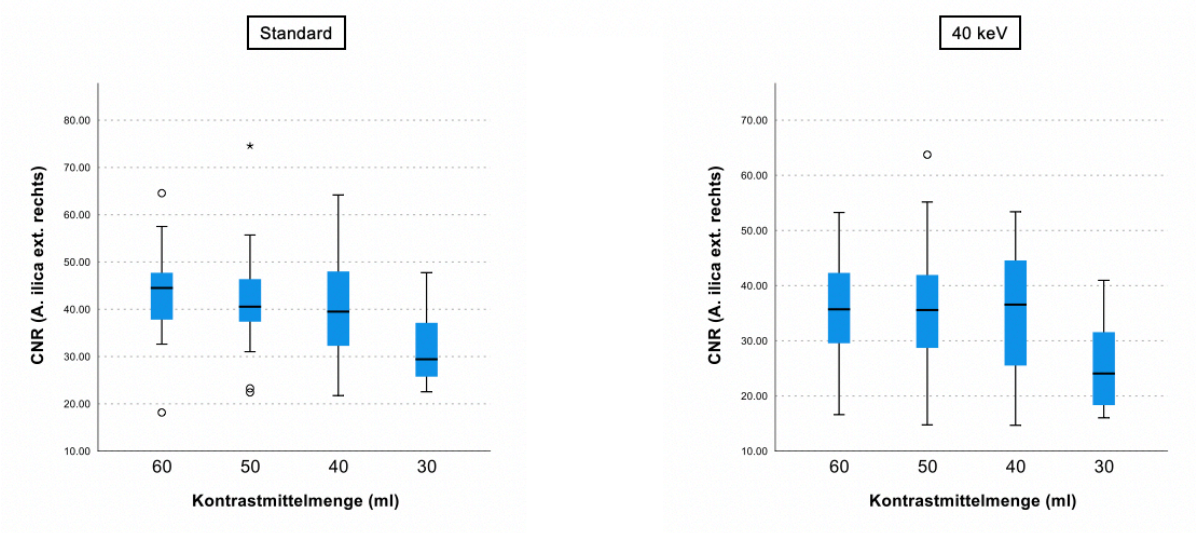
### 4.2.3. Contrast-to-noise-ratio

Die Analyse der CNR ergab ein ähnliches Bild zu den Ergebnissen der SNR. Es konnte ebenfalls sowohl für die Standardrekonstruktion als auch für die verschiedenen VMI Rekonstruktionen teils ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Kontrastmittelgruppen nachgewiesen werden. Ein Überblick über die Ergebnisse für den Vergleich der verschiedenen Kontrastmittel-Protokolle für die jeweiligen keV-Stufen sowie die unterschiedlichen Untersuchungsregionen unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests liefern die Box-Plot-Diagramme in Abbildung 16 und 17 sowie detailliert die Tabellen 19 – 22.

Die Analyse der Standardrekonstruktionen ergab für die CNR im Bereich der Aorta ascendens einen Mittelwert von 45,9 (Median: 44,4; Spannweite: 36,9 – 60,6) für 60 ml, für 50 ml von 45,6 (48,1; 36,9 – 20,9), für 40 ml von 47,5 (47,3; 40,3 – 17,6) und für 30 ml von 36,2 (37,0; 46,4 – 10,1).



**Abbildung 16:** Box-Plot-Diagramme zum Vergleich des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses in der Aorta ascendens aufgeteilt auf die unterschiedlichen Kontrastmittelgruppen. Hier zeigt sich unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests ein signifikanter Abfall der 30 ml Gruppe im Vergleich mit den weiteren Kontrastmittelgruppen. CNR – Contrast-to-noise-ratio



**Abbildung 17:** Box-Plot-Diagramme zum Vergleich des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses in der A. iliaca externa rechts aufgeteilt auf die unterschiedlichen Kontrastmittelgruppen. Auch hier zeigt sich nach Kruskal-Wallis-Tests ein signifikanter Abfall der 30 ml Gruppe im Vergleich mit den weiteren Kontrastmittelgruppen. CNR – Contrast-to-noise-ratio

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	44,4	60,9	39,3	25,3	18,6	13,7	12,4	
<b>Mittelwert</b>	45,9	64,5	37,5	23,9	17,5	14,1	12,4	
<b>Spannweite</b>	36,9 – 60,6	27,8 – 101	18,2 – 54,6	11,9 – 32,9	8,9 – 23,2	7,4 - 19	6,6 – 16,7	
<b>Aortenbogen</b>								<0,001*
<b>Median</b>	44,1	78,2	41,9	25,1	19,7	15,1	14	
<b>Mittelwert</b>	46,2	72,1	39	24,1	17,8	14,3	12,7	
<b>Spannweite</b>	30,1 – 59,4	40,4 – 103,7	20,7 – 52,6	13,1 – 31,6	9,9 – 22,3	8,3 – 18,3	7,4 – 16,3	
<b>Thorakale Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	47,1	57	34,5	23,4	17,8	13,1	12,6	
<b>Mittelwert</b>	49,4	60,9	34,8	22,1	16,3	13,1	11,7	
<b>Spannweite</b>	37,7 – 70,9	35,9 – 97,6	19,3 – 51,3	12,3 – 31,5	9,2 – 22,6	7,7 – 18,2	6,9 – 15,8	
<b>Abdominelle Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	45,6	43,5	26,2	16,4	12,1	9,9	8,7	
<b>Mittelwert</b>	48,9	47,2	26,3	16,7	12,4	10	9	
<b>Spannweite</b>	26,9 - 73	16,9 – 78,2	9,1 – 40,8	6,1 – 24,7	4,7 – 17,6	4,1 – 14,2	3,7 – 12,2	
<b>Arteria iliaca communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	49,4	41,8	24,5	16,2	12,5	10,7	9,7	
<b>Mittelwert</b>	52,1	49,8	27,8	18	13,5	11,1	10,3	
<b>Spannweite</b>	15,2 – 77,9	11,8 – 96,4	6,4 – 53,7	4,4 – 33,6	3,5 – 24,4	3,1 – 19,8	2,8 – 17,2	
<b>Arteria iliaca communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	43,1	31,6	20,8	15,5	12,1	10,1	8,9	
<b>Mittelwert</b>	44,9	35	23,1	16,1	12,5	10,4	9,4	
<b>Spannweite</b>	23,8 - 70	9,6 – 64,2	5 – 42,8	3,3 – 27,6	2,6 - 20	2,2 – 16,2	2 - 14	
<b>Arteria iliaca externa rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	44,5	35,7	24,1	16,4	12,3	10,3	9,1	
<b>Mittelwert</b>	43,2	35,9	23,2	16,3	12,7	10,6	9,7	
<b>Spannweite</b>	18,2 – 64,6	16,6 – 53,3	9,5 – 33,7	6,7 – 27,9	5,5 – 22,6	4,8 – 18,9	4,5 – 16,7	
<b>Arteria iliaca externa links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	43,7	34,6	24,2	16,4	12,4	10,3	9,6	
<b>Mittelwert</b>	45,9	35,6	23,2	16,5	12,9	10,8	9,9	
<b>Spannweite</b>	28,9 – 69,1	13,4 – 54,8	8 – 34,5	5,9 – 24,5	5 – 19,6	4,6 – 16,5	4,3 – 14,6	
<b>Arteria femoralis communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	48,3	40,2	26,7	18,7	14,4	12,1	11,1	
<b>Mittelwert</b>	48,2	39,3	26,1	18,3	14,3	12	11	
<b>Spannweite</b>	14,8 – 71,9	13,5 – 70,2	8,2 – 42,9	6,1 – 28,1	5,2 – 21,5	4,7 – 18,2	4,4 – 16,3	
<b>Arteria femoralis communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	43,7	38,1	24,8	17,7	13,6	11,6	10,4	
<b>Mittelwert</b>	46,3	37,7	25,5	18,2	14,4	12,1	11,2	
<b>Spannweite</b>	24,9 - 70	12,9 – 73,7	8,7 – 43,5	6,9 – 28,5	6,1 – 22,1	5,7 – 18,9	5,5 – 16,8	

**Tabelle 19:** Detaillierte Übersicht über die CNR in der 60 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	48,1	61,7	35,7	22,1	16,9	14,2	12,3	
<b>Mittelwert</b>	45,8	64,2	37	23,4	17,1	14	12,2	
<b>Spannweite</b>	31,2 – 56	30,7 – 94,9	18 – 50,9	11,8 – 31	9 – 22,3	7,6 – 17,9	6,7 – 15,5	
<b>Aortenbogen</b>								<0,001*
<b>Median</b>	47,3	62,9	36,3	23,5	17,6	14,7	12,9	
<b>Mittelwert</b>	46,2	64	37,3	23,9	17,5	14,3	12,5	
<b>Spannweite</b>	29,2 – 60,5	33,5 – 102,6	20 – 53,3	13,3 – 32,2	10,3 – 23,1	8,7 – 18,6	7,8 - 16	
<b>Thorakale Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	44,4	50,9	32,3	21,4	16,1	13,4	12	
<b>Mittelwert</b>	46,4	58,7	34,2	21,9	16,1	13,2	11,5	
<b>Spannweite</b>	26,7 – 66,2	23,8 – 108,9	16,8 – 54	11,9 – 32,4	9,4 – 23,1	8 – 18,5	7,3 – 16	
<b>Abdominelle Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	47,5	51,7	29,3	18,8	13,8	11,3	10	
<b>Mittelwert</b>	45,8	47,1	26,7	17,1	12,7	10,5	9,3	
<b>Spannweite</b>	25,8 – 69	17 – 70,5	10,7 – 38,7	7,6 – 24,5	6,2 – 17,4	5,5 – 13,8	5 – 12,2	
<b>Arteria iliaca communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	45,8	37,5	26,1	18,4	14,2	12	11	
<b>Mittelwert</b>	46,1	43,7	26,5	18	14	11,9	10,7	
<b>Spannweite</b>	20,7 – 70,3	16,2 – 86,5	10 – 43,3	7,3 – 27,5	6,1 – 20,7	5,6 – 17,3	5,2 – 15,3	
<b>Arteria iliaca communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	43,8	36,9	21,9	15,4	12,5	11	10,2	
<b>Mittelwert</b>	41,9	36,7	23,5	16,4	12,8	10,9	10,5	
<b>Spannweite</b>	11,5 – 68,6	9,8 – 73,1	7,9 – 40,7	6 – 26,1	4,9 – 19,6	4,4 – 16,2	4 – 18,2	
<b>Arteria iliaca externa rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	40,6	35,6	25,1	17,9	14,1	12	10,8	
<b>Mittelwert</b>	42,2	36,6	23,4	16,9	13,5	11,7	10,6	
<b>Spannweite</b>	22,4 – 74,6	14,8 – 63,7	9,8 – 34,6	7,4 – 23,5	6 – 20	5,2 – 16,9	4,8 - 15	
<b>Arteria iliaca externa links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	35,7	24,9	20,1	16,4	13,1	11,5	10,5	
<b>Mittelwert</b>	37,5	29,7	21,1	15,8	12,8	11,2	10,2	
<b>Spannweite</b>	18,9 – 68,4	12,1 – 79,4	8,4 – 43,7	6,2 – 27,7	5,1 – 20,4	4,6 – 16,8	4,2 – 15,1	
<b>Arteria femoralis communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	33,2	25,3	19,3	15,9	12,8	10,9	9,8	
<b>Mittelwert</b>	33,4	26,8	19,8	15,4	12,8	11,3	10,4	
<b>Spannweite</b>	18,5 – 56,7	13,8 – 48,9	9,2 – 30,4	7 – 24	5,9 – 19,3	5,4 – 16,5	5,1 – 14,7	
<b>Arteria femoralis communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	32,6	29,6	20,5	15,4	12,6	10,9	10,2	
<b>Mittelwert</b>	35,6	30,9	21,6	16,2	13,1	11,4	10,3	
<b>Spannweite</b>	15,1 – 60,1	13,9 – 72,3	8,8 – 38,3	6,6 – 29,9	5,6 – 23,7	5,1 – 19,3	4,8 – 16,5	

**Tabelle 20:** Detaillierte Übersicht über die CNR in der 50 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	47,3	66,3	38,3	24,5	18,5	15,5	13,9	
<b>Mittelwert</b>	47,5	62,3	36,1	24	18,4	15,5	14	
<b>Spannweite</b>	34,5 – 62,5	35,8 – 102,3	21,8 – 56,5	15,5 – 36,2	12,6 - 27	11 – 22,3	10,3 – 19,8	
<b>Aortenbogen</b>								<0,001*
<b>Median</b>	44,8	67,7	38,7	24,8	18,5	15,3	13,4	
<b>Mittelwert</b>	45,2	62,3	37,7	25,3	19,2	16,1	14,4	
<b>Spannweite</b>	32,8 – 72,1	34,4 – 119,4	21,9 – 64,4	14,8 – 40,5	11,6 – 30,2	10 – 24,7	9,1 – 21,6	
<b>Thorakale Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	48,3	63,4	37,4	24,1	18	15	13,3	
<b>Mittelwert</b>	46,8	58,9	35,7	24	18,3	15,4	13,8	
<b>Spannweite</b>	27,5 – 61,3	23,8 – 99,2	18,9 – 58,1	13,1 – 37,4	10,4 – 27,8	9,1 – 22,9	8,4 – 20,2	
<b>Abdominelle Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	36,3	37,9	22,4	15,4	12,1	10,5	9,5	
<b>Mittelwert</b>	36,1	36,7	21,7	14,8	11,7	10,1	9,2	
<b>Spannweite</b>	18,3 – 52,8	19 – 57,6	11,7 – 33	8,6 – 22,4	7,2 – 17,8	6,5 – 15,5	6 – 14,2	
<b>Arteria iliaca communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	45,2	40,2	23,8	16,2	13,1	11,6	10,6	
<b>Mittelwert</b>	42,5	40	23,2	16,2	13	11,4	10,5	
<b>Spannweite</b>	26,8 – 61,4	20,4 – 67,8	13,2 – 36,1	9,9 – 24,6	8,2 – 18,5	7,3 – 15,7	6,9 – 14,9	
<b>Arteria iliaca communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	38,2	34,9	22,9	15,9	12,4	10,6	9,6	
<b>Mittelwert</b>	40,9	34,8	21,5	15,4	12,6	11,1	10,2	
<b>Spannweite</b>	27,6 – 57	19,5 – 61,7	12,1 – 33,6	9,2 – 22,7	7,9 – 18,5	7,3 – 16	6,9 – 14,5	
<b>Arteria iliaca externa rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	39,5	36,6	21,6	16	13	12,2	11	
<b>Mittelwert</b>	40,8	35,2	21,7	15,5	12,7	11,2	10,3	
<b>Spannweite</b>	21,8 – 64,2	14,7 – 53,4	9 – 30,2	6,7 – 20,6	5,7 – 16,1	5,2 – 14	4,9 – 12,8	
<b>Arteria iliaca externa links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	42,2	34,5	21,5	15,3	12,9	11,7	10,7	
<b>Mittelwert</b>	43,1	35,7	22,8	16,3	13,1	11,5	10,6	
<b>Spannweite</b>	26,2 – 65,9	16 – 63,8	10,6 – 39,8	8,3 – 27,6	7,2 – 21,6	6,6 – 18,8	6,3 – 17,2	
<b>Arteria femoralis communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	35,9	29,7	18,9	14,1	12,6	11	10,2	
<b>Mittelwert</b>	39,2	32,8	21,2	15,8	13	11,6	10,8	
<b>Spannweite</b>	14 – 66,2	4,5 – 69,3	5,9 – 42,4	7,1 – 32,1	7,9 – 25,4	7,8 – 21,9	7,5 – 19,7	
<b>Arteria femoralis communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	36,2	31,9	22	16,7	13,7	11,9	10,9	
<b>Mittelwert</b>	37,7	34,3	22,1	16,2	13,4	11,8	11	
<b>Spannweite</b>	19,8 - 69	14,6 – 62,9	11,8 – 37,3	8,3 – 25,4	6,8 – 19,9	6,1 – 17,5	5,7 – 16,4	

**Tabelle 21:** Detaillierte Übersicht über die CNR in der 40 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

Untersuchungsregion	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV	p-Wert
<b>Aorta ascendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	37	41,1	26	18,3	13,7	11,7	11,3	
<b>Mittelwert</b>	36,2	41,7	25,3	17,8	14,4	12,6	11,7	
<b>Spannweite</b>	25 – 46,1	23,5 – 58,4	16,8 – 33,4	12,9 – 23,5	10,5 – 18,7	9,3 – 16,3	8,6 – 15,1	
<b>Aortenbogen</b>								<0,001*
<b>Median</b>	37,6	45,3	28,7	19,9	14,2	12,9	12,3	
<b>Mittelwert</b>	37,9	46,7	27,7	19	15	13	11,9	
<b>Spannweite</b>	24,9 – 51,1	24,4 – 77,4	16,3 – 43,8	12,5 – 28,6	10,3 – 21,9	9,1 – 18,4	8,4 – 16,6	
<b>Thorakale Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	33,2	42,8	26	18	13,9	12,4	11,4	
<b>Mittelwert</b>	34,7	38,4	24,3	17,1	13,8	12,1	11,1	
<b>Spannweite</b>	21,2 – 46	19,4 – 49,5	13,5 – 32,2	10,6 – 22,4	9,3 – 17,5	8,5 – 15,1	8,1 – 13,8	
<b>Abdominelle Aorta descendens</b>								<0,001*
<b>Median</b>	27,3	26,3	17	12,3	10	9,1	8,7	
<b>Mittelwert</b>	28,4	26,5	16,4	11,9	9,9	8,9	8,3	
<b>Spannweite</b>	20,3 – 42,7	12,1 – 37,5	8,9 – 23,5	7,5 – 15,3	6,8 – 11,6	6,6 – 10,2	6,4 – 9,6	
<b>Arteria iliaca communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	33,5	27,8	19,4	13,3	11	9,9	9,5	
<b>Mittelwert</b>	32,5	27,8	17,7	13,3	11,3	10,3	9,8	
<b>Spannweite</b>	23,8 – 41,7	17,9 – 38,5	10,4 – 25,9	7,5 – 20,1	6,3 – 17,3	5,6 – 15,9	5,3 – 15,2	
<b>Arteria iliaca communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	31,6	26,8	16,5	12,5	11	10	9,3	
<b>Mittelwert</b>	31,8	26,8	17	12,7	10,7	9,7	9,2	
<b>Spannweite</b>	25 – 42,6	12,2 – 38,2	8,5 – 23	6,9 – 16,4	6,3 – 13,5	5,9 – 12	5,8 – 11,2	
<b>Arteria iliaca externa rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	29,4	24,1	16,1	12,9	10,1	9,4	9,1	
<b>Mittelwert</b>	32,3	26,1	16,9	12,7	10,8	9,8	9,3	
<b>Spannweite</b>	22,5 – 47,8	16 – 41	10,5 – 25,4	8,1 – 19,4	7 – 16,7	6,5 – 15,4	6,1 – 14,8	
<b>Arteria iliaca externa links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	28,6	24	15,1	12	10,2	9,2	8,6	
<b>Mittelwert</b>	29	24,1	15,7	11,9	10,1	9,2	8,7	
<b>Spannweite</b>	18,9 – 40	11,8 – 40,7	8,7 – 27,5	7,4 – 20	6,8 – 16,6	6,6 – 14,9	6,4 – 13,9	
<b>Arteria femoralis communis rechts</b>								<0,001*
<b>Median</b>	30,5	24,6	16,4	12,7	11	10,2	9,7	
<b>Mittelwert</b>	30,7	26	17,1	13,1	11,2	10,2	9,7	
<b>Spannweite</b>	18,3 – 41	15,3 – 46,3	9,9 – 28,4	7,8 – 20,5	6,9 – 17	6,5 – 15,1	6,2 – 14,1	
<b>Arteria femoralis communis links</b>								<0,001*
<b>Median</b>	31,7	28,5	16,9	12,8	11,3	10,2	9,9	
<b>Mittelwert</b>	31,5	26,6	17,2	13,1	11,2	10,2	9,6	
<b>Spannweite</b>	20 – 44,2	10,2 – 45,2	7 – 26,2	5,8 – 18,9	5,4 – 15,9	5,1 – 14,4	5 – 13,6	

**Tabelle 22:** Detaillierte Übersicht über die CNR in der 30 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

Der Vergleich des Goldstandards (60 ml KM), rekonstruiert mit dem Standardrekonstruktions-Algorithmus, mit 50 ml respektive 40 ml KM zeigte keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,900$  und  $0,627$ ), mit 30 ml hingegen schon ( $p = 0,002$ ) für die CNR (Tabelle 24). Ein ähnliches Bild ergibt sich für die die VMI 40 und 60 keV Rekonstruktionen mit einem signifikanten Unterschied

im Vergleich des Goldstandards 60 ml KM mit der 30 ml KM Gruppe (jeweils  $p < 0,001$ ) (Tabelle 23). Die detaillierten Ergebnisse für die A. iliaca externa rechts als Beispiel für die Beckenstrombahn sind in Tabelle 24 angegeben.

Für die CNR wurden ebenfalls die verschiedenen VMI Rekonstruktionen in den unterschiedlichen keV Stufen innerhalb der einzelnen Kontrastmittelgruppen in Bezug auf den Bildkontrast verglichen. Bei Betrachtung der Aorta ascendens konnte gezeigt werden, dass in allen Kontrastmittelgruppen zwischen der Standardrekonstruktion, den VMI 40 keV und den VMI 60 keV Rekonstruktionen kein signifikanter Unterschied besteht, für 60 ml ( $p = 0,320$  und  $0,281$ ), für 50 ml ( $p = 0,255$  und  $0,344$ ), für 40 ml ( $p = 0,395$  und  $0,204$ ) und für 30 ml ( $p = 0,619$  und  $0,112$ ). Der Vergleich der Standardrekonstruktion mit den VMI 80 keV bis zu den 140 keV Rekonstruktionen zeigte dagegen in allen Kontrastmittelgruppen einen signifikanten Unterschied. Details hierzu sind in Tabelle 25 angegeben.

Etwas anders verhält es sich bei der Betrachtung der Beckengefäße, hierbei wird bereits ein signifikanter Unterschied bei dem Vergleich der Standardrekonstruktion mit der VMI 60 keV Rekonstruktion in allen Kontrastmittelgruppen beobachtet, sowohl für die rechte, als auch für die linke Seite. Lediglich die VMI 40 keV Rekonstruktion zeigt hier keinen signifikanten Unterschied zur Standardrekonstruktion, exemplarisch für die rechte Seite bei 60 ml ( $p = 0,465$ ), bei 50 ml ( $p = 0,504$ ), bei 40 ml ( $p = 0,549$ ) und bei 30 ml ( $p = 0,398$ ) (Tabelle 26).

So kann auch hier abschließend festgehalten werden, dass die Verwendung der VMI 40 keV Rekonstruktion mit 40 ml Kontrastmittel der Standardrekonstruktion mit 60 ml Kontrastmittel in Bezug auf den Bildkontrast gleichwertig ist.

	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV
60 – 50 ml	0,900	0,942	0,933	0,843	0,714	0,884	0,746
60 – 40 ml	0,627	0,786	0,738	0,925	0,605	0,257	0,191
60 – 30 ml	0,002*	< 0,001*	< 0,001*	0,003*	0,016*	0,136	0,296

**Tabelle 23:** *p*-Werte für den paarweisen Vergleich der CNR für die einzelnen Kontrastmittelgruppen mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel im Bereich der Aorta ascendens, aufgeteilt über die Standardrekonstruktion sowie die VMI-Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

	Standard	40 keV	60 keV	80 keV	100 keV	120 keV	140 keV
60 – 50 ml	0,608	0,843	0,884	0,467	0,316	0,152	0,184
60 – 40 ml	0,427	0,653	0,638	0,992	0,730	0,277	0,313
60 – 30 ml	0,007*	0,012*	0,013*	0,075	0,211	0,623	0,758

**Tabelle 24:** *p*-Werte für den paarweisen Vergleich der CNR für die einzelnen Kontrastmittelgruppen mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel im Bereich der A. iliaca externa rechts, aufgeteilt über die Standardrekonstruktion sowie die VMI-Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.



	60 ml	50 ml	40 ml	30 ml
Standard – 40 keV	0,320	0,255	0,395	0,619
Standard – 60 keV	0,281	0,344	0,204	0,112
Standard – 80 keV	0,003*	0,005*	0,003*	< 0,001*
Standard – 100 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 120 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 140 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*

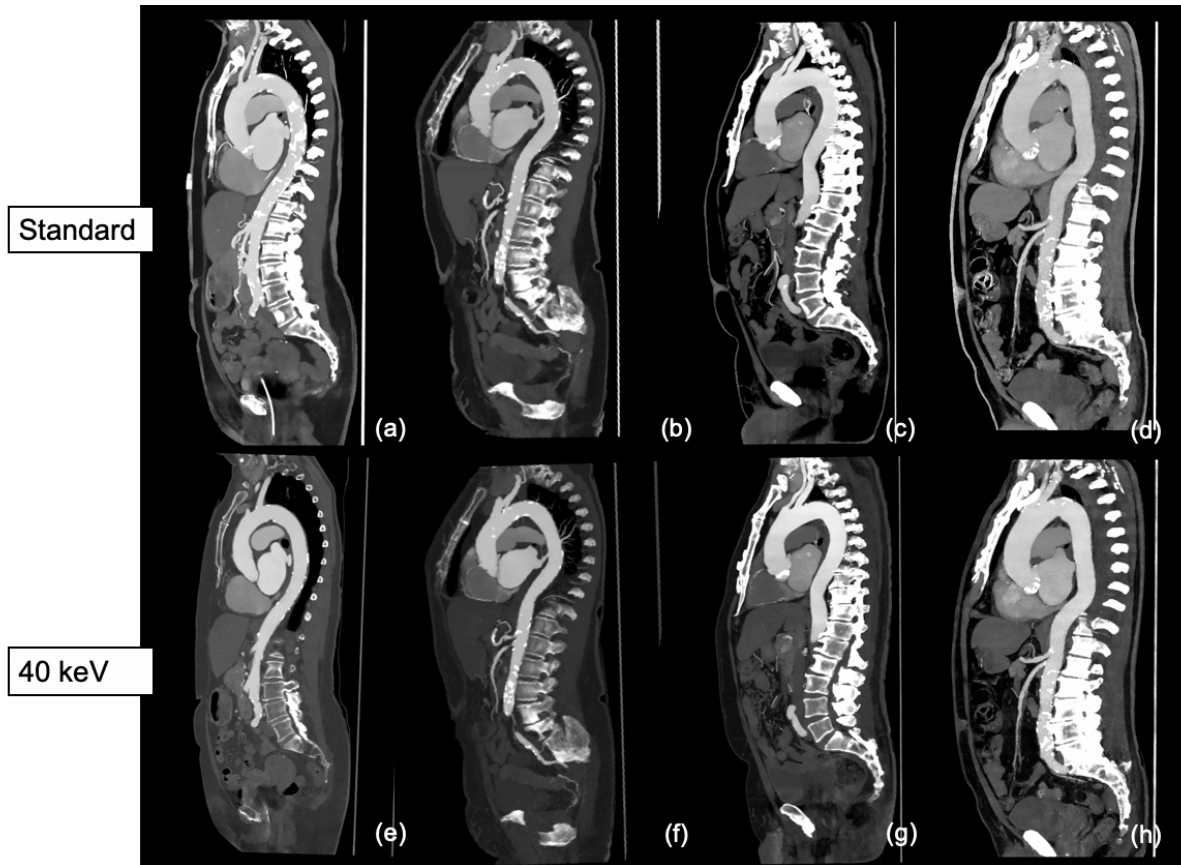
**Tabelle 25:** *p*-Werte für den paarweisen Vergleich der CNR für die einzelnen VMI-Rekonstruktionen mit der Standardrekonstruktion im Bereich der Aorta ascendens, aufgeteilt über die untersuchten Kontrastmittelgruppen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

	60 ml	50 ml	40 ml	30 ml
Standard – 40 keV	0,465	0,504	0,549	0,398
Standard – 60 keV	0,015*	0,014*	0,021*	0,006*
Standard – 80 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 100 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 120 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*
Standard – 140 keV	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*	< 0,001*

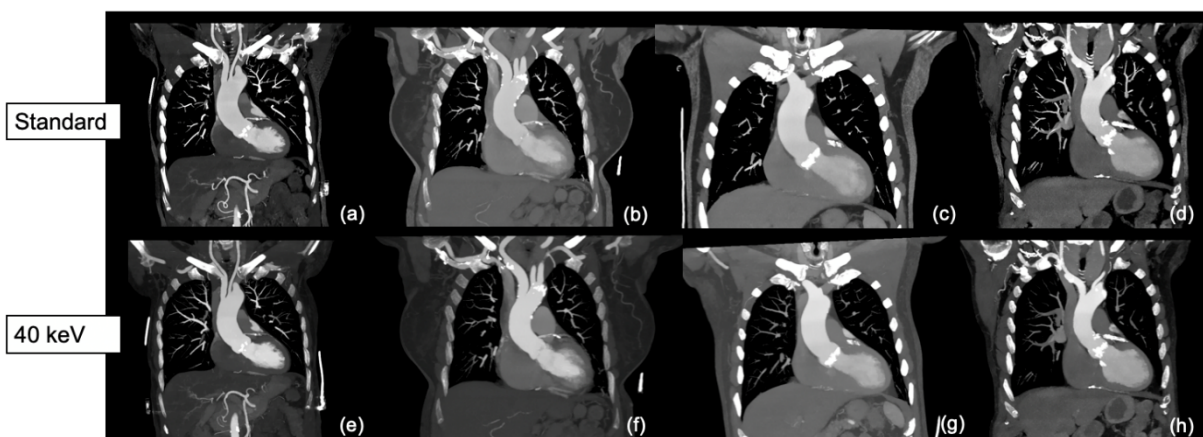
**Tabelle 26:** *p*-Werte für den paarweisen Vergleich der CNR für die einzelnen VMI-Rekonstruktionen mit der Standardrekonstruktion im Bereich der A. iliaca externa rechts, aufgeteilt über die untersuchten Kontrastmittelgruppen. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

### 4.3 Qualitative Analyse

Bei Betrachtung der qualitativen Analyse mittels der visuellen Auswertung anhand der Fragebögen wurde zunächst die Interrater Reliabilität mittels Cohens Kappa berechnet, um zu prüfen, inwiefern jeweils die zwei Gutachter in ihrer Auswertung übereinstimmen. Beim Vergleich der Gutachtergruppe 1 miteinander ergab sich insgesamt nach Landis/Koch [97] eine substantielle bis fast perfekte Übereinstimmung. Ein ähnliches Bild zeigt sich beim Vergleich der Auswertung der Gutachtergruppe 2. Zur besseren Übersicht und zum besseren Verständnis haben wir uns bei der Berechnung von Cohens Kappa bei der Gutachtergruppe 1 auf die Betrachtung der Aortenklappe, der Koronararterienabgänge, der Aorta ascendens sowie der A. iliaca externa rechts beschränkt, bei der Gutachtergruppe 2 wurden die Aortenklappe sowie die Beckenstrombahn insgesamt betrachtet. Ein exemplarisches Bild über die unterschiedlichen Bildeindrücke in den jeweiligen Kontrastmittelstufen im Vergleich der Standardrekonstruktion mit der VMI 40 keV Rekonstruktion liefern die Abbildungen 18 im sagittalen Schnitt und 19 in der koronaren Ansicht des Thorax.



**Abbildung 18:** Übersicht in sagittaler Schnittführung thorako-abdominell über die verschiedenen Bildeindrücke in der Standardrekonstruktion (a-d) und VMI 40 keV Rekonstruktion (e-h) in den unterschiedlichen Kontrastmittelstufen (60 ml: a, e; 50 ml: b, f; 40 ml: c, g; 30 ml: d, h)



**Abbildung 19:** Übersicht in koronarer Schnittführung thorakal über die verschiedenen Bildeindrücke in der Standardrekonstruktion (a-d) und VMI 40 keV Rekonstruktion (e-h) in den unterschiedlichen Kontrastmittelstufen (60 ml: a, e; 50 ml: b, f; 40 ml: c, g; 30 ml: d, h)

Übereinstimmend zeigt sich überall ein signifikanter Kappa Koeffizient. Exemplarisch ergibt sich für die Aortenklappe in der Standardrekonstruktion ein Cohens Kappa von 0,763 und in der VMI 40 keV Rekonstruktion ein Cohens Kappa von 0,676, was eine substantielle

Übereinstimmung der Gutachtergruppe 1 zeigt. Bei Betrachtung der A. iliaca externa rechts zeigt sich eine fast perfekte Übereinstimmung bei einem Cohens Kappa in der Standardrekonstruktion von 0,923 und in der VMI 40 keV Rekonstruktion von 0,940.

Bei Betrachtung der Gutachtergruppe 2 ergab sich für die Aortenklappe in der Standardrekonstruktion ein Cohens Kappa von 0,903, in den VMI 40 keV Rekonstruktionen von 0,935. Für die Beckenstrombahn zeigte sich in der Standardrekonstruktion ein Cohens Kappa von 0,900, in den VMI 40 keV Rekonstruktionen von 0,745.

Die deskriptive Darstellung der visuellen Auswertung ist detailliert in Tabelle 27 und 28 sowie in Tabelle 29 zu finden. Hierbei wurde sich erneut zur besseren Übersichtlichkeit und Verständlichkeit auf die Standardrekonstruktion und die VMI 40 keV Rekonstruktion beschränkt sowie die Aortenklappe, die Koronararterien, die Aorta ascendens sowie die A. iliaca externa rechts.

Die qualitative Auswertung der Fragebögen der Gutachtergruppe 1 zeigte für die Standardrekonstruktion, dass die visuelle Auswertung von der Kontrastmittelmenge abhängt. Es wurde ein signifikanter Unterschied beim Vergleich der verschiedenen Kontrastmittelgruppen für die Aortenklappe ( $p = <0,001$ ), die Koronararterienabgänge ( $p = 0,001$ ), die Aorta ascendens ( $p = 0,023$ ) und die A. iliaca externa rechts ( $p = 0,002$ ) gezeigt. Die anschließend durchgeführten Post-hoc Analysen (Dunn-Bonferroni-Tests) zeigten jeweils einen signifikanten Unterschied für den Vergleich der 30 ml Kontrastmittelgruppe mit dem Standard 60 ml ( $p = <0,001$ ;  $p = 0,003$ ;  $p = 0,012$ ;  $p = 0,004$ ). Für den Vergleich der 40 ml und 50 ml Kontrastmittelgruppen jeweils mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden.

Bei der Verwendung der VMI 40 keV Rekonstruktion ergab die Analyse mittels Kruskal-Wallis Test einen signifikanten Unterschied beim Vergleich der Kontrastmittelgruppen für die Aortenklappe ( $p = 0,005$ ) sowie die Koronararterienabgänge ( $p = 0,006$ ), die Analyse für die Aorta ascendens ( $p = 0,107$ ) und die A. iliaca externa rechts ( $p = 0,425$ ) zeigte dagegen kein signifikanten Unterschied. Die ergänzend durchgeführte Post-hoc Analyse für die Aortenklappe und die Koronararterienabgänge zeigte ebenfalls nur für den Vergleich der 30 ml Kontrastmittel mit dem Standard 60 ml einen signifikanten Unterschied ( $p = 0,014$ ;  $p = 0,016$ ), keine Unterschiede wurden für den Vergleich 40 ml und 50 ml mit dem Standard beobachtet.

Ein etwas abweichendes Bild ergab sich bei der qualitativen Analyse der Fragebögen der Gutachtergruppe 2. Die durchgeführte Analyse mittels Kruskal-Wallis ergab auch hier für die Standardrekonstruktion einen signifikanten Unterschied beim Vergleich der Kontrastmittelgruppen sowohl für die Aortenklappe ( $p = <0,001$ ) als auch für die Beckenbeinstrombahn ( $p = <0,001$ ). Die Post-hoc Analyse ergab einen signifikanten

Unterschied sowohl der 40 ml als auch der 30 ml Kontrastmittelgruppe beim Vergleich mit dem Standard 60 ml (40 ml:  $p = <0,001$ ;  $p = 0,003$ ; 30 ml:  $p = <0,001$ ;  $p = <0,001$ ).

Beim Vergleich der Kontrastmittelgruppen unter Verwendung der VMI 40 keV Rekonstruktion zeigte sich für die Analyse der Aortenklappe kein signifikanter Unterschied ( $p = 0,123$ ). Für die Beckenstrombahn hingegen ergab sich eine Signifikanz ( $p = 0,050$ ). Das Ergebnis der Post-hoc Analyse für die Beckenstrombahn ist vergleichbar mit den Ergebnissen der Gutachtergruppe 1 mit einem nachweisbaren Unterschied zwischen dem Standard 60 ml und 30 ml KM ( $p = 0,017$ ) und keinem signifikanten Unterschied in den übrigen Vergleichen. Eine Übersicht liefert Tabelle 27 und 28 sowie Tabelle 29.

Rekonstruktion	Standard				40 keV				
	Körperregion	Aortenklappe	Koronararterien	Aorta ascendens	A. iliaca ext. rechts	Aortenklappe	Koronararterien	Aorta ascendens	A. iliaca ext. rechts
<b>60ml</b>									
Mittelwert	4,73	4,87	5	4,73	5	4,93	5	4,87	
Median	5	5	5	5	5	5	5	5	
Spannweite	4 – 5	4 – 5	5 – 5	3 – 5	5 – 5	4 – 5	5 – 5	4 – 5	
<b>50ml</b>									
Mittelwert	4,87	4,87	4,8	4,6	5	5	5	4,93	
Median	5	5	5	5	5	5	5	5	
Spannweite	4 – 5	4 – 5	4 – 5	3 – 5	5 – 5	5 – 5	5 – 5	4 – 5	
<b>40ml</b>									
Mittelwert	4,4	4,47	4,8	4,13	4,93	5	5	4,8	
Median	4	4	4	4	5	5	5	5	
Spannweite	3 – 5	4 – 5	4 – 5	3 – 5	4 – 5	5 – 5	5 – 5	4 – 5	
<b>30ml</b>									
Mittelwert	3,53	3,87	4,27	3,4	4,67	4,67	4,87	4,53	
Median	4	4	5	3	5	5	5	5	
Spannweite	1 – 5	1 – 5	1 – 5	1 – 5	3 – 5	3 – 5	3 – 5	2 – 5	

**Tabelle 27:** Übersicht über die qualitative Auswertung der Gutachtergruppe 1 (Radiologe 1) der Bilddatensätze für die Standardrekonstruktion und VMI 40 keV Rekonstruktion

Rekonstruktion	Standard				40 keV				
	Körperregion	Aortenklappe	Koronararterien	Aorta ascendens	A. iliaca externa rechts	Aortenklappe	Koronararterien	Aorta ascendens	A. iliaca externa rechts
<b>60ml</b>									
Mittelwert	4,93	4,93	5	4,6	5	4,93	5	4,93	
Median	5	5	5	5	5	5	5	5	
Spannweite	4 – 5	4 – 5	5 – 5	3 – 5	5 – 5	4 – 5	5 – 5	4 – 5	
<b>50ml</b>									
Mittelwert	4,87	4,8	4,87	4,53	5	5	5	4,93	
Median	5	5	5	5	5	5	5	5	
Spannweite	4 – 5	4 – 5	4 – 5	3 – 5	5 – 5	5 – 5	5 – 5	4 – 5	
<b>40ml</b>									
Mittelwert	4,47	4,4	4,73	4,13	5	5	5	4,8	
Median	5	4	5	4	5	5	5	5	
Spannweite	3 – 5	3 – 5	4 – 5	3 – 5	5 – 5	5 – 5	5 – 5	4 – 5	
<b>30ml</b>									
Mittelwert	3,53	3,8	4,33	3,4	4,67	4,67	4,8	4,53	
Median	4	4	4	3	5	5	5	5	
Spannweite	1 – 5	1 – 5	1 – 5	1 – 5	4 – 5	4 – 5	3 – 5	2 – 5	

**Tabelle 28:** Übersicht über die qualitative Auswertung der Gutachtergruppe 1 (Radiologe 2) der Bilddatensätze für die Standardrekonstruktion und VMI 40 keV Rekonstruktion

Rekonstruktion	Arzt 1				Arzt 2			
	Standard		40 keV		Standard		40 keV	
	Aortenklappe	Beckenstrombahn	Aortenklappe	Beckenstrombahn	Aortenklappe	Beckenstrombahn	Aortenklappe	Beckenstrombahn
<b>60ml</b>								
Mittelwert	4,47	4,47	4,53	4,47	4,53	4,6	4,4	4,47
Median	4	5	5	4	5	5	4	4
Spannweite	4 – 5	3 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5
<b>50ml</b>								
Mittelwert	4,47	4,47	4,47	4,4	4,47	4,67	4,47	4,4
Median	4	4	4	4	4	5	4	4
Spannweite	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5
<b>40ml</b>								
Mittelwert	3,4	3,67	3,47	3,6	4,4	4,47	4,4	4,4
Median	3	4	3	4	4	4	4	4
Spannweite	3 – 5	3 – 5	3 – 5	3 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5	4 – 5
<b>30ml</b>								
Mittelwert	3	3	2,87	3	4	4,07	4	4
Median	3	3	3	3	4	4	4	4
Spannweite	1 – 4	1 – 4	1 – 4	1 – 4	2 – 5	2 – 5	2 – 5	2 – 5

**Tabelle 29:** Übersicht über die qualitative Auswertung der Bilddatensätze durch die Gutachtergruppe 2 für die Standardrekonstruktion und VMI 40 keV Rekonstruktion

#### 4.4 Korrelationsanalyse

Bei der Korrelationsanalyse ergab sich nahezu über alle Vergleiche kein signifikanter Zusammenhang zwischen SNR und CNR in Verbindung mit dem BMI, der EF sowie des Agatston-Scores. Lediglich zwischen dem SNR der Aorta ascendens und der Ejektionsfraktion in der 60 ml Kontrastmittelgruppe bei Verwendung der Standardrekonstruktion ( $p = 0,049$ ) sowie dem SNR wie dem CNR der Aorta ascendens und jeweils dem Agatston-Score für die VMI 40 keV Rekonstruktion bei 50 ml KM ( $p = 0,040$  und  $0,016$ ) konnte ein signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden.

Eine eingehende Übersicht findet sich in Tabelle 30 und 31.

		SNR Aorta ascendens	CNR Aorta ascendens	SNR A. iliaca externa rechts	CNR A. iliaca externa rechts
<b>60 ml</b>					
<b>BMI</b>	Korrelationskoeffizient	0,456	0,456	-0,375	-0,143
	Signifikanz	0,088	0,088	0,168	0,611
<b>EF</b>	Korrelationskoeffizient	-0,516	-0,454	0,314	0,041
	Signifikanz	0,049*	0,089	0,254	0,884
<b>Agatston</b>	Korrelationskoeffizient	-0,125	-0,346	0,243	0,018
	Signifikanz	0,657	0,206	0,383	0,950
<b>50 ml</b>					
<b>BMI</b>	Korrelationskoeffizient	-0,082	-0,048	-0,325	-0,082
	Signifikanz	0,771	0,864	0,237	0,771
<b>EF</b>	Korrelationskoeffizient	-0,028	0,031	-0,215	-0,056
	Signifikanz	0,921	0,914	0,442	0,842
<b>Agatston</b>	Korrelationskoeffizient	-0,338	-0,189	-0,257	0,100
	Signifikanz	0,218	0,499	0,355	0,723
<b>40 ml</b>					
<b>BMI</b>	Korrelationskoeffizient	-0,121	-0,132	-0,239	-0,141
	Signifikanz	0,666	0,639	0,390	0,616
<b>EF</b>	Korrelationskoeffizient	0,394	0,223	0,202	0,174
	Signifikanz	0,146	0,425	0,470	0,535
<b>Agatston</b>	Korrelationskoeffizient	0,107	-0,086	0,129	-0,009
	Signifikanz	0,704	0,761	0,648	0,975
<b>30 ml</b>					
<b>BMI</b>	Korrelationskoeffizient	-0,452	-0,082	-0,011	0,298
	Signifikanz	0,091	0,771	0,970	0,280
<b>EF</b>	Korrelationskoeffizient	-0,282	-0,365	0,193	0,055
	Signifikanz	0,308	0,181	0,491	0,845
<b>Agatston</b>	Korrelationskoeffizient	-0,468	-0,414	0,011	0,089
	Signifikanz	0,079	0,125	0,970	0,752

**Tabelle 30:** Korrelation von SNR und CNR nach Spearman-Rho für die verschiedenen Kontrastmittelstufen in der Standardrekonstruktion. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

		SNR Aorta ascendens	CNR Aorta ascendens	SNR A. iliaca externa rechts	CNR A. iliaca externa rechts
<b>60 ml</b>					
<b>BMI</b>	Korrelationskoeffizient	-0,193	-0,307	-0,434	-0,393
	Signifikanz	0,491	0,265	0,106	0,147
<b>EF</b>	Korrelationskoeffizient	-0,404	-0,418	0,466	0,303
	Signifikanz	0,135	0,121	0,080	0,272
<b>Agatston</b>	Korrelationskoeffizient	-0,118	-0,139	0,346	0,336
	Signifikanz	0,676	0,621	0,206	0,221
<b>50ml</b>					
<b>BMI</b>	Korrelationskoeffizient	-0,334	-0,331	-0,382	-0,352
	Signifikanz	0,223	0,229	0,159	0,198
<b>EF</b>	Korrelationskoeffizient	-0,123	-0,187	-0,540	-0,540
	Signifikanz	0,663	0,505	0,038	0,038
<b>Agatston</b>	Korrelationskoeffizient	-0,536	-0,607	-0,232	-0,186
	Signifikanz	0,040*	0,016*	0,405	0,508
<b>40 ml</b>					
<b>BMI</b>	Korrelationskoeffizient	-0,425	-0,382	-0,386	-0,300
	Signifikanz	0,114	0,160	0,156	0,277
<b>EF</b>	Korrelationskoeffizient	0,253	0,138	0,182	0,153
	Signifikanz	0,363	0,624	0,517	0,585
<b>Agatston</b>	Korrelationskoeffizient	0,061	0,129	0,064	0,093
	Signifikanz	0,830	0,648	0,820	0,742
<b>30 ml</b>					
<b>BMI</b>	Korrelationskoeffizient	-0,399	-0,365	-0,390	-0,275
	Signifikanz	0,141	0,181	0,151	0,322
<b>EF</b>	Korrelationskoeffizient	-0,145	-0,275	0,262	0,262
	Signifikanz	0,607	0,320	0,346	0,346
<b>Agatston</b>	Korrelationskoeffizient	-0,400	-0,389	0,154	0,191
	Signifikanz	0,140	0,152	0,585	0,495

**Tabelle 31:** Korrelation von SNR und CNR nach Spearman-Rho für die verschiedenen Kontrastmittelstufen in der VMI 40 keV Rekonstruktion. Signifikante Unterschiede sind mit \* gekennzeichnet.

## 4.5 Regressionsanalyse

### 4.5.1. Standard

Die multiple Regressionsanalyse zeigt für die verschiedenen untersuchten Lokalisationen (Aorta ascendens und A. iliaca externa rechts) ein weitestgehend homogenes Bild mit einem signifikanten Einfluss der Kontrastmittelmenge auf die SNR und CNR. Hierfür ergab sich für die Aorta ascendens hinsichtlich der SNR  $F = 4,118$ ,  $p = 0,005$ , sinkt die KM-Menge um 2,488 ml so sinkt die SNR um durchschnittlich 1,861. Zusätzlich zeigt hier auch der BMI einen Einfluss, wenn dieser um 2,164 sinkt, so sinkt auch die SNR um durchschnittlich 0,372. Der Agatston-Score und die Ejektionsfraktion (EF) haben keinen signifikanten Einfluss auf die

SNR. Somit lassen sich durch die Variablen 23% der Streuung erklären, nach Cohen entsprechend ein mittlerer Effekt. Hinsichtlich der CNR ergab sich  $F = 3,047$ ,  $p = 0,024$ , sinkt auch hier die KM-Menge um 2,711 ml, so sinkt die CNR um durchschnittlich 2,505. Der BMI, der Agatston-Score sowie die EF haben keinen signifikanten Einfluss auf die CNR, so dass sich durch die Variablen 18% der Streuung erklären, nach Cohen liegt hier entsprechend ebenfalls ein mittlerer Effekt vor.

Für die Beckenstrombahn, hier exemplarisch für die A. iliaca externa rechts, ergibt sich ein leicht differentes Bild. Für die SNR ergab sich hier keine Signifikanz, so dass die Analyse hier endet ( $F = 1,761$ ,  $p = 0,150$ ). Für die CNR ergab sich  $F = 2,535$ ,  $p = 0,050$ , so dass sich auch hier wieder zeigt, dass wenn die KM-Menge um 2,281 ml sinkt die CNR um 3,033 sinkt. Der BMI, der Agatston-Score sowie die EF haben keinen signifikanten Einfluss auf die CNR, so dass sich durch die Variablen 16% der Streuung erklären, nach Cohen liegt hier entsprechend wieder ein mittlerer Effekt vor.

#### **4.5.2. 40 keV**

Auch hier zeigt die multiple Regressionsanalyse für die verschiedenen untersuchten Lokalisationen (Aorta ascendens und A. iliaca externa rechts) ein weitestgehend homogenes Bild mit einem signifikanten Einfluss der Kontrastmittelmenge auf die SNR und CNR. Zusätzlich zeigt sich hier jedoch auch ein signifikanter Einfluss des BMI. Hierfür ergab sich für die Aorta ascendens hinsichtlich der SNR  $F = 6,904$ ,  $p = <0,001$ , sinkt die KM-Menge um 2,760 ml so sinkt die SNR um durchschnittlich 5,713, sinkt der BMI um 3,317 so sinkt auch die SNR um durchschnittlich 1,577. Der Agatston-Score und die EF haben keinen signifikanten Einfluss auf die SNR. Somit lassen sich durch die Variablen 33% der Streuung erklären, nach Cohen entsprechend einem starken Effekt. Hinsichtlich der CNR ergab sich  $F = 7,372$ ,  $p = <0,001$ . Sinkt die KM-Menge um 2,957 ml so sinkt die CNR um durchschnittlich 5,592. Sinkt der BMI um 3,381 so sinkt die CNR um durchschnittlich 1,468. Der Agatston-Score sowie die EF haben keinen signifikanten Einfluss auf die CNR, so dass sich durch die Variablen 35% der Streuung erklären, nach Cohen liegt hier entsprechend ein starker Effekt vor.

Für die A. iliaca externa rechts ergibt sich ein etwas differenteres Bild. Für die SNR ergab sich  $F = 4,076$ ,  $p = 0,006$ ). Sinkt der BMI um 3,189 so sinkt die SNR um durchschnittlich 0,880. Die KM-Menge hat hier genauso wie der Agatston-Score und die EF keinen signifikanten Einfluss, so dass sich durch die Variablen 23% der Streuung erklären, nach Cohen liegt hier entsprechend ein mittlerer Effekt vor. Für die CNR ergab sich  $F = 4,471$ ,  $p = 0,003$ , so dass sich auch hier wieder zeigt, dass wenn der BMI um 3,144 sinkt, die CNR um durchschnittlich 0,900 sinkt. Die KM-Menge, der Agatston-Score sowie die EF haben auch hier keinen signifikanten Einfluss auf die CNR, so dass sich durch die Variablen 25% der Streuung erklären, nach Cohen liegt hier entsprechend ein mittlerer Effekt vor.



## 5. Diskussion

Diese Studie evaluierte die notwendige Kontrastmittelmenge unterhalb der Standardmenge von 60 ml, welche eine suffiziente und diagnostisch ausreichende Bildqualität im Rahmen der Computertomografie zur TAVR-Planung gewährleistet. Hierzu wurden zusätzlich unter Verwendung der Dual-Energy Spektral-Detektor CT-Technik virtuell monoenergetische Rekonstruktionen erstellt. Es wurde untersucht, ob durch diese Rekonstruktionen der intravasale Kontrast soweit verbessert werden kann, dass auch eine ausreichende diagnostische Bildqualität bei ggf. reduzierter oder unzureichender Kontrastierung in der Standardrekonstruktion ermöglicht wird. Hintergrund der Studie ist, dass Patienten mit einer hochgradigen, relevanten Aortenklappenstenose zumeist fortgeschrittenen Alters sind und oft Vorerkrankungen vorweisen. Zu diesen zählt in vielen Fällen auch eine eingeschränkte Nierenfunktion welche durch die notwendige Kontrastmittelgabe im Rahmen der TAVR-Evaluation mittels CT und der darauffolgenden Intervention negativ beeinflusst werden kann. Diese sollte daher, soweit diagnostisch vertretbar, reduziert werden.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass eine Reduktion der Kontrastmittelmenge auf 40 ml für die CT zur TAVR-Planung gleichwertige Ergebnisse bezüglich der Bildqualität und Auswertbarkeit im Vergleich mit der bisherigen Standardmenge von 60 ml liefert. Die Verwendung virtuell monoenergetischer Rekonstruktionen mit 40 keV verbessert im Vergleich mit der Standardrekonstruktion die CT-Bildqualität basierend auf der qualitativen Auswertung.

Moderne CT-Scanner mit aktuellen Detektor-Generationen ermöglichen eine suffiziente Bildqualität auch bei Reduktion der Kontrastmittelmenge unter die bisherigen Standardwerte. Eine weitere Verbesserung kann die Dual-Energy CT liefern. Der grundsätzliche Vorteil der Dual-Energy CT ist der im Vergleich zur konventionellen CT deutlich umfangreichere Datensatz. Dieser kann bei Verwendung eines Spektral-CT-Systems ohne zusätzliche Strahlenbelastung, Verlängerung der Untersuchungszeit oder dediziertes Untersuchungsprotokoll akquiriert werden [98]. Unter Verwendung diverser Nachbearbeitungsalgorithmen kann die Bildqualität verbessert und zusätzliche Informationen dargestellt werden. Beispiele hierfür sind virtuell monoenergetische sowie virtuell native Bilder, die Erstellung von Iodkarten, die Reduktion von Metallartefakten und die Möglichkeit der Gewebecharakterisierung. Dies alles erfolgt durch die Analyse Material-spezifischer Absorptionen der Röntgenstrahlung in verschiedenen Energieleveln [12; 16; 99; 100].

Als weiteren Vorteil der Spektral-CT in Bezug zu dieser Studie ist, wie oben bereits erläutert, die Möglichkeit zur Dosis- oder Konzentrationsreduktion des benötigten Kontrastmittels durch eine virtuelle Kontrastverstärkung zu nennen. Dies ermöglicht die Durchführung der

Untersuchung bei dem TAVR-Patientenkollektiv, oft mit eingeschränkter Nierenfunktion, unter Minimierung der Möglichkeit einer Nephrotoxizität des iodhaltigen Kontrastmittels [42]. Dieses Thema ist auf Grund des demographischen Wandels von zunehmender Bedeutung. Die Aortenklappenstenose ist eine häufige Erkrankung des älteren Menschen mit schlechter Prognose, wenn sie unbehandelt bleibt. Lange Zeit galt der chirurgische Klappenersatz mittels einer biologischen oder mechanischen Klappenprothese als einzige dauerhafte Behandlungsmöglichkeit. Bei zunehmender Alterung der Gesellschaft ist mit einer Zunahme der Interventionen und somit auch mit einer Zunahme der zur TAVR-Evaluation notwendigen CTs zu rechnen. Dies unterstreicht die Wichtigkeit der Anpassung der CT-Protokolle, um eine optimale Bildgebung bei minimaler Kontrastmittelmenge bei diesem vulnerablen Patientenkollektiv sicherzustellen.

Eine der ersten Studien, welche sich dediziert mit der Anwendung der Dual-Energy CT zur TAVR-Planung beschäftigt hat war die SPECTACULAR-Studie von Cavallo et al. Im Rahmen dieser Studie wurden 116 Patienten prospektiv mit insgesamt 50 ml Kontrastmittel untersucht. Verglichen wurden die Standardrekonstruktion und VMI 40 keV hinsichtlich der Bildqualität und der metrischen Auswertung [101]. Die hier vorliegende Studie ist unseres Wissens die erste Studie, welche sich systematisch und vergleichend mit dem bisherigen Standard mit der notwendigen Kontrastmittelmenge für eine adäquate prä-TAVR Bildgebung unter Verwendung von Dual-Energy CT Daten auseinandersetzt.

Aus verschiedenen vorliegenden Studien ist bekannt, dass der Iod-Kontrast bei 40 keV am stärksten ausgeprägt ist und so eine adäquate Beurteilung der Gefäße auch bei niedrigen Kontrastmittelmengen ermöglicht. Dieser Effekt kommt auch bei der TAVR-Planung zum Tragen. So ist es zur hinreichenden Interventionsplanung unerlässlich, dass sowohl die Klappe gut abgrenzbar ist, um die zur Intervention notwendigen metrischen Parameter zu bestimmen, wie auch eine ausreichende Kontrastierung der Aorta und der arteriellen Beckenstrombahn zur Evaluation des Zugangsweges mit Bestimmung des kleinsten Diameters oder vaskulärer Pathologien. Diese beiden Punkte werden unmittelbar durch eine Reduktion des Kontrastmittels negativ beeinflusst. Die Verwendung von VMI-Rekonstruktionen mit 40 keV kann hier zumindest teilweise den Kontrast positiv beeinflussen, dass eine Evaluation sicher und problemlos auch bei der Verwendung von geringeren Kontrastmittelmengen möglich ist. Dies konnte bereits bei verschiedenen Studien gezeigt werden. Große Hokamp et al. haben dies beispielsweise für die subjektive und objektive CT-Bildqualität der Pulmonalarterien zeigen können. Die Verwendung von VMI 40 keV hat hier die Bildqualität signifikant verbessert [102]. Eine Studie von Shuman et al. konnte zeigen, dass die Verwendung von VMI-Rekonstruktionen mit 50 keV eine adäquate Diagnostik der Aorta mit einer um 50 %

reduzierten Kontrastmittelmenge erlaubt [103]. Beide Studien untermauern die Ergebnisse dieser vorliegenden Studie, dass eine signifikante Reduktion der Kontrastmittelmenge insbesondere bei Verwendung von 40 keV Rekonstruktionen bei suffizienter Bildqualität möglich ist und nicht die diagnostische Sicherheit gefährdet. Dies konnte vor allem bei der qualitativen Auswertung gezeigt werden. Beide Gutachtergruppen empfanden die VMI 40 keV Bilder qualitativ etwas besser bei einer niedrigen Kontrastmittelmenge von 30 ml. Dies ließ sich jedoch, basierend auf der quantitativen Auswertung hinsichtlich SNR und CNR, nicht objektivieren. Da es jedoch auf Grundlage der quantitativen Auswertung keine Unterschiede zwischen der Verwendung der Standardrekonstruktion und den VMI 40 keV Bilder gibt bleibt es dem Untersucher überlassen welche Bilder er, sicherlich auch abhängig vom Patienten, präferiert. Es sollte daher darüber nachgedacht werden, standardmäßig beide Rekonstruktionen anzufertigen und für die weitergehende Klappenplanung verfügbar zu machen.

Die sichere und verlässliche Evaluation der Aortenklappe ist ein zentraler Bestandteil der TAVR-Planung. Auf Grund der in der CT erhobenen Messwerte wird die zu verwendende Klappe ausgewählt, so dass diese über den Zugangsweg eingeführt werden kann und passend im linksventrikulären Ausflusstrakt zum Liegen kommt. Insuffiziente bzw. ungenaue Messwerte können dazu führen, dass es zu einer Fehllage oder Insuffizienz der Klappe mit paravalvulärer Leckage kommt. Wie auch schon in der Studie von Cavallo et al. führt die Verwendung von 40 keV Rekonstruktionen zu keiner signifikanten Abweichung der Messwerte, so dass eine Klappenevaluation auch unter Verwendung dieser Rekonstruktionen problemlos möglich erscheint [101]. Eine weiterführende Analyse unter Verwendung einer typischen TAVR-Planungssoftware ist initiiert und soll zeitnah Aufschluss darüber geben, ob die Rekonstruktionen auch von den gängigen semi-automatisierten zur Evaluation sicher erkannt und ausgewertet werden.

Neben der reinen Kontrastmittelmenge haben sicherlich auch das CT-Akquisitionsprotokoll sowie das Kontrastmittel-Applikationsprotokoll Einfluss auf die Bildqualität und die Kontrastierung. Wir haben basierend auf der Scanner-Verfügbarkeit angelehnt an die SCCT-Empfehlung ein Protokoll verwendet, welches eine Akquisition des gesamten Untersuchungsvolumens mit nur einem EKG-getriggerten Scan und einer Kontrastmittelapplikation erlaubt [94]. Die SPECTACULAR-Studie hingegen hat ein zweigeteiltes Protokoll mit zweizeitiger Kontrastmittelmenge angewendet. Dies ist ebenfalls durch die SCCT-Empfehlung gedeckt. Rationale den Scan des LVOT und den Scan des Zugangsweges zu trennen, liegt in der potentiellen Einsparungsmöglichkeit von Kontrastmittel, ist jedoch auch abhängig von den technischen Gegebenheiten und Möglichkeiten des

verfügbaren CT-Scannern. Wir konnten zeigen, dass bei unserem gewählten Protokoll eine signifikante Kontrastmittelreduktion auch bei einem einmaligen kranio-kaudalen Scan möglich war. Weitere Studien hinsichtlich des optimalen Applikationsprotokolls mit 40 ml oder gar 30 ml Kontrastmittel sind sicherlich notwendig um hier noch weitere Fortschritte zu erreichen. Ein weiterer wichtiger Punkt in diesem Zusammenhang ist sicherlich die Verwendung unterschiedlicher Scanner mit der jeweiligen Detektorkonfiguration sowie unterschiedlichem Tischvorschub bzw. Pitch. Die Unterschiede im Applikationsprotokoll und in der Kontrastmittelmenge sollten daher individuell für den jeweiligen Scanner festgelegt werden und auch klar in der jeweiligen Abteilung oder Praxis kommuniziert werden. Dies wird ebenfalls in der SCCT-Leitlinie berücksichtigt [94]. So lässt sich, basierend auf den Studienergebnissen, den vorliegenden Studien und der SCCT-Leitlinie zusammenfassen, dass die jeweiligen Protokolle als Grundlage für die verschiedenen Scannertypen dienen können, eine Evaluation und Anpassung an die örtlichen Gegebenheiten jedoch sinnvoll erscheint.

Die TAVR ist ein Verfahren, welches hauptsächlich für ein älteres, multimorbides Patientenkollektiv gedacht ist. Damit geht einher, dass ein Großteil der Patienten auch unter einer Einschränkung der Nierenfunktion leidet. Im Rahmen der TAVR-Evaluation und Implantation der Klappe ist eine Kontrastmittelgabe sowohl für die CT wie auch für einen invasiven Herzkatheter zum Ausschluss einer relevanten KHK und die TAVR-Prozedur an sich zwingend notwendig. Daher erscheint eine Nephroprotektion durch eine Reduktion der eingesetzten Kontrastmittelmenge geboten. Eine Analyse des Kollektives aus der PARTNER-Studie hat gezeigt, dass eine präoperative schwere renale Dysfunktion ( $eGFR \leq 30$  mL/min) mit einer signifikant erhöhten 1-Jahres Mortalität einhergeht (34,4 % vs. 21,5 %, moderarte Dysfunktion, vs. 20,8 %, keine/geringe Dysfunktion) [104]. Dies zeigt wie wichtig eine effektive Nephroprotektion ist, was durch die Implementierung der Ergebnisse aus dieser Studie in den klinischen Alltag, wie in unserer Klinik bereits geschehen, möglich ist. Darüber hinaus ermöglicht die CT, zumindest bei einem Großteil der Patienten die Evaluation der Koronararterien, auch unter Zuhilfenahme funktioneller CT-basierter Analysen der koronaren Stenosen [105; 106]. Auf die bisher vor der TAVR-Implantation notwendige diagnostische Herzkatheter-Untersuchung könnte also in Zukunft bei einem Großteil der Patienten verzichtet werden, was zusätzlich zu einer Kontrastmitteleinsparung führen würde. Ob und inwieweit die CT-Datensätze mit der reduzierten Kontrastmittelmenge hierfür geeignet sind muss noch im Detail evaluiert werden, entsprechende erste Teilauswertungen liefern hier positive Ergebnisse [105].

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die Reduktion der Standard-Kontrastmittelmenge von 60 ml auf 40 ml problemlos und ohne relevante Qualitätseinbußen

möglich ist. Bei einer weiteren Reduktion des Kontrastmittels auf 30 ml zeigten sich jedoch signifikante Einbußen hinsichtlich des Kontrastes und somit der Auswertbarkeit. Hier konnten die VMI 40 keV Rekonstruktionen zwar zum Teil die Auswertbarkeit ermöglichen, bei einigen Patienten war jedoch der intravasale Kontrast so reduziert, dass eine verlässliche Auswertung in keiner Rekonstruktion möglich war. Interessant bei der Analyse der Ergebnisse war der so deutliche Abfall der Aussagekraft bei 30 ml im Vergleich zu den weiteren Kontrastmittelgruppen, welche sich sehr homogen verhielten. Auch wenn einige Patienten in der 30 ml Kontrastmittelgruppe sehr gute Ergebnisse gezeigt haben so ist aktuell eine Reduktion des Kontrastmittels auf unter 40 ml nicht zu empfehlen.

Die Gründe für diesen deutlichen und signifikanten Abfall in der Kontrastierung sind weiterhin unklar. Signifikante Einflussfaktoren konnten hierfür im Rahmen dieser Studie nicht isoliert werden, es scheint jedoch, dass auch hier hämodynamische Parameter wie z. B. das Herz-Zeit-Volumen wie von Tomizawa et al. für die koronararterielle CT gezeigt, aber auch Konstitutions-bedingte Faktoren, z. B. der BMI, wie von Bae et al. ebenfalls für die kardiale CT gezeigt, einen Einfluss haben [107; 108]. Weitere Untersuchungen mit einem größeren Kollektiv bei Verwendung einer Kontrastmittelmenge könnten hier detaillierte Aussagen ermöglichen. Die durchgeführten Korrelationsanalysen hinsichtlich der SNR und CNR zeigten zwar einzelne signifikante Korrelationen, auf Grund der Verteilung und der Inhomogenität der Aussagen über nur eine Kontrastmittelgruppe bzw. eine Rekonstruktion sind diese Ergebnisse jedoch vermutlich nur als zufällig einzustufen und bedürfen zwingend einer weiteren Überprüfung.

Die Ergebnisse der Studie sind insgesamt sehr umfassend. So wurde nicht nur die Standardrekonstruktion mit den VMI 40 keV Rekonstruktionen verglichen, sondern im Bereich 40-140 keV VMI Rekonstruktionen angefertigt und evaluiert. Dies war eine der entscheidenden Limitationen der SPECTACULAR-Studie. Basierend auf unseren ist die Verwendung der Standard-Rekonstruktionen in den meisten Fällen ausreichend. Die VMI 40 keV Rekonstruktionen verbessern in der subjektiven Bildanalyse der Gutachtergruppen den Kontrast und können daher die Sicherheit der Messergebnisse steigern. Basierend auf den Studienergebnissen empfehlen wir daher standardmäßig die ergänzende Rekonstruktion und bei Bedarf die Verwendung der monoenergetischen 40 keV Datensätze im Rahmen der TAVR-Planung bei Durchführung der Untersuchung im Dual-Energy-Modus.

Durch die Verwendung des Dual-Layer Spektral-Detektor CTs ist eine Rekonstruktion der spektralen, sprich Dual-Energy Datensätze, retrospektiv aus jedem akquirierten Datensatz möglich. Ein dediziertes Dual-Energy Akquisitionsprotokoll ist hier nicht notwendig. Aus sämtlichen Bilddaten der Untersuchung können die Datensätzen rekonstruiert und zum

weiteren Post-Processing verwendet werden. Dies ist ein entscheidender Unterschied zu verschiedenen anderen Dual-Energy Ansätzen weiterer Hersteller. Ohne Verwendung eines Dual-Layer Detektors oder eines Photon-Counting Detektors muss bereits im Vorfeld ein Dual-Energy-Akquisitionsprotokoll festgelegt werden. Dies führt meist dazu, dass die Vorteile der jeweiligen Geräte hinsichtlich der Geschwindigkeit und der Strahlendosis aufgehoben werden [109]. Mehrere Studien wie beispielsweise von Grant et al. und Albrecht et al. konnten zeigen, dass die Vorteile hinsichtlich der Steigerung des Kontrastes und Reduktion von Kontrastmittel auch mit der Dual-Source Technik ähnlich möglich sind [99; 109; 110].

Nachteil der Dual-Layer Spektral-Technologie ist sicherlich die langsamere Rotationsgeschwindigkeit insbesondere im Vergleich zu Dual-Source Systemen und die dadurch auch etwas erhöhte Strahlendosis. Dies fällt jedoch bei dem TAVI-Kollektiv mit zumeist älteren Patienten nicht so entscheidend ins Gewicht wie die dadurch erreichte Kontrastmittelreduktion [111].

Das seit 2021 klinisch eingesetzte Photon-Counting CT ermöglicht ebenfalls eine Akquisition von Dual-Energy-Daten in jeder Untersuchung ohne ein dediziertes Dual-Energy Protokoll. Vorteil ist hier die Verwendung eines Dual-Source-Systems mit zwei Röntgen-Detektor-Systemen. Es kann somit als Zusammenführung der Dual-Layer- und Dual-Source-Technologie verstanden werden. Erste Ergebnisse für die TAVI-Bildgebung liegen hierfür allerdings noch nicht vor, sind aber mit Spannung zu erwarten. Symons et al. konnten bereits für die Kopf-Hals-Gefäße das Potential in der verbesserten Gefäßdarstellung zeigen [112]. Die VMI-Rekonstruktionen sind vielversprechend, wie eine Studie von Bette et al. für die Leberbildgebung zeigen konnte [113]. Auch das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis ist, zumindest im Vergleich zum Dual-Source-CT, bei der Verwendung von VMI Rekonstruktionen verbessert, basierend auf einer Studie von Booiij et al. [114]. Die vorliegende Studie legt somit möglicherweise den Grundstein für ein Kontrastmittelprotokoll, welches sowohl beim Dual-Layer-System wie auch beim Photon-Counting-System Verwendung finden kann und als Grundlage für die Initiierung und Durchführung weitergehender Studien in diesem sicherlich wachsendem Feld der kardialen, prä-Interventionelle Bildgebung dienen kann.

Bei der Auswertung der SNR und CNR konnte größtenteils kein signifikanter Unterschied im Vergleich der verschiedenen Gruppen und Rekonstruktionen nachgewiesen werden. Lediglich für den Bereich der Aorta ascendens unter Verwendung der 40 keV Rekonstruktion bei 50 ml wurde eine Signifikanz festgestellt. Bei Betrachtung der Gesamtheit der Daten und der übrigen Tendenzen gehen wir jedoch hier davon aus, dass es sich eher um einen zufällig signifikanten Unterschied handelt wie um eine belastbare statistische Differenz. Dies sollte jedoch im Rahmen weiterführender Studien noch eingehender untersucht werden. Ein weiterer interessanter Punkt ist die Regressionsanalyse der SNR, hier konnte gezeigt werden, dass die

SNR mit steigendem BMI ebenfalls steigt. Dies führen wir auf die Effekte der Dosismodulation und des hierdurch beeinflussten Signalrauschens zurück.

Hinsichtlich der visuellen, subjektiven Auswertung hat der Vergleich der einzelnen Gutachter keine relevanten Unterschiede ergeben. Dies zeigt, wie verlässlich und allgemein gut auswertbar die TAVR-Bildgebung an sich ist. Insbesondere bei der relevanten Analyse des linksventrikulären Ausflusstraktes hat die Verwendung der 40 keV Rekonstruktionen bei der Gutachtergruppe 1 auch in den Gruppen mit reduzierter Kontrastmittelmenge ein homogen gutes Bild gezeigt. Dies lässt darauf schließen, dass diese Rekonstruktionen von den Gutachtern gut angenommen werden und eine Auswertung in einer Vielzahl der Fälle auch bei reduzierter Kontrastmittelmenge möglich ist.

Die Auswertung der Fragebögen der Gutachtergruppe 2 hat hier ein ähnliches Bild ergeben mit kleinen Unterschieden. Generell haben wir festgestellt, dass bei reduziertem Kontrast die zweite Gutachtergruppe, im Unterschied zu der Gutachtergruppe 1, die Auswertung schwieriger bzw. eher eingeschränkt beurteilt haben. Dies führen wir auf die geringere Erfahrung in der Analyse von CT Datensätzen zurück und zeigt einmal mehr, dass die Zusammenarbeit der Fachdisziplinen von enormer Bedeutung ist. Die Radiologie kann hier mit der Erfahrung in der Befundung auch bei problematischeren Patienten ein fundiertes Ergebnis liefern. Analog zu der Gutachtergruppe 1 war auch bei der Gutachtergruppe 2 die VMI 40 keV Rekonstruktion bevorzugt, insbesondere bei 30 ml Kontrastmittel konnten hier bei der subjektiven Auswertung signifikante Unterschiede festgestellt werden.

In der SPECTACULAR-Studie wurden aortale und arterielle Verkalkungen als Limitation bei der Auswertbarkeit der Gefäße genannt. Dies konnte in der vorliegenden Studie, basierend auf der subjektiven Auswertung der Radiologen und Kardiologen nicht bestätigt werden. Die Evaluation der Gefäßdiameter war auch bei deutlichen Kalzifikationen ohne relevante Limitationen möglich. Problematisch hingegen waren aus unserer Sicht jedoch einliegende Implantate, insbesondere der Gelenkersatz des Hüftgelenks hat die Evaluation der Beckenstrombahn erschwert. Dies verstärkte sich bei Reduktion der Kontrastmittelmenge und bei Verwendung der VMI-Rekonstruktionen in niedriger kV-Stufe erwartungsgemäß [115]. Meist ist die Auswertung dennoch möglich, bei nur einseitigem Implantat kann beispielsweise die Gegenseite evaluiert werden. Sind beidseitige Hüft-Implantate bekannt, kann ggf. Patienten-individuell eine höhere Kontrastmittelmenge gewählt werden um die Sicherheit hinsichtlich der Auswertung zu erhöhen. Im Rahmen unserer Studie jedoch konnten alle Patienten, auch mit Gelenkersatz, erfolgreich ausgewertet werden. Weniger problematisch ist das Vorliegen von Gefäßprothesen oder Stents für die Auswertung. Diese liegen zumeist

in der Aorta, bei femoraler oder iliakaler Lage erfolgt der Zugang meist über die Gegenseite und die Limitationen bei der Auswertung sind irrelevant.

Die vorliegende Studie hat mehrere Limitationen. Einer der Major-Limitationen ist sicherlich die Durchführung lediglich an einem Zentrum. Weiterführend wäre eine Evaluation von Datensätzen aus anderen Zentren mit Dual-Layer CT-Scannern wünschenswert um die Anwendbarkeit der Ergebnisse Zentrums-unabhängig valide zu demonstrieren. Die Anzahl der eingeschlossenen Patienten und die kleine Kohortengröße auf Grund des Pilot-Charakters der Studie ist eine weitere wichtige Limitation. Die durchgeführte systematische Analyse zur Reduktion der Kontrastmittelmenge ermöglicht aber nun auf Grund der signifikanten Ergebnisse weiterführende Studien zur genaueren Evaluation des Kontrastmittelprotokolls und zur Analyse von Einflussfaktoren mit dem Ziel, ggf. bei Patienten individuell die notwendige Kontrastmittelmenge zu bestimmen. In dieser Qualitätssicherungsstudie ging es primär darum, ein für alle Patienten gültiges Kontrastmittelprotokoll festzulegen. Die Kontrastmittelgabe im Rahmen der Studie erfolgte entsprechend der gültigen SOP in unserem Institut unabhängig vom Körpergewicht. So ließ sich ein einfaches und gut im Alltag anwendbares Kontrastmittelprotokoll finden. Möglicherweise ist die Körpergewichts-adaptierte Kontrastmittelapplikation der fixen Kontrastmittelgabe bei TAVR-Patienten überlegen, auch dies bedarf weitere Untersuchungen. Für die dargestellte Analyse haben wir uns auf die VMI 40 und 60 keV VMI-Datensätze im Vergleich zur Standard-Rekonstruktion beschränkt, da die Daten der Studie sehr umfangreich waren. Aus unserer Sicht sind diese Rekonstruktionsstufen jedoch die für die klinische Anwendbarkeit und weiterführende Studien relevanten Daten.

Diese prospektive Qualitätssicherungsstudie konnte zusammenfassend zeigen, dass die Reduktion der Kontrastmittelmenge im Rahmen der Bildgebung zu TAVR-Planung am Dual-Layer Spektral-Detektor CT auf 40 ml ohne Einschränkungen der Bildqualität möglich ist. Die Verwendung der VMI 40 keV Rekonstruktion zeigte im Vergleich zur Standardrekonstruktion bessere Ergebnisse in der qualitativen Analyse, jedoch keinen signifikanten Unterschied in der quantitativen Analyse mit einem Trend zu besseren Werten der SNR und CNR. Die Reduktion auf 30 ml Kontrastmittel zeigt einen signifikanten Qualitätsverlust und wird daher nicht für die klinische Praxis empfohlen. Diese Ergebnisse können genutzt werden, um die Dosis des potentiell nephrotoxischen iodhaltigen intravenösen Kontrastmittels zu reduzieren, ohne dass es zu einem Verlust an vaskulärem Kontrast oder einer Zunahme der Strahlenbelastung kommt, was besonders bei der Untersuchung von Patienten mit Niereninsuffizienz, einem typischen Problem der TAVR-Patienten, sinnvoll ist. Basierend auf diesen Ergebnissen wurde die lokale SOP in unserem Institut entsprechend geändert.



## 6. Literaturverzeichnis

- 1 Martin SS, Albrecht MH, Wichmann JL et al (2017) Value of a noise-optimized virtual monoenergetic reconstruction technique in dual-energy CT for planning of transcatheter aortic valve replacement. *Eur Radiol* 27:705-714
- 2 D'Angelo T, Cicero G, Mazziotti S et al (2019) Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: technique and clinical applications. *Br J Radiol* 92:20180546
- 3 Jhaveri KD, Saratzis AN, Wanchoo R, Sarafidis PA (2017) Endovascular aneurysm repair (EVAR)- and transcatheter aortic valve replacement (TAVR)-associated acute kidney injury. *Kidney Int* 91:1312-1323
- 4 Cormack AM (1980) Recollections of my work with computer assisted tomography. *Mol Cell Biochem* 32:59-61
- 5 Hounsfield GN (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 46:1016-1022
- 6 Hurlock GS, Higashino H, Mochizuki T (2009) History of cardiac computed tomography: single to 320-detector row multislice computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 25 Suppl 1:31-42
- 7 Martin SS, Wichmann JL, Weyer H et al (2017) Dual-energy computed tomography in patients with cutaneous malignant melanoma: Comparison of noise-optimized and traditional virtual monoenergetic imaging. *Eur J Radiol* 95:1-8
- 8 Zheng KH, Tzolos E, Dweck MR (2020) Pathophysiology of Aortic Stenosis and Future Perspectives for Medical Therapy. *Cardiol Clin* 38:1-12
- 9 McDonald RJ, McDonald JS, Bida JP et al (2013) Intravenous contrast material-induced nephropathy: causal or coincident phenomenon? *Radiology* 267:106-118
- 10 McDonald JS, McDonald RJ, Carter RE, Katzberg RW, Kallmes DF, Williamson EE (2014) Risk of intravenous contrast material-mediated acute kidney injury: a propensity score-matched study stratified by baseline-estimated glomerular filtration rate. *Radiology* 271:65-73
- 11 Medical S Magnete, Spins und Resonanzen, eine Einführung in die Grundlagen der Magnetresonanztomographie. Siemens Medical Solution Magnetresonanztomographie Erlangen, 2003: p.21-129,
- 12 Liguori C, Frauenfelder G, Massaroni C et al (2015) Emerging clinical applications of computed tomography. *Med Devices (Auckl)* 8:265-278
- 13 Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H (2011) *Wie funktioniert CT?* Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
- 14 Bautz W, Kalender W (2005) Godfrey N. Hounsfield und die Folgen. *Der Radiologe* 45:350-355
- 15 Michael Mihaljevic MK, Hrvoje Gomercic (2009) *CT-und MRT-Atlas*. Thieme
- 16 Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC (2014) State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology* 271:327-342
- 17 Avrin DE, Macovski A, Zatz LE (1978) Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results. *Invest Radiol* 13:217-222
- 18 Gupta A, Kikano EG, Bera K et al (2021) Dual energy imaging in cardiothoracic pathologies: A primer for radiologists and clinicians. *Eur J Radiol Open* 8:100324
- 19 Dunscombe PB, Katz DE, Stacey AJ (1984) Some practical aspects of dual-energy CT scanning. *Br J Radiol* 57:82-87
- 20 al. GHNe (2018) Grundlagen, Umsetzung und klinische Anwendung der Dual-Energy-CT. Doi:<https://doi.org/10.1055/a-0657-7090>
- 21 Flohr TG, McCollough CH, Bruder H et al (2006) First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 16:256-268
- 22 Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M et al (2007) Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 17:1510-1517

- 23 Chiro GD, Brooks RA, Kessler RM et al (1979) Tissue signatures with dual-energy computed tomography. *Radiology* 131:521-523
- 24 McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG (2015) Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology* 276:637-653
- 25 Wichmann JL, Hardie AD, Schoepf UJ et al (2017) Single- and dual-energy CT of the abdomen: comparison of radiation dose and image quality of 2nd and 3rd generation dual-source CT. *Eur Radiol* 27:642-650
- 26 De Cecco CN, Darnell A, Macías N et al (2013) Second-generation dual-energy computed tomography of the abdomen: radiation dose comparison with 64- and 128-row single-energy acquisition. *J Comput Assist Tomogr* 37:543-546
- 27 Coursey CA, Nelson RC, Boll DT et al (2010) Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? *RadioGraphics* 30:1037-1055
- 28 Achenbach S, Anders K, Kalender WA (2008) Dual-source cardiac computed tomography: image quality and dose considerations. *Eur Radiol* 18:1188-1198
- 29 Rassouli N, Etesami M, Dhanantwari A, Rajiah P (2017) Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: principles and applications. *Insights Imaging* 8:589-598
- 30 Yu L, Leng S, McCollough CH (2012) Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol* 199:S9-S15
- 31 Apfaltrer P, Sudarski S, Schneider D et al (2014) Value of monoenergetic low-kV dual energy CT datasets for improved image quality of CT pulmonary angiography. *Eur J Radiol* 83:322-328
- 32 Beeres M, Trommer J, Frellesen C et al (2016) Evaluation of different keV-settings in dual-energy CT angiography of the aorta using advanced image-based virtual monoenergetic imaging. *Int J Cardiovasc Imaging* 32:137-144
- 33 Wichmann JL, Nöske EM, Kraft J et al (2014) Virtual monoenergetic dual-energy computed tomography: optimization of kiloelectron volt settings in head and neck cancer. *Invest Radiol* 49:735-741
- 34 Coylewright M, Blumenthal RS, Post W (2008) Placing COURAGE in context: review of the recent literature on managing stable coronary artery disease. *Mayo Clin Proc* 83:799-805
- 35 Mortelé KJ, Oliva MR, Ondategui S, Ros PR, Silverman SG (2005) Universal use of nonionic iodinated contrast medium for CT: evaluation of safety in a large urban teaching hospital. *AJR Am J Roentgenol* 184:31-34
- 36 Khwaja A (2012) KDIGO clinical practice guidelines for acute kidney injury. *Nephron Clin Pract* 120:c179-184
- 37 Saito H, Noda K, Ogasawara K et al (2018) Reduced iodinated contrast media for abdominal imaging by dual-layer spectral detector computed tomography for patients with kidney disease. *Radiol Case Rep* 13:437-443
- 38 Huynh K, Baghdanian AH, Baghdanian AA, Sun DS, Kolli KP, Zagoria RJ (2020) Updated guidelines for intravenous contrast use for CT and MRI. *Emerg Radiol* 27:115-126
- 39 Kodzwa R (2019) ACR Manual on Contrast Media: 2018 Updates. *Radiol Technol* 91:97-100
- 40 Mueller C, Buerkle G, Buettner HJ et al (2002) Prevention of contrast media-associated nephropathy: randomized comparison of 2 hydration regimens in 1620 patients undergoing coronary angioplasty. *Arch Intern Med* 162:329-336
- 41 Weisbord SD, Palevsky PM (2008) Prevention of contrast-induced nephropathy with volume expansion. *Clin J Am Soc Nephrol* 3:273-280
- 42 Wichmann JL, Katzberg RW, Litwin SE et al (2015) Contrast-Induced Nephropathy. *Circulation* 132:1931-1936
- 43 Bush WH, Swanson DP (1991) Acute reactions to intravascular contrast media: types, risk factors, recognition, and specific treatment. *AJR Am J Roentgenol* 157:1153-1161

- 44 Park SJ, Kang DY, Sohn KH et al (2018) Immediate Mild Reactions to CT with Iodinated Contrast Media: Strategy of Contrast Media Readministration without Corticosteroids. *Radiology* 288:710-716
- 45 Leung AM, Braverman LE (2012) Iodine-induced thyroid dysfunction. *Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes* 19:414-419
- 46 Lee SY, Rhee CM, Leung AM, Braverman LE, Brent GA, Pearce EN (2015) A review: Radiographic iodinated contrast media-induced thyroid dysfunction. *J Clin Endocrinol Metab* 100:376-383
- 47 Rhee CM, Bhan I, Alexander EK, Brunelli SM (2012) Association between iodinated contrast media exposure and incident hyperthyroidism and hypothyroidism. *Arch Intern Med* 172:153-159
- 48 Lindroos M, Kupari M, Heikkilä J, Tilvis R (1993) Prevalence of aortic valve abnormalities in the elderly: an echocardiographic study of a random population sample. *J Am Coll Cardiol* 21:1220-1225
- 49 Vahanian A, Alfieri O, Andreotti F et al (2013) [Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). The Joint Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS)]. *G Ital Cardiol (Rome)* 14:167-214
- 50 Kuck KH, et al. (2015) Positionspapier der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie - Qualitätskriterien zur Durchführung der transkatheteren Aortenklappenimplantation (TAVI). *Der Kardiologe*. DOI 10.1007/s12181-014-0622-8
- 51 Joseph J, Naqvi SY, Giri J, Goldberg S (2017) Aortic Stenosis: Pathophysiology, Diagnosis, and Therapy. *Am J Med* 130:253-263
- 52 Baumgartner H, Falk V, Bax JJ et al (2018) 2017 ESC/EACTS Guidelines for the Management of Valvular Heart Disease. *Rev Esp Cardiol (Engl Ed)* 71:110
- 53 Howard C, Jullian L, Joshi M, Noshirwani A, Bashir M, Harky A (2019) TAVI and the future of aortic valve replacement. *J Card Surg* 34:1577-1590
- 54 Grimard BH, Safford RE, Burns EL (2016) Aortic Stenosis: Diagnosis and Treatment. *Am Fam Physician* 93:371-378
- 55 lung B, Cachier A, Baron G et al (2005) Decision-making in elderly patients with severe aortic stenosis: why are so many denied surgery? *Eur Heart J* 26:2714-2720
- 56 Daniel WG, Baumgartner H, Gohlke-Bärwolf C et al (2006) [Aortic stenosis]. *Clin Res Cardiol* 95:620-641
- 57 Gohlke-Bärwolf C, Minners J, Jander N et al (2013) Natural history of mild and of moderate aortic stenosis-new insights from a large prospective European study. *Curr Probl Cardiol* 38:365-409
- 58 Stewart BF, Siscovick D, Lind BK et al (1997) Clinical factors associated with calcific aortic valve disease. *Cardiovascular Health Study*. *J Am Coll Cardiol* 29:630-634
- 59 Hoffman JI, Kaplan S (2002) The incidence of congenital heart disease. *J Am Coll Cardiol* 39:1890-1900
- 60 Carabello BA, Paulus WJ (2009) Aortic stenosis. *Lancet* 373:956-966
- 61 Essop MR, Peters F (2014) Contemporary issues in rheumatic fever and chronic rheumatic heart disease. *Circulation* 130:2181-2188
- 62 Lorell BH, Carabello BA (2000) Left ventricular hypertrophy: pathogenesis, detection, and prognosis. *Circulation* 102:470-479
- 63 Rajappan K, Rimoldi OE, Dutka DP et al (2002) Mechanisms of coronary microcirculatory dysfunction in patients with aortic stenosis and angiographically normal coronary arteries. *Circulation* 105:470-476
- 64 Rajappan K, Rimoldi OE, Camici PG, Bellenger NG, Pennell DJ, Sheridan DJ (2003) Functional changes in coronary microcirculation after valve replacement in patients with aortic stenosis. *Circulation* 107:3170-3175
- 65 Otto CM, Prendergast B (2014) Aortic-valve stenosis--from patients at risk to severe valve obstruction. *N Engl J Med* 371:744-756
- 66 Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO et al (2014) 2014 AHA/ACC Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: executive summary: a report of

- the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *Circulation* 129:2440-2492
- 67 Clayton B, Morgan-Hughes G, Roobottom C (2014) Transcatheter aortic valve insertion (TAVI): a review. *Br J Radiol* 87:20130595
- 68 Daniel WG, Hanrath HBCG-BrP, Koch DHKC, Mügge A, Schäfers HJ, Flachskampf FA (2006) Klappenventien im Erwachsenenalter. *Clin Res Cardiol* 95
- 69 Otto CM, Nishimura RA, Bonow RO et al (2021) 2020 ACC/AHA Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: Executive Summary: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Joint Committee on Clinical Practice Guidelines. *Circulation* 143:e35-e71
- 70 Kasel AM, Cassese S, Bleiziffer S et al (2013) Standardized imaging for aortic annular sizing: implications for transcatheter valve selection. *JACC Cardiovasc Imaging* 6:249-262
- 71 Rossebø AB, Pedersen TR, Boman K et al (2008) Intensive lipid lowering with simvastatin and ezetimibe in aortic stenosis. *N Engl J Med* 359:1343-1356
- 72 Cuff C, Serfaty JM, Cimadevilla C et al (2011) Measurement of aortic valve calcification using multislice computed tomography: correlation with haemodynamic severity of aortic stenosis and clinical implication for patients with low ejection fraction. *Heart* 97:721-726
- 73 Clavel MA, Pibarot P, Messika-Zeitoun D et al (2014) Impact of aortic valve calcification, as measured by MDCT, on survival in patients with aortic stenosis: results of an international registry study. *J Am Coll Cardiol* 64:1202-1213
- 74 Généreux P, Stone GW, O'Gara PT et al (2016) Natural History, Diagnostic Approaches, and Therapeutic Strategies for Patients With Asymptomatic Severe Aortic Stenosis. *J Am Coll Cardiol* 67:2263-2288
- 75 Windecker S, Okuno T, Unbehaun A, Mack M, Kapadia S, Falk V (2022) Which patients with aortic stenosis should be referred to surgery rather than transcatheter aortic valve implantation? *Eur Heart J*. 10.1093/eurheartj/ehac105
- 76 Iglesias D, Salinas P, Moreno R et al (2015) Prognostic impact of decisions taken by the heart team in patients evaluated for transcatheter aortic valve implantation. *Rev Port Cardiol* 34:587-595
- 77 Kuck K-H, Eggebrecht H, Figulla HR et al (2015) Qualitätskriterien zur Durchführung der transvaskulären Aortenklappenimplantation (TAVI). *Kardiologie* 9:11–26
- 78 Tissot CM, Attias D, Himbert D et al (2011) Reappraisal of percutaneous aortic balloon valvuloplasty as a preliminary treatment strategy in the transcatheter aortic valve implantation era. *EuroIntervention* 7:49-56
- 79 Prasongsukarn K, Jamieson WR, Lichtenstein SV (2005) Performance of bioprostheses and mechanical prostheses in age group 61-70 years. *J Heart Valve Dis* 14:501-508, 510-501; discussion 509
- 80 Deiwick M, Glasmacher B, Baba HA et al (1998) In vitro testing of bioprostheses: influence of mechanical stresses and lipids on calcification. *Ann Thorac Surg* 66:S206-211
- 81 Walther T, Kempfert J, Mohr FW (2012) Transcatheter aortic valve implantation: surgical perspectives. *Arch Cardiovasc Dis* 105:174-180
- 82 Beckmann A, Funkat AK, Lewandowski J et al (2017) German Heart Surgery Report 2016: The Annual Updated Registry of the German Society for Thoracic and Cardiovascular Surgery. *Thorac Cardiovasc Surg* 65:505-518
- 83 Bonow RO, Leon MB, Doshi D, Moat N (2016) Management strategies and future challenges for aortic valve disease. *Lancet* 387:1312-1323
- 84 Leon MB, Smith CR, Mack M et al (2010) Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery. *N Engl J Med* 363:1597-1607
- 85 Smith CR, Leon MB, Mack MJ et al (2011) Transcatheter versus surgical aortic-valve replacement in high-risk patients. *N Engl J Med* 364:2187-2198
- 86 Mack MJ, Leon MB, Thourani VH et al (2019) Transcatheter Aortic-Valve Replacement with a Balloon-Expandable Valve in Low-Risk Patients. *N Engl J Med* 380:1695-1705

- 87 MJ M (March 29, 2020) Two-year clinical and echocardiographic outcomes from the PARTNER 3 low-risk randomized trial. , Presented at: ACC 2020
- 88 Cerillo AG, Mariani M, Berti S, Glauber M (2012) Sizing the aortic annulus. *Ann Cardiothorac Surg* 1:245-256
- 89 Sinning JM, Vasa-Nicotera M, Chin D et al (2013) Evaluation and management of paravalvular aortic regurgitation after transcatheter aortic valve replacement. *J Am Coll Cardiol* 62:11-20
- 90 Martinez-Selles M, Bramlage P, Thoenes M, Schymik G (2015) Clinical significance of conduction disturbances after aortic valve intervention: current evidence. *Clin Res Cardiol* 104:1-12
- 91 Siontis GC, Jüni P, Pilgrim T et al (2014) Predictors of permanent pacemaker implantation in patients with severe aortic stenosis undergoing TAVR: a meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* 64:129-140
- 92 Khatri PJ, Webb JG, Rodés-Cabau J et al (2013) Adverse effects associated with transcatheter aortic valve implantation: a meta-analysis of contemporary studies. *Ann Intern Med* 158:35-46
- 93 Hamm CW, Möllmann H, Holzhey D et al (2014) The German Aortic Valve Registry (GARY): in-hospital outcome. *Eur Heart J* 35:1588-1598
- 94 Blanke P, Weir-McCall JR, Achenbach S et al (2019) Computed Tomography Imaging in the Context of Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI)/Transcatheter Aortic Valve Replacement (TAVR): An Expert Consensus Document of the Society of Cardiovascular Computed Tomography. *JACC Cardiovasc Imaging* 12:1-24
- 95 Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Jr., Detrano R (1990) Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 15:827-832
- 96 Willemink MJ, Leiner T, de Jong PA et al (2013) Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol* 23:1632-1642
- 97 Landis JR, Koch GG (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33:159-174
- 98 Healthcare P (2022). Available via <https://www.philips.de/healthcare/resources/landing/iqon-spectral-ct>. Accessed 01.01.2022
- 99 Albrecht MH, Scholtz JE, Kraft J et al (2015) Assessment of an Advanced Monoenergetic Reconstruction Technique in Dual-Energy Computed Tomography of Head and Neck Cancer. *Eur Radiol* 25:2493-2501
- 100 Patel BN, Marin D (2018) Strategies to Improve Image Quality on Dual-Energy Computed Tomography. *Radiol Clin North Am* 56:641-647
- 101 Cavallo AU, Patterson AJ, Thomas R et al (2020) Low dose contrast CT for transcatheter aortic valve replacement assessment: Results from the prospective SPECTACULAR study (spectral CT assessment prior to TAVR). *J Cardiovasc Comput Tomogr* 14:68-74
- 102 Große Hokamp N, Kessner R, Van Hedent S, Graner FP, Gupta A, Gilkeson R (2018) Spectral Detector Computed Tomography Pulmonary Angiography: Improved Diagnostic Assessment and Automated Estimation of Window Settings Angiography of Pulmonary Arteries From Novel Spectral Detector Computed Tomography Provides Improved Image Quality if Settings are Adjusted. *J Comput Assist Tomogr* 42:850-857
- 103 Shuman WP, Chan KT, Busey JM, Mitsumori LM, Koprowicz KM (2016) Dual-energy CT Aortography with 50% Reduced Iodine Dose Versus Single-energy CT Aortography with Standard Iodine Dose. *Acad Radiol* 23:611-618
- 104 Thourani VH, Forcillo J, Beohar N et al (2016) Impact of Preoperative Chronic Kidney Disease in 2,531 High-Risk and Inoperable Patients Undergoing Transcatheter Aortic Valve Replacement in the PARTNER Trial. *Ann Thorac Surg* 102:1172-1180
- 105 Wienemann H, Langenbach MC, Mauri V et al (2022) Feasibility and Comparison of Resting Full-Cycle Ratio and Computed Tomography Fractional Flow Reserve in Patients with Severe Aortic Valve Stenosis. *J Cardiovasc Dev Dis* 9

- 106 Gohmann RF, Pawelka K, Seitz P et al (2022) Combined cCTA and TAVR Planning for Ruling Out Significant CAD: Added Value of ML-Based CT-FFR. *JACC Cardiovasc Imaging* 15:476-486
- 107 Tomizawa N, Komatsu S, Akahane M, Torigoe R, Kiryu S, Ohtomo K (2012) Influence of hemodynamic parameters on coronary artery attenuation with 320-detector coronary CT angiography. *Eur J Radiol* 81:230-233
- 108 Bae KT, Seeck BA, Hildebolt CF et al (2008) Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity. *AJR Am J Roentgenol* 190:777-784
- 109 Grant KL, Flohr TG, Krauss B, Sedlmair M, Thomas C, Schmidt B (2014) Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media. *Invest Radiol* 49:586-592
- 110 Wichmann JL, Varga-Szemes A, Suranyi P et al (2015) Transcatheter Aortic Valve Replacement: Imaging Techniques for Aortic Root Sizing. *J Thorac Imaging* 30:349-358
- 111 Khaliq OK, Pulerwitz TC, Halliburton SS et al (2016) Practical considerations for optimizing cardiac computed tomography protocols for comprehensive acquisition prior to transcatheter aortic valve replacement. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 10:364-374
- 112 Symons R, Reich DS, Bagheri M et al (2018) Photon-Counting Computed Tomography for Vascular Imaging of the Head and Neck: First In Vivo Human Results. *Invest Radiol* 53:135-142
- 113 Bette S, Decker JA, Braun FM et al (2022) Optimal Conspicuity of Liver Metastases in Virtual Monochromatic Imaging Reconstructions on a Novel Photon-Counting Detector CT-Effect of keV Settings and BMI. *Diagnostics (Basel)* 12
- 114 Booi R, van der Werf NR, Dijkshoorn ML, van der Lugt A, van Straten M (2022) Assessment of Iodine Contrast-To-Noise Ratio in Virtual Monoenergetic Images Reconstructed from Dual-Source Energy-Integrating CT and Photon-Counting CT Data. *Diagnostics (Basel)* 12
- 115 Laukamp KR, Große Hokamp N, Alabar O et al (2020) Metal artifacts from sternal wires: evaluation of virtual monoenergetic images from spectral-detector CT for artifact reduction. *Clin Imaging* 60:249-256

## 7. Anhang

**Fragebogen: 1. Gutachtergruppe**      **Patientenkürzel:**

Ist der Bilddatensatz auswertbar?

Ja

Eingeschränkt

Nein

Wenn eingeschränkt oder nein: Warum?

---



---

Wie ist die Qualität der Bilder in Bezug auf den intraluminalen Kontrast in den benannten Gefäßabschnitten? (1 = diagnostisch nicht auswertbar, 2 = auswertbar trotz Beeinträchtigung durch Bildrauschen, Artefakte und/ oder geringem Kontrast, 3 = moderates Bildrauschen mit ausreichender intraluminaler Kontrastierung, Artefakte können vorliegen, 4 = guter Gefäßkontrast ohne höhergradige Artefakte, lediglich geringes Bildrauschen, 5 = exzellent, ohne diagnostische Einschränkungen)

Abschnitt		1	2	3	4	5
Aortenklappe						
Koronararterien-Abgänge						
Aorta ascendens						
Aortenbogen						
Thorakale Aorta descendens						
Abdominale Aorta descendens						
A. iliaca communis	rechts					
	links					
A. iliaca externa	rechts					
	links					
A. femoralis communis	rechts					
	links					

**Fragebogen: 2. Gutachtergruppe**      **Patientenkürzel:**

Ist der Bilddatensatz auswertbar?

Ja

Eingeschränkt

Nein

Wenn eingeschränkt oder nein: Warum?

---

---

Wie ist die Qualität der Bilder in Bezug auf den intraluminalen Kontrast? (1 = diagnostisch nicht auswertbar, 2 = auswertbar trotz Beeinträchtigung durch Bildrauschen, Artefakte und/ oder geringem Kontrast, 3 = moderates Bildrauschen mit ausreichender intraluminaler Kontrastierung, Artefakte können vorliegen, 4 = guter Gefäßkontrast ohne höhergradige Artefakte, lediglich geringes Bildrauschen, 5 = exzellent, ohne diagnostische Einschränkungen)

Abschnitt	1	2	3	4	5
Aortenklappenebene					
Beckenstrombahn					

Abweichende intraoperative Situation?

nein

ja

Wenn ja: Welche?

---

---



## 7.1 Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b> Schematischer Aufbau eines Computertomographen (CT).....	16
<b>Abbildung 2:</b> Wechselwirkung der Röntgenphotonen mit Materie dargestellt anhand des atomaren Schalenmodells: Der photoelektrische Effekt .....	18
<b>Abbildung 3:</b> Wechselwirkung der Röntgenphotonen mit Materie dargestellt anhand des atomaren Schalenmodells: Der Compton-Effekt.....	19
<b>Abbildung 4:</b> Schematische Darstellung der unterschiedlichen Dual-Energy CT Techniken. Die Dual-Source-Technik (a), die Dual-Layer-Technik (b) sowie die rapid-kVp-switching-Technik (c) ermöglichen die Akquisition unterschiedlicher Bildparameter. kVp – Kilovolt peak .....	22
<b>Abbildung 5:</b> Flowchart des Managements der hochgradigen Aortenklappenstenose (adaptiert aus der Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie-, Herz- und Kreislaufforschung). LVEF – Linksventrikuläre Ejektionsfraktion, TAVR – Transkatheter Aortic Valve Replacement, AKE – Aortenklappenersatz [52].....	31
<b>Abbildung 6:</b> Exemplarische Übersicht über die Platzierung der jeweiligen Region of Interest (ROI) in den verschiedenen Ebenen der Aorta und der Beckengefäße jeweils zentral im Gefäß. Die Platzierung erfolgte in der Aorta ascendens (a), im Aortenbogen (b), in der thorakalen Aorta descendens (c), in der abdominellen Aorta descendens (d), in der Arteria iliaca communis beidseits (e), der Arteria iliaca externa beidseits (f) und in der Arteria femoralis communis beidseits (g). .....	41
<b>Abbildung 7:</b> Übersicht über das Kontrastverhalten in den 4 Kontrastmittelgruppen in den verschiedenen Rekonstruktionen: Standard (a), VMI 40 keV (b), 60 keV (c), 80 keV (d), 100 keV (e), 120 keV (f), 140 keV (g).....	46
<b>Abbildung 8:</b> Geschlechterverteilung in der Studienpopulation in absoluten Zahlen sowie in Prozent .....	47
<b>Abbildung 9:</b> Altersverteilung in der Studienpopulation.....	48
<b>Abbildung 10:</b> Verteilung des Body-Mass-Index (BMI) entsprechen der Einteilung der Weltgesundheitsorganisation .....	48
<b>Abbildung 11:</b> Verteilung der linksventrikulären Ejektionsfraktion.....	50
<b>Abbildung 12:</b> Box-Plot-Diagramme als Übersicht über die jeweiligen gemessenen Gefäßdurchmesser der Aorta ascendens aufgeteilt auf die Kontrastmittelgruppen und im Vergleich der unterschiedlichen Rekonstruktionen. Hier zeigt sich unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests kein signifikanter Unterschied. ....	51
<b>Abbildung 13:</b> Box-Plot-Diagramme als Übersicht über die jeweiligen gemessenen Gefäßdurchmesser der A. iliaca externa rechts aufgeteilt auf die Kontrastmittelgruppen und im Vergleich der unterschiedlichen Rekonstruktionen. Das Diagramm illustriert den signifikanten	

Unterschied nach Kruskal-Wallis-Test in der 30 ml Gruppe beim Vergleich der Standardrekonstruktion mit der VMI 140 keV Rekonstruktion.....	52
<b>Abbildung 14:</b> Box-Plot-Diagramme zum Vergleich des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses in der Aorta ascendens aufgeteilt auf die unterschiedlichen Kontrastmittelgruppen. Hier zeigt sich unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests ein signifikanter Abfall der 30 ml Gruppe im Vergleich mit den weiteren Kontrastmittelgruppen. SNR – Signal-to-noise-ratio .....	58
<b>Abbildung 15:</b> Box-Plot-Diagramme zum Vergleich des Signal-zu-Rausch-Verhältnis in der A. iliaca externa rechts aufgeteilt auf die unterschiedlichen Kontrastmittelgruppen. Auch hier zeigt sich nach Kruskal-Wallis-Tests ein signifikanter Abfall der 30 ml Gruppe im Vergleich mit den weiteren Kontrastmittelgruppen. SNR – Signal-to-noise-ratio .....	58
<b>Abbildung 16:</b> Box-Plot-Diagramme zum Vergleich des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses in der Aorta ascendens aufgeteilt auf die unterschiedlichen Kontrastmittelgruppen. Hier zeigt sich unter Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests ein signifikanter Abfall der 30 ml Gruppe im Vergleich mit den weiteren Kontrastmittelgruppen. CNR – Contrast-to-noise-ratio.....	65
<b>Abbildung 17:</b> Box-Plot-Diagramme zum Vergleich des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses in der A. iliaca externa rechts aufgeteilt auf die unterschiedlichen Kontrastmittelgruppen. Auch hier zeigt sich nach Kruskal-Wallis-Tests ein signifikanter Abfall der 30 ml Gruppe im Vergleich mit den weiteren Kontrastmittelgruppen. CNR – Contrast-to-noise-ratio .....	66
<b>Abbildung 18:</b> Übersicht in sagittaler Schnitfführung thorako-abdominell über die verschiedenen Bildeindrücke in der Standardrekonstruktion (a-d) und VMI 40 keV Rekonstruktion (e-h) in den unterschiedlichen Kontrastmittelstufen (60 ml: a, e; 50 ml: b, f; 40 ml: c, g; 30 ml: d, h) .....	73
<b>Abbildung 19:</b> Übersicht in koronarer Schnitfführung thorakal über die verschiedenen Bildeindrücke in der Standardrekonstruktion (a-d) und VMI 40 keV Rekonstruktion (e-h) in den unterschiedlichen Kontrastmittelstufen (60 ml: a, e; 50 ml: b, f; 40 ml: c, g; 30 ml: d, h).....	73

## 7.2 Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b> Exemplarische Übersicht über einzelne Gewebe und die jeweiligen Dichtewerte angegeben in Hounsfield-Einheiten.....	17
<b>Tabelle 2:</b> Schweregrad der Aortenklappenstenose entsprechend der Einteilung nach dem American College of Cardiology [52].....	27
<b>Tabelle 3:</b> Übersicht über die unterschiedlichen Kontrastmittelmengen sowie den im Injektionsprotokoll festgelegten Kontrastmittel- und NaCl-Mengen. NaCl – Natrium-Chlorid	40
<b>Tabelle 4:</b> Detaillierte Übersicht über die Patientencharakteristika. BMI – Body-Mass-Index, NYHA – New York Heart Association, KHK – Koronare Herzkrankheit, OP – Operation, GFR – Glomeruläre Filtrationsrate, EF – Ejektionsfraktion, TAVR – Transaortic Valve Replacement, SAVR – Surgical Aortic Valve Replacement, $V_{max}$ – maximale Geschwindigkeit, $\Delta P$ – Druckgradient, SVi – Schlagvolumenindex.....	45
<b>Tabelle 5:</b> Vergleich der Gefäßdiameter in der 60 ml Kontrastmittelgruppe aufgeschlüsselt auf die unterschiedlichen Messpunkte. Angabe des entsprechenden p-Wertes der Kruskal-Wallis-Analyse. A. fem. communis – Arteria femoralis communis .....	53
<b>Tabelle 6:</b> Vergleich der Gefäßdiameter in der 50 ml Kontrastmittelgruppe aufgeschlüsselt auf die unterschiedlichen Messpunkte. Angabe des entsprechenden p-Wertes der Kruskal-Wallis-Analyse. A. fem. communis – Arteria femoralis communis .....	54
<b>Tabelle 7:</b> Vergleich der Gefäßdiameter in der 40 ml Kontrastmittelgruppe aufgeschlüsselt auf die unterschiedlichen Messpunkte. Angabe des entsprechenden p-Wertes der Kruskal-Wallis-Analyse. A. fem. communis – Arteria femoralis communis .....	55
<b>Tabelle 8:</b> Vergleich der Gefäßdiameter in der 30 ml Kontrastmittelgruppe aufgeschlüsselt auf die unterschiedlichen Messpunkte. Angabe des entsprechenden p-Wertes der Kruskal-Wallis-Analyse. Signifikante Unterschiede mit * gekennzeichnet. A. fem. communis – Arteria femoralis communis .....	56
<b>Tabelle 9:</b> Angabe der p-Werte für den paarweisen Vergleich des Gefäßdiameter der Aorta ascendens zwischen der Standardrekonstruktion und den untersuchten VMI-Rekonstruktionen, aufgeteilt in die Kontrastmittelgruppen.....	57
<b>Tabelle 10:</b> Angabe der p-Werte für den paarweisen Vergleich des Gefäßdiameter der A. iliaca externa rechts zwischen der Standardrekonstruktion und den untersuchten VMI-Rekonstruktionen, aufgeteilt in die Kontrastmittelgruppen. Signifikante Unterschiede mit * gekennzeichnet.....	57
<b>Tabelle 11:</b> Detaillierte Übersicht über die SNR in der 60 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikante Unterschiede mit * gekennzeichnet. ....	59

<b>Tabelle 12:</b> Detaillierte Übersicht über die SNR in der 50 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede mit * gekennzeichnet. ....	60
<b>Tabelle 13:</b> Detaillierte Übersicht über die SNR in der 40 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede mit * gekennzeichnet. ....	61
<b>Tabelle 14:</b> Detaillierte Übersicht über die SNR in der 30 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	62
<b>Tabelle 15:</b> p-Werte für den paarweisen Vergleich der SNR für die einzelnen Kontrastmittelgruppen mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel im Bereich der Aorta ascendens, aufgeteilt über die Standardrekonstruktion sowie die VMI-Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	64
<b>Tabelle 16:</b> p-Werte für den paarweisen Vergleich der SNR für die einzelnen Kontrastmittelgruppen mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel im Bereich der A. iliaca externa rechts, aufgeteilt über die Standardrekonstruktion sowie die VMI-Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	64
<b>Tabelle 17:</b> p-Werte für den paarweisen Vergleich der SNR für die einzelnen VMI-Rekonstruktionen mit der Standardrekonstruktion im Bereich der Aorta ascendens, aufgeteilt über die untersuchten Kontrastmittelgruppen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	64
<b>Tabelle 18:</b> p-Werte für den paarweisen Vergleich der SNR für die einzelnen VMI-Rekonstruktionen mit der Standardrekonstruktion im Bereich der A. iliaca externa rechts, aufgeteilt über die untersuchten Kontrastmittelgruppen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	64
<b>Tabelle 19:</b> Detaillierte Übersicht über die CNR in der 60 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	67
<b>Tabelle 20:</b> Detaillierte Übersicht über die CNR in der 50 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	68
<b>Tabelle 21:</b> Detaillierte Übersicht über die CNR in der 40 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	69
<b>Tabelle 22:</b> Detaillierte Übersicht über die CNR in der 30 ml Kontrastmittelgruppe, aufgeschlüsselt für die jeweiligen Untersuchungsregionen und die verschiedenen Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	70

<b>Tabelle 23:</b> p-Werte für den paarweisen Vergleich der CNR für die einzelnen Kontrastmittelgruppen mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel im Bereich der Aorta ascendens, aufgeteilt über die Standardrekonstruktion sowie die VMI-Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	71
<b>Tabelle 24:</b> p-Werte für den paarweisen Vergleich der CNR für die einzelnen Kontrastmittelgruppen mit dem Standard von 60 ml Kontrastmittel im Bereich der A. iliaca externa rechts, aufgeteilt über die Standardrekonstruktion sowie die VMI-Rekonstruktionen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet. ....	71
<b>Tabelle 25:</b> p-Werte für den paarweisen Vergleich der CNR für die einzelnen VMI-Rekonstruktionen mit der Standardrekonstruktion im Bereich der Aorta ascendens, aufgeteilt über die untersuchten Kontrastmittelgruppen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet.....	72
<b>Tabelle 26:</b> p-Werte für den paarweisen Vergleich der CNR für die einzelnen VMI-Rekonstruktionen mit der Standardrekonstruktion im Bereich der A. iliaca externa rechts, aufgeteilt über die untersuchten Kontrastmittelgruppen. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet.....	72
<b>Tabelle 27:</b> Übersicht über die qualitative Auswertung der Gutachtergruppe 1 (Radiologe 1) der Bilddatensätze für die Standardrekonstruktion und VMI 40 keV Rekonstruktion .....	75
<b>Tabelle 28:</b> Übersicht über die qualitative Auswertung der Gutachtergruppe 1 (Radiologe 2) der Bilddatensätze für die Standardrekonstruktion und VMI 40 keV Rekonstruktion .....	75
<b>Tabelle 29:</b> Übersicht über die qualitative Auswertung der Bilddatensätze durch die Gutachtergruppe 2 für die Standardrekonstruktion und VMI 40 keV Rekonstruktion .....	76
<b>Tabelle 30:</b> Korrelation von SNR und CNR nach Spearman-Rho für die verschiedenen Kontrastmittelstufen in der Standardrekonstruktion. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet.....	77
<b>Tabelle 31:</b> Korrelation von SNR und CNR nach Spearman-Rho für die verschiedenen Kontrastmittelstufen in der VMI 40 keV Rekonstruktion. Signifikate Unterschiede sind mit * gekennzeichnet.....	78