

Aus der Klinik für Kardiologie, Pneumologie und Angiologie  
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Malte Kelm

# Multimodale Bildgebung zur Evaluation der Aortenwurzel bei perkutanem Aortenklappenersatz

Vergleich zwischen dreidimensionaler Rotationsangiographie, Computertomographie und  
Kernspintomographie

Dissertation

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

vorgelegt von

Meike Schmidt

2019

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

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: PD Dr. med. Jan Christian Balzer

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Hans-Wilhelm Müller

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Jan C. Balzer, MD; Yang Chul Boering, MD; Sabine Mollus, MSc; **Meike Schmidt**, MS; Katharina Hellhammer, MD; Patrick Kroepil, MD; Ralf Westenfeld, MD; Tobias Zeus, MD; Gerald Antoch, MD; Axel Linke, MD; Ulrich Steinseifer, PhD; Marc W. Merx, MD; Malte Kelm, MD Left ventricular contrast injection with rotational C-arm CT improves accuracy of aortic annulus measurement during cardiac catheterisation. *EuroIntervention*. 2014;10:347-35

## Zusammenfassung (deutsch)

Die Aortenklappenstenose ist das häufigste erworbene Klappenvitium in Europa und mit einer hohen Mortalität assoziiert. Die kausale Therapie besteht in einem chirurgischen Klappenersatz, konservative Therapieansätze existieren nicht. Insbesondere bei älteren und multimorbiden Patienten geht der operative Klappenersatz mit einem hohen perioperativen Risiko einher. In den letzten Jahren etablierten sich minimal invasive perkutane Klappenersatzverfahren (transcatheter aortic valve replacement, TAVR), die bei diesen Patienten eine Alternative zum chirurgischen Klappenersatz darstellen.

Um Komplikationen wie eine Annulusruptur oder Aortenklappeninsuffizienz zu vermeiden, muss die Klappenprothese an die anatomischen Verhältnisse angepasst werden. Hierfür ist präprozedural eine multimodale dreidimensionale Bildgebung erforderlich. Zu den etablierten Verfahren gehören die (Multidetektor-)Computertomographie (MDCT) und die Magnetresonanztomographie (MRT). Die MDCT hat sich als Goldstandard etabliert, geht allerdings mit einer hohen Kontrastmittelbelastung für den Patienten einher. Zudem können subvalvuläre Strukturen durch Kalzifikationen gelegentlich schlecht dargestellt werden. In diesem Fall sowie bei Kontraindikationen für die MDCT kann die MRT zum Einsatz kommen.

Die 3D-Rotationsangiographie (Rotational-CT, RCT) bietet einen neuen Ansatz zur Vermessung der Zielregion vor TAVR. Diese Untersuchung kann direkt im Anschluss an die Herzkatheteruntersuchung durchgeführt werden und ermöglicht eine dreidimensionale Darstellung der Aortenwurzel.

Ziel dieser Untersuchung war die Validierung der RCT gegen die MDCT. Zusätzlich wurde bei der RCT ein neues Kontrastmittelprotokoll etabliert, bei dem das Kontrastmittel nicht wie bei zuvor durchgeführten Studien in die ascendierende Aorta (Ao-RCT), sondern direkt in den linken Ventrikel (LV-RCT) appliziert wurde.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass eine linksventrikuläre Kontrastmittelapplikation die Darstellung des Annulus verbessert und die Reproduzierbarkeit der Messungen erhöht. Die RCT kann somit im Bildgebungsprozess vor TAVR Informationen über die Aortenwurzel liefern und zur optimalen Auswahl der Klappenprothese beitragen. Die Vorteile des Verfahrens liegen weiterhin in der schnellen Durchführbarkeit im Rahmen der notwendigen Herzkatheteruntersuchung und der Reduktion der Kontrastmittelmenge im Vergleich zur MDCT. Zudem bietet die RCT die Möglichkeit, Diagnostik und Therapie bei interventionellen Aortenklappenersatzverfahren zu kombinieren. Weitere Studien müssen zeigen, inwieweit diese beiden wichtigen Faktoren zur Reduktion der periinterventionellen Mortalität beitragen.

## Summary (English)

Aortic stenosis is the most common acquired valve disorder affecting adults in Europe. It is associated with rapid reduction in survival once symptoms occur. In the absence of effective conservative treatment options, surgical aortic valve replacement is the gold standard of therapeutic care. For older and high-risk patients deemed inoperable and thus otherwise denied treatment, minimally-invasive transcatheter aortic valve replacement (TAVR) is an increasingly accepted alternative.

Failure to correctly measure the aortic annulus dimensions prior to TAVR can result in severe complications such as aortic valve regurgitation or annulus rupture. Pre-procedural imaging is critical for choosing the appropriate prosthesis size and promoting a successful procedure. Multidetector computed tomography (MDCT) is accepted as the gold-standard but requires high dosages of contrast agent for patients. Furthermore, heavy calcifications of the valvar complex can complicate aortic root imaging. In patients ineligible for computed tomography, magnetic resonance imaging (MRI) is a suitable alternative.

Three-dimensional rotational angiography (rotational CT, RCT) is a new imaging modality for the assessment of aortic root parameters prior to TAVR. RCT can be performed immediately after cardiac catheterization and provides three dimensional images of the aortic root.

With this study, we aimed to compare RCT to well-established modalities like MDCT and MRI to examine measurements of aortic root parameters. In addition, we established a new protocol for the application of contrast agent during the examination in which contrast agent is applied directly into the left ventricle (LV-RCT) instead of the ascending aorta (Ao-RCT), as previously tested in studies.

Results of this study show that application of contrast agent into the left ventricle is feasible and significantly improves measurements of the aortic annulus as well as reproducibility of measurements. RCT can therefore provide information about the aortic annulus in the imaging process prior to TAVR and potentially improve prosthesis sizing in the future. RCT can easily be implemented into the imaging process as it can be performed immediately after cardiac catheterization in the catheterization laboratory. It also significantly reduces the amount of contrast agent required in comparison to MDCT. Furthermore, the feasibility of RCT implementation may provide opportunities for combining diagnostics and treatment of aortic stenosis in the future, thus reducing hospitalization and mortality. Further research must show how the implementation of RCT into the process of pre-procedural imaging can lead to a reduction in peri-procedural mortality.

## Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
A.	Arteria
Abb.	Abbildung
Ao	Aorta
Ao asc.	Aorta ascendens
Ao-RCT	3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelapplikation
bFFE	balanced field fast echo, engl.
BMI	body mass index, engl.
CAD	coronary artery disease, engl.
CE	Conformité Européenne
CKD	chronic kidney disease, engl.
cm	Zentimeter
cm <sup>2</sup>	Quadratcentimeter
CT	Computertomographie
DAP	dosis area product, engl.
DM	Diabetes mellitus
EF	Ejektionsfraktion
EKG	Elektrokardiogramm
ICC	intraclass correlation coefficient, engl.
ICD	implantable cardioverter-defibrillator, engl.
kg	Kilogramm
KG	Körpergewicht
KM	Kontrastmittel
kV	Kilovolt
LA	linkes Atrium
LCA	linke Koronararterie
LV	linker Ventrikel
LV-RCT	3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion
LVOT	linksventrikulärer Ausflusstrakt
mAs	Milliampersekunde
MD	mittlere Deviation
MDCT	Multidetektor-Computertomographie

ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm <sup>3</sup>	Kubikmillimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
mSv	Millisievert
NaCl	Natriumchlorid
NYHA	New York Heart Association
OP	Operation
p	p-Wert
PAH	pulmonalerterielle Hypertonie
pAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
r	Korrelationskoeffizient
RCA	rechte Koronararterie
RCT	3D-Rotationsangiographie (engl. <i>Rotational C-Arm CT</i> )
RV	rechter Ventrikel
SAVR	surgical aortic valve replacement, engl.
s	Sekunde
SD	standard deviation, engl.
SPIR	spectral presaturation with inversion recovery, engl.
SR	Sinusrhythmus
STJ	sinutubular junction, engl.
T	Tesla
TAVR	transcatheter aortic valve replacement, engl.
TEE	transösophageale Echokardiographie
TTE	transthorakale Echokardiographie
vs.	versus

## INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG.....</b>	<b>1</b>
1.1	Die Aortenklappenstenose.....	1
1.2	Minimalinvasive Klappenersatzverfahren.....	2
1.3	Präprozedurale Bildgebung vor TAVR.....	5
1.3.1	Die Aortenwurzel.....	5
1.3.2	Echokardiographie.....	7
1.3.3	Computertomographie.....	8
1.3.4	Magnetresonanztomographie.....	9
1.3.5	Herzkatheter-Untersuchung.....	11
1.3.6	3D-Rotationsangiographie.....	11
1.4	Periprozedurale Bildgebung bei TAVR.....	13
1.5	Ziele der Arbeit.....	15
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN.....</b>	<b>17</b>
2.1	Patientenkollektiv und Studiendesign.....	17
2.2	Computertomographie.....	18
2.3	Magnetresonanztomographie.....	19
2.4	3D-Rotationsangiographie.....	20
2.5	Bildanalyse.....	21
2.6	Ablauf der Bildverarbeitung.....	21
2.7	Vermessung der Zielregion.....	24
2.8	Statistische Auswertung.....	27
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE.....</b>	<b>28</b>
3.1	Patientenkollektiv.....	28
3.2	Kontrastmittel und Strahlendosis.....	29
3.2.1	3D-Rotationsangiographie.....	29
3.2.2	Computertomographie.....	30
3.3	Ergebnisse der Auswertung.....	30
3.3.1	Vergleich Ao-RCT und MDCT.....	30
3.3.2	Vergleich LV-RCT und MDCT.....	35
3.3.3	Vergleich Ao-RCT und MRT.....	40
3.3.4	Vergleich LV-RCT und MRT.....	44
3.4	Vergleich Ao-RCT und LV-RCT.....	49



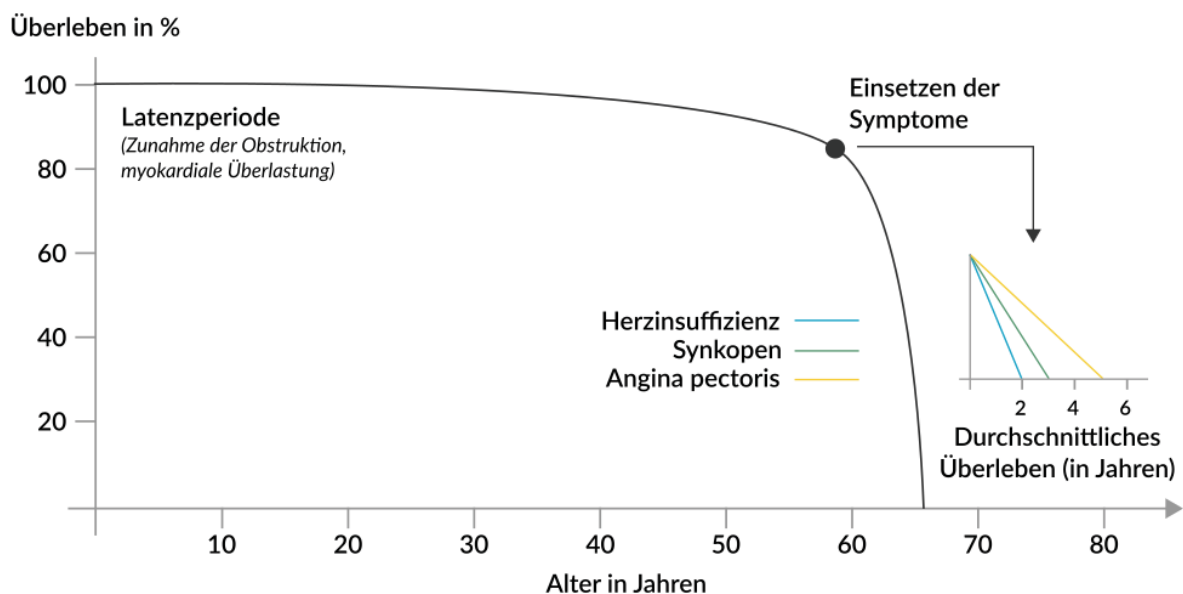
3.5	Interobserver-Vergleich .....	50
<b>4</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>51</b>
4.1	Hauptergebnisse der Arbeit .....	51
4.2	Vergleich mit etablierten Methoden.....	51
4.3	Durchführbarkeit einer linksventrikulären Kontrastmittelinjektion .....	54
4.4	Überlegenheit des LV-RCT zum Ao-RCT .....	55
4.5	Reproduzierbarkeit der Ergebnisse .....	59
4.6	Klinische Bedeutung.....	60
4.7	Limitierungen der Studie.....	61
4.8	Zusammenfassung und Ausblick .....	62
<b>5</b>	<b>LITERATUR .....</b>	<b>63</b>
<b>6</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>71</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Die Aortenklappenstenose

Die Aortenklappenstenose ist das häufigste erworbene Klappenitium in Europa (1), in Nordamerika das zweithäufigste Klappenitium nach der Mitralklappeninsuffizienz (2). Die Prävalenz der Aortenklappenstenose steigt mit zunehmendem Alter an und beträgt in der Altersgruppe der über 75-Jährigen bis zu 3,7%. Im Hinblick auf eine älter werdende Gesellschaft in Europa ist die Aortenklappenstenose damit ein zunehmendes gesundheitliches Problem (3).

Die Erkrankung bleibt lange asymptomatisch. Je weiter sich jedoch die Öffnungsfläche der Aortenklappe verringert, desto höher wird die Wahrscheinlichkeit, dass sich Symptome zeigen wie Dyspnoe, Angina-pectoris-Beschwerden und Synkopen (4). Beim Auftreten der oben genannten Symptome verschlechtert sich die Prognose der Patienten deutlich (siehe auch Abb. 1) (5).



**Abb. 1 – Überleben bei Aortenklappenstenose nach dem Auftreten von Symptomen.** Sobald Symptome auftreten (schwarzer Punkt) verschlechtert sich das Überleben der betroffenen Patienten deutlich: Bei Angina-pectoris-Beschwerden liegt das mittlere Überleben bei fünf Jahren, treten Synkopen auf, reduziert es sich auf drei Jahre. Weisen die Patienten bereits Zeichen einer Herzinsuffizienz auf, liegt das mittlere Überleben nur noch bei zwei Jahren.

Gemäß der AHA/ACC-Leitlinien (Stand 2014) wird eine symptomatische Aortenklappenstenose als hochgradig klassifiziert, wenn die Öffnungsfläche  $1\text{cm}^2$  oder weniger beträgt, die echokardiographisch bestimmte maximale Geschwindigkeit über der stenosierten Aortenklappe  $4\text{m/s}$  überschreitet und wenn die Druckdifferenz über der Aortenklappe über  $40\text{mmHg}$  liegt (6,7). In so einem Fall wird der operative Aortenklappenersatz angestrebt (7).

Der operative Aortenklappenersatz (*surgical aortic valve replacement* = SAVR) ist aktuell die einzig wirksame Therapie der Aortenklappenstenose und gilt zwangsläufig als Goldstandard (8). Erstmals wurde dieser Eingriff in den 1950er Jahren durchgeführt und hat seither das Überleben von Patienten mit Aortenklappenstenose deutlich verbessert (9). Der chirurgische Klappenersatz führt zu einer Verbesserung der hämodynamischen Situation, der systolischen und diastolischen linksventrikulären Funktion, einer Reduktion der linksventrikulären Hypertrophie sowie zur Abnahme der Symptomatik und der Sterblichkeit (10–14).

Obwohl der operative Aortenklappenersatz die einzige prognoseverbessernde Therapie darstellt, bleibt diese Therapieoption vielen Patienten verwehrt, weil sie entweder zu alt sind, zu viele Komorbiditäten aufweisen oder gravierende intraoperative Komplikationen möglich sind (15,16). Im Hinblick auf eine im Durchschnitt älter werdende Bevölkerung haben sich daher in den letzten Jahren minimalinvasive Klappenersatzverfahren durchgesetzt. Diese kommen für Patienten in Frage, die aufgrund eines hohen perioperativen Risikos keiner konventionellen Operation zugeführt werden können (17).

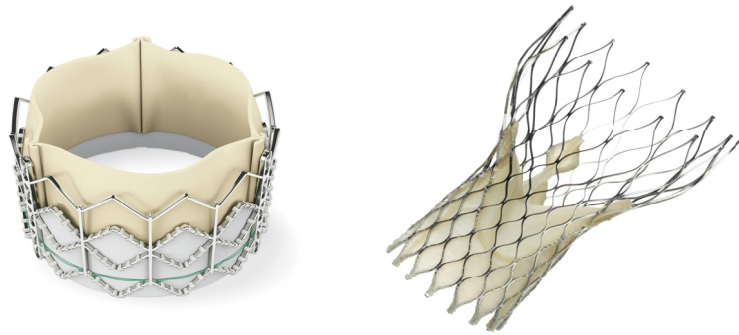
## 1.2 Minimalinvasive Klappenersatzverfahren

Die ersten Versuche eines minimalinvasiven Klappenersatzverfahrens (*transcatheter aortic valve replacement*, TAVR) führte Cribier 2002 durch. Bei einem 57-jährigen Patienten mit hochgradiger Aortenklappenstenose implantierte er eine Klappe, bei der Perikard eines Rindes auf einen selbstexpandierbaren Stent aufgezogen war (18).

In den darauffolgenden Jahren wurden mehrere kleine Studien veröffentlicht, die die Durchführung eines minimalinvasiven Klappenersatzes erprobten. So implantierten Hanzel et al. eine Aortenklappe erstmalig über einen retrograden, transfemorale Zugangsweg (19) und Webb et al. veröffentlichten im Jahre 2006 eine Untersuchung, in der zum ersten Mal eine ballonexpandierbare Klappe bei 18 Patienten retrograd implantiert werden konnte (20).

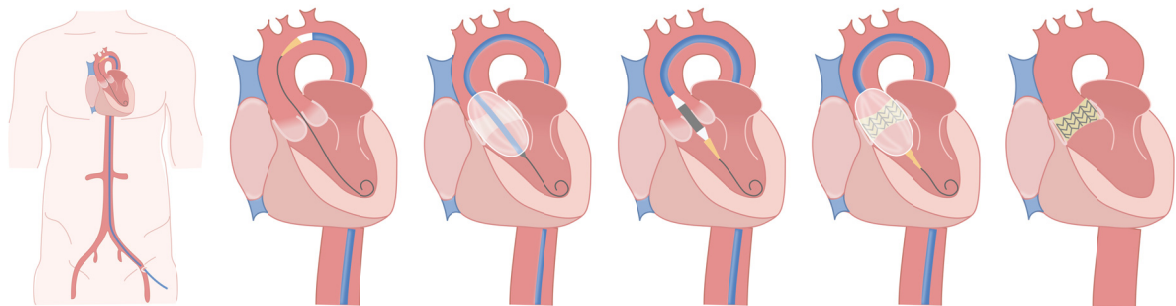
Gleichzeitig wurden von Grube et al. erste Versuche mit einer selbstexpandierbaren Klappe durchgeführt, die ebenfalls retrograd über die A. femoralis eingebracht wurde (21). Der Vorteil dieser selbstexpandierbaren Klappe lag vor allem im geringeren Durchmesser des Kathetersystems (22,23).

Die oben genannten Arbeiten konnten zeigen, dass kathetergestützte Klappenersatzverfahren möglich sind und eine Therapieoption für inoperable Patienten mit hochgradiger Aortenklappenstenose darstellen (19–21). Vor diesem Hintergrund erhielten die ballonexpandierbare *Edwards SAPIEN* Klappe und die selbstexpandierbare *Medtronic CoreValve*® 2007 die Zulassung des *Conformité Européenne* (CE) für den minimalinvasiven Aortenklappenersatz (siehe Abb. 2) (24,25).



**Abb. 2 – Hauptvertreter der TAVR-Klappenprothesen:** Links: Ballonexpandierbare Edwards SAPIEN Klappe; rechts: Selbstexpandierbare Medtronic CoreValve® (TAVR = *transcatheter aortic valve replacement*)

Aktuell können minimalinvasive Klappenersatzverfahren entweder retrograd über einen transfemoralen oder einen transaxillären oder antegrad über einen transapikalen Zugang durchgeführt werden (26). Beim transfemoralen Zugang (Abb. 3) wird ein Kathetersystem über eine Schleuse in die A. femoralis eingebracht und der Katheter retrograd bis zum Herzen vorgeschoben. Anschließend wird die native Aortenklappe überwunden, so dass die Katheterspitze im linken Ventrikel liegt. Im nächsten Schritt wird die kalzifizierte native Klappe unter Durchführung einer schnellen Schrittmacherstimulation mittels Ballonvalvuloplastie gesprengt und die Klappenprothese in Position der Aortenklappe entfaltet.

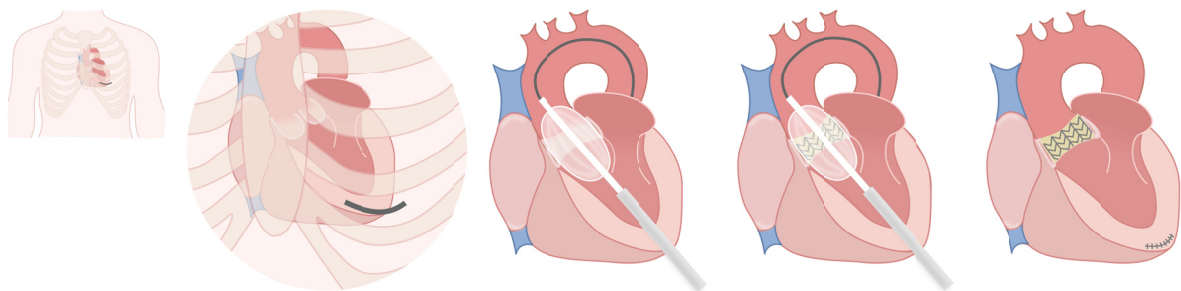


**Abb. 3 – Transfemorale Zugangsweise bei TAVR am Beispiel einer ballonexpandierbaren Klappe.** Die A. femoralis wird freipräpariert und punktiert. Über eine Schleuse wird anschließend ein Kathetersystem eingeführt, das retrograd bis zum Herzen vorgeschoben wird. Die Aortenklappe wird überwunden und die Spitze des Katheters kommt im linken Ventrikel zu liegen. Im ersten Schritt wird die native Klappe unter Durchführung einer schnellen Schrittmacherstimulation gesprengt. Anschließend wird die auf einen Ballon montierte Klappe in Position der Aortenklappe gebracht und entfaltet, indem der Ballon expandiert wird. Danach wird das Kathetersystem zurückgezogen. Die eingebrachte Klappe ist sofort funktionstüchtig. (TAVR = *transcatheter aortic valve replacement*)

Ist es nicht möglich die Klappe über den transfemoralen Zugang einzubringen, weil beispielsweise eine periphere arterielle Verschlusskrankheit vorliegt oder der Durchmesser der femoralen Gefäße

zu gering ist, kann die Klappe alternativ auch transaxillär über die A. axillaris und die A. subclavia eingebracht werden (27–29).

Für den antegraden, transapikalen Zugang (Abb. 4) wird die Herzspitze direkt über einen kleinen Hautschnitt über der linken Thorax-Hälfte punktiert. Über diesen Zugang wird ein Kathetersystem in den linken Ventrikel eingebracht und antegrad über die Aortenklappe vorgeschoben. Im nächsten Schritt wird die native Klappe mittels Ballonvalvuloplastie unter Durchführung einer schnellen Schrittmacherstimulation gesprengt und anschließend die neue Klappe eingebracht. Dieser Zugang wird vor allem bei Patienten angewandt, die stark verkalkte Gefäße oder eine gekrümmte Aorta aufweisen und ein transfemorale oder transaxilläres Einbringen der Klappe unmöglich ist (30).



**Abb. 4 – Transapikaler Zugang eines minimalinvasiven Klappenersatzes am Beispiel einer ballonexpandierbaren Klappe.** Über einen Hautschnitt der linken Thorax-Hälfte, bspw. im 5. Interkostalraum, wird die Herzspitze punktiert und ein Kathetersystem antegrad über die Aortenklappe bis in die Aorta ascendens vorgeschoben. Anschließend wird die native Klappe unter Durchführung einer schnellen Schrittmacherstimulation gesprengt und die Klappenprothese in Position der Aortenklappe entfaltet. Die Klappe ist sofort funktionstüchtig und das Kathetersystem kann entfernt werden.

Die korrekte Lage der Klappe wird in der Regel fluoroskopisch überprüft. Daneben kann zur Überprüfung der Klappenposition eine transösophageale Echokardiographie (TEE) bzw. dreidimensionale (3D) TEE durchgeführt werden, mit Hilfe derer ein hoher Weichteilkontrast erzielt und postprozedurale Komplikationen wie z.B. die aortale Regurgitation sofort nachgewiesen werden können (26,31).

Sowohl der transfemorale Zugang als auch der transaxilläre Zugang stellen die am wenigsten invasiven Zugangsformen dar. Diese Form des Klappenersatzes kommt ohne die Notwendigkeit einer Vollnarkose aus, wodurch sich die Hospitalisationsdauer verkürzt und die Kosten für die Prozedur gesenkt werden können (32–34).

Nachdem kleinere monozentrische Studien erfolgversprechende Ergebnisse lieferten (22,30,35,36), wurden große randomisierte multizentrische Studien angelegt. Eine der ersten und bekanntesten Studien ist die PARTNER-Studie (*Placement of AoRtic TraNscathetER Valves*), die 2010 publiziert wurde (17,37). Der erste Teil der Studie verglich TAVR mit einer medikamentösen Therapie (PARTNER B), im zweiten Teil der Studie wurde TAVR gegen SAVR verglichen (PARTNER A). Im Jahre 2009 wurde

der erste Teil der Studie veröffentlicht (PARTNER B), der bei Hochrisiko-Patienten mit hochgradiger Aortenklappenstenose eine deutliche Reduktion der Mortalität von 50% auf 30% zeigte (17). Der zweite Teil der Studie (PARTNER A) wurde ein Jahr später veröffentlicht und konnte zeigen, dass TAVR dem SAVR nicht unterlegen ist (Mortalität TAVR vs. SAVR nach 30 Tagen 3,4 vs. 6,5%, nach einem Jahr 24,3 vs. 26,8% und nach zwei Jahren 33,9 vs. 35%) (37).

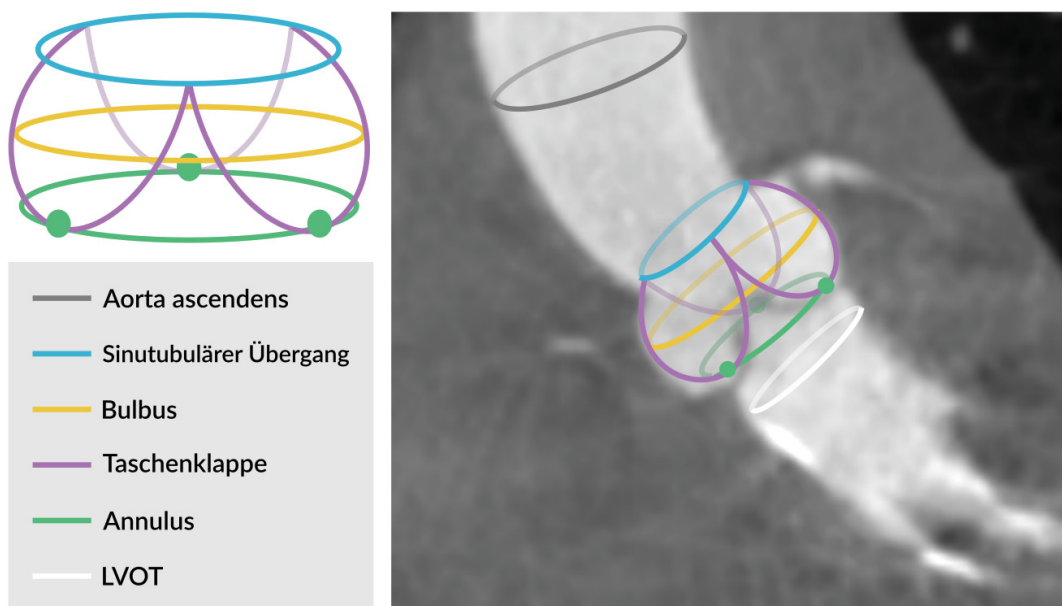
Zu den Hauptkomplikationen nach TAVR zählen unter anderem ischämische Schlaganfälle, andere vaskuläre Komplikationen, Leitungsstörungen, die aortale Regurgitation und in seltenen Fällen die Annulusruptur. Diese Komplikationen schränken das Überleben nach TAVR wesentlich ein und treten deutlich häufiger auf als beim SAVR (37,38). Leitungsstörungen, die Annulusruptur und die aortale Regurgitation hängen dabei unter anderem von der Auswahl der richtigen Prothesengröße ab (39–41). So führt ein Überschätzen der Prothesengröße postprozedural zu Reizleitungsstörungen und im ungünstigsten Fall zur Implantation eines Schrittmachers (39), sowie in seltenen Fällen zu einer Annulusruptur (40). Bei einer zu kleinen Prothese droht postinterventionell eine aortale Regurgitation, die das Langzeitüberleben der Patienten verschlechtert (41). Eine präprozedurale Bildgebung kann zur Auswahl der korrekten Klappengröße beitragen und so das Auftreten postprozeduraler Komplikationen nach TAVR reduzieren (42,43).

## 1.3 Präprozedurale Bildgebung vor TAVR

### 1.3.1 Die Aortenwurzel

Die Kenntnis der Aortenwurzel und ihrer Parameter ist wichtig, damit für den Patienten im Rahmen der präprozeduralen Bildgebung eine passende Klappenprothese ausgewählt werden kann (44–47).

Die Aortenwurzel ist der Teil der aufsteigenden Aorta, der unmittelbar oberhalb der Aortenklappe liegt (siehe Abb. 5). Der Annulus wird durch die am weitesten kaudal gelegenen Anheftungspunkte der halbmondförmigen Taschenklappen gebildet (grüne Linie in Abb. 5). Typischerweise ist die Verbindungslinie nicht kreisrund, sondern ellipsoid mit einem geringeren Durchmesser in der sagittalen Ebene. Dieser Umstand unterstreicht die Notwendigkeit einer 3D-Bildgebung zur optimalen Prothesenauswahl. Kranial des Annulus liegt der Bulbus. Damit ist die initiale Erweiterung der Aorta ascendens gemeint (gelbe Linie in Abb. 5). In diesem Bereich liegen in der Regel die Abgänge der Koronararterien. Die Verjüngung der Aorta ascendens im Bereich des kranialen Anheftungspunktes der Taschenklappen wird als sinutubulärer Übergang (STJ) bezeichnet (blaue Linie in Abb. 5) (48,49).



**Abb. 5 – Schematische Darstellung der Aortenwurzel und Übertragung auf ein RCT-Bild in der koronaren Ansicht (modifiziert nach Piazza et al. 2008).** Die Anheftungsstellen der Taschenklappe (violetter Ring) bilden die Form einer Krone. Die Verbindung der untersten Anheftungspunkte (grüne Punkte) bildet den Annulus, die darüberliegende, breiteste Ausdehnung der Aorta wird als Bulbus (gelbe Linie) bezeichnet, die anschließende Verengung stellt den sinutubulären Übergang (blaue Linie) dar. Etwa 4cm oberhalb der Annulusebene wird die Aorta ascendens gemessen (graue Linie), 5mm unterhalb der Annulusebene kann der linksventrikuläre Ausflusstrakt bestimmt werden (weiße Linie). Die Farben der einzelnen Parameter sind in der Legende unten links dargestellt. (RCT = 3D-Rotationsangiographie) (48).

Die gängigen Parameter die vor einem minimalinvasiven Aortenklappenersatz bestimmt werden, sind der Annulus, der Bulbus, der sinutubuläre Übergang, der linksventrikuläre Ausflusstrakt (LVOT), die Aorta ascendens und die Abstände der Koronararterien von der Annulusebene (26,44,45,50–52). Entscheidend ist die korrekte Darstellung und Vermessung des Annulus, da auf diesen Daten die korrekte Größenauswahl der Prothese basiert.

Zu den bildgebenden Verfahren, die regelhaft vor TAVR durchgeführt werden, gehören die zweidimensionale (2D) und dreidimensionale (3D) transthorakale Echokardiographie (TTE) und TEE, die Computertomographie, die Magnetresonanztomographie und die Herzkatheteruntersuchung (26,44–46,53). Seit einigen Jahren existiert eine zusätzliche Bildgebungsmodalität, die 3D-Rotationsangiographie, die es direkt im Katheterlabor im Anschluss an die Herzkatheteruntersuchung ermöglicht, dreidimensionale Schnittbilder zu generieren (54–56).

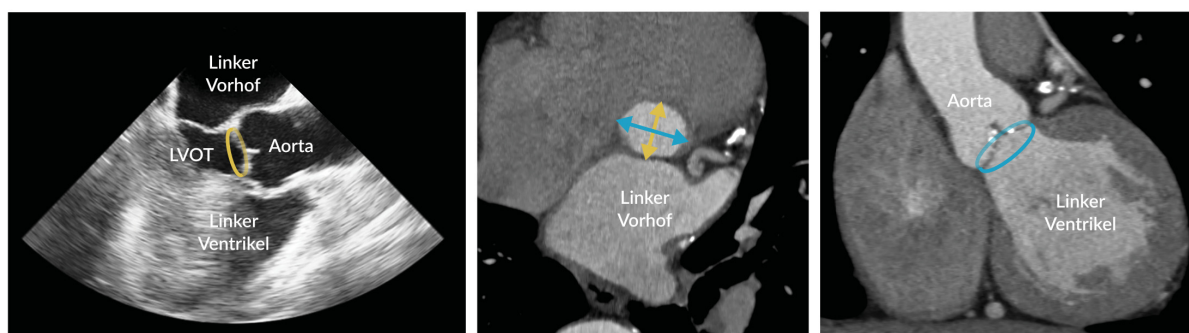


### 1.3.2 Echokardiographie

Die Echokardiographie ist eine Ultraschalluntersuchung des Herzens, die sowohl in der Diagnostik der Aortenklappenstenose, als auch in der Beurteilung der Aortenwurzel eine wichtige Rolle spielt (6,26,31).

Die TTE ist in der Regel eine der ersten Untersuchungen, die durchgeführt werden, um eine Aortenklappenstenose zu quantifizieren und das weitere therapeutische Prozedere festzulegen. Die TEE wird hinzugezogen, wenn die Ergebnisse der TTE keine eindeutigen Ergebnisse liefern oder schlechte Schallbedingungen beim Patienten vorliegen und um eine präzisere Aussage über die Parameter der Aortenwurzel zu treffen (6,7).

Der Annulus und die Parameter der Aortenwurzel werden in der Echokardiographie in der parasternalen (TTE) oder mittösophagealen (TEE) Längsachse, also einer sagittalen Ebene, bestimmt (57). Die Diameter des Annulus, des LVOTs und der übrigen Parameter der Aortenwurzel werden in einer sagittalen Ebene tendenziell unterschätzt (siehe Abb. 6) (58). Beim Annulus handelt es sich um eine elliptische Form, deren maximaler Durchmesser typischerweise in der koronaren Ebene liegt (49). Je nachdem welche Ebene angeschnitten wird, resultiert ein zu klein gemessener Annulus-Diameter (59).



**Abb. 6 – Gegenüberstellung 2D-TEE und MDCT.** Links: Darstellung einer 2D-TEE in mittösophagealer Ansicht. Es handelt sich bei dieser Ebene um einen modifizierten sagittalen Schnitt. Mitte: Darstellung einer Computertomographie in einer modifizierten axialen Ebene (Annulusebene), die verdeutlicht, dass es sich beim Annulus um eine ovale und keine kreisrunde Struktur handelt. Wird der Annulus in einer sagittalen Ebene gemessen, wird der Diameter stark unterschätzt. Rechts: Der maximale Diameter des Annulus liegt in einer koronaren Ebene. Diese Tatsache verdeutlicht die Bedeutsamkeit einer dreidimensionalen Bildgebung. (2D-TEE = zweidimensionale transösophageale Echokardiographie, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt)

Eine retrospektive Analyse konnte zeigen, dass bei 50% der Patienten eine zu kleine Klappe implantiert wurde, wenn die Auswahl der Klappengröße sich nur auf den 2D-TEE-Daten begründete. Basierend auf der Auswahl der Prothesengröße hingegen auf den Daten der Computertomographie, konnte bei diesen Patienten postinterventionell seltener eine aortale Regurgitation nachgewiesen werden (60).



Des Weiteren ist die Bestimmung des Abstands der linken Koronararterie von der Annulusebene mit der zweidimensionalen Echokardiographie kaum möglich, stellt aber einen wichtigen Faktor bei der Therapieplanung und der Auswahl der richtigen Klappengröße dar. Demnach sollte die Echokardiographie durch eine dreidimensionale Bildgebung ergänzt werden um zusätzliche Informationen über die Aortenwurzel zu erhalten (61).

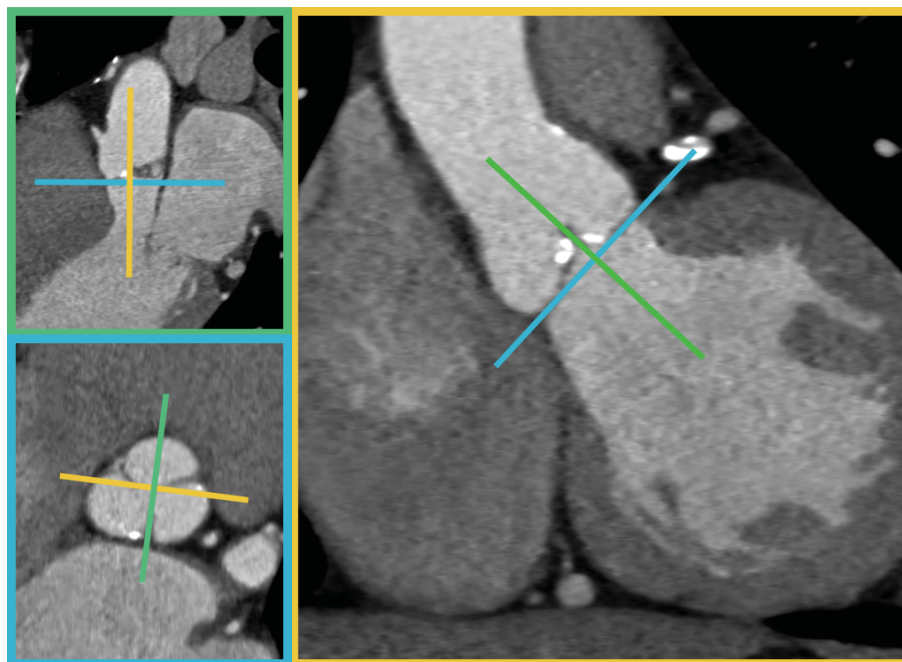
In den letzten Jahren hat die dreidimensionale Bildgebung und damit die 3D-TEE immer mehr an Bedeutung gewonnen. Diese Untersuchung ermöglicht es, den Annulus und die Strukturen der Aortenwurzel exakt darzustellen (62,63). Die 3D-TEE liefert ebenso wie die Computertomographie sehr gute Ergebnisse und stellt vor allem bei Patienten mit Niereninsuffizienz eine Alternative zur Computertomographie dar (64).

### 1.3.3 Computertomographie

Die Multidetektor-Computertomographie (MDCT) ist fest in den Bildgebungsprozess vor TAVR implementiert. Durch eine präprozedurale dreidimensionale Bildgebung kann das Auftreten einer aortalen Regurgitation vermindert werden (43,61,65). Die Messungen, die mit der MDCT durchgeführt werden, sind reproduzierbar und weisen eine geringe Interobserver-Variabilität auf (45,66), weshalb sich dieses Verfahren in den letzten Jahren als Goldstandard etabliert hat (47,67).

In der MDCT ist eine hochauflösende Darstellung der Zielregion möglich, wodurch eine präzise Aussage über die Parameter der Aortenwurzel, die Abstände der Koronararterien von der Annulusebene und die Verkalkung der Aortenklappe möglich ist (65,68). Messungen des Annulus in der MDCT stimmen sehr gut mit den operativ ausgemessenen Werten überein (67,69). Des Weiteren kann mit der MDCT simultan eine Beurteilung der Zugangswege für TAVR erfolgen (70).

Die Messungen der relevanten Parameter erfolgen in einer dreidimensionalen Rekonstruktion mit rechtwinklig aufeinander stehenden Ebenen (Abb. 7). Die sagittale Ebene läuft dabei durch die Mitte des Klappenschlusskreuzes und die rechtskoronare Tasche der Aortenklappe. Die koronare Ebene verläuft rechtwinklig dazu durch die akoronare und linkskoronare Tasche der Aortenklappe. Die axiale Ebene sollte idealerweise an den untersten Anheftungspunkten der Taschenklappen ausgerichtet werden und entspricht der Annulusebene. In diesen drei Ebenen können dann die oben genannten Parameter ausgemessen werden (46,51).



**Abb. 7 – Multiplanare Rekonstruktion eines MDCT-Datensatzes.** Die Ebenen sind bereits an die Herzachsen angepasst. Oben links (grüner Kasten) ist die sagittale Ebene, unten links (blauer Kasten) die axiale und auf der rechten Seite die koronare Ebene (gelber Kasten) dargestellt. In den Ansichten sind die jeweils anderen Ebenen in den farblich passenden Farben eingezeichnet. (MDCT=Multidetektor-Computertomographie)

Ein Nachteil der MDCT besteht in der Gabe von vergleichsweise hohen Mengen intravenösen Kontrastmittels, das bei Patienten mit vorgeschädigter Niere zu einem akuten Nierenversagen führen kann (71). Des Weiteren stellt die MDCT eine zusätzliche zeitintensive Untersuchung für die multimorbiden Patienten dar, da nach einer Herzkatheter-Untersuchung mindestens zwei Tage gewartet werden sollte, bis erneut Kontrastmittel appliziert werden kann und auf eine Herzkatheter-Untersuchung in der Regel nicht verzichtet werden sollte (7).

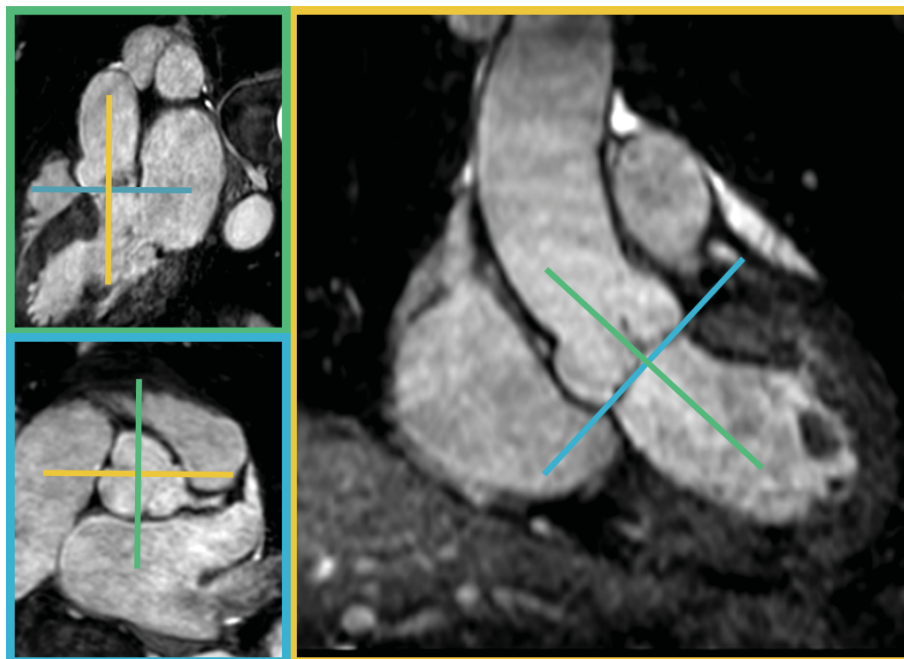
### 1.3.4 Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) spielt eine zunehmend wichtige Rolle in der Bildgebung vor TAVR (72). Die Echokardiographie gilt zwar als Goldstandard in der Beurteilung einer Aortenklappenstenose, allerdings ist die Aussagekraft dieser Modalität stark eingeschränkt, wenn bei den Patienten schlechte Schallbedingungen vorliegen (73,74). In derartigen Fällen kann mit Hilfe der MRT die Morphologie der Aortenklappe beurteilt, die Aortenklappenstenose in ihrem Schweregrad quantifiziert und die Aortenklappenöffnungsfläche sowohl planimetrisch als auch über die maximale Geschwindigkeit über der Aortenklappe beurteilt werden. Zusätzlich ist eine Aussage über die Kontraktilität und die Morphologie des linken Ventrikels möglich (72). Darüber hinaus kann aufgrund des hohen

Weichteilkontrastes eine Aussage über die Beschaffenheit des Ventrikelmyokards getroffen werden (74).

Bei Patienten mit einer Aortenklappenstenose kommt es zunächst zu einer adaptiven Hypertrophie des linken Ventrikels. Im Verlauf reicht diese Adaptation nicht mehr aus und es resultiert eine Herzinsuffizienz. Dieser Übergang von der adaptiven Hypertrophie zur Herzinsuffizienz ist maßgeblich vom Absterben der Myozyten und der Entstehung einer myokardialen Fibrose bestimmt (75). Das Vorliegen einer myokardialen Fibrose lässt wiederum eine Aussage über die Mortalität bei asymptomatischen Patienten mit Aortenklappenstenose zu (76). Zur Detektion der myokardialen Fibrose ist nach wie vor die Myokardbiopsie der Goldstandard. Dennoch kann mit Hilfe der MRT bereits in frühen Stadien eine myokardiale Fibrose festgestellt werden, was bei asymptomatischen Patienten die Entscheidung beeinflussen kann, ob ein Aortenklappenersatz indiziert ist oder nicht (77–80).

Darüber hinaus ist mit der MRT, ebenso wie mit der MDCT, eine dreidimensionale Darstellung der Aortenwurzel und der Abgänge der Koronararterien möglich. Eine Navigator-gesteuerte dreidimensionale *Wholeheart*-Sequenz ermöglicht dabei die Erstellung eines dreidimensionalen Datensatzes mit multiplanarer Rekonstruktion (81). So können analog zur MDCT die Diameter der Aortenwurzel in den drei Herzebenen bestimmt werden (siehe Abb. 8).



**Abb. 8 – Multiplanare Rekonstruktion eines MRT-Datensatzes.** Die drei Hauptebenen sind bereits an die Herzachsen angepasst. Links oben ist eine modifizierte sagittale, links unten eine modifizierte axiale und rechts eine modifizierte koronare Ebene zu sehen. Die jeweils anderen Ebenen sind in den einzelnen Bildern mit farblich passenden Gerade gekennzeichnet. (MRT = Magnetresonanztomographie)

Mit der MRT konnten dabei im Vergleich mit der MDCT reproduzierbare und valide Werte erzielt werden (50). Die mit dem MRT gemessenen Werte entsprechen den tatsächlich gemessenen Werten des Annulus (82). Annulussmessungen, die mit der MRT durchgeführt wurden und bei denen ein hoher Annulus-Diameter bestimmt wurde, sind im Gegensatz zu Messungen in der 2D-TEE ein guter Prädiktor dafür, ob postprozedural eine aortale Regurgitation auftritt (50).

Mit der MRT ist zusätzlich eine Darstellung der Zugangswege für den Klappenersatz möglich. Insbesondere bei Patienten mit chronischer Niereninsuffizienz, bei denen auf jodhaltiges Kontrastmittel verzichtet werden sollte, stellt die MRT damit eine gute Alternative zur MDCT dar (83).

Für die Beurteilung atherosklerotischer Veränderungen der Aorta und der Aortenklappe ist die MRT hingegen nicht geeignet, da Verkalkungen als signalfreie Areale dargestellt werden. Ein weiterer Nachteil der MRT ist, dass sie vergleichsweise teuer und zeitaufwändig und für Patienten mit Metallimplantaten häufig nicht geeignet ist.

### 1.3.5 Herzkatheter-Untersuchung

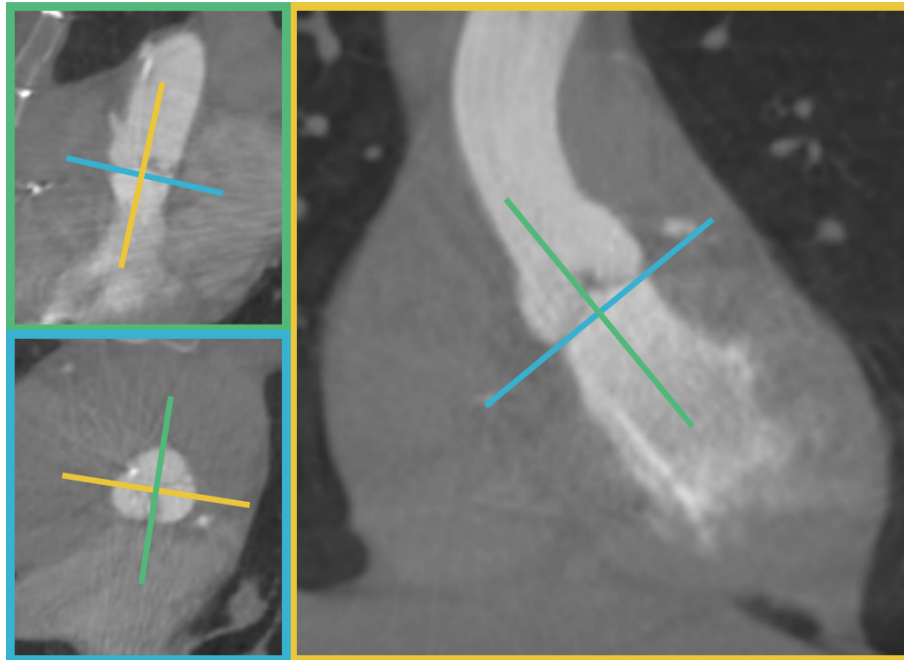
Gemäß der AHA/ACC-Leitlinien (Stand 2014) ist eine Herzkatheteruntersuchung nicht mehr regelhaft zur Diagnostik einer Aortenklappenstenose indiziert. Sie wird jedoch häufig durchgeführt wenn sich Diskrepanzen zwischen den in der Echokardiographie gemessenen Werten und der klinischen Symptomatik ergeben (7).

Darüber hinaus sollte eine Koronarangiographie bei Patienten durchgeführt werden, die Risikofaktoren für das Vorliegen einer koronaren Herzkrankheit aufweisen (inklusive Männer über 40 Jahren und postmenopausale Frauen) (7). Daraus ergibt sich, dass bei den Patienten, die für TAVR in Frage kommen, in der Regel eine Herzkatheteruntersuchung indiziert ist.

### 1.3.6 3D-Rotationsangiographie

Die 3D-Rotationsangiographie (*Rotational C-Arm CT*, RCT) ist eine neue Methode der Bildgebung, die sich aus der konventionellen Angiographie entwickelt hat. Sie ermöglicht es, im Rahmen der Herzkatheteruntersuchung dreidimensionale, CT-ähnliche Schnittbilder der Aortenwurzel zu generieren.

Mit Hilfe der Rotationsangiographie war es erstmals möglich, die Koronararterien dreidimensional darzustellen. Diese Darstellung wurde durch einen rotierenden C-Bogen erreicht, wodurch die Kontrastmittel- und Strahlendosis reduziert werden konnten (84). Durch die Verbesserung von Software-Algorithmen entwickelte sich aus der Rotationsangiographie im weiteren Verlauf die RCT. Damit war es möglich, multiplanare Rekonstruktionen wie in der MDCT zu erstellen (siehe Abb. 9) (85).



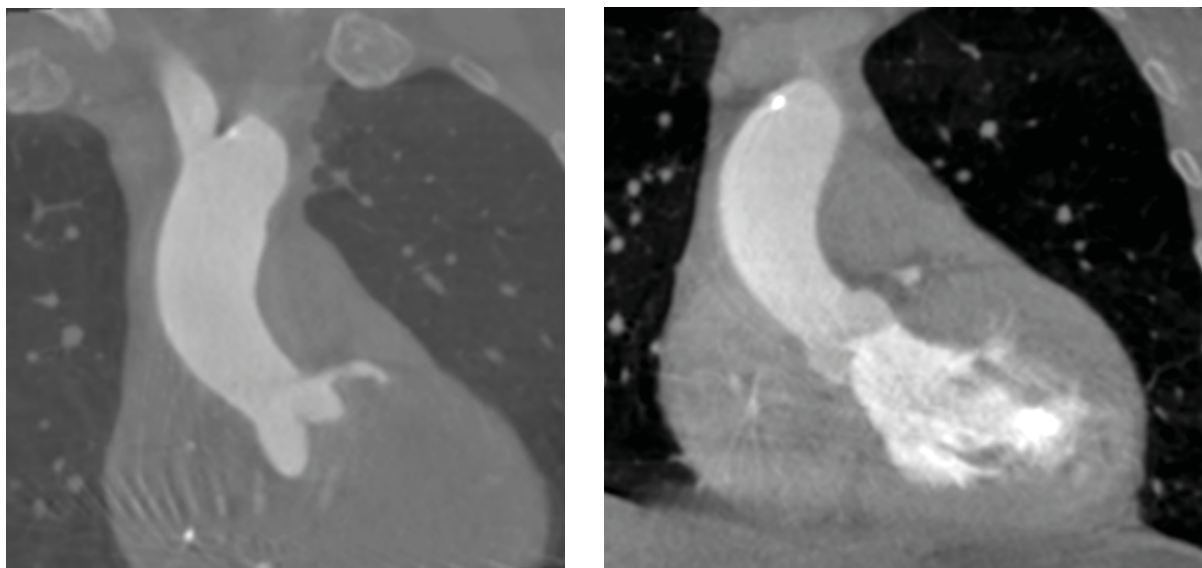
**Abb. 9 – Multiplanare Rekonstruktion eines RCT-Datensatzes.** Die drei Hauptebenen sind bereits an die Herzachsen angepasst. Links oben ist eine modifizierte sagittale, links unten eine modifizierte axiale und rechts eine modifizierte koronare Ebene zu sehen. Die jeweils anderen Ebenen sind in den einzelnen Bildern mit farblich passenden Gerade gekennzeichnet. (RCT= 3D-Rotationsangiographie)

Angewandt wird die RCT vor allem in der Neuroradiologie zur Visualisierung kranieller Aneurysmata und gilt in diesem Bereich mittlerweile als Goldstandard (86). Weitere Bereiche in denen die RCT regelhaft angewandt wird, sind die endovaskuläre Chirurgie zur Darstellung abdomineller Aortenaneurysmata (87,88) und die Katheterablation bei Vorhofflimmern zur Darstellung des linken Atriums (89).

Für die Erstellung der 3D-Aufnahmen rotiert der C-Bogen um den Patienten und nimmt innerhalb weniger Sekunden 2D-Projektionsaufnahmen aus verschiedenen Richtungen auf. Diese werden dann durch einen Software-Algorithmus in einen 3D-Datensatz umgewandelt (90–92). Während der Untersuchung wird, wie auch bei der MDCT, Kontrastmittel appliziert um die zu untersuchenden Gewebe voneinander abzugrenzen und es erfolgt eine schnelle Schrittmacherstimulation um die Herzbewegung zu verringern (93). Dadurch wird eine präzise Darstellung der Aortenwurzel mitsamt den Abgängen der Koronararterien sowie der Aorta ascendens ermöglicht.

Bisher existieren nur wenige Studien, in denen die RCT mit der MDCT verglichen wird. Grundsätzlich ist eine RCT im Katheterlabor zwar möglich, die Messungen des Annulus sind jedoch nicht reproduzierbar und weichen häufig signifikant von den Messungen im MDCT ab (54,94,95). In den genannten Studien wurde das Kontrastmittel bisher immer supralvalvulär in die Aorta ascendens injiziert. Eine

präzise Messung des Annulus ist jedoch nur möglich, wenn die subvalvulären Strukturen kontrastiert sind (siehe Abb. 10).



**Abb. 10 – Gegenüberstellung RCT mit aortaler Kontrastmittelinjektion und RCT mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion.** Eine Kontrastierung subvalvulärer Strukturen ist nur möglich, wenn das Kontrastmittel subvalvulär in den linken Ventrikel injiziert wird. Eine Beurteilung des Annulus kann dementsprechend auch nur dann valide Werte erzielen, wenn der LVOT kontrastiert ist. (RCT = 3D-Rotationsangiographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt)

#### 1.4 Periprozedurale Bildgebung bei TAVR

Das Einbringen der Klappenprothese in die korrekte Position ist entscheidend für den Erfolg der Prozedur. Zu diesem Zweck wurde lange Zeit vor allem die Fluoroskopie eingesetzt (31). Die Fluoroskopie ist zwar hervorragend dafür geeignet, röntgendichte Strukturen, wie die Katheter und auch die Klappenprothese darzustellen, die Position der selbigen in Bezug auf die Klappenebene zu beurteilen, ist jedoch aufgrund des eingeschränkten Weichteilkontrastes nicht möglich. Damit also die Platzierung der Klappe in die optimale Position gelingt, sind wiederholte fluoroskopische Aufnahmen notwendig, die jedoch jedes Mal eine erneute Kontrastmittelapplikation erfordern und die Strahlendosis für Untersucher und Patient erhöhen.

Zur Einsparung von Kontrastmittel- und Strahlendosis und für die verbesserte Darstellung der Herzanatomie sind weitere Bildgebungsmodalitäten während der Prozedur notwendig. Hybride Möglichkeiten, wie z.B. die Kombination aus Fluoroskopie und Echokardiographie sowie aus Fluoroskopie und den zuvor akquirierten MDCT-Daten, können die Bildgebung während der Prozedur ergänzen (96–98).



Die transösophageale 3D-Echokardiographie wird häufig ergänzend zur Fluoroskopie eingesetzt, vor allem dann, wenn eine Narkose aufgrund des Zugangsweges notwendig ist (31). Die 3D-TEE ermöglicht eine Echtzeit-Darstellung des Aortenannulus, des Ballons und der Prothese und hilft bei der korrekten Platzierung der Prothese. Darüber hinaus kann eine postinterventionell auftretende Regurgitation sofort beurteilt werden (44). In den letzten Jahren hat sich darüber hinaus die Fusionsbildung aus Fluoroskopie und Echokardiographie entwickelt, die es erlaubt, beide Datensätze in Echtzeit zu kombinieren (97). Entscheidender Vorteil dabei ist, dass es sich bei den Echokardiographie-Daten um „live“ erzeugte Datensätze handelt, die nicht, wie bspw. MDCT- oder MRT-Daten, statisch sind und daher eine Aussage über atem- sowie herzyklusabhängige Veränderungen der Anatomie zulassen (97). Erste Studien, die mit einer neuen Software (*EchoNavigator*, Philips Healthcare, Best, Niederlande) durchgeführt wurden, zeigen vielversprechende Ergebnisse und können die Ergebnisse der TAVR-Prozedur in Zukunft weiter verbessern (99).

Weiterhin kann eine Kombination aus Fluoroskopie und zuvor akquirierten MDCT-Daten das Einbringen der Prothese erleichtern und die Komplikationsrate senken. Für eine optimale Platzierung der Klappe sollte der C-Arm in eine Position gebracht werden, die senkrecht zur Annulusebene liegt (100). Diese Ebene des C-Arms wird als sog. „*line of perpendicularity*“ bezeichnet (101). Es konnte gezeigt werden, dass es auf Basis der MDCT-Daten möglich ist, die Lage der Annulusebene in Bezug auf die Körperlängsachse des Patienten zu bestimmen und daraus die korrekte C-Arm-Position abzuleiten (101–104). Durch diese Maßnahmen wurden postprozedurale Komplikationen und die Kontrastmitteldosis für den Patienten verringert (105). Neben der manuellen Bestimmung der relevanten anatomischen Strukturen, auf Basis derer die C-Arm Position berechnet werden kann, sind in den letzten Jahren zunehmend Bilderkennungsprogramme auf den Markt gekommen, die eine automatische Segmentierung der Aorta und des linken Ventrikels ermöglichen. Mit Hilfe einer speziellen Software (*HeartNavigator*, Philips Healthcare, Best, Niederlande) konnten dabei sowohl die Annulusgröße als auch die C-Arm-Position vorhergesagt werden (106). Vor allem die Vorhersagbarkeit der C-Arm-Position erleichtert die TAVR-Prozedur zusätzlich und erste Ergebnisse zeigen, dass sowohl die applizierte Kontrastmitteldosis für den Patienten, als auch die Strahlendosis für den Untersucher reduziert werden können (107).

Weiterhin wurde nachgewiesen, dass auch auf der RCT basierende Bilddaten eine exakte Vorhersage der C-Bogen-Position ermöglichen, wodurch sich die Liegedauer der Patienten sowie die Kontrastmitteldosis weiter verringern dürften (100,108).

## 1.5 Ziele der Arbeit

Die präprozedurale Bildgebung vor TAVR ist essentiell, um den dreidimensionalen Komplex des Aortenklappen-Apparates und die umliegenden Strukturen sicher und genau darzustellen. Dies ist für die Wahl der zu implantierenden Prothese von herausragender Bedeutung, da es bei einer zu klein gewählten Prothese zu einer schweren Dysfunktion der Klappe kommt mit hieraus resultierender schwerer Klappeninsuffizienz. Auf der anderen Seite führt die Wahl einer zu großen Prothese im schlimmsten Fall zu einer Annulusruptur mit fatalen Folgen. Daher wird für die Größenauswahl der Prothese zunehmend eine dreidimensionale Bildgebung der Zielregion eingesetzt.

Die MDCT zeigte dabei exzellente Ergebnisse und führte auf Grund der räumlichen Auflösung zur Erhebung valider und reproduzierbarer Ergebnisse. Es können sowohl die Diameter der Aortenwurzel als auch die Lage des Annulus in Bezug auf die Patientenlängsachse erhoben werden. Der letzte Punkt ist enorm wichtig, da auf Basis dieser Daten die optimale C-Arm-Position während der TAVR-Prozedur vorhergesagt werden kann und die Kontrastmittel- und Strahlendosis reduziert werden können. Darüber hinaus ist die MDCT praktisch ubiquitär verfügbar. Nachteil der MDCT liegt hingegen in der hohen Kontrastmittelmenge, die den Patienten appliziert werden muss. Zusätzlich stellt die Durchführung einer MDCT im Rahmen des präprozeduralen TAVR-*Screenings* eine logistische Herausforderung dar, da zwischen der erforderlichen Herzkatheteruntersuchung und der MDCT in der Regel einige Tage Zeit liegen sollten um die Nierenfunktion der multimorbiden Patienten nicht zu strapazieren.

Neben der MDCT bietet die MRT eine Möglichkeit, die Aortenwurzel darzustellen und ist eine gute Alternative, falls die MDCT nicht verfügbar ist oder zusätzliche Informationen über das Ventrikelmyokard erhoben werden sollen. Nachteil der MRT sind hingegen die lange Untersuchungszeit und die hohen Kosten. Auch bei der MRT besteht das logistische Problem, diese Form der Bildgebung in die präprozedurale Bildgebung zu implementieren, da es eine weitere Untersuchung ist und in der Regel die Hospitalisierung der Patienten verlängert.

Mit der RCT soll nun eine weitere Bildgebungsmodalität überprüft und gegen die beiden etablierten Verfahren, die MDCT und die MRT validiert werden. Bei bisher durchgeführten Studien, die diesen Ansatz verfolgten, wurde das Kontrastmittel in die aufsteigende Aorta injiziert. Dadurch fehlt allerdings die Kontrastierung der subvalvulären Strukturen und eine Messung des Annulus ist nicht reproduzierbar durchzuführen. Tatsächlich ist aber der Annulus der zentrale Parameter der präprozeduralen Bildgebung, da von dieser Messung abhängt, welche Prothesengröße für den Klappenersatz verwendet wird.



Die Hypothese ist nun, dass eine Kontrastierung subvalvulärer Strukturen in der RCT zu einer signifikanten Verbesserung der Darstellung der Aortenwurzel führt und des Weiteren zusätzliche Informationen über den linksventrikulären Ausflusstrakt liefert. Ziel der Arbeit war demnach, zu überprüfen, ob eine linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion möglich ist und valide und reproduzierbare Werte des Annulus liefert.

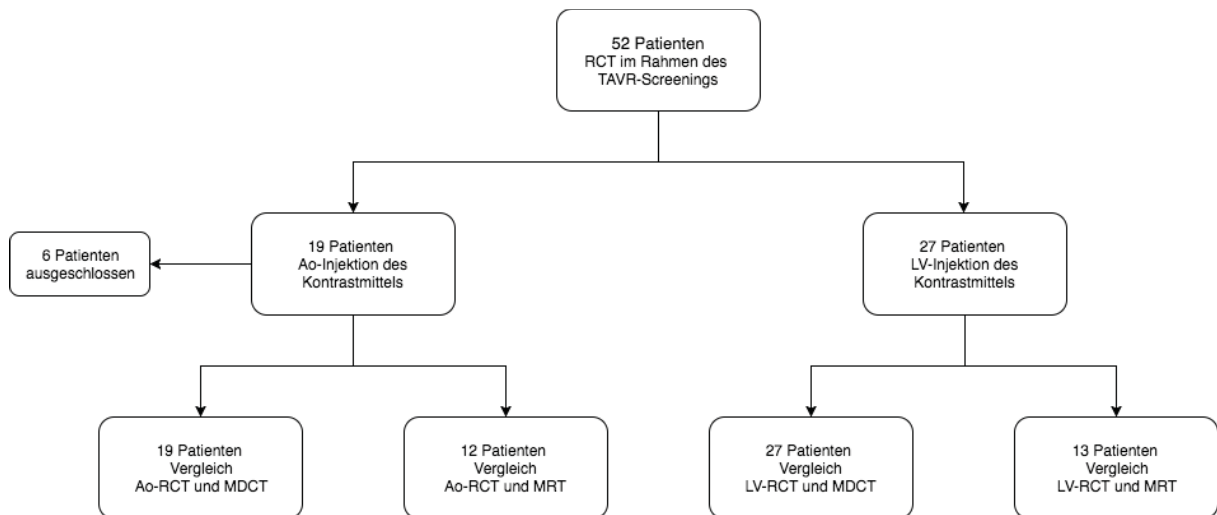
## 2 Material und Methoden

### 2.1 Patientenkollektiv und Studiendesign

Insgesamt wurde eine Kohorte von 52 Patienten (25 Männer, Durchschnittsalter 80 Jahre) im Zeitraum von Januar bis Oktober 2012 an der Uniklinik in Düsseldorf untersucht. Alle Patienten hatten eine mittel- bis hochgradige symptomatische Aortenklappenstenose und wurden zur Entscheidungsfindung bezüglich des Klappenersatzes (TAVR versus SAVR) in die Klinik aufgenommen.

Im Rahmen des stationären Aufenthaltes wurde bei 52 Patienten im Anschluss an die Herzkatheteruntersuchung eine RCT durchgeführt. Insgesamt 50 Patienten erhielten zusätzlich eine MDCT und 25 Patienten eine MRT. Die MDCT wurde dabei im Abstand von mindestens zwei Tagen zur Herzkatheteruntersuchung durchgeführt um eine kontrastmittelinduzierte Verschlechterung der Nierenfunktion zu vermeiden. Von allen Patienten liegt eine unterschriebene Einwilligungserklärung vor und die Studie wurde von der Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität genehmigt (Studiennummer 4080).

Das Studienprotokoll ist in Abb. 11 zusammengefasst dargestellt. Bei der Durchführung des RCT wurden zwei unterschiedliche Protokolle der Kontrastmittelinjektion gegeneinander verglichen. Bei der einen Gruppe wurde das Kontrastmittel in die ascendierende Aorta (Ao-RCT) appliziert, bei der anderen Gruppe in den linken Ventrikel (LV-RCT). Die Datensätze der Ao-RCT- und LV-RCT-Gruppe wurden mit den korrespondierenden Datensätzen der MDCT (Ao-RCT: n=19; LV-RCT: n=27) und der MRT (Ao-RCT: n=12; LV-RCT: n=13) verglichen. Nach der Analyse der Subgruppen erfolgte ein Vergleich der Korrelationen zwischen der Ao-RCT-Gruppe und LV-RCT-Gruppe um herauszufinden, ob die LV-Injektion der Ao-Injektion überlegen ist.



**Abb. 11 – Flow-Chart des Studiendesigns.** RCT = 3D-Rotationsangiographie, Ao-Injektion = Kontrastmittelinjektion in die Aorta ascendens, LV-Injektion = Kontrastmittelinjektion in den linken Ventrikel, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, MRT = Magnetresonanztomographie

## 2.2 Computertomographie

Bei 50 Patienten wurde eine kontrastmittelgestützte Multidetektor-Computertomographie (MDCT) des Herzens an einem 128-Zeilen-Multidetektorsystem (*Somatom Def. AS+* Siemens Healthcare, Forchheim) durchgeführt.

Der Patient wurde auf dem Rücken gelagert und aufgefordert, die Arme hinter den Kopf zu heben. Über eine periphere kubitale Verweilkanüle wurde das Kontrastmittel intravenös appliziert. Um die Kreislaufzeit des Kontrastmittels zu detektieren, wurden zunächst 20ml des hochkonzentrierten Kontrastmittels *Iomeprol* (Imeron 400<sup>TM</sup>, Bracco Imaging Group) mit einer Flussrate von 4ml/s appliziert. Über eine Dichtemessung in der Aorta ascendens wurde die Zeit bis zum Erreichen einer optimalen Gefäßkontrastierung ermittelt (Test-Bolus-Verfahren). Für die CT-Angiographie wurde den Patienten dann 75ml des gleichen Kontrastmittels appliziert gefolgt von 40ml Kochsalzlösung (NaCl 0,9%). Für die Datenakquisition wurde eine Detektorkollimation von 128x0,6mm gewählt. Die Rotationszeit betrug 0,3 Sekunden und der Pitchfaktor 0,18.

Da die natürliche Herzbewegung im nicht-getriggerten CT erhebliche Artefakte („*image blurring*“) verursacht, wurde eine retrospektive EKG-Triggerung eingesetzt, ein Standardverfahren in der Herz-CT, das eine zuverlässige Darstellung des Herzens in hoher Bildqualität gewährleistet. Die Herzbewegung ist frequenzabhängig und bei einer Herzfrequenz von unter <70 Schläge/Minute mitt-diastolisch am geringsten. Der Datensatz wurde automatisch in der besten diastolischen Phase durch die Gerätesoftware rekonstruiert (*Syngo*, Siemens Healthcare), um eine optimale Bildqualität zu erreichen. Die atemabhängige Bewegung wurde durch einen mitt-inspiratorischen Atemstillstand minimiert.

Alle Untersuchungen wurden von kranial nach kaudal durchgeführt mit einem kompletten Scanvolumen von der Aorta ascendens bis zur Herzspitze. Um die Strahlendosis für den Patienten zu verringern, wurde die Untersuchung unter Verwendung dosisreduzierender Verfahren durchgeführt. Die EKG-gesteuerte Röhrenstrommodulation (*MinDose*, Siemens) ermöglicht eine zyklusabhängige, EKG-basierte Reduktion des Röhrenstroms. So wird der normale Röhrenstrom nur in der Mitt-Diastole erreicht, in der die Bilder akquiriert werden, die für die Bildrekonstruktion notwendig sind. In der Systole wird der Röhrenstrom auf bis zu 4% reduziert. Bei der automatischen Röhrenstrommodulation wird der Röhrenstrom schwächungsbasiert an die Anatomie des Patienten in allen drei Raumrichtungen angepasst (*CARE Dose 4D*, Siemens).

Die Röhrenspannung betrug bei den von uns untersuchten Patienten im Schnitt 80-120kV und das Röhrenstromzeitprodukt 312-370mAs. Die axialen Bilder wurden aus 20 Herzzyklen mit einer Schichtdicke von 0,6mm rekonstruiert (Rekonstruktionsinkrement 0,5mm).

### 2.3 Magnetresonanztomographie

Bei 25 Patienten wurde eine Magnetresonanztomographie (MRT) mit einem 1,5 Tesla (T) Scanner (Philips Achieva, Best, Niederlande) durchgeführt. Der Patient wurde auf dem Rücken gelagert, eine 32-Kanal-Spule mit je 16 Elementen (*dual coil*, Torso Cardiac) in anteriorer und posteriorer Position wurde auf der Brust des Patienten platziert um das Bildsignal zu empfangen. Durch eine parallele Bildgebung (Philips *dsSENSE*-Beschleunigung) wurde die Akquisitionszeit beschleunigt. Da es sich beim Herzen um eine bewegte Struktur handelt, ist es wichtig, die Bildgebung daran anzupassen. Hierfür wurde eine Navigator-gesteuerte EKG-getriggerte Sequenz ohne Atemkommando aufgenommen. Der Navigator wurde dabei für die Atemkompensation auf Höhe des Zwerchfells positioniert („*gate and track*“). Für die präzise Beurteilung der Aortenwurzel und die Möglichkeit der dreidimensionalen Rekonstruktion wurde ein 3D-*Balanced-fast-field-Echo*-(bFFE)-Sequenz-Algorithmus verwendet. Die korrekte Triggerverzögerung der Akquisition wurde manuell an Hand eines Vierkammer-Blicks bestimmt. Dazu wurde in 50 hochauflösenden Phasen das Zeitfenster in der Diastole gewählt, in dem sich die Koronararterien minimal bewegen. Dort wurde dann der Triggerzeitpunkt festgelegt.

Die *Wholeheart*-Sequenz eignet sich auf Grund ihrer hohen Auflösung sehr gut für die Darstellung der anatomischen Strukturen. Die räumliche Auflösung betrug 360mm (rechts/links) x 322mm (anterior/posterior) x 162mm (*feet/head*) mit einer *Acquisition Matrix* von 304 x 273. Hieraus ergibt sich eine Voxelgröße von 1,18 x 1,18 x 2,00. Da es sich hierbei um anisotrope Voxel handelt, wurde eine

Voxelgröße von 0,94 x 0,94 x 1 rekonstruiert. Es erfolgte eine Fettsuppression mittels SPIR (*spectral presaturation with inversion recovery*).

## 2.4 3D-Rotationsangiographie

Alle 52 Patienten wurden während der Herzkatheteruntersuchung einer 3D-Rotationsangiographie (engl. *Rotational C-Arm CT = RCT; XperCT, Allura Xper FD 20*, Philips Healthcare, Andover, MA, USA) unterzogen, die im Anschluss an die Koronarangiographie durchgeführt wurde. Der Patient wurde für die RCT isozentrisch im Koordinatensystem des C-Bogens positioniert und aufgefordert, die Arme hinter den Kopf zu heben. Die Aufhängung des C-Bogen befindet sich am kranialen Ende des Tisches, die Rotationsachse ist die Körperlängs-Achse des Patienten (Propeller-Rotation).

Zunächst erfolgte eine langsame Rotation, damit gewährleistet war, dass der C-Bogen vollständig um den Patienten rotieren kann. Anschließend erfolgte die Propeller-Rotation von 220°. In einer Zeit von 5,2 Sekunden wurden über einen 30cm Flachbildschirmdetektor 310 Bilder aufgenommen (60 Aufnahmen/Sekunde) bei einer Röhrenspannung von 120kV und einer automatischen Adaptation des Röhrenstroms von 50-325mA. Für die Rekonstruktion der Bilder wurde der Standard-Rekonstruktionsalgorithmus verwendet mit einer Matrixgröße von 256 x 256 x 198mm und einer Auflösung von 0,98mm<sup>3</sup>.

Um einen guten Kontrast der Aorta gegenüber den übrigen kardialen Weichteilen zu erlangen, wurde über einen *Pigtail*-Katheter Kontrastmittel appliziert (*Accupaque*, Bracco Imaging, Konstanz, Deutschland). Die Kontrastmittelmenge betrug 0,4ml/kg Körpergewicht des Patienten (insg. 50-80ml). Es wurde 1:1 mit physiologischer Kochsalzlösung (NaCl 0,9%) verdünnt, so dass sich eine Gesamtmenge von 0,8ml/kg KG ergab. Das Kontrastmittel wurde mit einem Flow von 14ml/s appliziert.

Die physiologischen Herzbewegung verursacht erhebliche Artefakte und wurde mittels einer schnellen Schrittmacherstimulation (*rapid ventricular pacing*) sowie durch einen inspiratorischen Atemstillstand verringert. Die schnelle Schrittmacherstimulation wurde über einen *Pacing*-Katheter vermittelt, der sich im rechten Ventrikel befand. Stimuliert wurde das Ventrikelmyokard mit einer Frequenz von 160–230 Schlägen pro Minute.

Der Ablauf der Bildakquisition war dabei wie folgt:

1. Schnelle Schrittmacherstimulation des Ventrikelmyokards
2. Simultane Applikation des Kontrastmittels
3. Start der C-Arm Rotation eine Sekunde nach Kontrastmittelapplikation

Die Kontrastmittelapplikation erfolgte über einen *Pigtail*-Katheter, der ebenfalls genutzt wurde um den Druckgradienten über der Aortenklappe zu messen.

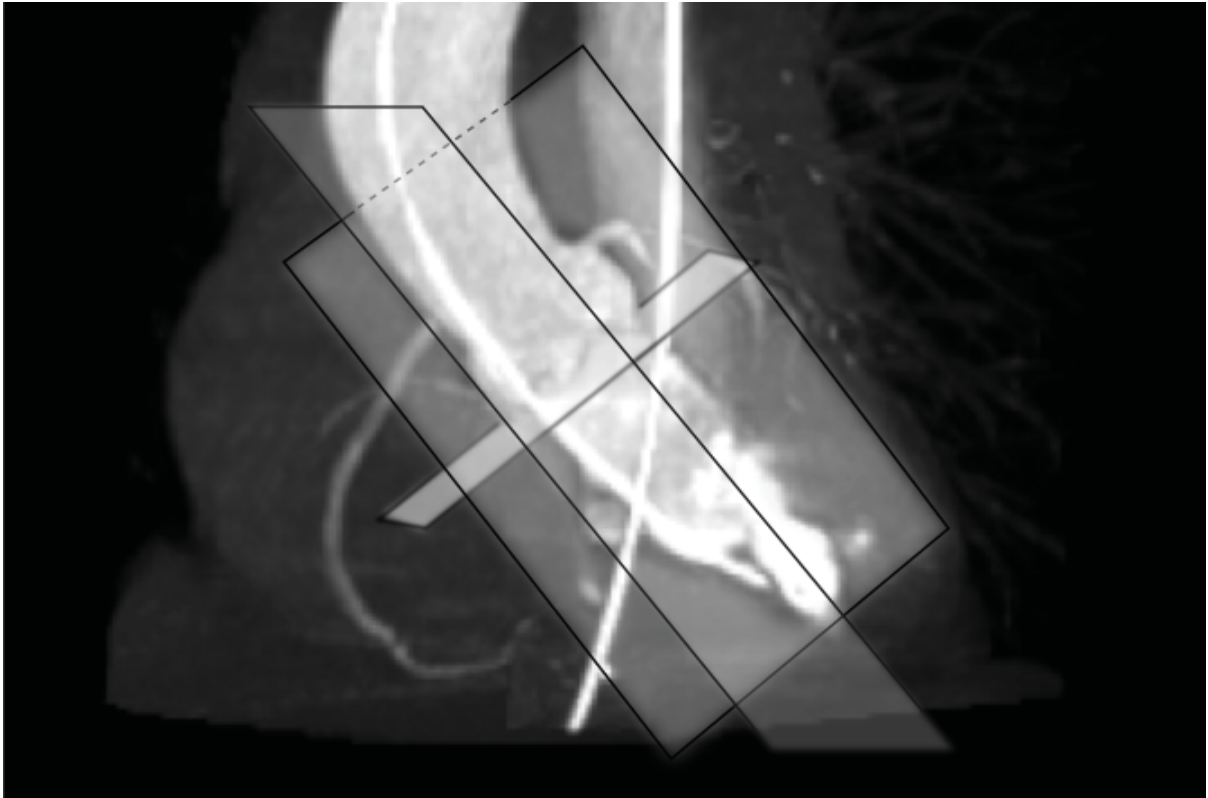
Für den Ort der Kontrastmittelapplikation wurden zwei Ansätze gewählt: Bei 25 Patienten wurde das Kontrastmittel in die Aorta ascendens injiziert (Ao-RCT), bei 27 Patienten in den linken Ventrikel (LV-RCT).

## 2.5 Bildanalyse

Die Daten wurden auf eine externe Workstation übertragen und mit einer frei verfügbaren Software (*Osirix MD Version 4.0, pixmeo, Geneva, Switzerland*) ausgewertet. Die Auswertung wurde von zwei erfahrenen und unabhängigen Wissenschaftlern der kardiologischen Abteilung der Universität Düsseldorf durchgeführt. Die MDCT- und MRT-Datensätze wurden aufgrund der geringen Herzaktion in der späten Diastole in dieser Phase des Herzzyklus ausgewertet. Die RCT-Daten wurden während einer schnellen Schrittmacherstimulation aufgenommen, so dass hier keine Aussage über den Zeitpunkt des Herzzyklus zu treffen ist. Bei beiden Datensätzen waren die Taschenklappen jedoch geschlossen.

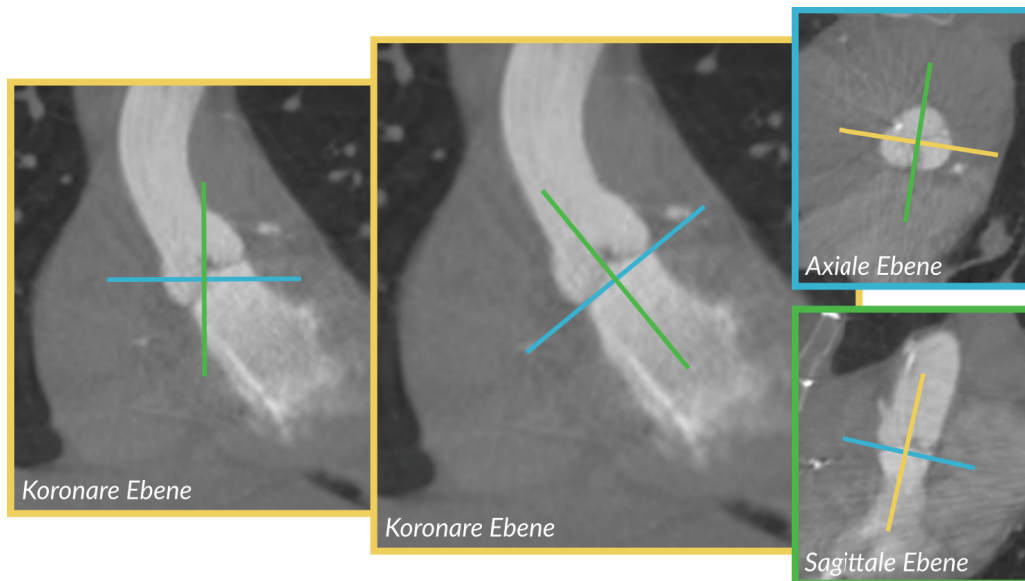
## 2.6 Ablauf der Bildverarbeitung

Aus den dreidimensionalen Datensätzen der MDCT, der MRT und der RCT wurde eine multiplanare Rekonstruktion erstellt, so dass eine Ansicht mit streng axialen, koronaren und sagittalen Ebenen generiert wurde. Diese mussten im nächsten Schritt analog zu den Herzachsen ausgerichtet werden (Abb. 12).



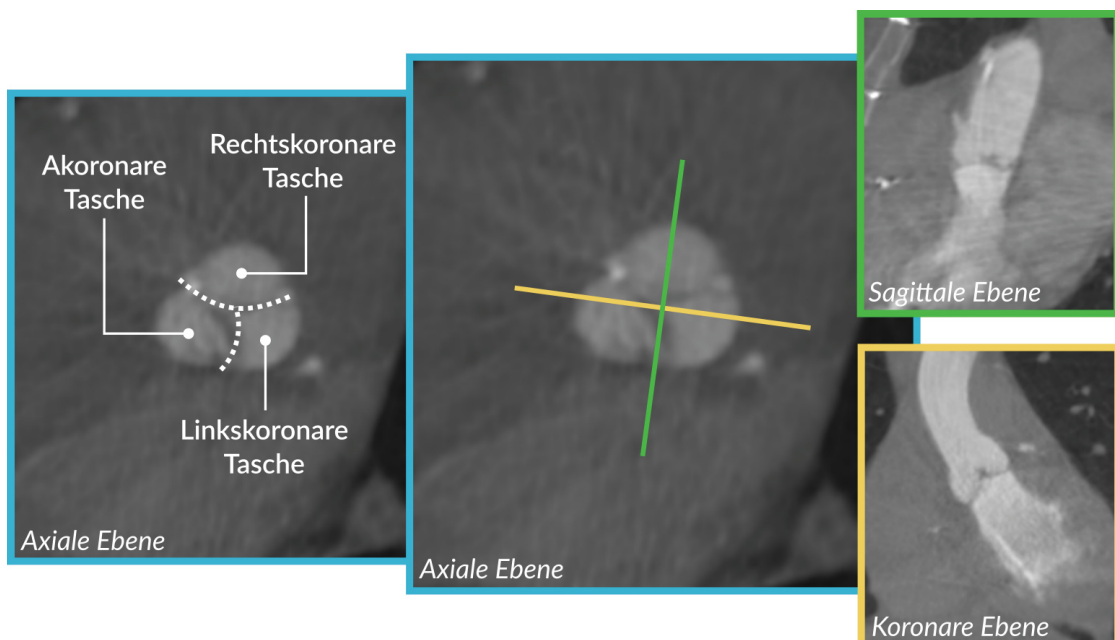
**Abb. 12 – 3D MIP (Maximum Intensity Projektion) einer RCT mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion.** In dieser Abbildung sind die drei Körperebenen an die Herzachsen angepasst. Die z-Achse orientiert sich dabei an einer Parallelen durch den linksventrikulären Ausflusstrakt und die Aorta. Die sagittale Ebene verläuft mittig durch die rechtskoronare Tasche der Aortenklappe. Die axiale Ebene liegt den drei untersten Anheftungspunkten der Taschen der Aortenklappe an. Alle drei Ebenen stehen in dieser Ansicht rechtwinklig zueinander. (RCT = 3D-Rotationsangiographie)

Dabei wurden zunächst die sagittale und axiale Ebene in einer koronaren Ansicht ausgerichtet (Abb. 13). Die sagittale Ebene verläuft dabei parallel zur Achse der Aorta ascendens und des LVOT. Die axiale Ebene (Annulusebene) war gegeben durch die untersten Anheftungspunkte der Taschenklappen. Da die Taschen der Aortenklappe in ihrer Größe häufig differieren, liegt die Annulusebene nicht in jedem Fall rechtwinklig zu der koronaren und sagittalen Ebene, wurde allerdings so korrigiert, dass im Endeffekt alle drei Ebenen rechtwinklig zueinander angeordnet waren.



**Abb. 13 – 1. Schritt: Ausrichtung der sagittalen und axialen Ebene anhand der koronaren Ebene.** Die ersten beiden Bilder zeigen eine Ansicht des Herzens in der koronaren Ebene. In dieser Ansicht wurden zunächst die Sagittalebene (grüne Gerade) und axiale Ebene (blaue Gerade) so ausgerichtet, dass die z-Achse parallel zu einer gedachten Ebene durch die Aorta ascendens und den linksventrikulären Ausflusstrakt führt und die axiale Ebene auf einer Höhe mit der Annulusebene liegt.

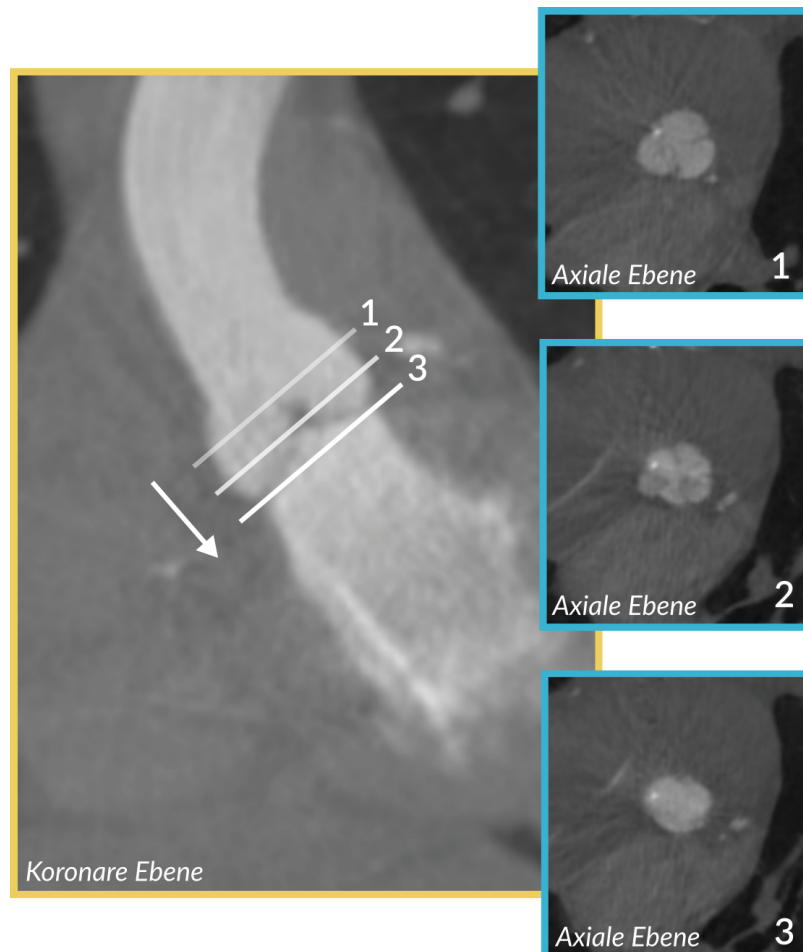
Im nächsten Schritt wurde die sagittale Ebene so ausgerichtet, dass sie mittig durch die rechtskoronare Tasche der Aortenklappe verläuft (Abb. 14). Die koronare Ebene wurde wiederum rechtwinklig dazu ausgerichtet, so dass sie durch die akoronare und linkskoronare Tasche verläuft.



**Abb. 14 – 2. Schritt: Ausrichtung der sagittalen und koronaren Ebene anhand der axialen Ebene.** Die ersten beiden Bilder zeigen eine axiale Ansicht auf Höhe des Klappenschlusskreuzes. In dieser Ebene wurde die sagittale Ebene so verschoben, dass sie die rechtskoronare Tasche halbiert, die koronare Ebene verläuft rechtwinklig dazu.



Um zusätzlich zur koronaren und sagittalen Ebene eine Ebene zu generieren, in der es möglich ist, den Annulus in der axialen Ansicht in seinem minimalen und maximalen Durchmesser, sowie die Fläche und den Perimeter zu bestimmen, wurde die axiale Ebene so weit nach kaudal verschoben, dass sie unmittelbar auf Höhe der untersten Anheftungspunkte der Taschenklappen zu liegen kam (Abb. 15).



**Abb. 15 – 3. Schritt: Generieren der axialen Ebene.** In der koronaren Ebene wurde die axiale Ebene so weit nach kaudal verschoben, dass sie auf Höhe der untersten Anheftungspunkte der Taschenklappe (Bild 3) zu liegen kam. Bild 1 zeigt etwa die Höhe des Bulbus, Bild 2 einen Teil der sub- und einen Teil der supra-avalvulären Strukturen.

## 2.7 Vermessung der Zielregion

Zu den Parametern, die für die Vermessung der Aortenwurzel wichtig sind, gehören der Annulus, der Bulbus, der sinutubuläre Übergang, die Aorta ascendens, der linksventrikuläre Ausflusstrakt und die Abstände der Ostien der Koronararterien von der Annulusebene.

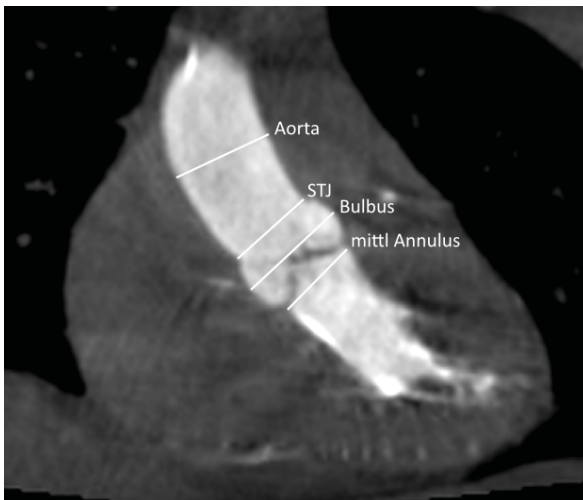
Der Annulus wurde in der kurzen und langen Achse, also in der koronaren (Abb. 16) und sagittalen (Abb. 17) Achse am untersten Anheftungspunkt der Taschenklappen gemessen und der Wert an-

schließlich gemittelt (mittlerer Annulus-Diameter). In der axialen Ebene wurde auf Höhe des untersten Anheftungspunkt der Taschenklappen der axiale Annulus-Diameter in seinem minimalen und maximalen Durchmesser bestimmt und anschließend gemittelt. Zusätzlich wurden in der axialen Ebene die Annulus-Fläche sowie der Annulus-Perimeter bestimmt (Abb. 18).

Der linksventrikuläre Ausflusstrakt (LVOT) wurde 5mm kaudal der Annulusebene in einer axialen Ansicht gemessen. Es wurden die LVOT-Fläche mittels Planimetrie sowie der LVOT-Perimeter bestimmt (Abb. 19). Die Messungen des LVOT wurden nur in der Subgruppe durchgeführt, bei der das Kontrastmittel linksventrikulär appliziert wurde.

Zusätzlich wurden die Parameter der Aortenwurzel bestimmt. Der Bulbus war definiert als größte Ausdehnung der aufsteigenden Aorta oberhalb der Klappenebene, der STJ als kleinster Durchmesser oberhalb des Bulbus. Die Aorta ascendens wurde 4cm oberhalb der Klappenebene gemessen. Alle Messungen der Aortenwurzel wurden in den koronaren und sagittalen Ebenen durchgeführt und für den Vergleich der Modalitäten gemittelt (Abb. 16 und Abb. 17).

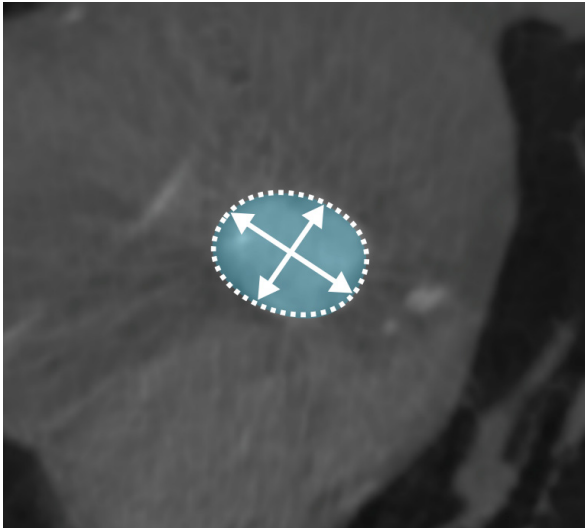
Die Abstände der linken und rechten Koronararterie wurden in einer modifizierten koronaren und sagittalen Ebene rechtwinklig zur Annulusebene gemessen (Abb. 20 und Abb. 21).



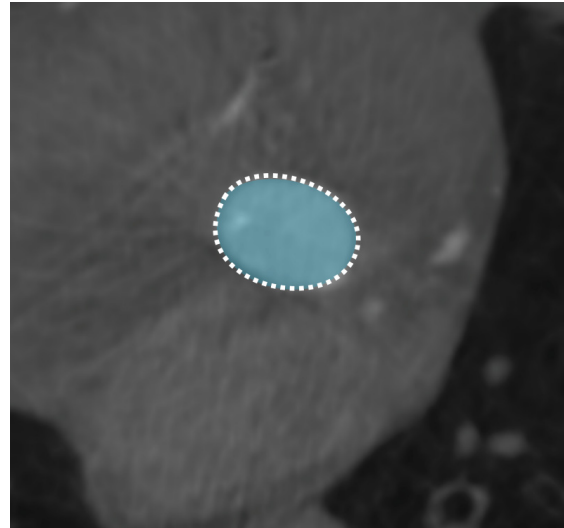
**Abb. 16 – RCT koronare Ebene.** Abgebildet sind die in der koronaren Ebene gemessenen Parameter, die zur Auswertung mit den Parametern der sagittalen Ansicht gemittelt wurden. (RCT = 3D-Rotationsangiographie)



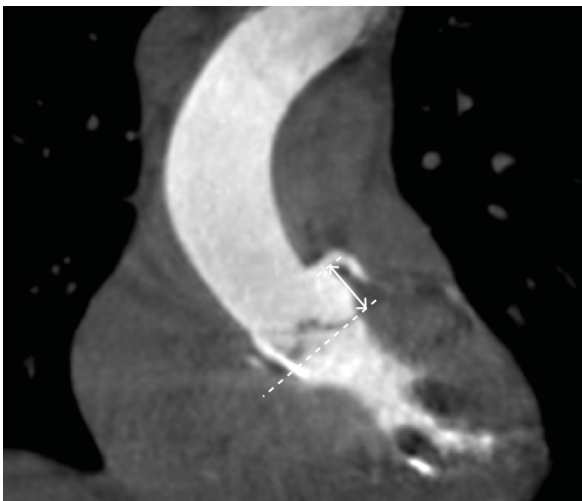
**Abb. 17 – RCT sagittale Ebene.** Abgebildet sind die in der sagittalen Ebene gemessenen Parameter, die zur Auswertung mit den Parametern der koronaren Ansicht gemittelt wurden. (RCT = 3D-Rotationsangiographie)



**Abb. 18 – RCT axiale Ebene auf Höhe des Annulus.** Für die Auswertung des axialen Annulus-Diameter wurde der minimale und maximale Durchmesser bestimmt und anschließend gemittelt (weiße Pfeile). Die gestrichelte weiße Linie steht für den Perimeter, die blau Fläche für die Annulus-Fläche. (RCT = 3D-Rotationsangiographie)



**Abb. 19 – RCT axiale Ebene auf Höhe des links-ventrikulären Ausflusstraktes.** Die gestrichelte weiße Linie stellt den LVOT-Perimeter dar, die blaue Fläche markiert die LVOT-Fläche. (RCT = 3D-Rotationsangiographie)



**Abb. 20 – RCT koronare Ebene.** In der koronaren Ebene wird der Abstand (weißer Pfeil) der linken Koronararterie rechtwinklig zur Annulusebene (gestrichelte weiße Linie) gemessen (RCT = 3D-Rotationsangiographie)



**Abb. 21 – RCT sagittale Ebene.** In der sagittalen Ebene wird der Abstand (weißer Pfeil) der linken Koronararterie rechtwinklig zur Annulusebene (gestrichelte weiße Linie) gemessen. (RCT = 3D-Rotationsangiographie)

## 2.8 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit *Microsoft Excel* (Microsoft® Excel® für Mac 2011, Version 14.4.0) durchgeführt.

Die durchschnittlichen Werte wurden als Mittelwerte mit Standardabweichung (*standard deviation*, SD) angegeben. Ein Vergleich der Modalitäten wurde mittels *Pearson's*-Korrelation für alle Parameter berechnet. Eine gute Korrelation wurde angenommen, wenn der Korrelationskoeffizient ( $r$ )  $\geq 0,7$  lag. Für normalverteilte Werte wurde der Vergleich der Mittelwerte mit dem gepaarten Student's-T-Test durchgeführt. Für den Vergleich unterschiedlich großer Stichproben wurde eine *ANOVA*-Analyse (Analysis of Variance) durchgeführt. Ein signifikanter Unterschied zweier Gruppen wurde bei einem P-Wert  $< 0,05$  angenommen.

Zur Darstellung der Streubreite der akquirierten Daten sowie zur Detektion eines systematischen Messfehlers wurde die Bland-Altman-Analyse angewandt. Hier wurden die Mittelwerte der Modalitäten gegen die Differenz der Werte aufgetragen (92).

Die Interobserver-Übereinstimmung wurde mit dem Intra-Class-Korrelationskoeffizienten (ICC) berechnet, eine gute Übereinstimmung wurde ab Werten von  $\geq 0,8$  angenommen.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Patientenkollektiv

Insgesamt wurden 52 Patienten mit mittel- bis hochgradiger symptomatischer Aortenklappenstenose im Rahmen des präprozeduralen TAVR-*Screenings* in die Studie miteingeschlossen. Alle Patienten wurden einer Herzkatheteruntersuchung unterzogen, im Anschluss an diese wurde eine RCT durchgeführt. Dabei erfolgte bei 25 Patienten die Kontrastmittelapplikation supra- und bei 27 Patienten die Kontrastmittelapplikation subvalvulär in die Aortenwurzel (Ao-RCT), bei 27 Patienten erfolgte die Kontrastmittelapplikation subvalvulär in den linken Ventrikel (LV-RCT). Während des stationären Aufenthaltes erhielten 50 Patienten zusätzlich eine MDCT und 25 Patienten eine MRT.

In der Ao-RCT-Gruppe wurden von insgesamt 25 Datensätzen sechs Datensätze wegen mangelhafter Bildqualität ausgeschlossen (verzögerte KM-Applikation [n=2], insuffiziente Schrittmacherstimulation [n=2], starke Bildartefakte [n=2]). In der LV-RCT-Gruppe konnten für die Messungen des Annulus und der Aortenwurzel alle Datensätze ausgewertet werden. Bei der Analyse der Abstände der Koronararterien musste ein Datensatz der LV-RCT-Gruppe wegen schlechter Bildqualität ausgeschlossen werden.

Es ergaben sich somit 19 Datensätze in der Ao-RCT-Gruppe und 27 Datensätze in der LV-RCT-Gruppe, die mit den Messungen des MDCT verglichen werden konnten sowie 12 Datensätze der Ao-RCT-Gruppe und 13 Datensätze der LV-RCT-Gruppe, die mit den Messungen im MRT verglichen werden konnten.

Die Gesamtpopulation bestand aus 25 Männern, das mittlere Alter betrug  $80 \pm 5,29$  Jahre. Hinsichtlich der Komorbiditäten bestand zwischen den Subgruppen kein signifikanter Unterschied.

Weitere demographische Daten der Patienten und deren Verteilung in die beiden Subgruppen sind Tabelle 1 zu entnehmen.

Parameter	Ao-RCT (n = 25)	LV-RCT (n = 27)	p-Wert
Alter	79,76 ± 6,2	81 ± 5,9	0,47
Geschlecht (männlich)	13 (52%)	12 (44%)	0,60
BMI	26,10 ± 3,6	25,27 ± 4,4	0,46
ICD/Schrittmacher	5 (20%)	2 (7%)	0,33
SR	15 (60%)	18 (67%)	0,63
NYHA-Stadium > III	15 (60%)	12 (44%)	0,27
<b>Komorbiditäten</b>			
DM 2	5 (20%)	8 (30%)	0,43
CAD	15 (60%)	21 (78%)	0,18
Kardiale OP	3 (12%)	5 (18%)	0,52
EF < 35%	2 (8%)	0 (0%)	0,16
pAVK	2 (8%)	6 (22%)	0,16
zerebrales Event	2 (8%)	4 (15%)	0,45
CKD ≥ 3	7 (28%)	13 (48%)	0,14
PAH	5 (20%)	6 (22%)	0,85
Log EuroSCORE	11,2% ± 9	10,1% ± 8	0,42

**Tabelle 1 – Demographische Daten der Patienten, Vergleich der Subgruppen Ao-RCT und LV-RCT.** Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, BMI = body mass index; ICD = implantierbarer Kardioverter/Defibrillator, SR = Sinusrhythmus; DM = Diabetes mellitus; CAD = koronare Herzerkrankung; EF = Ejektionsfraktion; pAVK = periphere arterielle Verschlusskrankheit; CKD = chronisches Nierenversagen; PAH = pulmonalarterielle Hypertonie.

## 3.2 Kontrastmittel und Strahlendosis

Im Folgenden werden die Kontrastmittelmengen und die Strahlendosis für die RCT- und die MDCT-Untersuchungen aufgeführt. Bei der MRT-Untersuchung wurde kein Kontrastmittel appliziert.

### 3.2.1 3D-Rotationsangiographie

Die durchschnittliche Kontrastmittelmenge betrug bei der 3D-Rotationsangiographie (RCT) insgesamt 29ml, bei der Ao-RCT-Kohorte 32ml und bei der LV-RCT-Kohorte 28ml, je 1:1 verdünnt mit der gleichen Menge physiologischer Kochsalzlösung. Die Flussrate der Kontrastmittelinjektion betrug 14ml/s. Eine schnelle Schrittmacher-Stimulation („*rapid pacing*“) wurde mit einer rechtsventrikulär liegenden

Sonde und einer durchschnittlichen Frequenz von 200 Schlägen/Minute (160-230) durchgeführt und wurde von allen Patienten gut vertragen.

Die effektive Dosis ist in Tabelle 2 dargestellt. Berechnet an Hand des Dosis-Flächen Produktes betrug die effektive Dosis  $1,38\text{mSv} \pm 0,8$  für die gesamte Kohorte,  $1,26\text{mSv} \pm 0,66$  für die Ao-RCT-Gruppe und  $1,44 \pm 0,88\text{mSv}$  für die LV-RCT-Gruppe. Zwischen den beiden Gruppen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p=0,4534$ ).

	Gesamt (n = 52)	Ao-RCT (n = 25)	LV-RCT (n = 27)	p-Wert
DAP [mSv]	$1,38 \pm 0,81$	$1,26 \pm 0,66$	$1,44 \pm 0,88$	0,4534

**Tabelle 2 – Strahlendosis RCT, Vergleich der Subgruppen Ao-RCT und LV-RCT.** Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelapplikation, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelapplikation, DAP = dosis area product (Dosisflächenprodukt)

### 3.2.2 Computertomographie

Für das Protokoll der Multidetektor-Computertomographie (MDCT) wurde nach einem Testbolus von 20ml eine Kontrastmittelmenge von 75ml appliziert. Die durchschnittliche Dosis (berechnet anhand des Dosis-Längen-Produktes) betrug  $8,4\text{mSv}$ .

## 3.3 Ergebnisse der Auswertung

Im Folgenden sind die Ergebnisse der Messungen aufgeführt. Dabei wird zunächst auf den Vergleich RCT und MDCT (Ao-RCT vs. MDCT und LV-RCT vs. MDCT) eingegangen und anschließend auf den Vergleich RCT und MRT (Ao-RCT vs. MRT und LV-RCT vs. MRT).

### 3.3.1 Vergleich Ao-RCT und MDCT

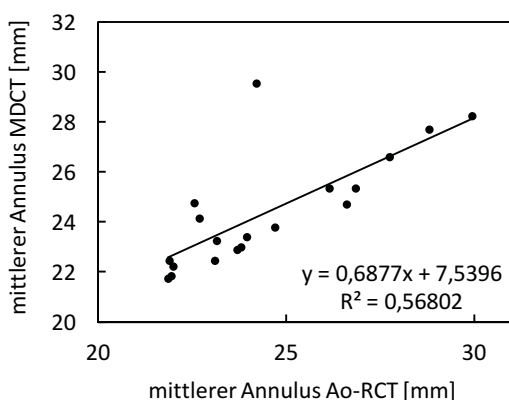
Die Mittelwerte ( $\pm\text{SD}$ ) der Annulus Parameter, die mittlere Abweichung ( $\pm\text{SD}$ ) sowie die Korrelationen der Datensätze für den Vergleich Ao-RCT und MDCT sind in Tabelle 3 aufgetragen.

Variable	Ao-RCT $\pm$ SD	MDCT $\pm$ SD	MD $\pm$ SD	p (MD)	r ( $p < 0,05$ )
Mittl. Annulus [mm]	24,51 $\pm$ 2,41	24,39 $\pm$ 2,20	0,11 $\pm$ 1,63	0,7701	0,75
Axialer Annulus [mm]	26,09 $\pm$ 2,13	24,78 $\pm$ 2,36	1,31 $\pm$ 1,37	0,0008	0,82
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	4,85 $\pm$ 1,09	4,69 $\pm$ 0,84	0,16 $\pm$ 0,86	0,4432	0,63
Annulus-Perimeter [cm]	7,85 $\pm$ 0,85	7,75 $\pm$ 0,69	0,10 $\pm$ 0,72	0,5816	0,57

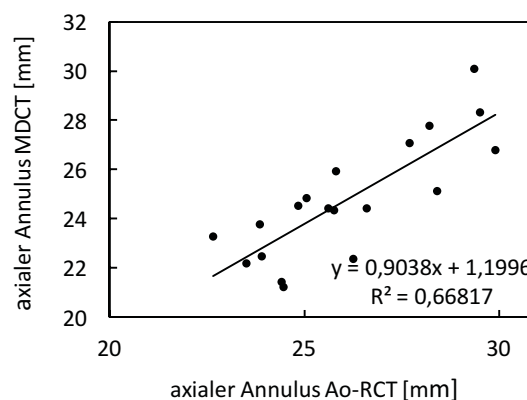
**Tabelle 3 – Ergebnisse der Messungen der Annulus Analyse, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,01$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, RCT = 3D-Rotationsangiographie, MDCT = Multidetektor-Computertomographie.

Der Mittelwert des mittleren Annulus betrug 24,51 $\pm$ 2,41mm im Ao-RCT und 24,39 $\pm$ 2,20mm im MDCT, der Mittelwert des axialen Annulus betrug 26,09 $\pm$ 2,13mm im Ao-RCT und 24,78 $\pm$ 2,36mm im MDCT.

Wurde das Kontrastmittel in die Aortenwurzel appliziert, korrelierten bei dem Vergleich Ao-RCT und MDCT die Messungen des mittleren und axialen Annulus stark miteinander ( $r_{\text{Mittl. Annulus}} = 0,75$  [ $p < 0,05$ ] und  $r_{\text{axialer Annulus}} = 0,82$  [ $p < 0,05$ ]). In Abb. 22 und Abb. 23 sind die Streudiagramme zu sehen, in denen die hohe Korrelation durch die Regressionsgerade verdeutlicht wird.



**Abb. 22 – Streudiagramm und Regressionsgerade des mittleren Annulus-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MDCT (r = 0,75; n = 19).** Aufgetragen sind die Messungen des mittleren Annulus im Vergleich Ao-RCT und MDCT. Es zeigt sich eine starke Korrelation von 0,75. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



**Abb. 23 – Streudiagramm des axialen Annulus Diameter, Vergleich Ao-RCT und MDCT (r = 0,82; n = 19).** Aufgetragen sind die Messungen des axialen Annulus im Vergleich Ao-RCT und MDCT. Es zeigt sich eine hohe Korrelation mit 0,82. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Diese Ergebnisse werden durch die Bland-Altman-Analyse weiter untermauert. So stimmen die Mittelwerte der Messungen des mittleren Annulus gut überein (Ao-RCT: 24,5 $\pm$ 2,41mm und MDCT: 24,39 $\pm$ 2,20) und wichen nicht signifikant voneinander ab (MD=0,11; P=0,7701). Die Mittelwerte der Messungen des axialen Annulus (26,09 $\pm$ 2,13mm und 24,78 $\pm$ 2,36mm) wichen hingegen signifikant

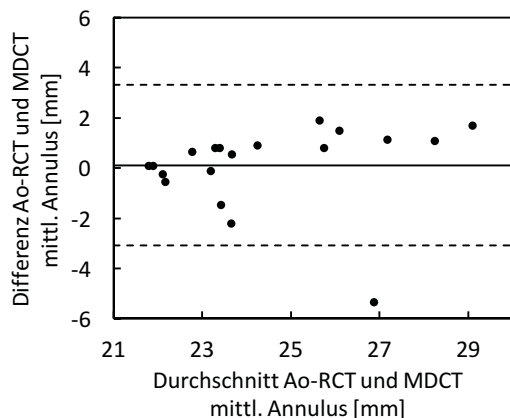


voneinander ab ( $p=0,0008$ ), wobei die im Messungen im Ao-RCT die Messungen im MDCT im Schnitt um etwa 1,3mm (MD=1,31mm) überschätzten.

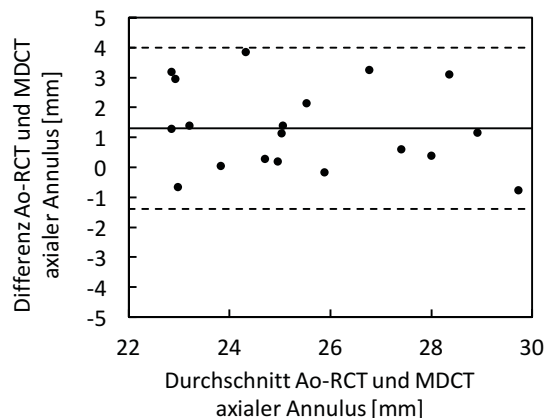
Wie die Bland-Altman-Diagramme zeigen, lagen die Übereinstimmungsgrenzen sowohl für den mittleren Annulus als auch für den axialen Annulus in einem akzeptablen Bereich (siehe Tabelle 4, Abb. 24, Abb. 25).

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Mittl. Annulus [mm]	3,26	+3,37	0,11	-3,15
Axialer Annulus [mm]	2,74	+4,05	1,31	-1,43
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	1,72	+1,88	0,16	-1,56
Annulus-Perimeter [cm]	1,44	+1,54	0,10	-1,34

**Tabelle 4 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse im Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Es sind die Werte für den mittleren Annulus, den axialen Annulus, die Annulus-Fläche und den Annulus-Perimeter angegeben. (SD = Standard-Abweichung, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie)



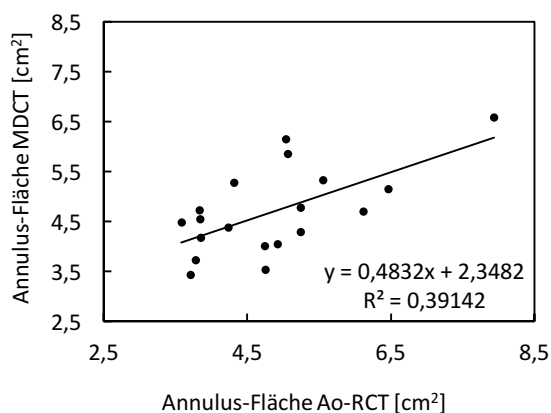
**Abb. 24 – Bland-Altman-Diagramm des mittleren Annulus-Diameters, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Aufgetragen sind die Durchschnittswerte zwischen Ao-RCT und MDCT gegen die Differenz der Mittelwerte. Es ist keine starke Abweichung der Mittelwerte zu sehen, die Übereinstimmungsgrenzen liegen jedoch relativ weit auseinander. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



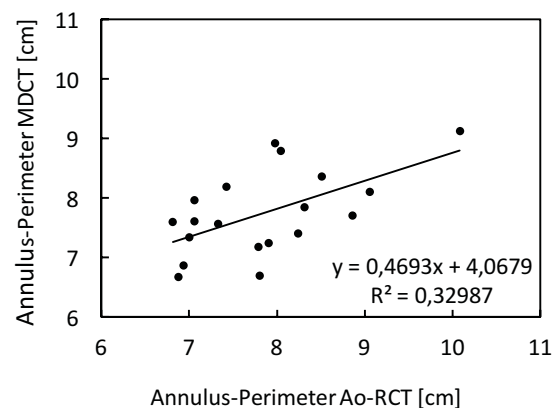
**Abb. 25 – Bland-Altman-Diagramm des axialen Annulus-Diameters, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Aufgetragen ist der Durchschnitt der Messungen zwischen Ao-RCT und MDCT gegen die Differenz der beiden Messungen. Es zeigt sich, dass die Ao-RCT die Messungen der MDCT um 1,31mm überschätzt. Die Übereinstimmungsgrenzen sind akzeptabel. Diese Abweichung ist signifikant. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Die Mittelwerte für die Annulus-Fläche lagen bei  $4,85 \pm 1,09 \text{ cm}^2$  im Ao-RCT und bei  $4,69 \pm 0,84 \text{ cm}^2$  in der MDCT. Die mittlere Abweichung der Mittelwerte betrug  $0,16 \pm 0,86 \text{ cm}^2$  und war nicht signifikant ( $p = 0,4432$ ). Für den Annulus-Perimeter ergab sich ein Mittelwert von  $7,85 \pm 0,85 \text{ cm}$  in der Ao-RCT und  $7,75 \pm 0,69 \text{ cm}$  in der MDCT. Die Mittelwerte wichen hier um  $0,10 \pm 0,72 \text{ cm}$  voneinander ab, wobei auch diese Abweichung nicht signifikant war ( $p = 0,5861$ ).

Die Messungen der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeter korrelierten im Vergleich Ao-RCT und MDCT schlecht miteinander ( $r_{\text{Annulus-Fläche}} = 0,63$  [ $p < 0,05$ ] und  $r_{\text{Annulus-Perimeter}} = 0,57$  [ $p < 0,05$ ]). Die vergleichsweise schlechten Korrelationen mit den jeweils korrespondierenden Regressionsgeraden sind in Abb. 26 und Abb. 27 dargestellt.

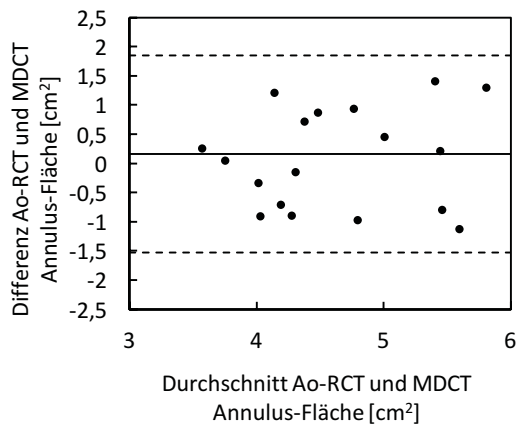


**Abb. 26 – Streudiagramm der Annulus-Fläche, Vergleich Ao-RCT und MDCT ( $r = 0,63$ ;  $n = 19$ ).** In dem Diagramm sind die Messungen der Annulus-Fläche im Ao-RCT gegen die Messungen im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine schlechte Korrelation von 0,63. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

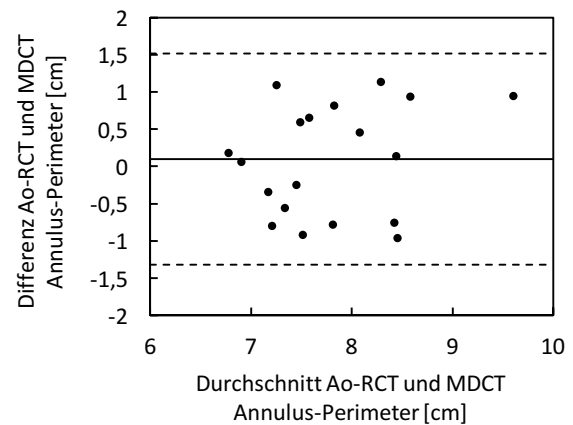


**Abb. 27 – Streudiagramm des Annulus-Perimeter, Vergleich Ao-RCT und MDCT ( $r = 0,57$ ;  $n = 19$ ).** In dem Diagramm sind die Messungen des Annulus-Perimeter im Ao-RCT gegen die Messungen des MDCT aufgetragen. Dabei fällt ein schlechter Zusammenhang auf, der durch die Regressionsgerade verdeutlicht wird. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Wie aus den Bland-Altman-Diagrammen zu entnehmen ist, zeigten sich zwar keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Mittelwerte, allerdings weite Übereinstimmungsgrenzen von  $1,88 \text{ cm}^2$  bis  $-1,56 \text{ cm}^2$  für die Annulus-Fläche und  $1,54 \text{ cm}$  bis  $-1,34 \text{ cm}$  für den Annulus-Perimeter (siehe Tabelle 4, Abb. 28 und Abb. 29).



**Abb. 28 – Bland-Altman-Diagramm der Annulus-Fläche, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** In diesem Diagramm sind die Durchschnittswerte des Ao-RCT und MDCT für die Annulus-Fläche gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten aufgetragen. Es zeigt sich zwar keine systematische Abweichung der beiden Modalitäten, allerdings sind weite Übereinstimmungsgrenzen zu sehen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



**Abb. 29 – Bland-Altman-Diagramm des Annulus-Perimeters, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Aufgetragen sind die Durchschnittswerte von Ao-RCT und MDCT für den Annulus Perimeter gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten. Es zeigt sich zwar keine starke Abweichung zwischen den Messungen in den Modalitäten, allerdings liegen die Übereinstimmungsgrenzen weit auseinander. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Aus der Kombination der schlechten Korrelation und den weiten Übereinstimmungsgrenzen in der Bland-Altman-Analyse ergibt sich, dass die Ao-RCT keine Alternative zur MDCT ist, um die Messungen der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeters durchzuführen. Beim mittleren Annulus sowie beim axialen Annulus liefert das Ao-RCT gute Werte, allerdings zeigte sich beim axialen Annulus eine signifikante Überschätzung der Ao-RCT gegenüber der MDCT.

Die Ergebnisse der Auswertung der übrigen Parameter der Aortenwurzel (Bulbus, STJ, Aorta ascendens, Abstände der Koronararterien) des Vergleichs Ao-RCT versus MDCT können im Anhang in den Tabellen 13–16 sowie in den Abbildungen 66–75 gefunden werden.

### 3.3.2 Vergleich LV-RCT und MDCT

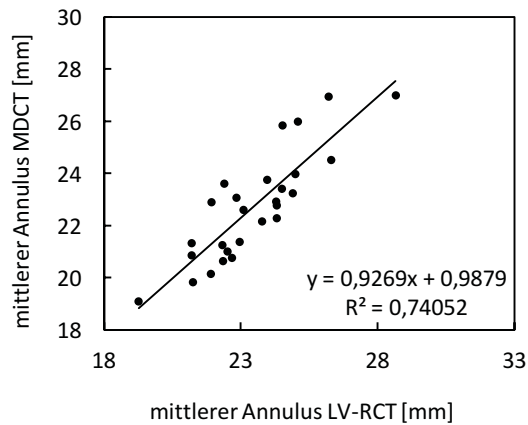
Die Mittelwerte ( $\pm$ SD), die mittlere Abweichung ( $\pm$ SD) und die Korrelation zwischen LV-RCT und MDCT für die Annulus-Analyse sind in Tabelle 5 aufgetragen.

Variable	LV-RCT $\pm$ SD	MDCT $\pm$ SD	MD $\pm$ SD	p (MD)	r ( $p < 0,05$ )
Mittl. Annulus [mm]	23,47 $\pm$ 1,90	22,74 $\pm$ 2,05	0,73 $\pm$ 1,05	0,0016	0,86
Axialer Annulus [mm]	23,20 $\pm$ 2,29	23,24 $\pm$ 2,12	-0,04 $\pm$ 1,00	0,8353	0,90
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	4,19 $\pm$ 0,74	4,29 $\pm$ 0,82	-0,10 $\pm$ 0,30	0,1075	0,93
Annulus-Perimeter [cm]	7,33 $\pm$ 0,64	7,39 $\pm$ 0,69	-0,06 $\pm$ 0,27	0,2438	0,92
LVOT-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	3,56 $\pm$ 0,64	3,70 $\pm$ 0,66	-0,14 $\pm$ 0,28	0,0174	0,91
LVOT-Perimeter [cm]	6,83 $\pm$ 0,61	6,95 $\pm$ 0,60	-0,12 $\pm$ 0,25	0,0199	0,92

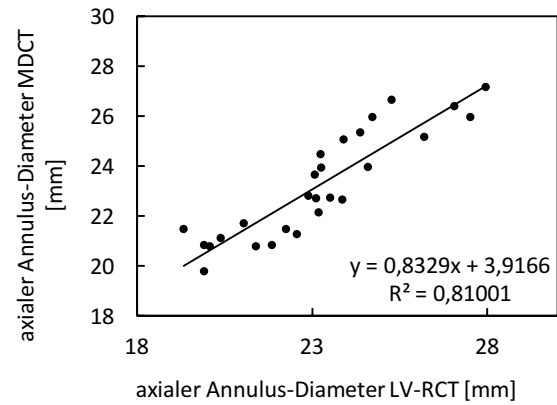
**Tabelle 5 – Ergebnisse der Messungen der Annulus-Analyse, Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** MD = mittlere Abweichung, SD=Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,01$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multi-detektor-Computertomographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt

Die Messungen ergaben für den mittleren Annulus 23,47 $\pm$ 1,90mm im LV-RCT und 22,74 $\pm$ 2,05mm im MDCT, für den axialen Annulus 23,20 $\pm$ 2,29mm im LV-RCT und 23,24 $\pm$ 2,12mm im MDCT, für die Annulus-Fläche 4,19 $\pm$ 0,74cm<sup>2</sup> im LV-RCT und 4,29 $\pm$ 0,82cm<sup>2</sup> im MDCT und für den Annulus-Perimeter 7,33 $\pm$ 0,64cm im LV-RCT und 7,39 $\pm$ 0,69cm im MDCT. Da in dieser Subgruppe das Kontrastmittel subvalvulär appliziert wurde, konnten hier auch die Parameter des LVOT ausgewertet werden. Dabei ergab sich für die LVOT-Fläche 3,56 $\pm$ 0,64cm<sup>2</sup> im LV-RCT und 3,70 $\pm$ 0,66cm<sup>2</sup> im MDCT. Für den LVOT-Perimeter ergab sich ein Mittelwert von 6,83 $\pm$ 0,61cm im LV-RCT und im 6,95  $\pm$  0,60cm MDCT.

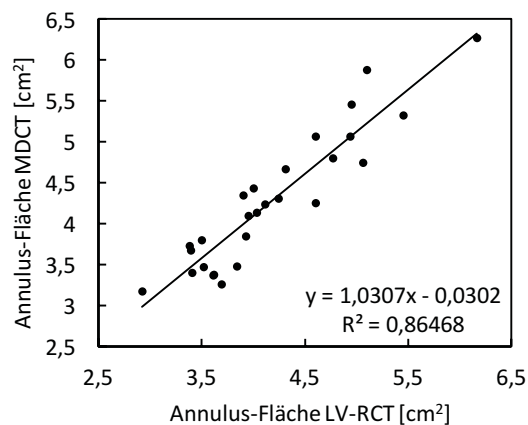
Insgesamt korrelierten die Messungen in den beiden Modalitäten exzellent miteinander. So zeigte sich für die Messungen des mittleren Annulus eine Korrelation von 0,86 (Abb. 30), für den axialen Annulus eine Korrelation von 0,90 (Abb. 31), für die Annulus-Fläche von 0,93 (Abb. 32) und für den Annulus-Perimeter von 0,92 (Abb. 33). Die Streudiagramme veranschaulichen sehr deutlich den Zusammenhang zwischen den Messungen des mittleren und den axialen Annulus sowie für die Annulus-Fläche und den Annulus-Perimeter im LV-RCT mit den Messungen im MDCT.



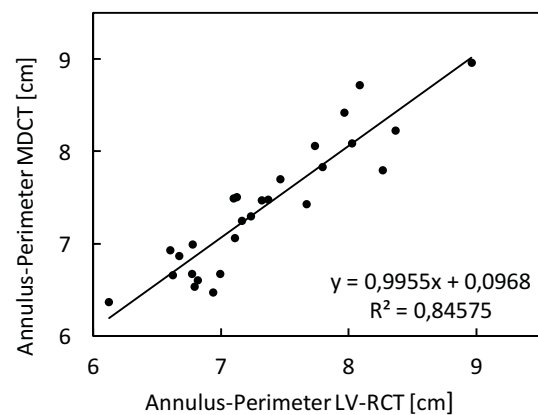
**Abb. 30 – Streudiagramm des mittleren Annulus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r=0,86$ ;  $n=27$ ).** Es sind die Messung des mittleren Annulus im LV-RCT gegen die Messung im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine starke Korrelation von 0,86. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



**Abb. 31 – Streudiagramm des axialen Annulus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r=0,90$ ;  $n=27$ ).** Es sind die Messungen des axialen Annulus-Diameter im LV-RCT gegen die Messungen im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine sehr gute Korrelation von 0,9. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

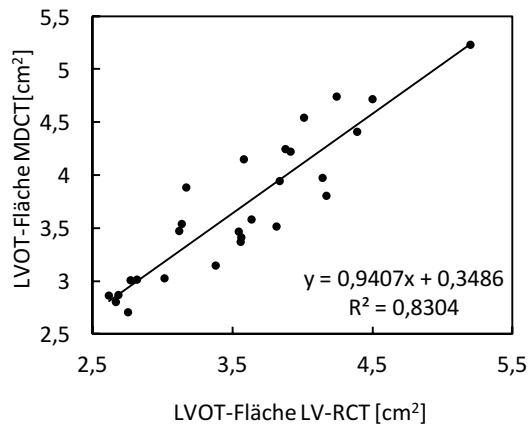


**Abb. 32 – Streudiagramm der Annulus-Fläche, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r=0,93$ ;  $n=27$ ).** In diesem Streudiagramm sind die Messungen der Annulus-Fläche im LV-RCT gegen die Messungen im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine hohe Korrelation von 0,93. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

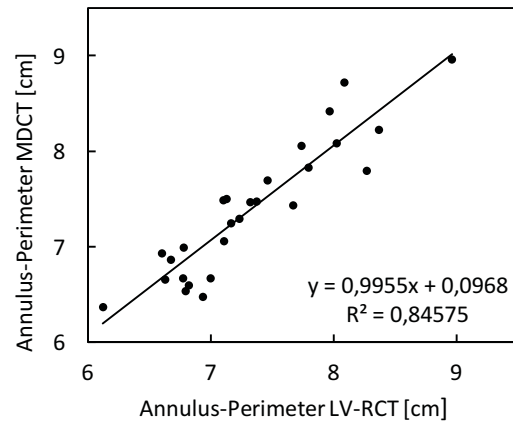


**Abb. 33 – Streudiagramm des Annulus-Perimeter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r=0,92$ ;  $n=27$ ).** Aufgetragen sind die Messungen des Annulus-Perimeter im LV-RCT gegen die Messungen im MDCT. Es zeigt sich eine hohe Korrelation. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Auch die Messungen des LVOT korrelierten sehr gut miteinander. So zeigte sich für die LVOT-Fläche eine Korrelation von 0,91 und für den LVOT-Perimeter eine Korrelation von 0,92. Die Streudiagramme und die zugehörigen Regressionsgeraden für die LVOT-Fläche und den LVOT-Perimeter sind in Abb. 34 und Abb. 35 dargestellt.



**Abb. 34 – Streudiagramm der LVOT-Fläche, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r = 0,91$ ;  $n = 27$ ).** Aufgetragen sind die Messungen der LVOT-Fläche im LV-RCT gegen die Messungen im MDCT. Es zeigt sich eine hohe Korrelation von 0,91. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



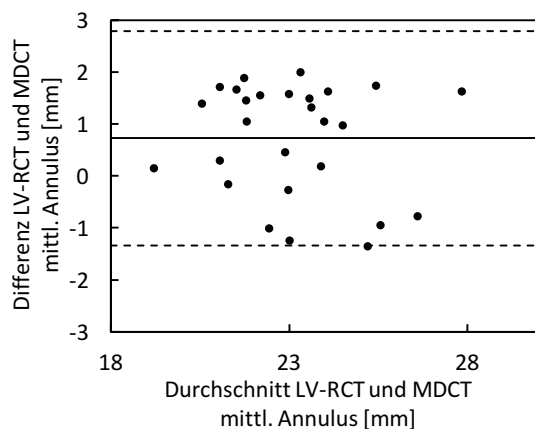
**Abb. 35 – Streudiagramm des LVOT-Perimeters, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r = 0,92$ ;  $n = 27$ ).** Es sind die Messungen des Annulus-Perimeters im LV-RCT gegen die Messungen im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine hohe Korrelation. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Die Bland-Altman-Diagramme (unten) zeigen die Daten für den mittleren Annulus-Diameter (Abb. 36), den axialen Annulus (Abb. 37), die Annulus-Fläche (Abb. 38), den Annulus-Perimeter (Abb. 39), die LVOT-Fläche (Abb. 40) und den LVOT-Perimeter (Abb. 41). Die korrespondierenden Werte sind in Tabelle 6 aufgetragen. Die Diagramme veranschaulichen enge Übereinstimmungsgrenzen des Vergleichs LV-RCT und MDCT. Die Übereinstimmungsgrenzen sind deutlich enger als für den Vergleich Ao-RCT und MDCT.

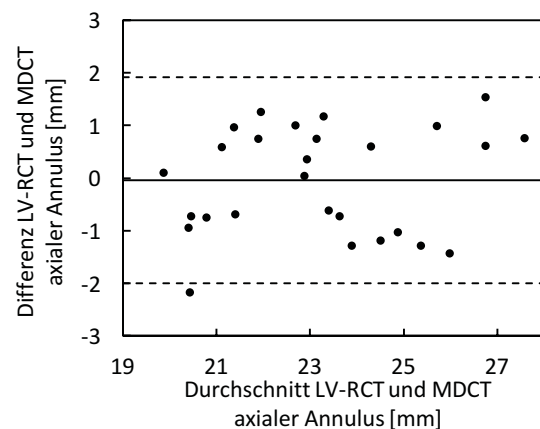
Es fällt allerdings auf, dass die Messungen des mittleren Annulus, die mit dem LV-RCT ermittelt wurden, die Messungen des MDCT signifikant überschätzen ( $p=0,0016$ ). Auch für die LVOT-Fläche und den LVOT-Perimeter zeigt sich, dass die Messungen des LV-RCT signifikant von den Messungen des MDCT abwichen ( $p=0,0174$  und  $p=0,0199$ ).

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Mittl. Annulus [mm]	2,10	+2,83	0,73	-1,68
Axialer Annulus [mm]	2,00	+1,96	-0,04	-2,04
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	0,60	+0,50	-0,10	-0,70
Annulus-Perimeter [cm]	0,54	+0,48	-0,06	-0,60
LVOT-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	0,56	+0,42	-0,14	-0,7
LVOT-Perimeter [cm]	0,50	+0,38	-0,12	-0,62

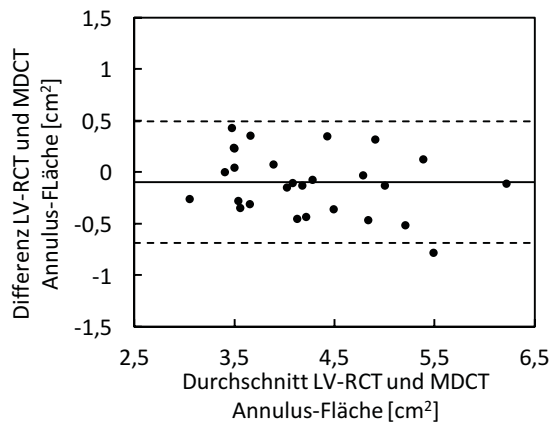
**Tabelle 6 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse beim Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** Es sind die Werte für den mittleren Annulus, den axialen Annulus, die Annulus-Fläche und den Annulus-Perimeter sowie für die LVOT-Fläche und den LVOT-Perimeter aufgetragen. (SD = Standardabweichung, LVOT= linksventrikulärer Ausflusstrakt, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie)



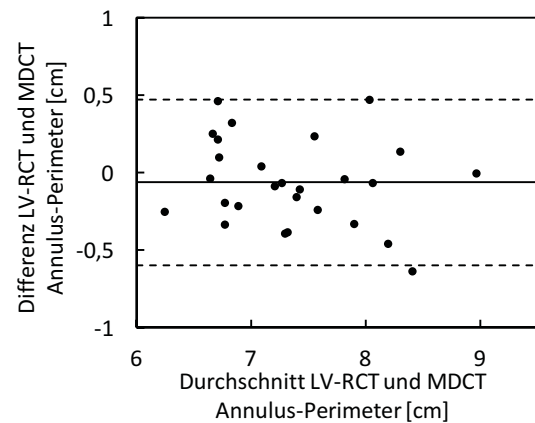
**Abb. 36 - Bland-Altman-Diagramm des mittleren Annulus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** Aufgetragen sind die Durchschnittswerte des mittleren Annulus von LV-RCT und des MDCT gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten. Die Messungen des LV-RCT liegen im Mittel 0,73mm über den Werten des MDCT. Die Übereinstimmungsgrenzen liegen eng beieinander. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



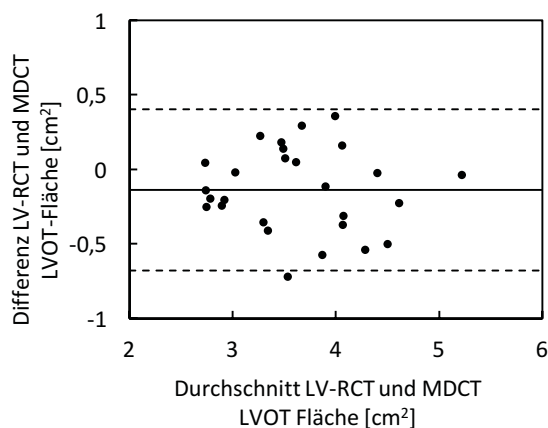
**Abb. 37 - Bland-Altman Diagramm des axialen Annulus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** Die Durchschnittswerte von LV-RCT und MDCT für die Messungen des axialen Annulus sind in diesem Diagramm gegen die Differenz der Messungen in den beiden Modalitäten aufgetragen. Es zeigt sich kein systematischer Messfehler und es sind enge Übereinstimmungsgrenzen zu sehen. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



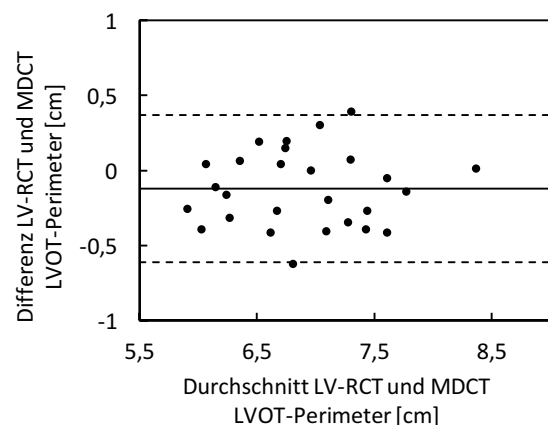
**Abb. 38 – Bland-Altman-Diagramm der Annulus-Fläche, Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** Die Durchschnittswerte der Annulus Fläche von LV-RCT und MDCT sind gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten aufgetragen. Es zeigt sich eine minimale Unterschätzung des LV-RCT gegenüber dem MDCT. Die Übereinstimmungsgrenzen sind eng. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



**Abb. 39 – Bland-Altman-Diagramm des Annulus-Perimeter, Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** Der Durchschnitt der Perimeter-Messungen von LV-RCT und MDCT ist gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten aufgetragen. Es zeigt sich eine leichte Unterschätzung des LV-RCT im Gegensatz zum MDCT. Die Übereinstimmungsgrenzen liegen nah beieinander. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



**Abb. 40 – Bland-Altman-Diagramm der LVOT-Fläche, Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** Der Durchschnitt der LVOT-Messungen aus LV-RCT und MDCT ist gegen die Differenz der Messung in beiden Modalitäten aufgetragen. Das LV-RCT unterschätzt das MDCT im Mittel um  $0,14\text{cm}^2$ , die Übereinstimmungsgrenzen liegen nah beieinander. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit links-ventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt



**Abb. 41 – Bland-Altman-Diagramm des Annulus-Perimeter, Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** Der Durchschnitt der Perimeter-Messungen von LV-RCT und MDCT ist gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten aufgetragen. Das LV-RCT unterschätzt die Werte des MDCT im Mittel um  $0,12\text{cm}$ , die Übereinstimmungsgrenzen sind eng. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt

Im Gegensatz zu den Messungen im Ao-RCT korrelieren die Messungen des LV-RCT deutlich besser mit den Messungen des MDCT. Vor allem die Annulus Fläche und der Annulus Perimeter zeigen stärkere Korrelationen. Auch die Abweichung der Mittelwerte sowie die Übereinstimmungsgrenzen sind



wesentlich kleiner als bei den gleichen Messungen im Ao-RCT. Des Weiteren lassen sich mit dem LV-RCT die Parameter für den LVOT berechnen – diese Messungen sind mit dem Ao-RCT nicht möglich. Was allerdings zu beachten ist, dass hier eine signifikante Unterschätzung der Werte des LV-RCT im Gegensatz zum MDCT vorliegt.

Die Daten zur Auswertung der übrigen Parameter der Aortenwurzel und der Aorta ascendens sowie die Messungen zu den Abständen der Koronararterien können im Anhang in den Tabellen 17–20 und in den Abbildungen 76–85 gefunden werden.

### 3.3.3 Vergleich Ao-RCT und MRT

Die Messungen der Annulus-Analyse ( $\pm$ SD), die mittlere Abweichung der Mittelwerte ( $\pm$ SD) und die Korrelation zwischen dem Ao-RCT und dem MRT sind in Tabelle 7 aufgetragen.

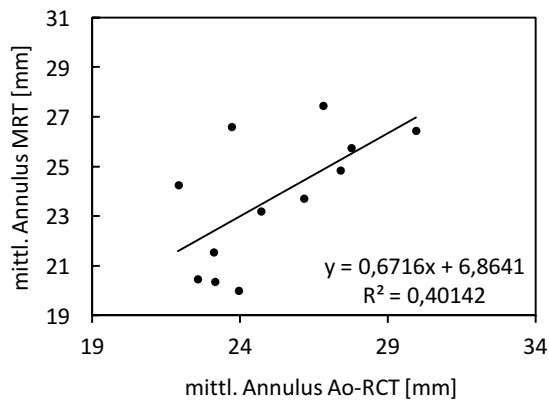
Variable	Ao-RCT $\pm$ SD	MRT $\pm$ SD	MD $\pm$ SD	p (MD)	r ( $p < 0,05$ )
Mittl. Annulus [mm]	25,09 $\pm$ 2,38	23,72 $\pm$ 2,52	1,38 $\pm$ 2,10	0,0526	0,63
Axialer Annulus [mm]	25,78 $\pm$ 2,03	24,71 $\pm$ 2,00	1,07 $\pm$ 1,43	0,0302	0,75
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	4,89 $\pm$ 1,30	4,82 $\pm$ 0,80	0,07 $\pm$ 1,16	0,8457	0,48 (p=0,1)
Annulus-Perimeter [cm]	7,86 $\pm$ 0,98	7,79 $\pm$ 0,56	0,08 $\pm$ 0,82	0,7656	0,55 (p=0,06)

**Tabelle 7 – Ergebnisse der Messungen der Annulus-Analyse, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,01$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

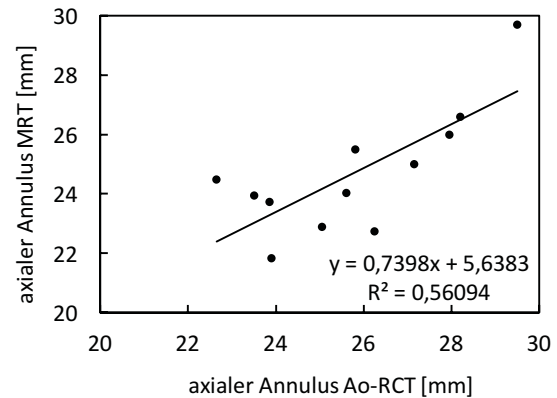
Für den mittleren Annulus ergab sich im Ao-RCT ein Mittelwert von 25,09 $\pm$ 2,38mm und im MRT ein Mittelwert von 23,72 $\pm$ 2,52mm, für den axialen Annulus ergab sich im Ao-RCT ein Mittelwert von 25,78 $\pm$ 2,03mm und im MRT ein Mittelwert von 24,71 $\pm$ 2,00mm. Die Annulus-Fläche zeigte im Ao-RCT einen Mittelwert von 4,89 $\pm$ 1,30cm<sup>2</sup> und MRT einen Mittelwert von 4,82 $\pm$ 0,80cm<sup>2</sup>, der Annulus-Perimeter zeigte im Ao-RCT einen Mittelwert von 7,86 $\pm$ 0,98cm und im MRT einen Mittelwert von 7,79 $\pm$ 0,56cm.

Bis auf den axialen Annulus-Diameter ( $r=0,75$ ) zeigen die übrigen Parameter der Annulus-Analyse eine schlechte Korrelation. Die Korrelation für den mittleren Annulus betrug 0,63. Für die Annulus-Fläche und den Annulus-Perimeter konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen den Messungen festgestellt werden. Die Korrelationskoeffizienten lagen bei 0,48 für die Annulus-Fläche und 0,55 für den Annulus-Perimeter. Die p-Werte betragen  $p=0,1$  und  $p=0,06$ . Die Mittelwerte des mittleren und axialen Annulus-Diameters wichen signifikant voneinander ab. Zudem zeigt die Bland-Altman-Analyse weite Übereinstimmungsgrenzen für den mittleren Annulus.

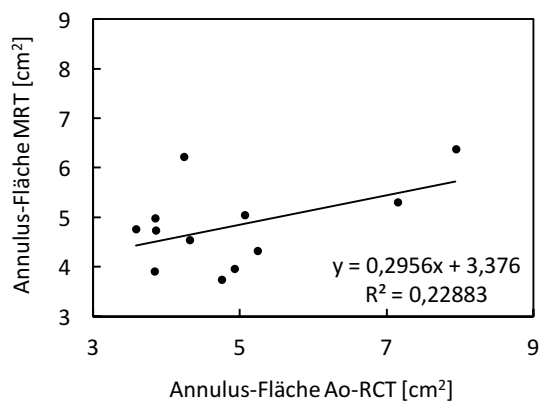
Die schlechte Korrelation spiegelt sich auch in den Streudiagrammen mit den dazugehörigen Regressionsgeraden (Abb. 42, Abb. 43, Abb. 44, Abb. 45) wider. Besonders bei den Messungen des mittleren Annulus, der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeters ist kein linearer Zusammenhang zwischen den Messungen der beiden Modalitäten erkennbar.



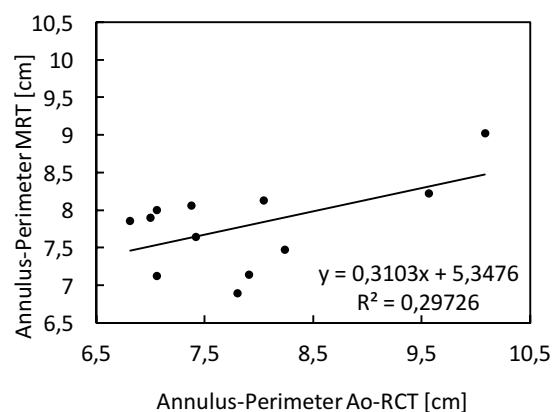
**Abb. 42 – Streudiagramm des mittleren Annulus-Diameters, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $r = 0,63$ ;  $n = 12$ ).** Die Messungen des mittleren Annulus im Ao-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Es zeigt sich eine schlechte Korrelation zwischen beiden Modalitäten von 0,63. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 43 – Streudiagramm des axialen Annulus-Diameters, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $r = 0,75$ ;  $n = 12$ ).** Die Messungen des axialen Annulus im Ao-RCT sind gegen die MRT-Messungen aufgetragen. Es zeigt sich eine gute Korrelation zwischen beiden Modalitäten von 0,75. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 44 – Streudiagramm der Annulus-Fläche, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $r = 0,48$ ;  $n = 12$ ).** Die Messungen der Annulus-Fläche im Ao-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen den Messungen festgestellt werden. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 45 – Streudiagramm des Annulus Perimeter, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $r = 0,55$ ;  $n = 12$ ).** Die Perimeter-Messungen des Ao-RCT sind gegen die MRT-Messungen aufgetragen. Es besteht kein linearer Zusammenhang zwischen den Messungen in den beiden Modalitäten. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

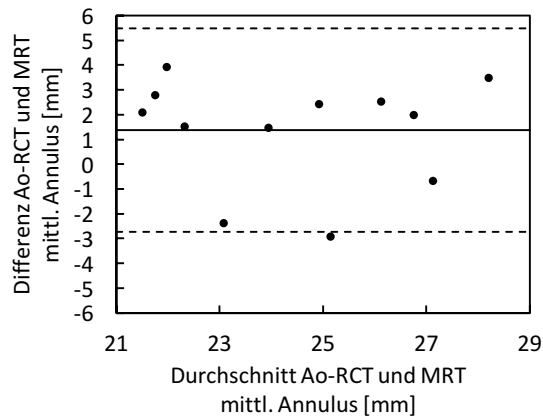
Neben der schlechten Korrelation des Vergleichs Ao-RCT und MRT fällt zudem auf, dass mit der Ao-RCT der mittlere und axiale Annulus stark überschätzt werden. Für die Messungen des axialen Annulus ist diese Überschätzung signifikant. Vergleicht man die im Ao-RCT gemessenen Mittelwerte der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeter mit den Mittelwerten, die im MRT gemessen wurden, zeigt sich hier im Gegensatz zu den übrigen Messungen (mittl. und axialer Annulus) kein systematischer Messfehler.

Die Bland-Altman-Diagramme für den Vergleich Ao-RCT und MRT sind in Abb. 46, Abb. 47, Abb. 48 und Abb. 49 zu sehen, in Tabelle 8 sind die Übereinstimmungsgrenzen sowie die doppelte Standardabweichung aufgetragen. Vor allem für den mittleren Annulus fallen dabei sehr weite Übereinstimmungsgrenzen von 5,58mm bis -2,28mm auf, die deutlich über den Werten liegen, die sich beim Vergleich LV-RCT vs. MRT ergaben. Für den axialen Annulus zeigten sich Übereinstimmungsgrenzen von 3,39mm bis -1,79mm, für die Annulus-Fläche von 2,39cm<sup>2</sup> bis -2,25cm<sup>2</sup> und für den Annulus-Perimeter von 1,72cm bis -1,56cm.

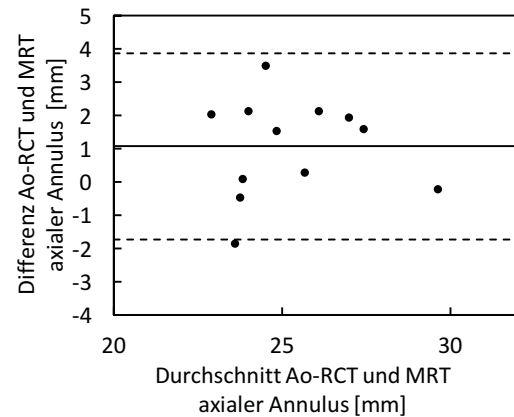
Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Mittl. Annulus [mm]	4,20	+5,58	1,38	-2,82
Axialer Annulus [mm]	2,86	+3,93	1,07	-1,79
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	2,32	+2,39	0,07	-2,25
Annulus-Perimeter [cm]	1,64	+1,72	0,08	-1,56

**Tabelle 8 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse beim Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** Es sind die Werte des mittleren Annulus, des axialen Annulus, der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeters aufgetragen. SD = Standardabweichung, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

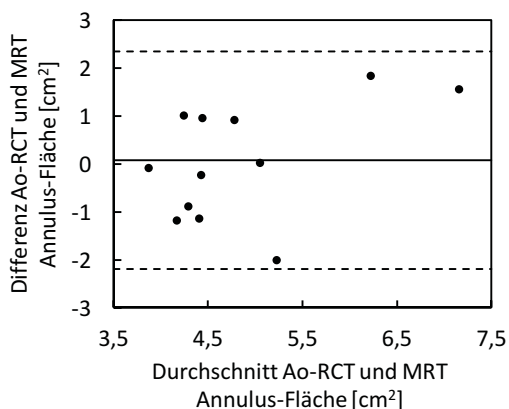
Bei der Annulus-Fläche und dem Annulus-Perimeter konnte kein systematischer Messfehler festgestellt werden, allerdings liegen auch hier die Übereinstimmungsgrenzen weit auseinander und die Streubreite der Messwerte ist groß.



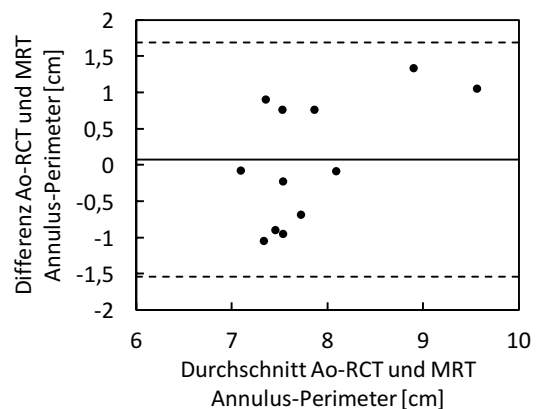
**Abb. 46 – Bland-Altman-Diagramm des mittleren Annulus-Diameters, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** Der Durchschnitt der Messungen des mittleren Annulus aus Ao-RCT und MRT ist gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten aufgetragen. Mit dem Ao-RCT werden die Messungen um 1,38mm überschätzt, die Übereinstimmungsgrenzen liegen weit auseinander und die Streubreite der Messungen ist hoch. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 47 – Bland-Altman-Diagramm axialer Annulus-Diameters, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** Der Durchschnitt der Messungen des axialen Annulus aus Ao-RCT und MRT ist gegen die Differenz der Messungen aus diesen beiden Modalitäten aufgetragen. Dabei zeigen sich eine Überschätzung des Ao-RCT um etwa 1mm und akzeptable Übereinstimmungsgrenzen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 48 – Bland-Altman-Diagramm der Annulus-Fläche, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12)** Der Durchschnitt der Messung des mittleren Annulus aus Ao-RCT und MRT ist gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten aufgetragen. Dabei zeigt sich keine Unter- oder Überschätzung des Ao-RCT. Es können jedoch weite Übereinstimmungsgrenzen gezeigt werden. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 49 – Bland-Altman-Diagramm des Annulus-Perimeter, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** Der Durchschnitt der Ao-RCT und MRT Messungen für den Annulus-Perimeter ist gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten aufgetragen. Es ist keine systematische Über- oder Unterschätzung des Ao-RCT im Gegensatz zum MRT zu sehen, allerdings zeigen sich weite Übereinstimmungsgrenzen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

Die hier gezeigten Ergebnisse zeigen, dass das Ao-RCT bei der Messung der Annulus-Diameter keine Alternative zum MRT darstellt, da weder bei der Korrelation ein signifikanter Zusammenhang der Messungen festgestellt werden konnte, noch bei der Bland-Altman-Analyse gute Übereinstimmungsgrenzen ermittelt werden konnten.

Die Ergebnisse zur Bestimmung der übrigen Parameter der Aortenwurzel und der Aorta ascendens, sowie zur Messung der Abstände der Koronararterien können im Anhang in den Tabellen 21–24 und in den Abbildungen 86–95 gefunden werden.

### 3.3.4 Vergleich LV-RCT und MRT

Die Messungen der Annulus-Analyse ( $\pm$ SD), die mittlere Abweichung der Mittelwerte ( $\pm$ SD) und die Korrelation zwischen der LV-RCT und der MRT sind in Tabelle 9 aufgetragen.

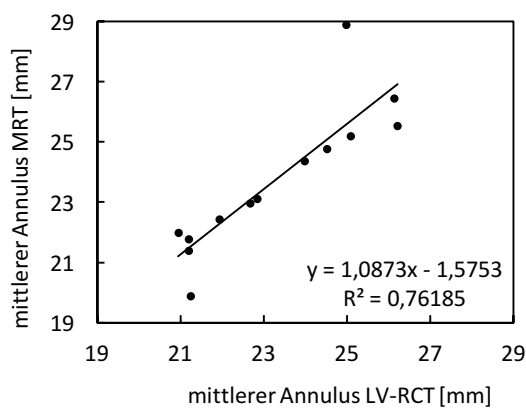
Variable	LV-RCT $\pm$ SD	MRT $\pm$ SD	MD $\pm$ SD	p (MD)	r ( $p < 0,05$ )
Mittl. Annulus [mm]	23,53 $\pm$ 1,87	23,64 $\pm$ 2,33	-0,46 $\pm$ 1,15	0,1911	0,87
Axialer Annulus [mm]	23,43 $\pm$ 2,21	23,65 $\pm$ 2,01	-0,85 $\pm$ 1,12	0,0217	0,86
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	4,51 $\pm$ 0,81	4,54 $\pm$ 0,88	-0,13 $\pm$ 0,45	0,3265	0,86
Annulus-Perimeter [cm]	7,59 $\pm$ 0,67	7,61 $\pm$ 0,74	-0,09 $\pm$ 0,39	0,4502	0,86
LVOT-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	3,85 $\pm$ 0,66	3,87 $\pm$ 0,58	-0,09 $\pm$ 0,31	0,3291	0,88
LVOT-Perimeter [cm]	7,10 $\pm$ 0,75	7,14 $\pm$ 0,66	-0,14 $\pm$ 0,30	0,1385	0,92

**Tabelle 9 – Ergebnisse der Messungen der Annulus-Analyse, Vergleich LV-RCT und MRT (n = 13).** MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,01$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt

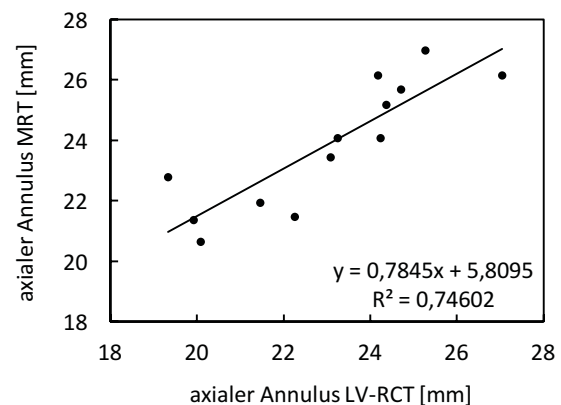
Im Vergleich LV-RCT und MRT ergab sich für den mittleren Annulus ein Mittelwert von 23,53 $\pm$ 1,87mm im LV-RCT und ein Mittelwert von 23,64 $\pm$ 2,33mm im MRT, für den axialen Annulus ergab sich ein Mittelwert von 23,43 $\pm$ 2,21mm im LV-RCT und ein Mittelwert von 23,65 $\pm$ 2,01mm im MRT, für die Annulus-Fläche zeigte sich ein Mittelwert von 4,51 $\pm$ 0,81cm<sup>2</sup> im LV-RCT und 4,54 $\pm$ 0,88cm<sup>2</sup> im MRT und für den Annulus-Perimeter wurde ein Mittelwert von 7,59 $\pm$ 0,67cm im LV-RCT und ein Mittelwert von 7,61 $\pm$ 0,74cm im MRT bestimmt. Da das Kontrastmittel in diesem Subgruppenvergleich subvalvulär in den linken Ventrikel appliziert wurde, konnten auch die Diameter des LVOT ausgemessen werden. Dabei ergaben sich für die LVOT-Fläche ein Mittelwert von 3,85 $\pm$ 0,66cm<sup>2</sup> im LV-RCT und ein Mittelwert von 3,87 $\pm$ 0,58cm<sup>2</sup> im MRT. Für den LVOT-Perimeter betrug der Mittelwert 7,10 $\pm$ 0,75cm im LV-RCT und 7,14 $\pm$ 0,66cm im MRT.

Die Mittelwerte stimmen insgesamt gut überein. Durchweg zeigte sich allerdings, dass die Messungen im LV-RCT minimal unter den Messungen des MRTs liegen. Diese Unterschätzung war für den axialen Annulus-Diameter signifikant ( $p=0,0217$ ).

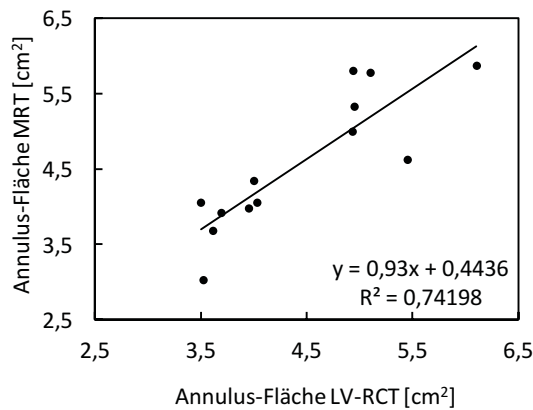
Insgesamt zeigte sich ähnlich wie im Vergleich LV-RCT und MDCT auch für den Vergleich LV-RCT und MRT eine sehr gute Korrelation für alle Parameter. Die Korrelation für den mittleren Annulus betrug 0,87, für den axialen Annulus, die Annulus-Fläche und den Annulus-Perimeter 0,86, für die LVOT-Fläche 0,88 und für den LVOT-Perimeter 0,92. Alle Korrelationen waren signifikant. Die Abb. 50–55 zeigen die Streudiagramme mit den korrespondierenden Regressionsgeraden, durch die die starke Korrelation veranschaulicht wird. Für den mittleren Annulus liegen alle Messungen nah entlang der Regressionsgeraden, für die übrigen Parameter fällt jedoch eine große Streubreite auf und es können einzelne Ausreißer beobachtet werden.



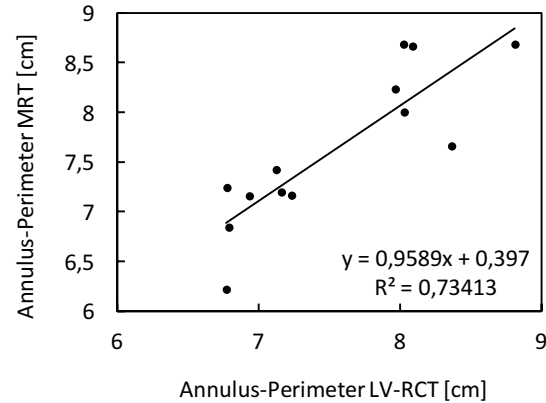
**Abb. 50 – Streudiagramm des mittleren Annulus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r=0,87$ ;  $n=13$ ).** Die Messungen des mittleren Annulus aus dem LV-RCT sind gegen die Messungen aus dem MRT aufgetragen. Dabei zeigt sich eine gute Korrelation von 0,87. Es ist ein Ausreißer zu sehen, bei dem mit dem LV-RCT ein deutlich geringerer Wert als mit dem MRT gemessen wurde. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



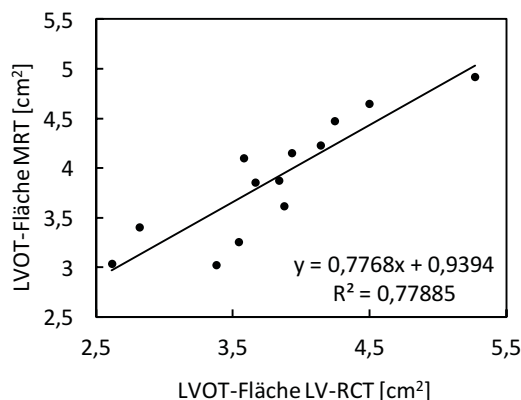
**Abb. 51 – Streudiagramm des axialen Annulus, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r=0,86$ ;  $n=13$ ).** Aufgetragen sind die Messungen des axialen Annulus im LV-RCT gegen die Messungen im MRT. Es zeigt sich eine gute Korrelation von 0,86, allerdings können einige Ausreißer beobachtet werden. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



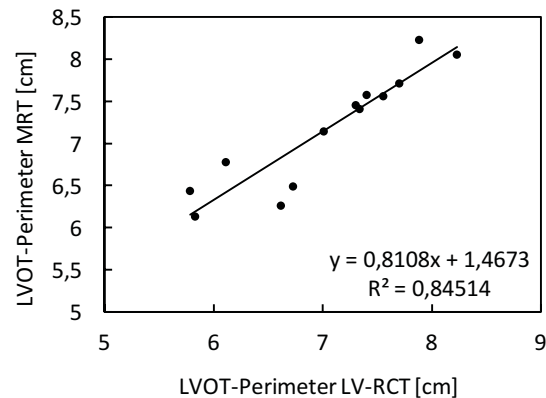
**Abb. 52 – Streudiagramm der Annulus-Fläche, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r = 0,86$ ;  $n = 13$ ).** Die Messungen der Annulus-Fläche im LV-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Dabei kann eine hohe Korrelation von 0,86 beobachtet werden, allerdings zeigen sich auch hier einige Ausreißer. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 53 – Streudiagramm des Annulus Perimeter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r = 0,86$ ;  $n = 13$ ).** Die Messungen des Annulus-Perimeter im LV-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Es ist eine hohe Korrelation zu beobachten, allerdings fällt auch hier eine große Streubreite der Messungen auf. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 54 – Streudiagramm der LVOT-Fläche, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r = 0,88$ ;  $n = 13$ ).** Aufgetragen sind die Messungen der LVOT-Fläche im LV-RCT gegen die Messungen im MRT. Es kann eine gute Korrelation von 0,88 beobachtet werden. Einzelne Ausreißer sind allerdings auch hier zu sehen. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



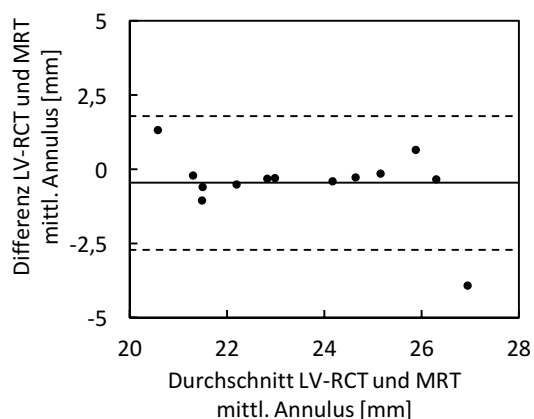
**Abb. 55 – Streudiagramm des LVOT-Perimeter, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r = 0,92$ ;  $n = 13$ ).** Die Messungen des LVOT-Perimeter im LV-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Dabei zeigt sich eine hohe Korrelation von 0,92. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

Diese Ergebnisse werden weiter durch die Bland-Altman-Analyse (Tabelle 10 und Abb. 56–61) untermauert. So zeigen sich für fast alle Messungen deutlich geringere Übereinstimmungsgrenzen als für den Vergleich Ao-RCT und MRT. Vor allem für die Messungen der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeters liegen die Übereinstimmungsgrenzen deutlich enger beieinander als beim Vergleich Ao-RCT und MRT. Bei den Messungen des axialen Annulus fällt hingegen auf, dass zum einen die

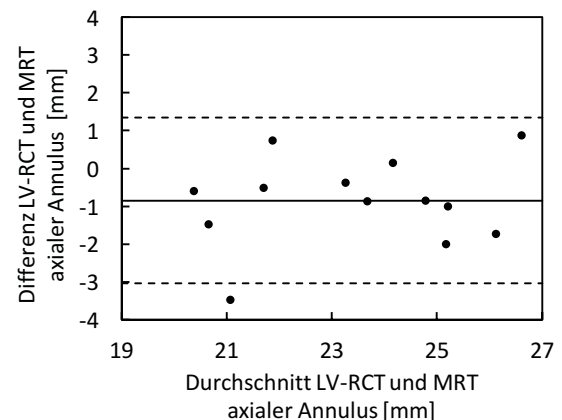
Mittelwerte signifikant voneinander abweichen und zudem die Übereinstimmungsgrenzen ähnlich weit auseinander liegen wie die vergleichbaren Messungen beim Vergleich Ao-RCT und MRT.

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Mittl. Annulus [mm]	2,30	1,84	-0,46	-2,76
Axialer Annulus [mm]	2,24	1,39	-0,85	-3,09
Annulus Fläche [cm <sup>2</sup> ]	0,90	0,77	-0,13	-1,03
Annulus Perimeter [cm]	0,78	0,69	-0,09	-0,87
LVOT Fläche [cm <sup>2</sup> ]	0,62	0,53	-0,09	-0,71
LVOT Perimeter [cm]	0,60	0,46	-0,14	-0,74

**Tabelle 10 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs LV-RCT und MRT (n = 13).** Es sind die Werte für den mittleren Annulus, den axialen Annulus, die Annulus-Fläche und den Annulus-Perimeter sowie für die LVOT-Fläche und den LVOT-Perimeter aufgetragen). SD = Standardabweichung, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

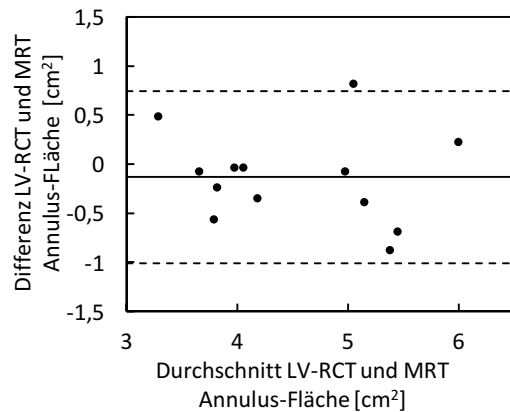


**Abb. 56 – Bland-Altman-Diagramm des mittleren Annulus-Diameters, Vergleich LV-RCT und MRT (n = 13).** Der Durchschnitt der Messungen des mittleren Annulus aus LV-RCT und MRT ist gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten aufgetragen. Es ist eine geringe Unterschätzung des LV-RCT im Gegensatz zum MRT zu sehen. Die Übereinstimmungsgrenzen liegen eng beieinander. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

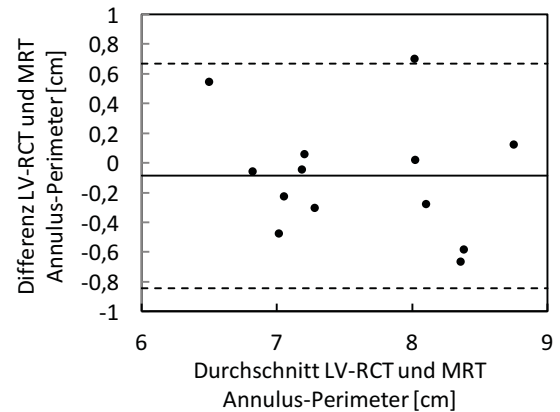


**Abb. 57 – Bland-Altman-Diagramm des axialen Annulus-Diameters, Vergleich LV-RCT und MRT (n = 13).** Der Durchschnitt der Messungen des axialen Annulus aus LV-RCT und MRT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Es zeigen sich eine Abweichung der Mittelwerte und Übereinstimmungsgrenzen, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

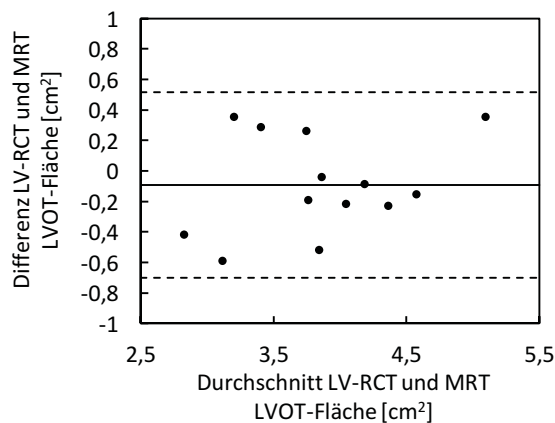




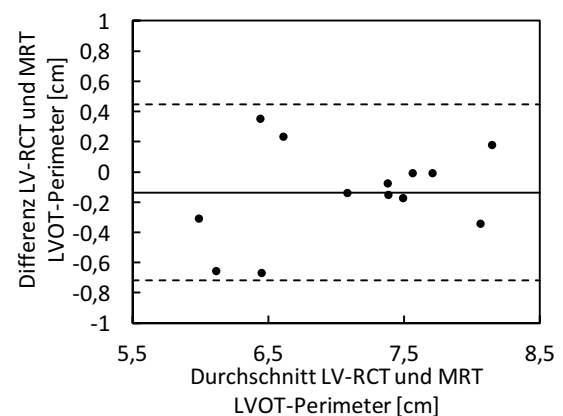
**Abb. 58 – Bland-Altman-Diagramm der Annulus-Fläche, Vergleich LV-RCT und MRT (n = 13).** Der Durchschnitt der Annulus Fläche aus LV-RCT und MRT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Es zeigen sich enge Übereinstimmungsgrenzen und eine geringe Abweichung der Mittelwerte. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 59 – Bland-Altman-Diagramm des Annulus-Perimeters, Vergleich LV-RCT und MRT (n = 13).** Aufgetragen sind die durchschnittlichen Werte des Annulus Perimeter aus LV-RCT und MRT gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten. Es können geringe Übereinstimmungsgrenzen und eine geringe Abweichung der Mittelwerte beobachtet werden. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 60 – Bland-Altman-Diagramm der LVOT-Fläche, Vergleich LV-RCT und MRT (n = 13).** Aufgetragen sind die Durchschnittswerte der LVOT-Fläche aus LV-RCT und MRT gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten. Es zeigen sich enge Übereinstimmungsgrenzen und eine geringe Abweichung der Mittelwerte. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt



**Abb. 61 – Bland-Altman-Diagramm des Annulus-Perimeters, Vergleich LV-RCT und MRT (n = 13).** Die Durchschnittswerte aus LV-RCT und MRT für den LVOT-Perimeter sind gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten aufgetragen. Dabei konnten eine geringe Abweichung der Mittelwerte sowie geringe Übereinstimmungsgrenzen gezeigt werden. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt

Diese Messungen bestätigen die Ergebnisse die sich bereits beim Vergleich zwischen LV-RCT und MDCT ergaben. Wird das Kontrastmittel in den linken Ventrikel injiziert sind insgesamt die Korrelationen zwischen den Modalitäten höher und die Übereinstimmungsgrenzen in der Bland-Altman-

Analyse enger. Die Ergebnisse zeigen für die Diameter des Annulus eine Überlegenheit der linksventrikulären Injektion gegenüber der aortalen Injektion.

Die Ergebnisse der übrigen Messungen der Aortenwurzel und der Aorta ascendens, sowie die Messungen der Abstände der Koronararterien können im Anhang in den Tabellen 25–28 sowie in den Abbildungen 96–105 gefunden werden.

### 3.4 Vergleich Ao-RCT und LV-RCT

Der Vergleich der Korrelationen für die Diameter des Annulus, der Aortenwurzel und der Abstände der Koronararterien zwischen Ao-RCT und LV-RCT ist in Tabelle 11 aufgetragen.

Es zeigt sich eine signifikante Überlegenheit linksventrikulären Kontrastmittelinjektion bei der Messung der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeters im Vergleich RCT und MDCT, ebenso ist eine deutliche Überlegenheit bei der Auswertung übrigen Annulus-Diameter festzustellen. Der LVOT konnte mangels fehlender Kontrastierung bei der aortalen Kontrastmittelinjektion nicht beurteilt werden. Auch beim Vergleich mit der MRT zeigte sich eine deutliche Überlegenheit einer linksventrikulären Kontrastmittelinjektion, wobei diese nicht signifikant ist.

Der Vergleich zwischen Ao-RCT und LV-RCT für die übrigen Parameter (Aortenwurzel, Aorta ascendens, Abstände der Koronararterien) kann im Anhang in Tabelle 29 gefunden werden.

Variable	Vergleich RCT mit MDCT			Vergleich RCT mit MRT		
	r (Ao-RCT)	r (LV-RCT)	p (r)	r (Ao-RCT)	r (LV-RCT)	p (r)
	n = 19	n = 27		n = 12	n = 13	
Mittl. Annulus [mm]	0,75	0,86	0,32	0,63	0,87	0,1978
Axialer Annulus [mm]	0,82	0,90	0,33	0,75	0,86	0,4856
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	0,63	0,93	0,005	0,48	0,86	0,0936
Annulus-Perimeter [cm]	0,57	0,92	0,004	0,55	0,86	0,1418
LVOT-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	-	0,91	-	-	0,88	-
LVOT-Perimeter [cm]	-	0,92	-	-	0,92	-

**Tabelle 11 – Vergleich der Korrelationen in den beiden Subgruppen.** Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortalen Kontrastmittelinjektion, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, MRT = Magnetresonanztomographie p(r) = Signifikanzniveau des Unterschieds der Korrelationen, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt, STJ = sinutubulärer Übergang, LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie.

### 3.5 Interobserver-Vergleich

In Tabelle 12 sind die Korrelationskoeffizienten des Interobserver-Vergleichs festgehalten. Dabei zeigte sich vor allem bei den Messungen des mittleren Annulus-Diameters eine signifikant bessere Interobserver-Korrelation in der LV-RCT-Gruppe ( $p=0,0481$ ). Für die Messungen der übrigen Parameter des Annulus sowie bei den Messungen der Aortenwurzel ist die Interobserver-Korrelation in der LV-RCT-Gruppe zwar besser, diese Überlegenheit ist jedoch nicht signifikant. Da die LVOT-Parameter in der Ao-RCT-Gruppe nicht bestimmt wurde, liegt hier kein Interobserver-Vergleich vor. Der Interobserver-Vergleich für die übrigen Parameter der Aortenwurzel kann im Anhang in Tabelle 30 gefunden werden.

Variable	r (Ao-RCT)	r (LV-RCT)	p (r)
	n = 19	n = 27	
Mittl. Annulus [mm]	0,55	0,85	0,0481
axialer Annulus [mm]	0,74	0,82	0,5226
Annulus-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	0,79	0,84	0,6427
Annulus-Perimeter [cm]	0,72	0,83	0,3848
LVOT-Fläche [cm <sup>2</sup> ]	-	0,87	-
LVOT-Perimeter [cm]	-	0,85	-

**Tabelle 12 – Interobserver-Vergleich der beiden Subgruppen.** Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, P(r) = Signifikanzniveau des Unterschieds der Korrelationen, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt, STJ = sinutubulärer Übergang, LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie

## 4 Diskussion

### 4.1 Hauptergebnisse der Arbeit

Ziel dieser Arbeit war es, die 3D-Rotationsangiographie (*Rotational C-Arm CT = RCT*) im Rahmen des präprozeduralen *Screenings* vor TAVR mit etablierten Methoden der multimodalen Bildgebung zu vergleichen. Zur besseren Darstellung der subvalvulären Strukturen wurden zwei unterschiedliche Protokolle der Kontrastmittelapplikation miteinander verglichen. Da diese neue Technologie in dieser Konstellation zuvor nie zum Einsatz kam, wurden die durchgeführten Messungen mit der MDCT und der MRT hinsichtlich Machbarkeit und Genauigkeit verglichen.

Zu den wichtigsten Ergebnissen der Untersuchung gehören folgende Erkenntnisse:

1. Bei der Durchführung der C-Arm-Rotationsangiographie ist eine linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion möglich und verbessert im Gegensatz zur supraaortalen Injektion die Genauigkeit der Darstellung der Aortenwurzel. Eine Messung des LVOT wird durch die linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion überhaupt erst möglich.
2. Eine linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion liefert im direkten Vergleich zur MDCT und MRT reproduzierbare und verlässliche Ergebnisse bei der Messung des Annulus.
3. Mit Hilfe der LV-RCT kann die Kontrastmittelmenge für die multimorbiden Patienten im Rahmen des präprozeduralen *Screenings* verringert werden.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass alternative Techniken zur Darstellung der Zielregion zur Planung eines interventionellen Aortenklappenersatzes vorhanden sind. Diese sind mit konventionellen Methoden vergleichbar und reproduzierbar. Zudem bietet die RCT die Möglichkeit, den Untersuchungsablauf der präprozeduralen Bildgebung vor TAVR für die multimorbiden Patienten zu vereinfachen und zu verkürzen. Künftige Studien müssen zeigen, ob diese neue Technologie die etablierten Techniken wie die MDCT die MRT ersetzen kann, und ob damit dann möglicherweise auch die Option einer Kombination aus Diagnostik und Therapie in einem Untersuchungsablauf ermöglicht wird. Das würde bedeuten, dass dem Patienten zukünftig zeitaufwendige und potentiell nierenschädliche Untersuchungen erspart bleiben würden.

### 4.2 Vergleich mit etablierten Methoden

Die MDCT gilt als Standard in der präprozeduralen Bildgebung vor TAVR und liefert akkurate und reproduzierbare Ergebnisse (66,110). Die MDCT ist praktisch flächendeckend verfügbar und lässt sich schnell durchführen. Die EKG-getriggerten MDCT-Bilder bieten eine hohe räumliche Auflösung und ermöglichen eine optimale Prothesenauswahl. Aus diesen Gründen ist die MDCT fest in den Bildge-

bungsprozess vor TAVR implementiert (26,31). Nachteile sind die hohe Kontrastmitteldosis, die den meist multimorbiden Patienten verabreicht werden muss, damit eine adäquate Beurteilung des Annulus möglich wird und woraus im ungünstigsten Fall ein akutes Nierenversagen resultieren kann (71). Das akute Nierenversagen stellt nach wie vor eine wichtige Komplikation nach TAVR dar und reduziert das Langzeitüberleben, so dass in jedem Fall versucht werden sollte, die Kontrastmitteldosis gering zu halten (111,112).

Ist die MDCT kontraindiziert, so kann eine MRT durchgeführt werden. Ähnlich wie bei der MDCT liefert auch die MRT hochauflösende Bilder der Aortenwurzel, bei denen valide und reproduzierbare Messungen des Annulus durchgeführt werden können (50,72). Der große Vorteil ist die fehlende Strahlenbelastung und der Verzicht auf jodhaltiges Kontrastmittel. Gerade bei den multimorbiden Patienten, die für TAVR in Frage kommen, spielt vor allem der letzte Punkt eine entscheidende Rolle. Zusätzlich liefert die MRT Informationen über die Beschaffenheit des linken Ventrikels und Myokardnarben (74). Nachteil der MRT, wie auch der MDCT, ist die Notwendigkeit einer zusätzlichen Untersuchung, die die Liegedauer der Patienten potentiell verlängert. Lange Liegedauern wiederum gehen mit einer deutlichen erhöhten Gebrechlichkeit in älteren Patienten einher (113,114).

Vor einiger Zeit ist die RCT im Herzkatheterlabor verfügbar geworden, mit der dreidimensionale, MDCT-ähnliche Schnittbilder generiert werden können (56). Es handelt sich bei der RCT um eine neue Form der Bildgebung, die sich aus der 3D-Rotationsangiographie entwickelt hat. Mit dieser Methode war es erstmalig möglich, 3D-Bilder der Koronararterien zu erstellen und die Strahlendosis und KM-Dosis zu verringern (84). Durch Weiterentwicklung der Technik und der Software-Algorithmen ist es aktuell möglich, bereits im Katheterlabor CT-ähnliche 3D-Schnittbilder zu generieren und die Darstellung von Gefäßen zu verbessern (85). In vielen Bereichen der Medizin ist die RCT mittlerweile etabliert und gilt beispielsweise in der Neuroradiologie während der Therapie intrakranieller Aneurysmen als Goldstandard (86). Auch in der Kardiologie wird die RCT zunehmend eingesetzt, um den linken Vorhof im Rahmen der Ablationstherapie bei Vorhofflimmern zu visualisieren (89).

Die RCT kann zur Evaluation der Aortenwurzel und Messung der Diameter vor TAVR genutzt werden (54,94,95). Die bisher veröffentlichten Studien zeigen vielversprechende Ergebnisse mit guter Reproduzierbarkeit für die Diameter oberhalb des Annulus, jedoch eine sehr hohe Interobserver-Variabilität für die Messungen des Annulus.

Lehmkuhl et al. führten 2012 zum ersten Mal einen Vergleich zwischen der MDCT und der RCT durch (94). Sie untersuchten 27 Patienten, die intraoperativ während der TAVR-Prozedur einer RCT unterzogen wurden und verglichen diese Bilder anschließend mit den korrespondierenden MDCT-Datensätzen. Im Gegensatz zu dem in unserer Untersuchung durchgeführten RCT-Protokoll, waren in der Studie von Lehmkuhl et al. die Arme der Patienten neben den Körper gelagert. Eine schnelle Schrittmacherstimulation wurde mit 180 Schlägen/Minute durchgeführt und das Kontrastmittel mit

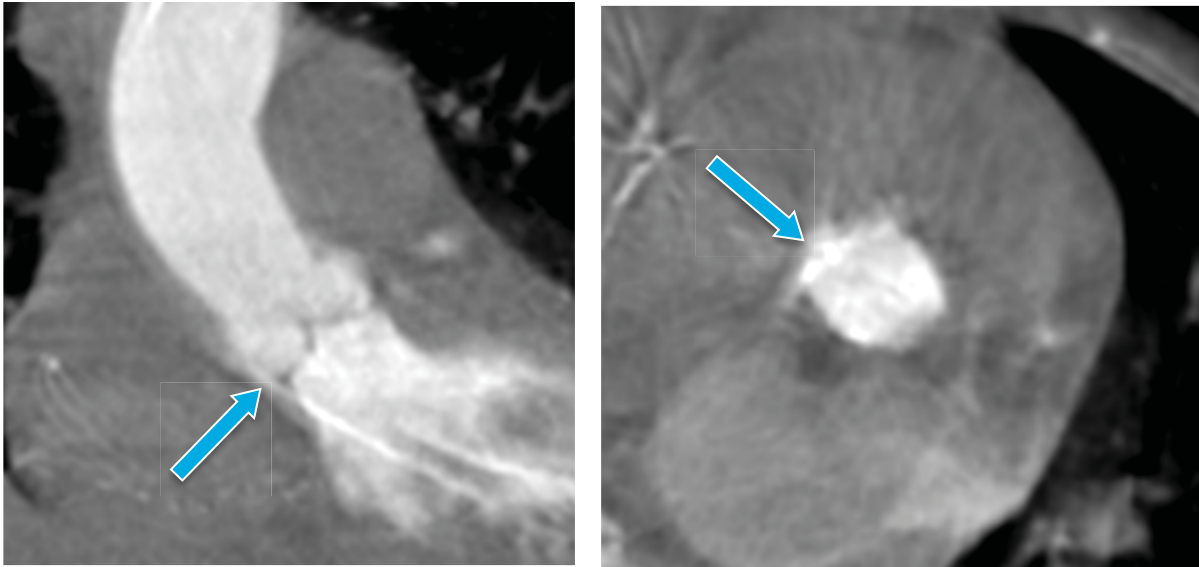
einer Flussrate von 15ml/s in die Aorta ascendens appliziert. Die Korrelation der Annulus-Diameter lag zwischen 0,6 und 0,7, allerdings zeigten sich starke Abweichungen zwischen den einzelnen Untersuchern mit einer mittleren Abweichung von bis zu 1,4mm.

Azzalini et al. führten zwei Jahre später einen Vergleich zwischen MDCT und RCT durch (54). Auch hier erhielten 20 Patienten intraoperativ während der TAVR-Prozedur eine RCT und die Datensätze wurden retrospektiv mit den korrespondierenden MDCT-Datensätzen verglichen. Die Patienten hatten während des RCT-Protokolls die Arme neben den Körper gelagert. Die Bildakquirierung wurde unter einem expiratorischen Atemstillstand durchgeführt und das Kontrastmittel mit einer Flussrate von 15 ml/s in die Aorta ascendens appliziert. Wie in der hier durchgeführten Studie wurde die C-Arm-Rotation 1s nach Applikation des Kontrastmittels gestartet. In der Auswertung zeigte sich eine sehr gute Korrelation für die Parameter des Aortenannulus (zwischen 0,83 und 0,91). Die Interobserver-Variabilität war jedoch auch in dieser Studie sehr hoch und der ICC lag für alle Messungen unter 0,25.

Schon Lehmkuhl erwähnte in seiner Studie, dass die schlechte Reproduzierbarkeit der Annulus-Messungen auf die fehlende Kontrastierung der subvalvulär gelegenen Strukturen zurückzuführen ist. Zu dem gleichen Schluss kamen auch Azzalini et. al, die ebenfalls eine supralvalvuläre Kontrastmittelinjektion durchführten. Bei beiden Studien konnte keine relevante Interobserver-Variabilität bei den Messungen im MDCT beobachtet werden, bei der das Kontrastmittel intravenös appliziert wird und der subvalvuläre, intraventrikuläre Bereich kontrastiert ist.

Die geschilderten Ergebnisse decken sich mit den Ergebnissen dieser Untersuchung. Betrachtet man die Ao-RCT-Gruppe zeigen sich eine schlechte Korrelation der Annulus-Messungen sowie eine relativ schlechte Reproduzierbarkeit. Des Weiteren ist mit einer reinen supralvalvulären Kontrastierung keine Erhebung des LVOT möglich. Die linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion verbessert die Reproduzierbarkeit erheblich, kontrastiert die subvalvulären Strukturen und führt zu signifikant besseren Ergebnissen als die aortale Kontrastmittelinjektion.

Ein alternativer Ansatz, der ebenso zu einer Kontrastierung der subvalvulären Bereiche führt, wurde von Schwartz et. al im Jahre 2011 gewählt (56). Dabei wurde unter anderem eine Kontrastmittelinjektion in die Vena cava inferior durchgeführt, wodurch es möglich war, sowohl das rechte als auch das linke Herz zu kontrastieren. Ein entscheidender Vorteil einer solchen Kontrastmittelapplikation liegt darin, dass der Katheter sich nicht im zu untersuchenden Areal befindet und keine Artefakte verursacht, die es erschweren können, eine kritische Struktur wie den Annulus adäquat auszumessen (Abb. 62).



**Abb. 62 – Bild eines RCT mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion.** Links: koronare Ansicht, rechts: axiale Ansicht. In beiden Ebenen fällt auf, dass durch den im linken Ventrikel liegenden Katheter Artefakte verursacht werden (blauer Pfeil), die es erschweren können, die genaue Grenze des Annulus zu bestimmen.

Ähnlich zum MDCT wurde dabei zunächst ein Testbolus appliziert und die Transitzeit zwischen dem rechten und dem linken Herzen gemessen. Anschließend wurde die gesamte Menge des Kontrastmittels appliziert und mit der zuvor gemessenen Verzögerung die Rotation des C-Bogens gestartet. So eine Form der Kontrastmittelinjektion verlangt jedoch, dass sich während der Kontrastmittelapplikation der Flow des Kontrastmittels ändert. Ansonsten entstehen in der Vena cava inferior starke Artefakte durch das unverdünnte Kontrastmittel, während der Kontrast im linken Ventrikel und der aufsteigenden Aorta zu niedrig ist, um die kritischen Strukturen voneinander abzugrenzen. Des Weiteren führt eine solche Kontrastmittelinjektion zu ähnlich hohen Mengen an Kontrastmittel wie bei der MDCT.

Der entscheidende Vorteil der hier durchgeführten Untersuchung ist jedoch, dass deutlich geringere Mengen Kontrastmittel verwendet wurden als in der MDCT. Im Schnitt wurde den Patienten bei der MDCT eine Kontrastmittelmenge von 75ml appliziert, während es bei der RCT nur 29ml waren. Vor allem bei den multimorbiden Patienten, die für eine TAVR-Prozedur in Frage kommen, ist dies ein entscheidender Faktor für die langfristige Senkung der Mortalität.

### 4.3 Durchführbarkeit einer linksventrikulären Kontrastmittelinjektion

Diese Studie zeigt erstmals, dass eine linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion über einen intra-ventrikulär liegenden *Pigtail*-Katheter möglich ist. Dazu muss der Katheter über die kalzifizierte Aortenklappe retrograd in den linken Ventrikel eingebracht werden. Dieser Vorgang kann zeitaufwändig

sein und eine technische Herausforderung darstellen, jedoch konnte die Aortenklappe in dieser Studie im Mittel in 90 Sekunden überwunden werden und hat bei keinem der Patienten zu einer hämodynamischen Verschlechterung oder zu Komplikationen geführt. Hinzu kommt, dass ohnehin bei allen Patienten bereits für die Druckmessung ein Katheter in den linken Ventrikel eingebracht werden muss, um die Aortenklappenstenose zu quantifizieren (115). Im Anschluss kann dann die RCT durchgeführt werden ohne ein weiteres Mal die Klappe zu überwinden.

Damit durch die Herzbewegung keine verzerrten Bilder entstehen, sollte während der LV-RCT-Bildakquise eine schnelle Schrittmacherstimulation durchgeführt werden. Diese führte bei keinem der hier untersuchten Patienten zu einer hämodynamischen Instabilität und wird auch bei einer aortalen Kontrastmittelinjektion durchgeführt, so dass durch eine linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion diesbezüglich kein zusätzliches Risiko entsteht. Darüber hinaus ist eine schnelle Schrittmacherstimulation während der TAVR-Prozedur ohnehin notwendig und konnte auf diese Weise bereits während der Diagnostik getestet werden.

Auch wenn die Strahlenexposition beim durchschnittlichen Alter der Patienten eher vernachlässigt werden kann, ist anzumerken, dass die Unterschiede der Strahlendosis zwischen einer aortalen und einer linksventrikulären Kontrastmittelinjektion gering sind.

Mit der hier vorliegenden Studie konnte demnach erstmalig gezeigt werden, dass eine linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion zur Durchführung eines RCT möglich ist und keine zusätzlichen Risiken im Gegensatz zur aortalen Kontrastmittelinjektion birgt.

#### 4.4 Überlegenheit des LV-RCT zum Ao-RCT

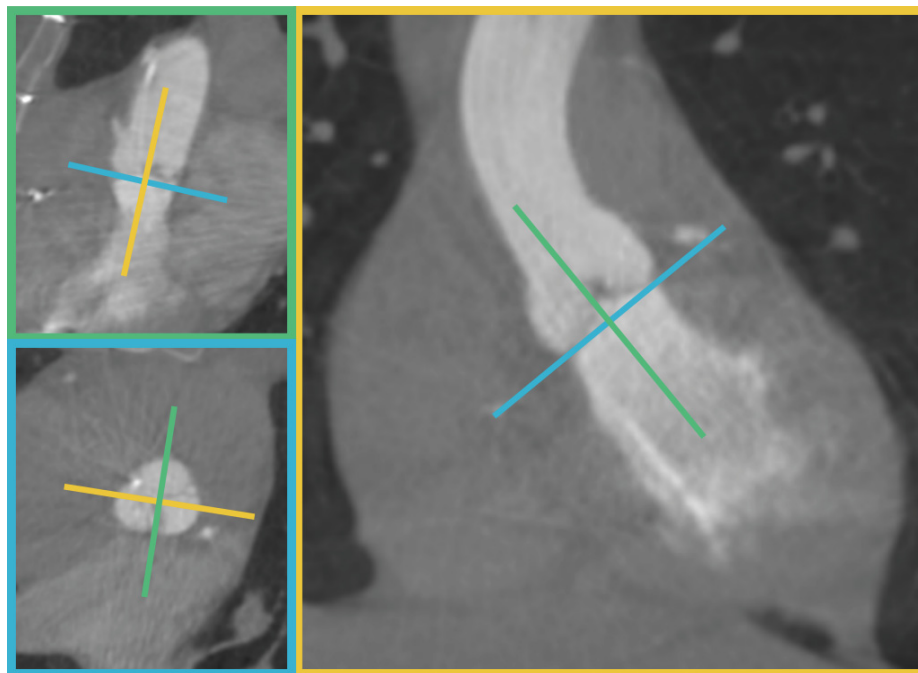
Der Annulus ist der zentrale Parameter der präprozeduralen Bildgebung. Studien konnten zeigen, dass von der präzisen Evaluation des Annulus der Erfolg der TAVR abhängt. Diese Messungen bestimmen die Auswahl der Klappengröße und eine Über- oder Unterschätzung des Annulus kann schwerwiegende Folgen nach sich ziehen. Bei einer zu kleinen Prothese droht die aortale Regurgitation. Bei der Implantation einer zu großen Prothese muss mit postinterventionellen Reizleitungsstörungen und der Implantation eines permanenten Schrittmachers, im schlimmsten Fall sogar mit einer Annulusruptur gerechnet werden (39,40,116).

Der Annulus ist der am weitesten kaudal gelegene Bereich der Aortenwurzel und bildet die Grenze zwischen LVOT und aufsteigender Aorta. Er ist definiert als Verbindung der untersten Anheftungspunkte der Taschenklappen. Es handelt sich beim Annulus nicht um eine umschriebene anatomische Struktur, sondern vielmehr um eine funktionelle Struktur, die meist nicht rund, sondern oft oval geformt ist, wobei der kürzere Durchmesser in der sagittalen Ebene liegt. Damit der Annulus



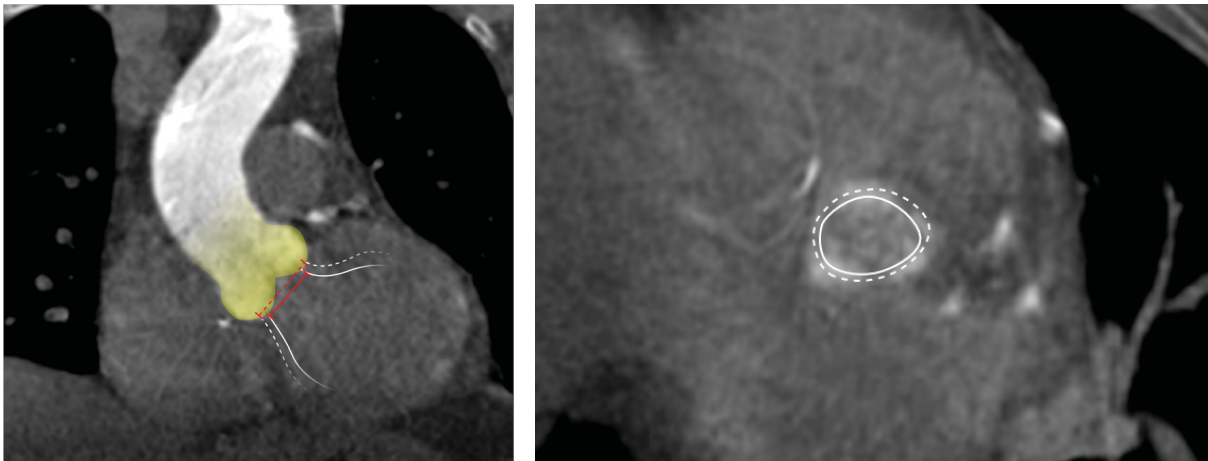
vollständig dargestellt und exakt vermessen werden kann, muss dementsprechend eine dreidimensionale Bildgebung durchgeführt werden (48).

Aus den 3D-Datensätzen wird dabei zunächst eine multiplanare Rekonstruktion erstellt und die drei Ebenen werden an den Herzachsen ausgerichtet. Die sagittale Ebene verläuft parallel zur Achse der Aorta ascendens und des LVOT. Die axiale Ebene ist durch die untersten drei Anheftungspunkte der Taschenklappe definiert (siehe Abb. 63). Nachdem die Ebenen an die Herzachsen angepasst wurden, wird der Annulus in der koronaren und sagittalen, sowie in der axialen Ebene auf einer Schicht unmittelbar unterhalb des Anheftungspunkt der Taschenklappen gemessen (51). Hieraus wird klar, dass der Annulus im Grunde nur dann adäquat vermessen werden kann, wenn die subvalvulären, linksventrikulären Strukturen kontrastiert sind. Ansonsten fehlt die genaue Grenze zwischen LVOT und Myokard und eine Messung ist nicht sicher möglich (siehe auch Abb. 63).



**Abb. 63 – Multiplanare Rekonstruktion eines RCT-Datensatzes mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion.** In dieser Abbildung sind die drei Hauptebenen dargestellt, wie sie bereits an die Herzachsen angepasst sind. Die jeweils rechtwinklig dazu stehenden Ebenen und ihre Lage sind mit farblich passenden Geraden eingezeichnet. (RCT = 3D-Rotationsangiographie)

Die Ergebnisse dieser Studie unterstützen diese Hypothese. So zeigte sich beim Vergleich zwischen der Ao-RCT-Gruppe und der MDCT-Gruppe zwar eine gute Korrelation für den mittleren und axialen Annulus Diameter, die Messungen der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeter korrelierten hingegen sehr schwach mit den Messungen des MDCT. Diese Ergebnisse können im Vergleich zwischen Ao-RCT und MRT bestätigt werden. Dabei war bei einer kleinen Anzahl an Datensätzen eine schlechte Korrelation aller Parameter zu beobachten mit Ausnahme des axialen Annulus-Diameters.



**Abb. 64 – Ao-RCT in koronarer und axialer Ansicht.** In Gelb ist die ascendierende Aorta dargestellt. Es wird angenommen, dass die untersten Anheftungspunkte der Taschenklappen den Annulus in seiner Breite begrenzen. Dies ist aber nicht immer der Fall, so dass der Annulus fälschlicherweise als zu klein oder zu groß bestimmt wird. Die Abbildung verdeutlicht, dass weder in der koronaren noch in der axialen Ansicht eine exakte Bestimmung des Annulus möglich ist, wenn der linksventrikuläre Ausflusstrakt nicht kontrastiert ist (Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit Kontrastmittelapplikation in die ascendierende Aorta).

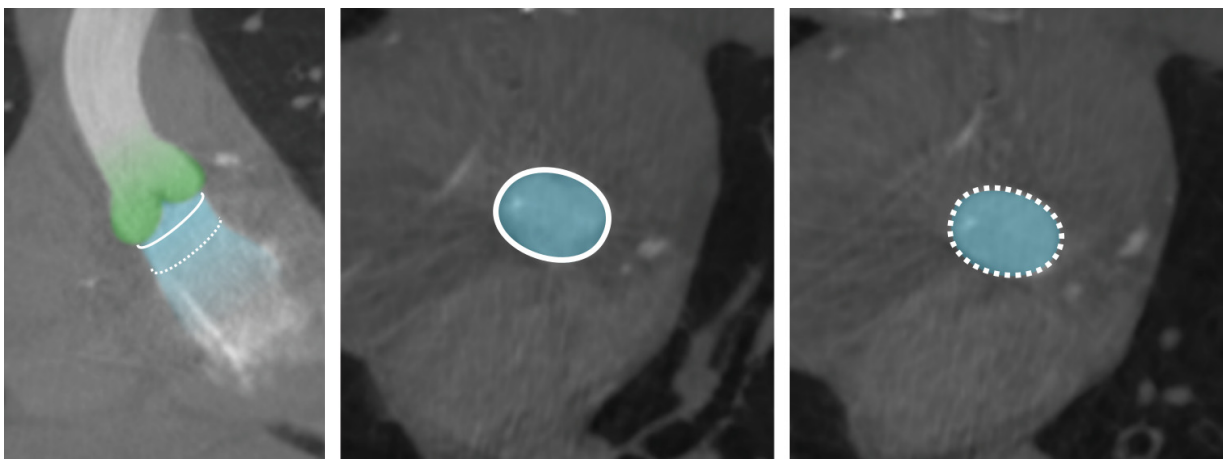
Die vergleichsweise gute Korrelation des mittleren und axialen Annulus-Diameter kann mit der Annahme erklärt werden, dass der unterste Anheftungspunkt der Taschenklappe gleichzeitig den Annulus in seiner Breite begrenzt. Wie in Abb. 64 zu sehen, trifft dies jedoch nicht immer zu, so dass die Messungen in der Regel zu klein oder zu groß gemessen ausfallen, wenn der unterste Anheftungspunkt der Klappe als Basis für die Annulusbreite vorausgesetzt wird (48). Interessanterweise konnten einige Messungen auch bei einer aortalen Kontrastmittelinjektion hervorragende Werte liefern – allerdings nur, wenn gleichzeitig eine aortale Regurgitation vorlag. Hierdurch wird erneut unterstrichen, dass eine korrekte Messung nur dann möglich ist, wenn die subvalvulären Strukturen kontrastiert sind.

Weder der Annulus-Perimeter noch die Annulus-Fläche konnten in der axialen Ansicht sicher bestimmt werden. Diese beiden Parameter werden typischerweise unmittelbar unter der Annulusebene, also direkt unterhalb der Nadir-Punkte der Aortenklappe gemessen (46). Wird das Kontrastmittel in die Aorta, also supraaortal appliziert, ist der linke Ventrikel nicht kontrastiert. Da Blut und Myokard nativ ähnliche Dichtewerte haben, können demnach LVOT und Myokard nicht voneinander abgegrenzt werden. Die genauen Grenzen der Annulus-Fläche und des Perimeters können nicht sicher bestimmt werden und liefern dementsprechend keine verwertbaren Ergebnisse.

Besonders der Parameter der Annulus-Fläche sollte jedoch in jedem Fall valide Messungen liefern. So konnte gezeigt werden, dass die passende Prothesengröße am ehesten auf Basis dieses Parameters gewählt wird (59). Wird also gerade bei der Annulus-Fläche eine nicht valide Messung geliefert, kann dies negative Auswirkungen auf die Klappenauswahl haben.

Eine aortale Kontrastmittelinjektion liefert demnach im Vergleich zum MDCT gute Ergebnisse für den mittleren und axialen Annulus-Diameter. Die Ergebnisse der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeters, und damit der essentiellen Parameter, sind jedoch nicht ausreichend um die MDCT im präprozeduralen Bildgebungsprozess vor TAVI zu ersetzen.

Aus diesem Grund sollte das Kontrastmittel linksventrikulär appliziert werden. Im Vergleich LV-RCT und MDCT sowie LV-RCT und MRT zeigten sich für alle Parameter gute Korrelationen und engere Übereinstimmungsgrenzen in der Bland-Altman-Analyse. Die Messungen der Annulus-Fläche und des Annulus-Perimeters waren beim Vergleich LV-RCT versus MDCT signifikant besser als beim Vergleich Ao-RCT versus MDCT. Auch die Korrelationen der übrigen Annulus-Diameter war deutlich stärker, wenn das Kontrastmittel linksventrikulär appliziert wurde. Der Grund für diese signifikant bessere Korrelation mit der MDCT liegt in der Kontrastierung der subvalvulären Strukturen. Erst hierdurch wird die eindeutige Grenze zwischen LVOT und Ventrikelmyokard deutlich und die Anheftungspunkte der Taschenklappen können vom Ventrikelmyokard abgegrenzt werden. Der Annulus kann exakt bemessen werden (siehe Abb. 65).



**Abb. 65 – LV-RCT in koronarer und axialer Ansicht.** In grün ist die ascendierende Aorta dargestellt, in blau der linksventrikuläre Ausflusstrakt. Es zeigt sich eine detaillierte Ansicht der Aortenwurzel, die es ermöglicht sowohl in der koronaren Ebene als auch in der axialen Ebene den Aortenannulus exakt zu bemessen. (LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion)

Durch die linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion wird es zusätzlich möglich, den LVOT zu evaluieren, wobei in unseren Ergebnissen eine sehr gute Korrelation zwischen LV-RCT und MDCT sowie LV-RCT und MRT gezeigt werden konnte. Diese zusätzlichen Messungen und vor allem die Möglichkeit der morphologischen Darstellung des LVOT liefern dem Operateur zusätzliche Informationen, die für den Erfolg der Klappenimplantation wichtig sind. So ist die hypertrophe Kardiomyopathie ein absolutes Ausschlusskriterium für TAVR. Eine Obstruktion des LVOT durch einen sich vorwölbenden Muskelbauch kann darüber hinaus eine komplizierte Implantation bedeuten und eine Repositionierung

der Klappe nach sich ziehen. Bei einer starken Obstruktion sollte die Prozedur im Idealfall vermieden werden (26). Zusätzlich kann durch die Kontrastierung des LVOT der Winkel zwischen ascendierender Aorta und dem LVOT bestimmt werden, der wichtig ist, um die korrekte Klappenauswahl zu treffen (117,118). Vor allem selbstexpandierbare Klappen haben eine große Längenausdehnung und müssen passend auf Höhe der Aortenklappenebene eingesetzt werden. Es konnte gezeigt werden, dass bei Patienten mit einem starken Abknicken zwischen Aorta und LVOT postprozedurale Komplikationen stärker waren, wenn eine selbstexpandierende Klappe eingesetzt wurde. In diesem Fall kann also die Beurteilbarkeit des LVOT dazu führen, dass eher eine ballonexpandierbare Klappe gewählt wird um postprozedurale Komplikationen zu vermeiden (119).

Eine linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion sollte demnach einer aortalen Kontrastmittelinjektion in jedem Fall vorgezogen werden, da sie signifikant bessere Ergebnisse bei der Evaluation des Annulus und zusätzliche Informationen über die Morphologie des LVOT liefert.

#### 4.5 Reproduzierbarkeit der Ergebnisse

Die Reproduzierbarkeit der Messungen der Annulus-Analyse in der Ao-RCT-Gruppe war sehr unterschiedlich, vor allem für die Messung des mittleren Annulus-Diameter zeigten sich schlechte Korrelationen. Die Reproduzierbarkeit für die übrigen Annulus-Messungen lag hingegen in einem guten Bereich.

Bei den Annulus- und LVOT-Messungen im LV-RCT konnte im Gegensatz dazu eine hohe Reproduzierbarkeit für alle Parameter erreicht werden. Da bei einer aortalen Kontrastmittelinjektion die Auswertung des LVOT nicht möglich ist, konnte für diese Messungen kein ICC bestimmt werden. Ein signifikanter Unterschied ergab sich zwischen den unterschiedlichen Kontrastmittel-Protokollen bei der Messung des mittleren Annulus-Diameters, wobei die linksventrikuläre der aortalen Kontrastmittelinjektion signifikant überlegen war.

Die höhere Reproduzierbarkeit ist damit zu erklären, dass bei der linksventrikulären Kontrastmittelinjektion die Grenzen zwischen Myokard und LVOT durch die Kontrastierung definiert sind und kaum Spielraum für Ungenauigkeiten lassen. Bei einer rein supraavalvulären Kontrastmittelinjektion sind hingegen vor allem für die Diameter, die in einer axialen Ansicht gemessen werden, keine genauen Grenzen definiert, wodurch eine höhere Ungenauigkeit entsteht, die sich in einem schlechteren ICC niederschlägt.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich ableiten, dass mit einer linksventrikulären Injektion die Reproduzierbarkeit der Messungen erhöhen lässt und wenn möglich eine solche Kontrastmittelinjektion durchgeführt werden sollte.

## 4.6 Klinische Bedeutung

Das Langzeitüberleben nach TAVR ist wesentlich davon abhängig, zu welchem Grad postinterventio-nell eine aortale Regurgitation auftritt (120). Damit das Auftreten dieser schwerwiegenden Komplika-tion reduziert werden kann, ist es von großer Bedeutung, eine passende Prothese zu implantieren (41,121). Die Auswahl beruht dabei vor allem auf der exakten Kenntnis der Annulus-Parameter. Ak-tuell werden diese Parameter über eine präprozedural durchgeführte dreidimensionale Bildgebung bestimmt (44).

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass auch mit Hilfe der RCT eine präzise Darstellung der rele-vanten Parameter vor TAVR möglich ist. Bereits in früheren Arbeiten konnte gezeigt werden, dass die Darstellung der supra-valvulären Strukturen mit Hilfe dieser neuen Bildgebungsmodalität möglich ist, allerdings war die Darstellung des Annulus nach wie vor kritisch und die Messungen ließen sich schwer reproduzieren (54,94). Im Rahmen dieser Studie wurde erstmalig eine linksventrikuläre Kon-trastmittelapplikation durchgeführt, mit der es möglich ist eine dreidimensionale Darstellung der Aortenwurzel und des linksventrikulären Ausflusstraktes zu generieren, wodurch sich die Genauigkeit und die Reproduzierbarkeit erheblich verbessern ließen.

Der Vorteil dieser neuen Modalität liegt insofern darin, dass bereits im Herzkatheterlabor unmittel-bar im Anschluss an die Herzkatheteruntersuchung eine dreidimensionale Bildgebung der Aorten-wurzel erfolgen kann. Die Herzkatheteruntersuchung wird im Prinzip bei allen Patienten durchge-führt, bei denen TAVR in Frage kommt. Eine MDCT kann jedoch in der Regel nicht im direkten An-schluss durchgeführt werden, da die Kontrastmitteldosen eine enorme Belastung für die Nierenfunk-tion der multimorbiden Patienten bedeuten würde. Aus diesem Grund müssen die Patienten für das präprozedurale *Screening* oft mehrere Tage im Krankenhaus verbringen.

Selbst wenn die MDCT durch eine MRT ersetzt würde, wäre weiterhin der logistische Aufwand vor-handen, viele Untersuchungen an aufeinanderfolgenden Tagen zu koordinieren. Ein verlängerter Krankenhausaufenthalt wiederum setzt die multimorbiden Patienten weiteren Risiken aus, darunter etwa nosokomialen Infektionen oder Thrombosen (113,114).

Neben der korrekten Prothesenauswahl kann mit Hilfe der MDCT-Daten zusätzlich das Einbringen der Prothese erleichtert werden. Während der Prozedur wird die Lage der Prothese fluoroskopisch über-prüft. Damit dies möglich ist, wird eine C-Arm-Position gewählt, die rechtwinklig zur Annulusebene liegt (101). Diese Position zu erreichen ist jedoch häufig mit wiederholten Kontrastmittelapplikatio-nen verknüpft. In den letzten Jahren konnte gezeigt werden, dass mit Hilfe der MDCT-Daten die Posi-tion der Annulusebene bestimmt und die optimale C-Arm Position vorhergesagt werden kann. Durch diese Maßnahme konnte die Kontrastmitteldosis deutlich verringert werden (101–105). Neue Model-

le konnten zudem zeigen, dass eine automatische Bilderkennung zu einer zusätzlichen Verbesserung des prozeduralen Ablaufs führt (107).

Eine Studie von Veulemanns et al. aus dem Jahre 2016 hat nun geprüft, ob es auch mit der RCT möglich ist, die C-Arm-Position während der Prozedur vorherzusagen und damit hervorragende Ergebnisse erzielt (108).

Der Vorteil der RCT besteht also darin, dass potentiell die Liegezeit der Patienten verkürzt werden kann und den Patienten deutlich geringere Kontrastmittelmengen verabreicht werden müssten, als bei einer MDCT. Zusätzlich kann die Prozedur selbst erleichtert werden, indem die zuvor akquirierten RCT-Daten zur optimalen Positionsbestimmung des C-Bogens zu Grunde gelegt werden. Im Idealfall gibt es in der Zukunft sogar die Möglichkeit, die Patienten in einer einzigen Sitzung zu „screenen“ und im direkten Anschluss zu behandeln, was für die Patienten eine Verringerung der Liegedauer bedeuten könnte.

#### 4.7 Limitierungen der Studie

Um bei einer sich stark bewegenden Struktur wie dem Herzen eine hohe räumliche Auflösung mit einer möglichst minimalen Bewegungsunschärfe zu erreichen, muss die physiologische Herzbewegung mit einer schnellen Schrittmacherstimulation reduziert werden. In der hier durchgeführten Studie führte die schnelle Schrittmacherstimulation bei keinem der Patienten zu einer hämodynamischen Instabilität, allerdings konnte in der Studienpopulation auch nur bei zwei Patienten eine eingeschränkte Ejektionsfraktion gefunden werden. Bei Patienten mit einem vorgeschädigten Herzen kann eine schnelle Schrittmacherstimulation hingegen schwerwiegende Folgen haben (122). Während der TAVR-Prozedur wird jedoch ohnehin eine schnelle Schrittmacherstimulation während des Expandierens der Klappe notwendig und könnte auf diese Weise schon zuvor getestet werden.

Bei der Durchführung einer linksventrikulären Kontrastmittelinjektion muss die Aortenklappe mit einem *Pigtail*-Katheter überwunden werden. In der hier untersuchten Population hat das Überwinden der Klappe bei keinem der Patienten zu einer Verschlechterung der hämodynamischen Situation geführt oder die Klappe manipuliert. Dennoch ist eine Verletzung der Klappe möglich und kann im ungünstigsten Fall atherosklerotische Plaques ablösen, die wiederum zu zerebralen Ischämien führen können (123). Auch die Implantation der Klappe an sich kann allerdings ebenso zu Embolien führen. Tatsächlich konnten in einer 2010 von Kahlert et al. durchgeführten Studie bei 84% der untersuchten Patienten diffusionsreduzierte Foki im MRT gefunden werden. Meist blieben diese jedoch klinisch inapparent (124).

Ähnlich wie beim MDCT muss auch bei der RCT Kontrastmittel appliziert werden, um die dichteähnlichen Strukturen des Herzens gegeneinander abzugrenzen. Ein entscheidender Nachteil im Vergleich zum MDCT ist jedoch, dass in der RCT nach Kontrastmittelinjektion keine Beurteilung und Quantifizierung der Verkalkung mehr möglich ist. Mit Hilfe der MDCT kann jedoch der Kalziumgehalt der Koronararterien bestimmt werden und somit zusätzliche Informationen zur Koronarangiographie liefern (125).

#### 4.8 Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die Durchführung der RCT im Anschluss an die Herzkatheteruntersuchung im Rahmen der präprozeduralen Bildgebung vor TAVR möglich ist und sich einfach in den Ablauf integrieren lässt. Eine linksventrikuläre Kontrastmittelinjektion verbessert dabei die Visualisierung der relevanten Strukturen und erhöht die Reproduzierbarkeit. Die Ergebnisse zeigen, dass die RCT eine Alternative zu anderen, etablierten 3D-Bildgebungsmodalitäten darstellt. Potenziell könnten dementsprechend zusätzliche zeit- und kontrastmittelintensive Untersuchungen für die multimorbiden Patienten eingespart werden.

Auf Basis dieser Ergebnisse wäre es in Zukunft denkbar, dass der logistische Aufwand, der beim präprozeduralen *Screening* betrieben werden muss, deutlich reduziert werden kann. Die Patienten müssten nicht mehr mehrere Tage im Krankenhaus verbringen, damit TEE, Herzkatheteruntersuchung und MDCT durchgeführt werden können, sondern könnten alle Untersuchungen an einem Tag durchlaufen. Es wäre sogar denkbar, dass direkt in der gleichen Sitzung der Herzkatheteruntersuchung die Auswahl der Prothesengröße fällt und eine Klappe implantiert wird. Studien müssen nun zeigen, in wie weit ein solches Vorhaben praktikabel ist und das Langzeitüberleben der Patienten verbessern könnte.



## 5 Literatur

1. Iung B, Baron G, Butchart EG, Delahaye F, Gohlke-Bärwolf C, Levang OW, et al. A prospective survey of patients with valvular heart disease in Europe: The Euro Heart Survey on Valvular Heart Disease. *Eur Heart J*. 2003 Jul 1;24(13):1231–43.
2. Nkomo VT, Gardin JM, Skelton TN, Gottdiener JS, Scott CG, Enriquez-Sarano M. Burden of valvular heart diseases: a population-based study. *The Lancet*. 16;368(9540):1005–11.
3. Commission Of The European Communities. Demography Report 2008: Meeting Social Needs in an Ageing Society; Full Report plus Annexes. 2008;
4. Pellikka PA, Sarano ME, Nishimura RA, Malouf JF, Bailey KR, Scott CG, et al. Outcome of 622 Adults With Asymptomatic, Hemodynamically Significant Aortic Stenosis During Prolonged Follow-Up. *Circulation*. 2005 Jun 21;111(24):3290–5.
5. Ross J, Braunwald E. Aortic Stenosis. *Circulation*. 1968 Jul 1;38(1S5):V – 61 – V – 67.
6. Zamorano JL, Badano LP, Bruce C, Chan K-L, Gonçalves A, Hahn RT, et al. EAE/ASE recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter interventions for valvular heart disease. *Eur Heart J*. 2011 Sep 1;32(17):2189–214.
7. Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Erwin III JP, Guyton RA, et al. 2014 AHA/ACC Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol*. 2014 Jun 10;63(22):e57–185.
8. Walther T, Blumenstein J, Linden A van, Kempfert J. Contemporary management of aortic stenosis: surgical aortic valve replacement remains the gold standard. *Heart*. 2012 Nov 1;98(Suppl 4):iv23–9.
9. Schwarz F, Baumann P, Manthey J, Hoffmann M, Schuler G, Mehmel HC, et al. The effect of aortic valve replacement on survival. *Circulation*. 1982 Nov 1;66(5):1105–10.
10. Morris JJ, Schaff HV, Mullany CJ, Rastogi A, McGregor CG, Daly RC, et al. Determinants of survival and recovery of left ventricular function after aortic valve replacement. *Ann Thorac Surg*. 1993 Jul;56(1):22–9; discussion 29–30.
11. Bech-Hanssen O, Caidahl K, Wall B, Mykén P, Larsson S, Wallentin I. Influence of aortic valve replacement, prosthesis type, and size on functional outcome and ventricular mass in patients with aortic stenosis. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1999 Jul;118(1):57–65.
12. Lund O, Flø C, Jensen FT, Emmertsen K, Nielsen TT, Rasmussen BS, et al. Left ventricular systolic and diastolic function in aortic stenosis Prognostic value after valve replacement and underlying mechanisms. *Eur Heart J*. 1997 Dec 1;18(12):1977–87.
13. De Paulis R, Sommariva L, Colagrande L, De Matteis GM, Fratini S, Tomai F, et al. Regression of left ventricular hypertrophy after aortic valve replacement for aortic stenosis with different valve substitutes. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1998 Oct;116(4):590–8.
14. Lund O, Magnussen K, Knudsen M, Pilegaard H, Nielsen TT, Albrechtsen OK. The potential for normal long term survival and morbidity rates after valve replacement for aortic stenosis. *J Heart Valve Dis*. 1996 May;5(3):258–67.
15. Iung B, Cachier A, Baron G, Messika-Zeitoun D, Delahaye F, Tornos P, et al. Decision-making in elderly patients with severe aortic stenosis: why are so many denied surgery? *Eur Heart J*. 2005 Dec 1;26(24):2714–20.
16. Bach DS, Siao D, Girard SE, Duvernoy C, McCallister BD, Gualano SK. Evaluation of Patients With Severe Symptomatic Aortic Stenosis Who Do Not Undergo Aortic Valve Replacement The Potential Role of Subjectively Overestimated Operative Risk. *Circ Cardiovasc Qual Outcomes*. 2009 Nov 1;2(6):533–9.
17. Leon MB, Smith CR, Mack M, Miller DC, Moses JW, Svensson LG, et al. Transcatheter Aortic-Valve Implantation for Aortic Stenosis in Patients Who Cannot Undergo Surgery. *N Engl J Med*. 2010;363(17):1597–607.



18. Cribier A, Eltchaninoff H, Bash A, Borenstein N, Tron C, Bauer F, et al. Percutaneous Transcatheter Implantation of an Aortic Valve Prosthesis for Calcific Aortic Stenosis First Human Case Description. *Circulation*. 2002 Dec 10;106(24):3006–8.
19. Hanzel GS, Harrity PJ, Schreiber TL, O'Neill WW. Retrograde percutaneous aortic valve implantation for critical aortic stenosis. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2005 Mar 1;64(3):322–6.
20. Webb JG, Chandavimol M, Thompson CR, Ricci DR, Carere RG, Munt BI, et al. Percutaneous Aortic Valve Implantation Retrograde From the Femoral Artery. *Circulation*. 2006 Feb 14;113(6):842–50.
21. Grube E, Laborde JC, Zickmann B, Gerckens U, Felderhoff T, Sauren B, et al. First report on a human percutaneous transluminal implantation of a self-expanding valve prosthesis for interventional treatment of aortic valve stenosis. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2005;66(4):465–9.
22. Grube E, Schuler G, Buellesfeld L, Gerckens U, Linke A, Wenaweser P, et al. Percutaneous Aortic Valve Replacement for Severe Aortic Stenosis in High-Risk Patients Using the Second- and Current Third-Generation Self-Expanding CoreValve Prosthesis: Device Success and 30-Day Clinical Outcome. *J Am Coll Cardiol*. 2007 Jul 3;50(1):69–76.
23. Grube E, Buellesfeld L, Mueller R, Sauren B, Zickmann B, Nair D, et al. Progress and Current Status of Percutaneous Aortic Valve Replacement: Results of Three Device Generations of the CoreValve Revalving System. *Circ Cardiovasc Interv*. 2008 Dec 1;1(3):167–75.
24. CoreValve Receives CE Mark Approval for its ReValving(TM) System and Announces Plans to Initiate Expanded Clinical Evaluation | Business Wire [Internet]. 2007 [cited 2016 Aug 13]. Available from: <http://www.businesswire.com/news/home/20070516005698/en/CoreValve-Receives-CE-Mark-Approval-ReValving-TM>
25. Edwards Lifesciences Receives CE Mark for Edwards SAPIEN Transcatheter Heart Valve [Internet]. [cited 2016 Aug 13]. Available from: <http://www.edwards.com/eu/newsroom/Pages/ShowPR.aspx?PageGuid=%7B252fa581-d645-4c47-a20c-44e03fe6c8f3%7D>
26. Holmes J David R, Mack MJ, Kaul S, Agnihotri A, Alexander KP, Bailey SR, et al. 2012 ACCF/AATS/SCAI/STS Expert Consensus Document on Transcatheter Aortic Valve Replacement. *J Am Coll Cardiol*. 2012 Mar 27;59(13):1200–54.
27. Laflamme M, Mazine A, Demers P, Lamarche Y, Ibrahim R, Asgar A, et al. Transcatheter Aortic Valve Implantation by the Left Axillary Approach: A Single-Center Experience. *Ann Thorac Surg*. 2014 May;97(5):1549–54.
28. Petronio AS, Carlo MD, Bedogni F, Marzocchi A, Klugmann S, Maisano F, et al. Safety and Efficacy of the Subclavian Approach for Transcatheter Aortic Valve Implantation With the CoreValve Revalving System. *Circ Cardiovasc Interv*. 2010 Aug 1;3(4):359–66.
29. Schofer N, Deuschl F, Conradi L, Lubos E, Schirmer J, Reichenspurner H, et al. Preferential short cut or alternative route: the transaxillary access for transcatheter aortic valve implantation. *J Thorac Dis*. 2015 Sep;7(9):1543–7.
30. Walther T, Falk V, Kempfert J, Borger MA, Fassl J, Chu MWA, et al. Transapical minimally invasive aortic valve implantation; the initial 50 patients. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2008 Jun 1;33(6):983–8.
31. Otto CM, Kumbhani DJ, Alexander KP, Calhoun JH, Desai MY, Kaul S, et al. 2017 ACC Expert Consensus Decision Pathway for Transcatheter Aortic Valve Replacement in the Management of Adults with Aortic Stenosis: A Report of the American College of Cardiology Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol*. 2017 Jan 4;23280.
32. Dehédin B, Guinot P-G, Ibrahim H, Allou N, Provenchère S, Dilly M-P, et al. Anesthesia and Perioperative Management of Patients Who Undergo Transfemoral Transcatheter Aortic Valve Implantation: An Observational Study of General Versus Local/Regional Anesthesia in 125 Consecutive Patients. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2011 Dec;25(6):1036–43.
33. Motloch LJ, Rottlaender D, Reda S, Larbig R, Bruns M, Müller-Ehmsen J, et al. Local versus general anesthesia for transfemoral aortic valve implantation. *Clin Res Cardiol*. 2011 Sep

- 20;101(1):45–53.
34. Yamamoto M, Meguro K, Mouillet G, Bergoend E, Monin J-L, Lim P, et al. Effect of Local Anesthetic Management With Conscious Sedation in Patients Undergoing Transcatheter Aortic Valve Implantation. *Am J Cardiol*. 2013 Jan 1;111(1):94–9.
  35. Cribier A, Eltchaninoff H, Tron C, Bauer F, Agatiello C, Sebah L, et al. Early experience with percutaneous transcatheter implantation of heart valve prosthesis for the treatment of end-stage inoperable patients with calcific aortic stenosis. *J Am Coll Cardiol*. 2004 Feb 18;43(4):698–703.
  36. Cribier A, Eltchaninoff H, Tron C, Bauer F, Agatiello C, Nercolini D, et al. Treatment of Calcific Aortic Stenosis With the Percutaneous Heart Valve: Mid-Term Follow-Up From the Initial Feasibility Studies: The French Experience. *J Am Coll Cardiol*. 2006 März;47(6):1214–23.
  37. Smith CR, Leon MB, Mack MJ, Miller DC, Moses JW, Svensson LG, et al. Transcatheter versus Surgical Aortic-Valve Replacement in High-Risk Patients. *N Engl J Med*. 2011;364(23):2187–98.
  38. Généreux P, Head SJ, Van Mieghem NM, Kodali S, Kirtane AJ, Xu K, et al. Clinical Outcomes After Transcatheter Aortic Valve Replacement Using Valve Academic Research Consortium Definitions: A Weighted Meta-Analysis of 3,519 Patients From 16 Studies. *J Am Coll Cardiol*. 2012 Jun 26;59(25):2317–26.
  39. Bleiziffer S, Ruge H, Hörer J, Hutter A, Geisbüsch S, Brockmann G, et al. Predictors for New-Onset Complete Heart Block After Transcatheter Aortic Valve Implantation. *JACC Cardiovasc Interv*. 2010 May;3(5):524–30.
  40. Blanke P, Reinöhl J, Schlensak C, Siepe M, Pache G, Euringer W, et al. Prosthesis Oversizing in Balloon-Expandable Transcatheter Aortic Valve Implantation Is Associated With Contained Rupture of the Aortic Root. *Circ Cardiovasc Interv*. 2012 Aug 1;5(4):540–8.
  41. Athappan G, Patvardhan E, Tuzcu EM, Svensson LG, Lemos PA, Fraccaro C, et al. Incidence, Predictors, and Outcomes of Aortic Regurgitation After Transcatheter Aortic Valve Replacement: Meta-Analysis and Systematic Review of Literature. *J Am Coll Cardiol*. 2013 Apr 16;61(15):1585–95.
  42. Leber AW, Eichinger W, Rieber J, Lieber M, Schleger S, Ebersberger U, et al. MSCT guided sizing of the Edwards Sapien XT TAVI device: Impact of different degrees of oversizing on clinical outcome. *Int J Cardiol*. 2013 Oct 3;168(3):2658–64.
  43. Binder RK, Webb JG, Willson AB, Urena M, Hansson NC, Norgaard BL, et al. The Impact of Integration of a Multidetector Computed Tomography Annulus Area Sizing Algorithm on Outcomes of Transcatheter Aortic Valve Replacement: A Prospective, Multicenter, Controlled Trial. *J Am Coll Cardiol*. 2013 Jul 30;62(5):431–8.
  44. Bloomfield GS, Gillam LD, Hahn RT, Kapadia S, Leipsic J, Lerakis S, et al. A Practical Guide to Multimodality Imaging of Transcatheter Aortic Valve Replacement. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012 Apr;5(4):441–55.
  45. Delgado V, Kapadia S, Schaliij MJ, Schuijff JD, Tuzcu EM, Bax JJ. Transcatheter aortic valve implantation: implications of multimodality imaging in patient selection, procedural guidance, and outcomes. *Heart*. 2012 May 1;98(9):743–54.
  46. Kasel AM, Cassese S, Bleiziffer S, Amaki M, Hahn RT, Kastrati A, et al. Standardized Imaging for Aortic Annular Sizing: Implications for Transcatheter Valve Selection. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2013 Feb;6(2):249–62.
  47. Messika-Zeitoun D, Serfaty J-M, Brochet E, Ducrocq G, Lepage L, Detaint D, et al. Multimodal Assessment of the Aortic Annulus Diameter: Implications for Transcatheter Aortic Valve Implantation. *J Am Coll Cardiol*. 2010 Jan 19;55(3):186–94.
  48. Piazza N, Jaegere P de, Schultz C, Becker AE, Serruys PW, Anderson RH. Anatomy of the Aortic Valvar Complex and Its Implications for Transcatheter Implantation of the Aortic Valve. *Circ Cardiovasc Interv*. 2008 Aug 1;1(1):74–81.
  49. Tops LF, Wood DA, Delgado V, Schuijff JD, Mayo JR, Pasupati S, et al. Noninvasive Evaluation of the Aortic Root With Multislice Computed Tomography: Implications for Transcatheter

- Aortic Valve Replacement. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2008 May;1(3):321–30.
50. Jabbour A, Ismail TF, Moat N, Gulati A, Roussin I, Alpendurada F, et al. Multimodality Imaging in Transcatheter Aortic Valve Implantation and Post-Procedural Aortic Regurgitation: Comparison Among Cardiovascular Magnetic Resonance, Cardiac Computed Tomography, and Echocardiography. *J Am Coll Cardiol*. 2011 Nov 15;58(21):2165–73.
  51. Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA. SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2012 Nov;6(6):366–80.
  52. Messika-Zeitoun D, Serfaty J-M, Brochet E, Ducrocq G, Lepage L, Detaint D, et al. Multimodal Assessment of the Aortic Annulus Diameter Implications for Transcatheter Aortic Valve Implantation. *J Am Coll Cardiol*. 2010 Jan 19;55(3):186–94.
  53. Zamorano JL, Gonçalves A, Lang R. Imaging to select and guide transcatheter aortic valve implantation. *Eur Heart J*. 2014 Jun 21;35(24):1578–87.
  54. Azzalini L, Sharma UC, Ghoshhajra BB, Elmariah S, Inglessis I, Palacios IF, et al. Feasibility of C-arm computed tomography for transcatheter aortic valve replacement planning. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2014 Jan;8(1):33–43.
  55. Meyhöer J, Ahrens J, Neuss M, Hölschermann F, Schau T, Butter C. Rotational angiography for preinterventional imaging in transcatheter aortic valve implantation. *Catheter Cardiovasc Interv Off J Soc Card Angiogr Interv*. 2012 Apr 1;79(5):756–65.
  56. Schwartz J, Neubauer A, Fagan T, Noordhoek N, Grass M, Carroll J. Potential role of three-dimensional rotational angiography and C-arm CT for valvular repair and implantation. *Int J Cardiovasc Imaging Former Card Imaging*. 2011;27(8):1205–22.
  57. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Evangelista A, Griffin BP, et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *Eur Heart J - Cardiovasc Imaging*. 2009 Jan 1;10(1):1–25.
  58. Babaliaros VC, Liff D, Chen EP, Rogers JH, Brown RA, Thourani VH, et al. Can Balloon Aortic Valvuloplasty Help Determine Appropriate Transcatheter Aortic Valve Size? *JACC Cardiovasc Interv*. 2008 Oct;1(5):580–6.
  59. Schultz CJ, Moelker A, Piazza N, Tzikas A, Otten A, Nuis RJ, et al. Three dimensional evaluation of the aortic annulus using multislice computer tomography: are manufacturer's guidelines for sizing for percutaneous aortic valve replacement helpful? *Eur Heart J*. 2010 Apr 1;31(7):849–56.
  60. Mylotte D, Dorfmeister M, Elhmidi Y, Mazzitelli D, Bleiziffer S, Wagner A, et al. Erroneous Measurement of the Aortic Annular Diameter Using 2-Dimensional Echocardiography Resulting in Inappropriate CoreValve Size Selection: A Retrospective Comparison With Multislice Computed Tomography. *JACC Cardiovasc Interv*. 2014 Jun;7(6):652–61.
  61. Willson AB, Webb JG, LaBounty TM, Achenbach S, Moss R, Wheeler M, et al. 3-Dimensional Aortic Annular Assessment by Multidetector Computed Tomography Predicts Moderate or Severe Paravalvular Regurgitation After Transcatheter Aortic Valve Replacement: A Multicenter Retrospective Analysis. *J Am Coll Cardiol*. 2012 Apr 3;59(14):1287–94.
  62. János RA, Kahlert P, Plicht B, Wendt D, Eggebrecht H, Erbel R, et al. Measurement of the aortic annulus size by real-time three-dimensional transesophageal echocardiography. *Minim Invasive Ther Allied Technol*. 2011 Apr 1;20(2):85–94.
  63. Ng ACT, Delgado V, Kley F van der, Shanks M, Veire NRL van de, Bertini M, et al. Comparison of Aortic Root Dimensions and Geometries Before and After Transcatheter Aortic Valve Implantation by 2- and 3-Dimensional Transesophageal Echocardiography and Multislice Computed Tomography. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2010 Jan 1;3(1):94–102.
  64. Jilaihawi H, Doctor N, Kashif M, Chakravarty T, Rafique A, Makar M, et al. Aortic Annular Sizing for Transcatheter Aortic Valve Replacement Using Cross-Sectional 3-Dimensional Transesophageal Echocardiography. *J Am Coll Cardiol*. 2013 Mar 5;61(9):908–16.
  65. Jilaihawi H, Kashif M, Fontana G, Furugen A, Shiota T, Friede G, et al. Cross-Sectional Com-

- puted Tomographic Assessment Improves Accuracy of Aortic Annular Sizing for Transcatheter Aortic Valve Replacement and Reduces the Incidence of Paravalvular Aortic Regurgitation. *J Am Coll Cardiol*. 2012 Apr 3;59(14):1275–86.
66. Gurvitch R, Webb JG, Yuan R, Johnson M, Hague C, Willson AB, et al. Aortic Annulus Diameter Determination by Multidetector Computed Tomography: Reproducibility, Applicability, and Implications for Transcatheter Aortic Valve Implantation. *JACC Cardiovasc Interv*. 2011 Nov;4(11):1235–45.
  67. Kempfert J, Van Linden A, Lehmkuhl L, Rastan AJ, Holzhey D, Blumenstein J, et al. Aortic annulus sizing: echocardiographic versus computed tomography derived measurements in comparison with direct surgical sizing. *Eur J Cardio-Thorac Surg Off J Eur Assoc Cardio-Thorac Surg*. 2012 Oct;42(4):627–33.
  68. Haensig M, Lehmkuhl L, Rastan AJ, Kempfert J, Mukherjee C, Gutberlet M, et al. Aortic valve calcium scoring is a predictor of significant paravalvular aortic insufficiency in transapical-aortic valve implantation. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2012 Jun 1;41(6):1234–41.
  69. Dashkevich A, Blanke P, Siepe M, Pache G, Langer M, Schlensak C, et al. Preoperative Assessment of Aortic Annulus Dimensions: Comparison of Noninvasive and Intraoperative Measurement. *Ann Thorac Surg*. 2011 Mar;91(3):709–14.
  70. Blanke P, Schoepf UJ, Leipsic JA. CT in Transcatheter Aortic Valve Replacement. *Radiology*. 2013 Dec 1;269(3):650–69.
  71. Davenport MS, Khalatbari S, Dillman JR, Cohan RH, Caoili EM, Ellis JH. Contrast Material–induced Nephrotoxicity and Intravenous Low-Osmolality Iodinated Contrast Material. *Radiology*. 2013 Apr 1;267(1):94–105.
  72. Looi J-L, Kerr AJ, Gabriel R. Morphology of congenital and acquired aortic valve disease by cardiovascular magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol*. 2015 Nov;84(11):2144–54.
  73. Vahanian A, Baumgartner H, Bax J, Butchart E, Dion R, Filippatos G, et al. Guidelines on the management of valvular heart disease: The Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology. *Eur Heart J*. 2007 Jan;28(2):230–68.
  74. Cawley PJ, Maki JH, Otto CM. Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging for Valvular Heart Disease Technique and Validation. *Circulation*. 2009 Jan 27;119(3):468–78.
  75. Hein S, Arnon E, Kostin S, Schönburg M, Elsässer A, Polyakova V, et al. Progression From Compensated Hypertrophy to Failure in the Pressure-Overloaded Human Heart Structural Deterioration and Compensatory Mechanisms. *Circulation*. 2003 Feb 25;107(7):984–91.
  76. Dweck MR, Joshi S, Murigu T, Alpendurada F, Jabbour A, Melina G, et al. Midwall Fibrosis Is an Independent Predictor of Mortality in Patients With Aortic Stenosis. *J Am Coll Cardiol*. 2011 Sep 13;58(12):1271–9.
  77. Mewton N, Liu CY, Croisille P, Bluemke D, Lima JAC. Assessment of Myocardial Fibrosis With Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Am Coll Cardiol*. 2011 Feb 22;57(8):891–903.
  78. Chin CWL, Pawade TA, Newby DE, Dweck MR. Risk Stratification in Patients With Aortic Stenosis Using Novel Imaging Approaches. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2015 Aug 1;8(8):e003421.
  79. Ambale-Venkatesh B, Lima JAC. Cardiac MRI: a central prognostic tool in myocardial fibrosis. *Nat Rev Cardiol*. 2015 Jan;12(1):18–29.
  80. Lee S-P, Park S-J, Kim Y-J, Chang S-A, Park E-A, Kim H-K, et al. Early detection of subclinical ventricular deterioration in aortic stenosis with cardiovascular magnetic resonance and echocardiography. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013 Aug 28;15(1):72.
  81. Koos R, Altiok E, Mahnken AH, Neizel M, Dohmen G, Marx N, et al. Evaluation of aortic root for definition of prosthesis size by magnetic resonance imaging and cardiac computed tomography: Implications for transcatheter aortic valve implantation. *Int J Cardiol*. 2012 Jul 26;158(3):353–8.
  82. Tsang W, Bateman MG, Weinert L, Pellegrini G, Mor-Avi V, Sugeng L, et al. Accuracy of aortic annular measurements obtained from three-dimensional echocardiography, CT and MRI: human in vitro and in vivo studies. *Heart*. 2012 Aug 1;98(15):1146–52.
  83. Yucel EK, Anderson CM, Edelman RR, Grist TM, Baum RA, Manning WJ, et al. Magnetic Reso-

- nance Angiography Update on Applications for Extracranial Arteries. *Circulation*. 1999 Nov 30;100(22):2284–301.
84. Maddux JT, Wink O, Messenger JC, Groves BM, Liao R, Strzelczyk J, et al. Randomized study of the safety and clinical utility of rotational angiography versus standard angiography in the diagnosis of coronary artery disease. *Catheter Cardiovasc Interv Off J Soc Card Angiogr Interv*. 2004 Jun;62(2):167–74.
  85. Grass M, Koppe R, Klotz E, Proksa R, Kuhn M., Aerts H, et al. Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using C-arm image intensifier projection data. *Comput Med Imaging Graph*. 1999 Dec;23(6):311–21.
  86. Rooij WJ van, Sprengers ME, Gast AN de, Peluso JPP, Sluzewski M. 3D Rotational Angiography: The New Gold Standard in the Detection of Additional Intracranial Aneurysms. *Am J Neuroradiol*. 2008 May 1;29(5):976–9.
  87. Rabitsch E, Celedin S, Kau T, Illiasch H, Hausegger K. [Flat-panel CT as a new perinterventional imaging modality in aortic stentgraft procedures--work in progress]. *RöFo Fortschritte Auf Dem Geb Röntgenstrahlen Nukl*. 2008 Feb;180(2):127–33.
  88. Eide KR, Ødegård A, Myhre HO, Lydersen S, Hatlinghus S, Haraldseth O. DynaCT during EVAR – A Comparison with Multidetector CT. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2009 Jan;37(1):23–30.
  89. Nölker G, Asbach S, Gutleben KJ, Rittger H, Ritscher G, Brachmann J, et al. Image-integration of intraprocedural rotational angiography-based 3D reconstructions of left atrium and pulmonary veins into electroanatomical mapping: accuracy of a novel modality in atrial fibrillation ablation. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2010 Mar;21(3):278–83.
  90. Fahrig R, Fox AJ, Lownie S, Holdsworth DW. Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *Am J Neuroradiol*. 1997 Sep 1;18(8):1507–14.
  91. Koppe R, Klotz E, Grass M, Rasche V, Beek JO de, Moret J. Die 3-D-Rotationsangiographie (3-D-RA) in der Neuroradiologie. *Klin Neuroradiol*. 2003 Jun 1;13(2):55–65.
  92. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A*. 1984 Jun 1;1(6):612.
  93. Ector J, Buck SD, Nuyens D, Rossenbacker T, Huybrechts W, Gopal R, et al. Adenosine-induced ventricular asystole or rapid ventricular pacing to enhance three-dimensional rotational imaging during cardiac ablation procedures. *Europace*. 2009 Jun 1;11(6):751–62.
  94. Lehmkuhl LHJ, Aspern K von, Foldyna B, Grothoff M, Nitzsche S, Kempfert J, et al. Comparison of aortic root measurements in patients undergoing transapical aortic valve implantation (TA-AVI) using three-dimensional rotational angiography (3D-RA) and multislice computed tomography (MSCT): differences and variability. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2013 Feb 1;29(2):417–24.
  95. Kempfert J, Falk V, Schuler G, Linke A, Merk D, Mohr FW, et al. Dyna-CT During Minimally Invasive Off-Pump Transapical Aortic Valve Implantation. *Ann Thorac Surg*. 2009 Dec;88(6):2041.
  96. Biaggi P, Fernandez-Golfin C, Hahn R, Corti R. Hybrid Imaging During Transcatheter Structural Heart Interventions. *Curr Cardiovasc Imaging Rep [Internet]*. 2015;8(9). Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4503870/>
  97. Roberto C, Patric B, Oliver G, Ines B, Christian F, Dominique B, et al. Integrated x-ray and echocardiography imaging for structural heart interventions. *Eurointervention J Eurointervention J [Internet]*. 2013 Nov 29 [cited 2018 Jan 14];9(7). Available from: [https://www.pcronline.com/eurointervention/66th\\_issue/volume-9/number-7/140/integrated-x-ray-and-echocardiography-imaging-for-structural-heart-interventions.html](https://www.pcronline.com/eurointervention/66th_issue/volume-9/number-7/140/integrated-x-ray-and-echocardiography-imaging-for-structural-heart-interventions.html)
  98. Krishnaswamy A, Tuzcu EM, Kapadia SR. Three-dimensional computed tomography in the cardiac catheterization laboratory. *Catheter Cardiovasc Interv Off J Soc Card Angiogr Interv*. 2011 May 1;77(6):860–5.
  99. Balzer J, Zeus T, Hellhammer K, Veulemans V, Eschenhagen S, Kehmeier E, et al. Initial clinical



- experience using the EchoNavigator®-system during structural heart disease interventions. *World J Cardiol.* 2015 Sep 26;7(9):562–70.
100. Binder RK, Leipsic J, Wood D, Moore T, Toggweiler S, Willson A, et al. Prediction of Optimal Deployment Projection for Transcatheter Aortic Valve Replacement Angiographic 3-Dimensional Reconstruction of the Aortic Root Versus Multidetector Computed Tomography. *Circ Cardiovasc Interv.* 2012 Apr 1;5(2):247–52.
  101. Gurvitch R, Wood DA, Leipsic J, Tay E, Johnson M, Ye J, et al. Multislice Computed Tomography for Prediction of Optimal Angiographic Deployment Projections During Transcatheter Aortic Valve Implantation. *JACC Cardiovasc Interv.* 2010 Nov;3(11):1157–65.
  102. Kurra V, Kapadia SR, Tuzcu EM, Halliburton SS, Svensson L, Roselli EE, et al. Pre-Procedural Imaging of Aortic Root Orientation and Dimensions: Comparison Between X-Ray Angiographic Planar Imaging and 3-Dimensional Multidetector Row Computed Tomography. *JACC Cardiovasc Interv.* 2010 Jan;3(1):105–13.
  103. Samin M, Juthier F, Van Belle C, Agostoni P, Kluin J, Stella PR, et al. Automated 3D analysis of multislice computed tomography to define the line of perpendicularity of the aortic annulus and of the implanted valve: Benefit on planning transcatheter aortic valve replacement. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2014 Jan 1;83(1):E119–27.
  104. Holzamer A, Sitka E, Hengstenberg C, Schmid C, Debl K, Maier L, et al. Multislice computed tomography-based prediction of the implantation plane in transcatheter aortic valve implantation: determination of the line of perpendicularity and the implanters' views. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2015 Dec 1;48(6):879–86.
  105. Samim M, Stella PR, Agostoni P, Kluin J, Ramjankhan F, Budde RPJ, et al. Automated 3D Analysis of Pre-Procedural MDCT to Predict Annulus Plane Angulation and C-Arm Positioning: Benefit on Procedural Outcome in Patients Referred for TAVR. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2013 Feb;6(2):238–48.
  106. Vaitkus PT, Wang DD, Greenbaum A, Guerrero M, O'Neill W. Assessment of a novel software tool in the selection of aortic valve prosthesis size for transcatheter aortic valve replacement. *J Invasive Cardiol.* 2014 Jul;26(7):328–32.
  107. Veulemans V, Zeus T, Kleinebrecht L, Balzer J, Hellhammer K, Polzin A, et al. Comparison of Manual and Automated Preprocedural Segmentation Tools to Predict the Annulus Plane Angulation and C-Arm Positioning for Transcatheter Aortic Valve Replacement. *PLoS ONE* [Internet]. 2016 Apr 13;11(4). Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4830561/>
  108. Veulemans V, Mollus S, Saalbach A, Pietsch M, Hellhammer K, Zeus T, et al. Optimal C-arm angulation during transcatheter aortic valve replacement: Accuracy of a rotational C-arm computed tomography based three dimensional heart model. *World J Cardiol.* 2016 Oct 26;8(10):606–14.
  109. Martin Bland J, Altman D. STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT. *The Lancet.* 1986 Feb;327(8476):307–10.
  110. Schwarz F, Lange P, Zinsser D, Greif M, Boekstegers P, Schmitz C, et al. CT-Angiography-Based Evaluation of the Aortic Annulus for Prosthesis Sizing in Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI)—Predictive Value and Optimal Thresholds for Major Anatomic Parameters. *PLoS ONE* [Internet]. 2014 Aug 1 [cited 2015 Mar 5];9(8). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4118882/>
  111. Elhmidi Y, Bleiziffer S, Deutsch M-A, Krane M, Mazzitelli D, Lange R, et al. Acute kidney injury after transcatheter aortic valve implantation: Incidence, predictors and impact on mortality. *Arch Cardiovasc Dis.* 2014 Feb 1;107(2):133–9.
  112. Thongprayoon C, Cheungpasitporn W, Srivali N, Ungprasert P, Kittanamongkolchai W, Greason KL, et al. Acute Kidney Injury after Transcatheter Aortic Valve Replacement: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Am J Nephrol.* 2015;41(4-5):372–82.
  113. Creditor MC. Hazards of Hospitalization of the Elderly. *Ann Intern Med.* 1993 Feb 1;118(3):219.

114. Hirsch CH, Sommers L, Olsen A, Mullen L, Winograd CH. The Natural History of Functional Morbidity in Hospitalized Older Patients. *J Am Geriatr Soc.* 1990 Dec 1;38(12):1296–303.
115. Nishimura RA, Carabello BA. Hemodynamics in the Cardiac Catheterization Laboratory of the 21st Century. *Circulation.* 2012 May 1;125(17):2138–50.
116. Dworakowski R, Wendler O, Halliday B, Ludman P, DeBelder M, Ray S, et al. Device-dependent association between paravalvar aortic regurgitation and outcome after TAVI. *Heart.* 2014 Dec 15;100(24):1939–45.
117. Litmanovich DE, Ghersin E, Burke DA, Popma J, Shahrzad M, Bankier AA. Imaging in Transcatheter Aortic Valve Replacement (TAVR): role of the radiologist. *Insights Imaging.* 2014 Jan 21;5(1):123–45.
118. Leipsic J, Gurvitch R, LaBounty TM, Min JK, Wood D, Johnson M, et al. Multidetector Computed Tomography in Transcatheter Aortic Valve Implantation. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2011 Apr 1;4(4):416–29.
119. Abramowitz Y, Maeno Y, Chakravarty T, Kazuno Y, Takahashi N, Kawamori H, et al. Aortic Angulation Attenuates Procedural Success Following Self-Expandable But Not Balloon-Expandable TAVR. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2016 Aug 1;9(8):964–72.
120. Tamburino C, Capodanno D, Ramondo A, Petronio AS, Ettori F, Santoro G, et al. Incidence and Predictors of Early and Late Mortality After Transcatheter Aortic Valve Implantation in 663 Patients With Severe Aortic Stenosis. *Circulation.* 2011 Jan 25;123(3):299–308.
121. Stortecky S, Buellfeld L, Wenaweser P, Windecker S. Transcatheter aortic valve implantation: prevention and management of complications. *Heart.* 2012 Nov 1;98(Suppl 4):iv52–64.
122. Tops LF, Schalij MJ, Bax JJ. The Effects of Right Ventricular Apical Pacing on Ventricular Function and Dyssynchrony: Implications for Therapy. *J Am Coll Cardiol.* 2009 Aug 25;54(9):764–76.
123. Omran H, Schmidt H, Hackenbroch M, Illien S, Bernhardt P, von der Recke G, et al. Silent and apparent cerebral embolism after retrograde catheterisation of the aortic valve in valvular stenosis: a prospective, randomised study. *The Lancet.* 2003 Apr 12;361(9365):1241–6.
124. Kahlert P, Knipp SC, Schlamann M, Thielmann M, Al-Rashid F, Weber M, et al. Silent and Apparent Cerebral Ischemia After Percutaneous Transfemoral Aortic Valve Implantation: A Diffusion-Weighted Magnetic Resonance Imaging Study. *Circulation.* 2010 Feb 23;121(7):870–8.
125. Saremi F, Achenbach S. Coronary Plaque Characterization Using CT. *Am J Roentgenol.* 2015 Feb 25;204(3):W249–60.

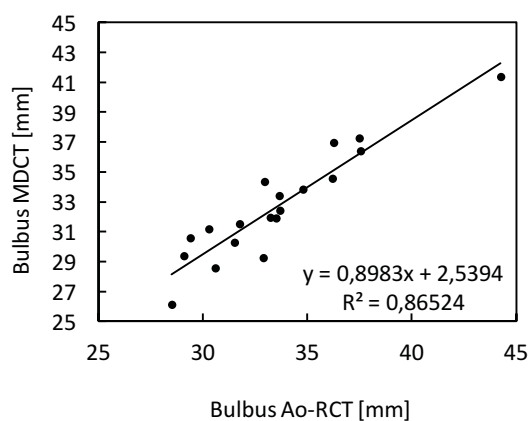
## 6 Anhang

Variable	Ao-RCT ± SD	MDCT ± SD	MD ± SD	p (MD)	r (p<0,05)
Bulbus [mm]	33,56 ± 3,64	32,69 ± 3,52	0,87 ± 1,34	0,0129	0,93
STJ [mm]	28,72 ± 3,53	28,22 ± 3,11	0,50 ± 1,38	0,1377	0,92
Aorta [mm]	33,51 ± 3,41	33,40 ± 3,80	0,10 ± 1,42	0,7589	0,93

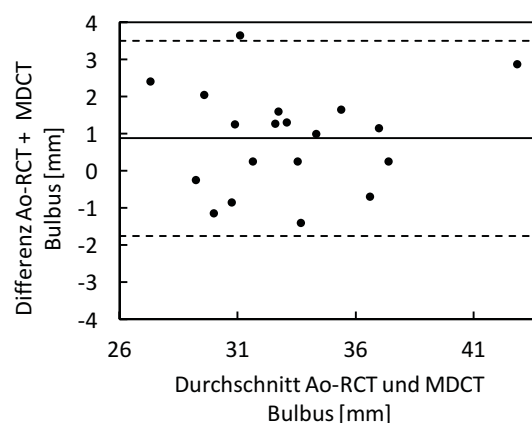
**Tabelle 13 – Ergebnisse der Messungen der Aortenwurzel-Analyse, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,05$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, STJ = sinutubulärer Übergang

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Bulbus [mm]	2,68	3,55	0,87	-1,81
STJ [mm]	2,76	3,26	0,50	-2,26
Aorta [mm]	2,84	2,94	0,10	-2,74

**Tabelle 14 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Es sind die Werte der Messungen des Bulbus, des STJ und der Aorta aufgetragen. STJ = sinutubulärer Übergang, SD = Standardabweichung, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

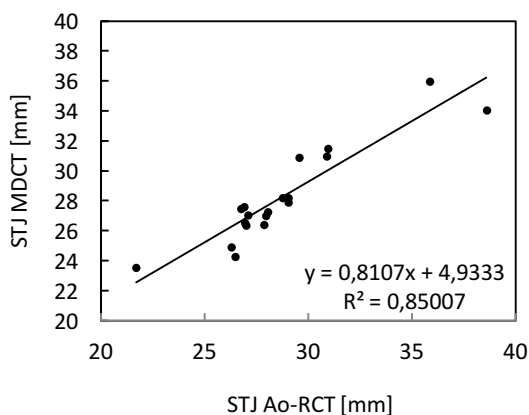


**Abb. 66 – Streudiagramm Bulbus-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MDCT (r = 0,92; n = 19).** Die Messungen des Bulbus im Ao-RCT sind gegen die Messungen im MDCT aufgetragen. Dabei zeigt sich eine starke Korrelation und eine geringe Streubreite der Messungen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

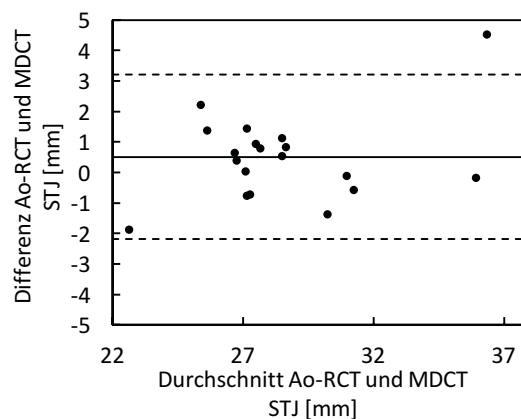


**Abb. 67 – Bland-Altman-Diagramm Bulbus-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Der Durchschnitt der Bulbus-Messungen aus Ao-RCT und MDCT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Dabei zeigen sich zwar relativ enge Übereinstimmungsgrenzen, allerdings kann eine deutliche Überschätzung des Ao-RCT im Gegensatz zum MDCT beobachtet werden. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

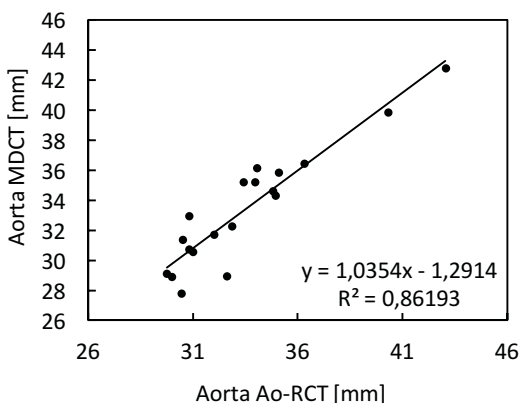




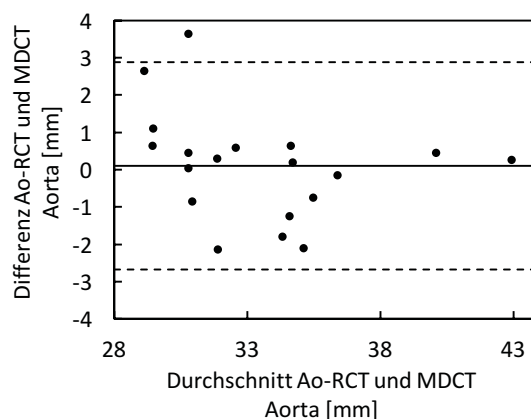
**Abb. 68 - Streudiagramm STJ-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MDCT ( $r = 0,93$ ;  $n = 19$ ).** Aufgetragen sind die Messungen des STJ im Ao-RCT gegen die Messungen im MDCT. Es konnte eine gute Korrelation von 0,93 gezeigt werden. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, STJ = sinutubulärer Übergang



**Abb. 69 – Bland-Altman-Diagramm STJ-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MDCT ( $n = 19$ ).** Der Durchschnitt der STJ-Messungen aus Ao-RCT und MDCT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Es zeigen sich vergleichsweise enge Übereinstimmungsgrenzen und keine starke Abweichung der Mittelwerte. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, STJ = sinutubulärer Übergang



**Abb. 70 – Streudiagramm Aorta-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MDCT ( $r = 0,92$ ;  $n = 19$ ).** Die Messungen der Aorta im Ao-RCT sind gegen die Messungen im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine hohe Korrelation von 0,92. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



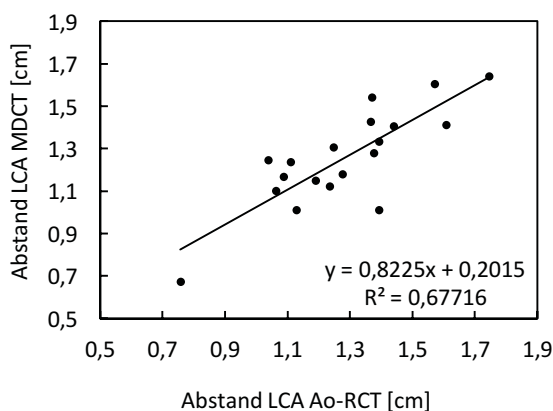
**Abb. 71 – Bland-Altman-Diagramm Aorta-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MDCT ( $n = 19$ ).** Die Durchschnittswerte der Aorta aus Ao-RCT und MDCT sind gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Dabei zeigte sich kaum eine Abweichung der Mittelwerte und relativ enge Übereinstimmungsgrenzen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Variable	Ao-RCT $\pm$ SD	MDCT $\pm$ SD	MD $\pm$ SD	p (MD)	r ( $p < 0,05$ )
Abstand LCA [cm]	1,28 $\pm$ 0,23	1,26 $\pm$ 0,23	0,03 $\pm$ 0,13	0,4129	0,82
Abstand RCA [cm]	1,36 $\pm$ 0,24	1,41 $\pm$ 0,30	-0,05 $\pm$ 0,18	0,3017	0,79

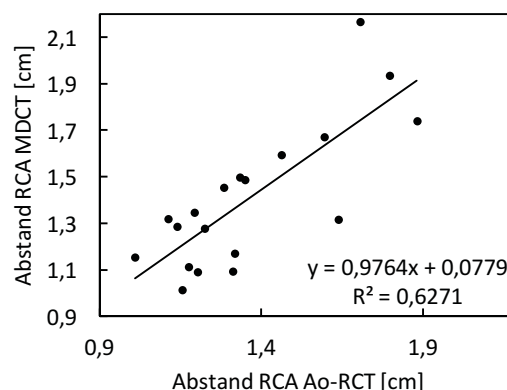
**Tabelle 15 – Ergebnisse der Messungen der Koronarostienabstände, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie, MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,05$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Variable	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)		Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)	
	2 x SD				
Abstand LCA [cm]	0,26	0,29	0,03	-0,23	
Abstand RCA [cm]	0,36	0,31	-0,05	-0,41	

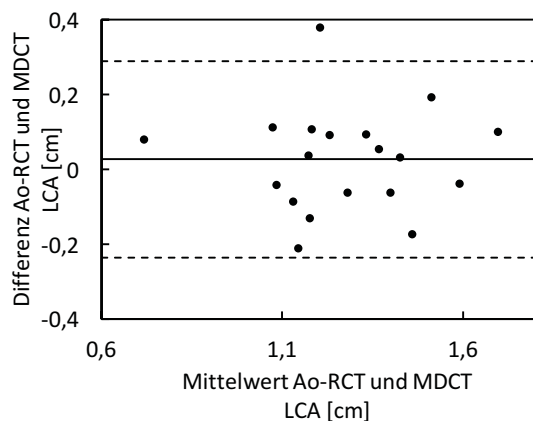
**Tabelle 16 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Es sind die Ergebnisse der Messungen der linken und rechten Koronararterie sind aufgetragen. LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie, SD = Standardabweichung, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



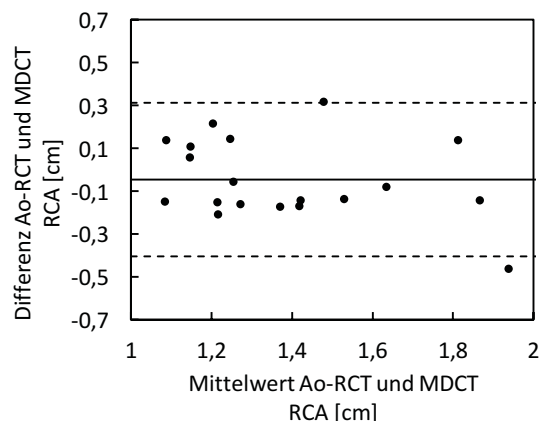
**Abb. 72 – Streudiagramm Abstand LCA, Vergleich Ao-RCT und MDCT (r = 0,82; n = 19).** Die Messungen des linken Koronarostienabstandes im Ao-RCT sind gegen die Messung im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine starke Korrelation von 0,82. Es sind vereinzelt Ausreißer zu beobachten. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-CT, LCA = linke Koronararterie



**Abb. 73 – Streudiagramm Abstand RCA, Vergleich Ao-RCT und MDCT (r = 0,79; n = 19).** Aufgetragen ist die Messung des Koronarostienabstandes der rechten Koronararterie im Ao-RCT gegen die Messung im MDCT. Es zeigt sich eine starke Korrelation, es können jedoch einige Ausreißer beobachtet werden. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, RCA = rechte Koronararterie



**Abb. 74 – Bland-Altman-Diagramm Abstand LCA, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Der Durchschnitt der Abstandsmessung der linken Koronararterie aus Ao-RCT und MDCT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Es zeigen sich enge Übereinstimmungsgrenzen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, LCA = linke Koronararterie



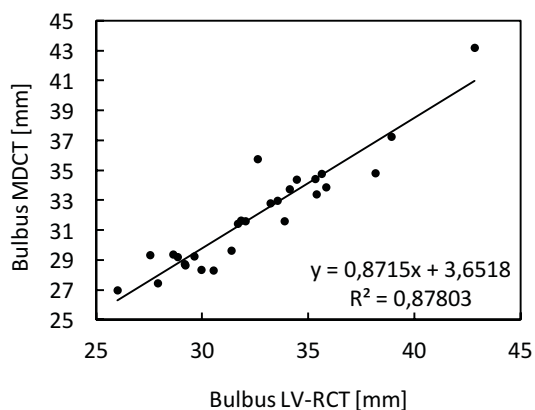
**Abb. 75 – Bland-Altman-Diagramm Abstand RCA, Vergleich Ao-RCT und MDCT (n = 19).** Der Durchschnitt aus Ao-RCT und MDCT für die Messung des Abstands der rechten Koronararterie ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Ao-RCT = C-Arm-CT mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, RCA = rechte Koronararterie

Variable	LV-RCT ± SD	MDCT ± SD	MD ± SD	p (MD)	r (p<0,05)
Bulbus [mm]	32,51 ± 3,78	31,99 ± 3,52	0,52 ± 1,32	0,0533	0,94
STJ [mm]	27,57 ± 3,22	27,00 ± 3,09	0,58 ± 1,49	0,0592	0,89
Aorta [mm]	32,13 ± 3,50	31,95 ± 3,28	0,18 ± 1,55	0,5478	0,90

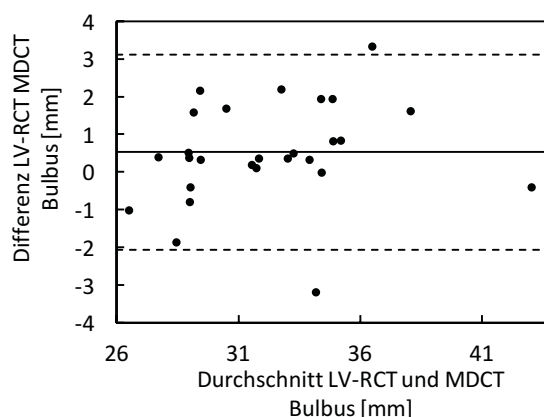
**Tabelle 17 – Ergebnisse der Messungen der Aortenwurzel-Analyse, Vergleich LV-RCT und MDCT (n = 27).** MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p (MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,05$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, STJ = sinutubulärer Übergang, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Bulbus [mm]	2,64	3,16	0,52	-2,12
STJ [mm]	2,98	3,56	0,58	-2,4
Aorta [mm]	3,2	3,38	0,18	-3,02

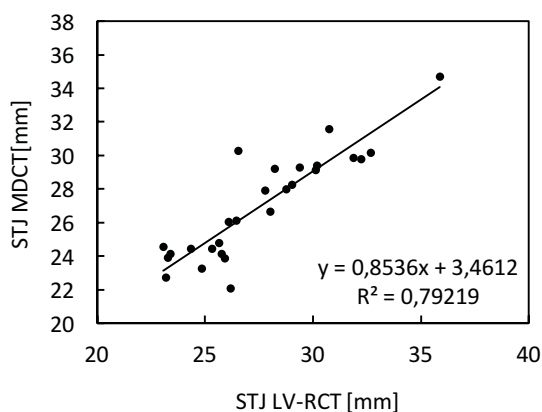
**Tabelle 18 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs LV-RCT und MDCT (n = 27).** Es sind die Werte der Messungen des Bulbus, des STJ und der Aorta aufgetragen. SD = Standardabweichung, STJ = sinutubulärer Übergang, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



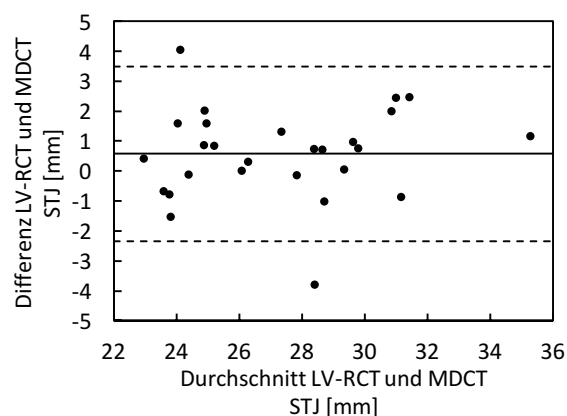
**Abb. 76 – Streudiagramm Bulbus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r = 0,94$ ;  $n = 27$ ).** Die Messungen des Bulbus im LV-RCT sind gegen die Messungen im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine hohe Korrelation. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



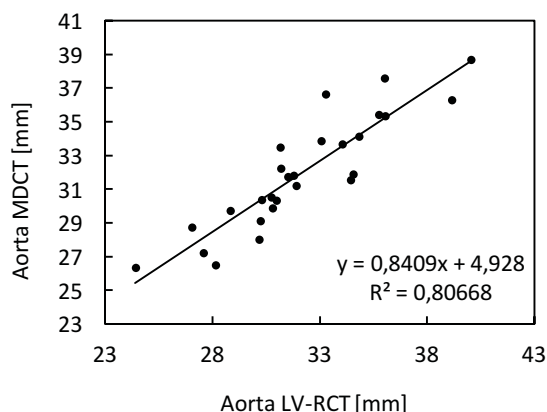
**Abb. 77 – Bland-Altman-Diagramm Bulbus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $n = 27$ ).** Der Durchschnitt der Bulbus-Messungen aus LV-RCT und MDCT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Dabei zeigte sich eine geringe Überschätzung des LV-RCT im Gegensatz zum MDCT und vergleichsweise geringe Übereinstimmungsgrenzen. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



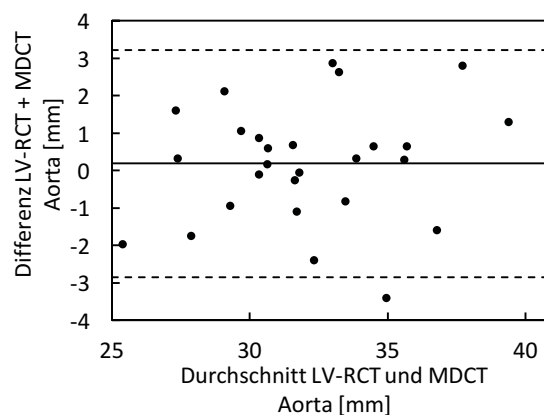
**Abb. 78 – Streudiagramm STJ-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r = 0,89$ ;  $n = 27$ ).** Die Messungen des STJ mit dem LV-RCT sind gegen die Messungen mittels MDCT aufgetragen. Es konnte eine hohe Korrelation gezeigt werden. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



**Abb. 79 – Bland-Altman-Diagramm STJ-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $n = 27$ ).** Der Durchschnitt der STJ-Messungen aus LV-RCT und MDCT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Dabei können relativ enge Übereinstimmungsgrenzen beobachtet werden. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



**Abb. 80 – Streudiagramm Aorta Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r = 0,90$ ;  $n = 27$ ).** Aufgetragen sind die Messungen der Aorta im LV-RCT gegen die Messungen im MDCT. Es zeigt sich eine starke Korrelation. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



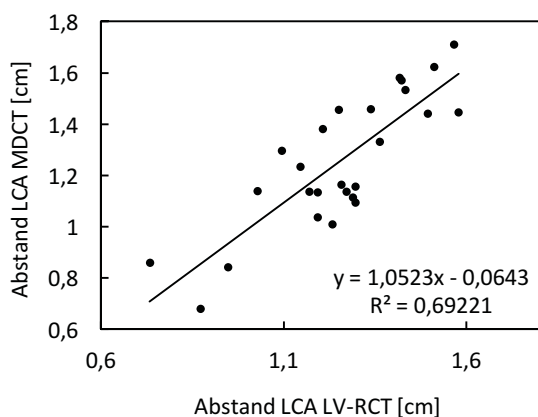
**Abb. 81 – Bland-Altman-Diagramm Aorta-Diameter, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $n = 27$ ).** Aufgetragen sind die Durchschnittswerte der Aorta aus LV-RCT und MDCT gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten. Es zeigen sich lediglich eine minimale Abweichung der Mittelwerte und relativ enge Übereinstimmungsgrenzen. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Variable	LV-RCT $\pm$ SD	MDCT $\pm$ SD	MD $\pm$ SD	p (MD)	r ( $p < 0,05$ )
Abstand LCA [cm]	1,25 $\pm$ 0,20	1,25 $\pm$ 0,25	0,00 $\pm$ 0,14	0,9657	0,83
Abstand RCA [cm]	1,43 $\pm$ 0,28	1,47 $\pm$ 0,26	-0,05 $\pm$ 0,15	0,1528	0,85

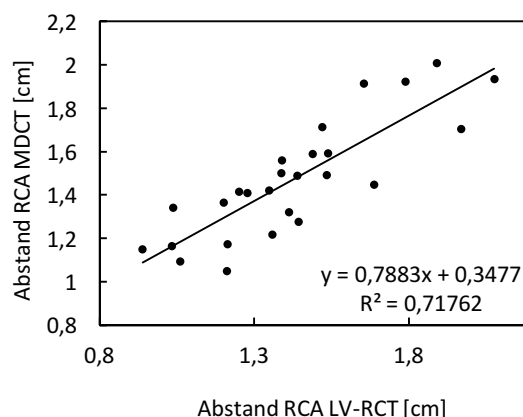
**Tabelle 19 – Ergebnisse der Messungen der Koronarostienabstände, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $n = 27$ ).** LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie, MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,05$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze	Mittlere Abweichung	Untere Übereinstimmungsgrenze
		(+1,96)	der Mittelwerte	(-1,96)
Abstand LCA [cm]	0,28	0,28	0,00	-0,28
Abstand RCA [cm]	0,3	0,25	-0,05	-0,35

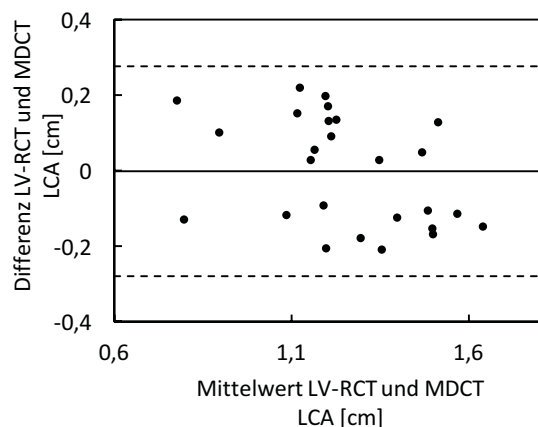
**Tabelle 20 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs LV-RCT und MDCT ( $n = 27$ ).** Es sind die Werte der Messungen für die Koronarostienabstände angeben. LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie, SD = Standardabweichung, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



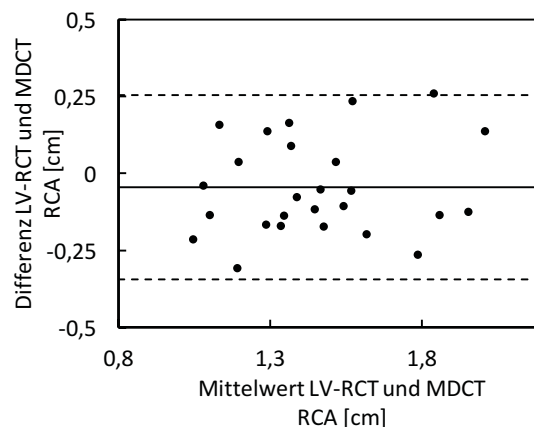
**Abb. 82 – Streudiagramm Abstand LCA, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r = 0,83$ ;  $n = 26$ ).** Die Messung des Koronarostienabstandes der linken Koronararterie im LV-RCT ist gegen die Messung im MDCT aufgetragen. Es zeigt sich eine starke Korrelation. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, LCA = linke Koronararterie



**Abb. 83 – Streudiagramm Abstand RCA, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $r = 0,85$ ;  $n = 26$ ).** Die Messung des Abstandes der RCA im LV-RCT ist gegen die Messung im MDCT aufgetragen. Es ist eine hohe Korrelation zu sehen. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, RCA = rechte Koronararterie



**Abb. 84 – Bland-Altman-Diagramm Abstand LCA, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $n = 26$ ).** LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, LCA = linke Koronararterie



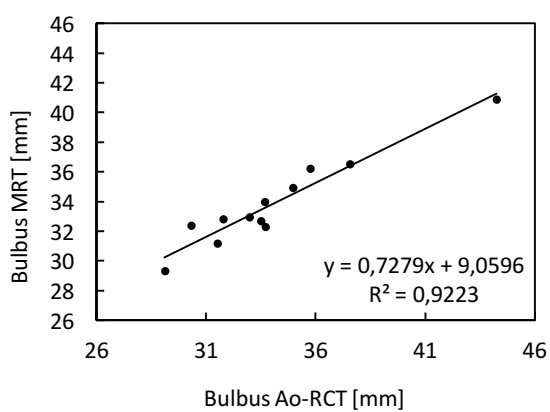
**Abb. 85 – Bland-Altman-Diagramm Abstand RCA, Vergleich LV-RCT und MDCT ( $n = 26$ ).** LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, RCA = rechte Koronararterie

Variable	Ao-RCT ± SD	MRT ± SD	MD ± SD	p (MD)	r ( $p < 0,05$ )
Bulbus [mm]	34,08 ± 3,79	33,87 ± 2,87	0,21 ± 1,30	0,5998	0,96
STJ [mm]	28,70 ± 3,26	28,03 ± 3,46	0,68 ± 1,32	0,1161	0,92
Aorta [mm]	33,83 ± 3,50	33,97 ± 3,61	-0,15 ± 1,55	0,7605	0,91

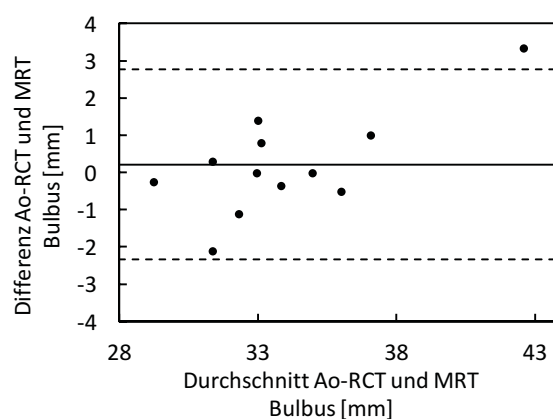
**Tabelle 21 – Ergebnisse der Messungen der Aortenwurzel Analyse, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $n = 12$ ).** MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzniveau der Abweichung, r = Korrelation, STJ = sinutubulärer Übergang, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Bulbus [mm]	2,6	2,81	0,21	-2,39
STJ [mm]	2,64	3,32	0,68	-1,96
Aorta [mm]	3,1	2,95	-0,15	-3,25

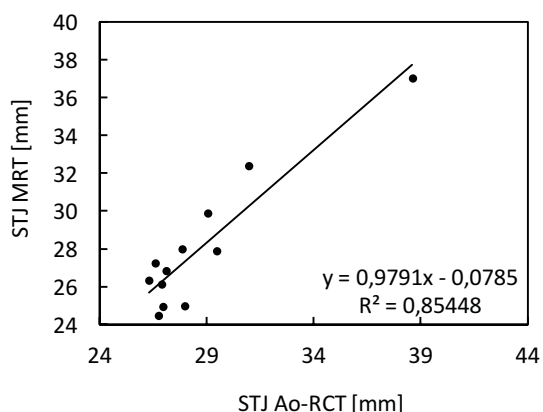
**Tabelle 22 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs Ao-RCT und MRT (n = 12).** Es sind die Werte für die Messungen des Bulbus, des STJ und der Aorta aufgetragen. SD = Standardabweichung, STJ = sinutubulärer Übergang, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie



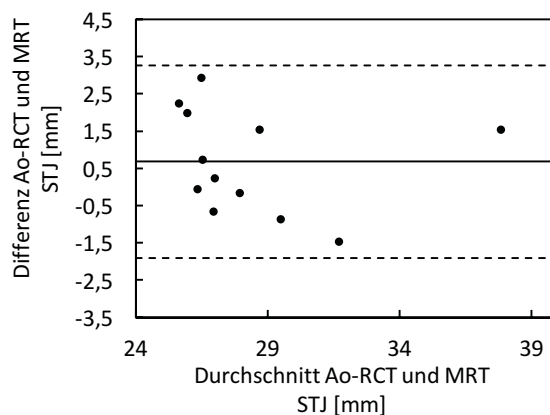
**Abb. 86 – Streudiagramm Bulbus-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MRT (r = 0,96; n = 12).** Die Bulbus Messungen des Ao-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Es zeigt sich eine hohe Korrelation. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



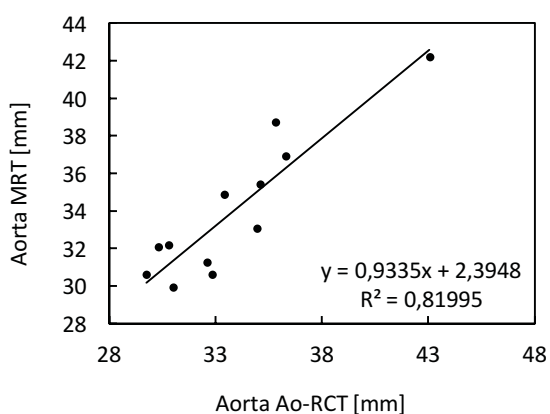
**Abb. 87 – Bland-Altman-Diagramm Bulbus-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** Der Durchschnitt der Bulbus-Messungen aus Ao-RCT und MRT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Es zeigen sich keine besonders starke Abweichung der Mittelwerte und relativ enge Übereinstimmungsgrenzen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



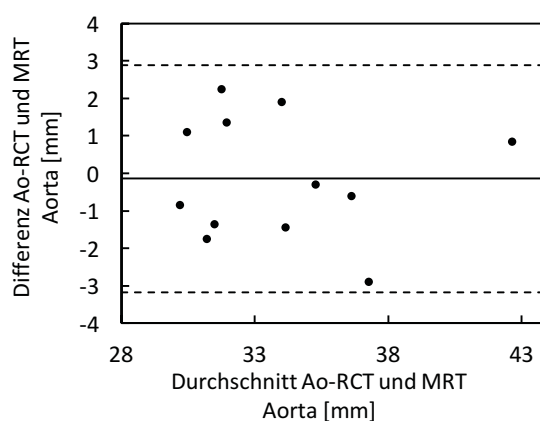
**Abb. 88 – Streudiagramm STJ-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $r = 0,92$ ;  $n = 12$ ).** Die Messungen des STJ im Ao-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Es zeigt sich eine gute Korrelation. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, STJ = sinutubulärer Übergang



**Abb. 89 – Bland-Altman-Diagramm STJ-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $n = 12$ ).** Der Durchschnitt der STJ-Messungen aus Ao-RCT und MRT ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, STJ = sinutubulärer Übergang



**Abb. 90 – Streudiagramm Aorta-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $r = 0,91$ ;  $n = 12$ ).** Die Messungen der Aorta im Ao-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Dabei zeigt sich eine starke Korrelation. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 91 – Bland-Altman-Diagramm Aorta-Diameter, Vergleich Ao-RCT und MRT ( $n = 12$ ).** Der Durchschnitt der Aorta-Messungen aus Ao-RCT und MRT ist aufgetragen gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten. Es zeigen sich keine systematische Abweichung der Mittelwerte und relativ enge Übereinstimmungsgrenzen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

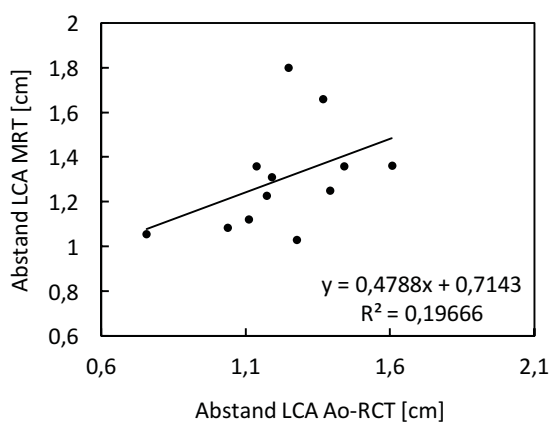


Variable	Ao-RCT $\pm$ SD	MDCT $\pm$ SD	MD $\pm$ SD	P (MD)	r
Abstand LCA [cm]	1,23 $\pm$ 0,21	1,30 $\pm$ 0,23	-0,07 $\pm$ 0,23	0,3060	0,44 (p=0,1)
Abstand RCA [cm]	1,34 $\pm$ 0,16	1,54 $\pm$ 0,27	-0,20 $\pm$ 0,23	0,0155	0,55 (p=0,06)

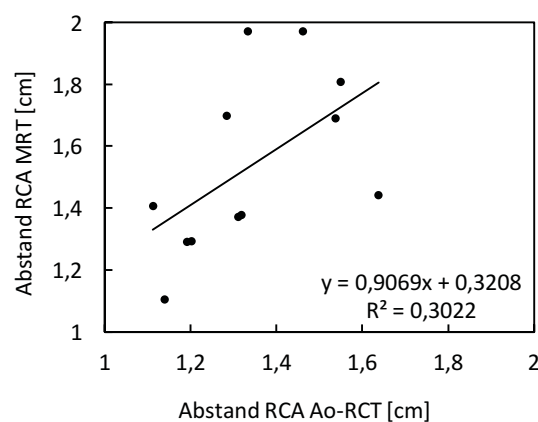
**Tabelle 23 – Ergebnisse der Messungen der Koronarostienabstände, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie, MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, P(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,05$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Abstand LCA [cm]	0,46	0,39	-0,07	-0,53
Abstand RCA [cm]	0,46	0,26	-0,20	-0,66

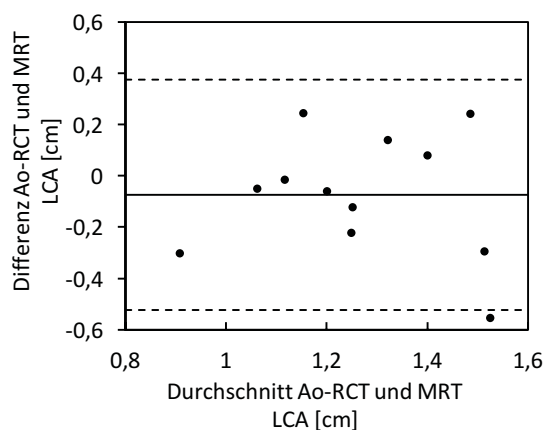
**Tabelle 24 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs Ao-RCT und MRT (n = 12).** Die Werte sind für die Abstände der linken und rechten Koronararterie angegeben. LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie, SD = Standardabweichung, Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



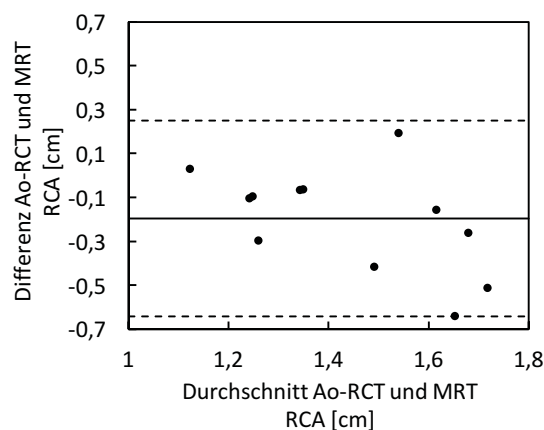
**Abb. 92 – Streudiagramm Abstand LCA, Vergleich Ao-RCT und MRT (r = 0,44; n = 12).** Die Messungen des Abstandes der linken Koronararterie im Ao-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Es ist kein signifikanter Zusammenhang zwischen den beiden Modalitäten erkennbar. Der Korrelationskoeffizient liegt bei 0,44. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, LCA = linke Koronararterie



**Abb. 93 – Streudiagramm Abstand RCA, Vergleich Ao-RCT und MRT (r = 0,55; n = 12).** Die Messungen des Abstandes der rechten Koronararterie im Ao-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Es ist kein signifikanter Zusammenhang zwischen den Messungen zu erkennen. Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,55. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, RCA = rechte Koronararterie



**Abb. 94 – Bland-Altman-Diagramm Abstand LCA, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** Der Durchschnitt aus Ao-RCT und MRT für die Abstandsmessung der LCA ist gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten aufgetragen. Es zeigen sich weite Übereinstimmungsgrenzen, jedoch nur eine geringe Abweichung der Mittelwerte. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, LCA = linke Koronararterie



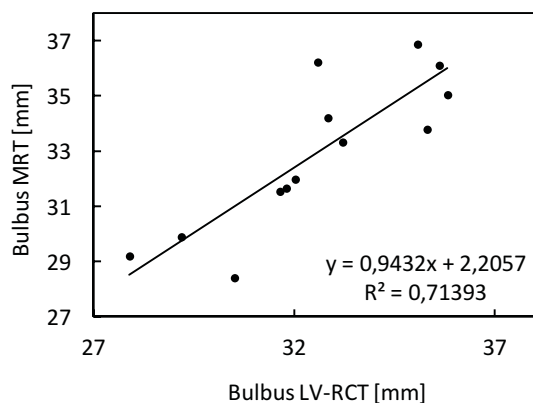
**Abb. 95 – Bland-Altman-Diagramm Abstand RCA, Vergleich Ao-RCT und MRT (n = 12).** Der Durchschnitt der Messungen aus Ao-RCT und MRT für die Messung der rechten Koronararterie ist gegen die Differenz der Messungen aufgetragen. Dabei zeigen sich eine starke Abweichung der Mittelwerte sowie weite Übereinstimmungsgrenzen. Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, RCA = rechte Koronararterie.

Variable	LV-RCT ± SD	MRT ± SD	MD ± SD	p (MD)	r (p<0,05)
Bulbus [mm]	32,76 ± 2,38	32,85 ± 2,65	-0,36 ± 1,42	0,4034	0,84
STJ [mm]	27,47 ± 2,12	27,49 ± 2,39	-0,07 ± 1,16	0,8382	0,88
Aorta [mm]	32,52 ± 1,90	32,64 ± 2,48	-0,50 ± 1,40	0,2367	0,83

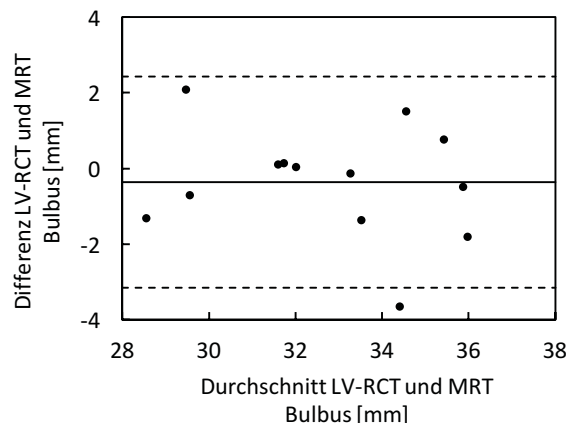
**Tabelle 25 – Ergebnisse der Messungen der Aortenwurzel-Analyse, Vergleich LV-RCT und MRT (n = 13).** MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,05$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze (+1,96)	Mittlere Abweichung der Mittelwerte	Untere Übereinstimmungsgrenze (-1,96)
Bulbus [mm]	2,84	2,48	-0,36	-3,2
STJ [mm]	2,32	2,25	-0,07	-2,39
Aorta [mm]	2,8	2,3	-0,50	-3,3

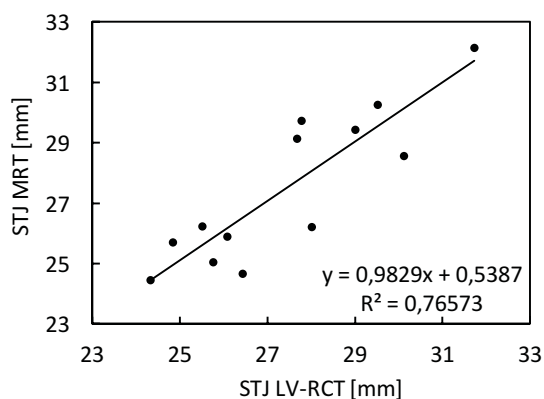
**Tabelle 26 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs LV-RCT und MRT (n = 13).** Die Werte sind für die Messungen des Bulbus, des STJ und der Aorta aufgetragen. SD = Standardabweichung, STJ = sinutubulärer Übergang, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



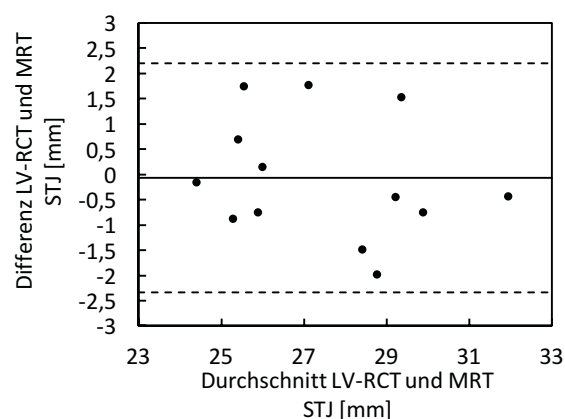
**Abb. 96 – Streudiagramm Bulbus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r = 0,84$ ;  $n = 13$ ).** Aufgetragen sind die Messungen des Bulbus im LV-RCT gegen die Messungen im MRT. Dabei zeigt sich eine gute Korrelation LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



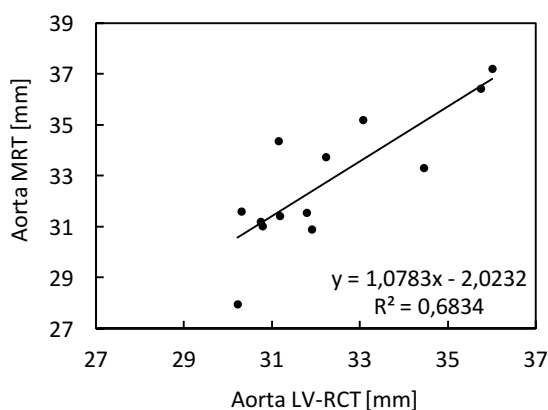
**Abb. 97 – Bland-Altman-Diagramm Bulbus-Diameter, Vergleich LV-RCT und MRT ( $n = 13$ ).** Der Durchschnitt aus LV-RCT und MRT für die Messung des Bulbus ist gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten aufgetragen. Es zeigen sich eine minimale Unterschätzung des LV-RCT und relativ geringe Übereinstimmungsgrenzen. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



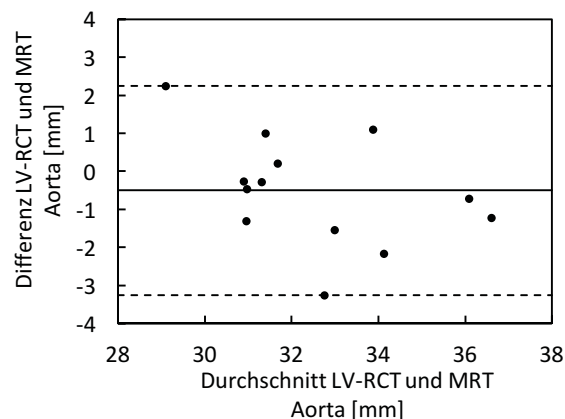
**Abb. 98 – Streudiagramm STJ Diameter, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r = 0,88$ ;  $n = 13$ ).** Aufgetragen sind die STJ-Messungen im LV-RCT gegen die Messungen im MRT. Die Messungen korrelieren sehr gut miteinander. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, STJ = sinutubulärer Übergang



**Abb. 99 – Bland-Altman-Diagramm STJ-Diameter, Vergleich LV-RCT und MRT ( $n = 13$ ).** Der Durchschnitt aus LV-RCT und MRT für die Messung des STJ ist aufgetragen gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten. Es zeigt sich keine signifikante Über- oder Unterschätzung einer der Modalitäten und relativ enge Übereinstimmungsgrenzen. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, STJ = sinutubulärer Übergang



**Abb. 100 – Streudiagramm Aorta-Diameter, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r = 0,83$ ;  $n = 13$ ).** Aufgetragen sind die Messungen der Aorta im LV-RCT gegen die Messungen im MRT. Es zeigt sich eine starke Korrelation. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



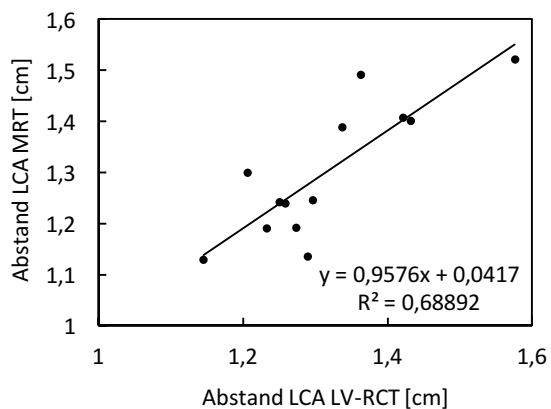
**Abb. 101 – Bland-Altman-Diagramm Aorta Diameter, Vergleich LV-RCT und MRT ( $n = 13$ ).** Aufgetragen ist der Durchschnitt aus LV-RCT und MRT für die Messung der Aorta gegen die Differenz der Messungen in beiden Modalitäten. Es zeigt sich eine Unterschätzung des LV-RCT gegenüber dem MRT. Die Übereinstimmungsgrenzen sind akzeptabel. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

Variable	LV-RCT $\pm$ SD	MRT $\pm$ SD	MD $\pm$ SD	p (MD)	r ( $p < 0,05$ )
Abstand LCA [cm]	1,31 $\pm$ 0,11	1,30 $\pm$ 0,13	0,01 $\pm$ 0,07	0,5022	0,83
Abstand RCA [cm]	1,51 $\pm$ 0,35	1,52 $\pm$ 0,36	-0,02 $\pm$ 0,21	0,7491	0,83

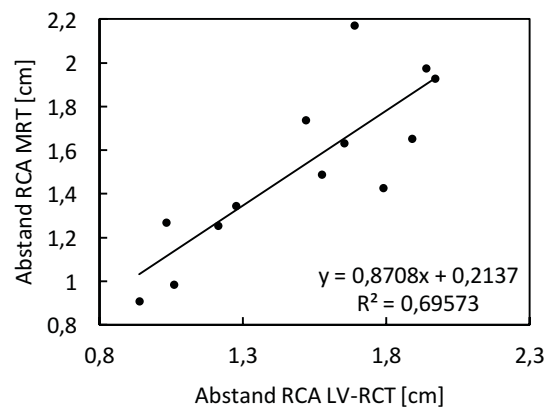
**Tabelle 27 – Ergebnisse der Messungen der Koronarostienabstände, Vergleich LV-RCT und MRT ( $n = 13$ ).** LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie, MD = mittlere Abweichung, SD = Standardabweichung, p(MD) = Signifikanzwert ( $\alpha < 0,05$ ) der mittleren Abweichung, r = Korrelation, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

Variable	2 x SD	Obere Übereinstimmungsgrenze	Mittlere Abweichung	Untere Übereinstimmungsgrenze
		(+1,96)	der Mittelwerte	(-1,96)
Abstand LCA [cm]	0,14	0,15	0,01	-0,13
Abstand RCA [cm]	0,42	0,4	-0,02	-0,44

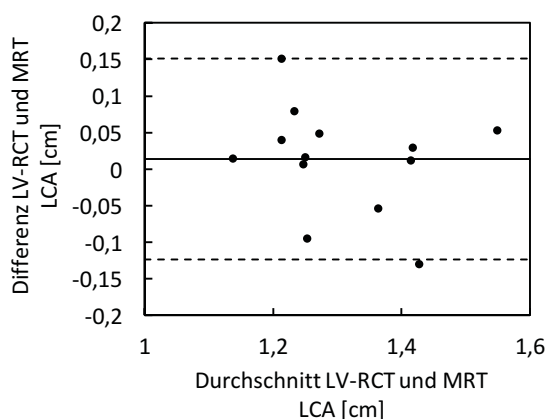
**Tabelle 28 – Übereinstimmungsgrenzen der Bland-Altman-Analyse des Vergleichs LV-RCT und MRT ( $n = 13$ ).** Die Werte sind für die Messungen der Abstände der Koronarostien aufgetragen. LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie, SD = Standardabweichung, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



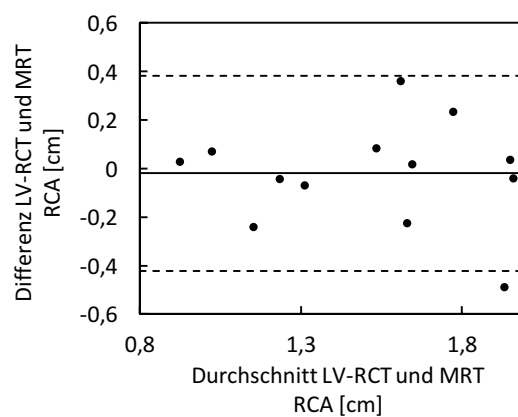
**Abb. 102 – Streudiagramm Abstand LCA, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r = 0,83$ ;  $n = 13$ ).** Die Messung des Abstands der LCA im LV-RCT ist gegen die Messung im MRT aufgetragen. Es zeigt sich eine gute Korrelation von 0,83. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, LCA = linke Koronararterie



**Abb. 103 – Streudiagramm Abstand RCA, Vergleich LV-RCT und MRT ( $r = 0,83$ ;  $n = 13$ ).** Die Messungen des Abstands der rechten Koronararterie im LV-RCT sind gegen die Messungen im MRT aufgetragen. Es zeigt sich eine hohe Korrelation von 0,83. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie, RCA = rechte Koronararterie



**Abb. 104 – Bland-Altman-Diagramm Abstand LCA, Vergleich LV-RCT und MRT ( $n = 13$ ).** Der Durchschnitt aus LV-RCT und MRT für die Messung des Abstands linken Koronararterie ist gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten aufgetragen. Es zeigt sich keine starke Abweichung der Mittelwerte und es sind enge Übereinstimmungsgrenzen zu beobachten. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie



**Abb. 105 – Bland-Altman-Diagramm Abstand RCA, Vergleich LV-RCT und MRT ( $n = 13$ ).** Der Durchschnitt der Messungen aus LV-RCT und MRT für die Messung des Abstands der rechten Koronararterie ist gegen die Differenz der Messungen aus beiden Modalitäten aufgetragen. Es zeigt sich keine starke Abweichung der Mittelwerte. Die Übereinstimmungsgrenzen liegen jedoch weit auseinander. LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MRT = Magnetresonanztomographie

Variable	Vergleich RCT mit MDCT			Vergleich RCT mit MRT		
	r (Ao-RCT)	r (LV-RCT)	p (r)	r (Ao-RCT)	r (LV-RCT)	p (r)
	n = 19	n = 27		n = 12	n = 13	
Bulbus	0,93	0,94	0,8051	0,96	0,84	0,1147
STJ	0,92	0,89	0,6046	0,92	0,88	0,6425
Aorta	0,93	0,90	0,5641	0,91	0,83	0,4601
Abstand LCA [cm]	0,82	0,83	1,0	0,44	0,83	0,1192
Abstand RCA [cm]	0,79	0,85	0,5671	0,55	0,83	0,2150

**Tabelle 29 – Vergleich der Korrelationen in den beiden Subgruppen.** Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, MDCT = Multidetektor-Computertomographie, MRT = Magnetresonanztomographie p(r) = Signifikanzniveau des Unterschieds der Korrelationen, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt, STJ = sinutubulärer Übergang, LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie.

Variable	r (Ao-RCT)	r (LV-RCT)	p (r)
	n = 19	n = 27	
Sinus [mm]	0,86	0,93	0,2580
STJ [mm]	0,84	0,87	0,7288
Aorta [mm]	0,84	0,88	0,6319

**Tabelle 30 – Interobserver-Vergleich der beiden Subgruppen.** Ao-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit aortaler Kontrastmittelinjektion, LV-RCT = 3D-Rotationsangiographie mit linksventrikulärer Kontrastmittelinjektion, P(r) = Signifikanzniveau des Unterschieds der Korrelationen, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt, STJ = sinutubulärer Übergang, LCA = linke Koronararterie, RCA = rechte Koronararterie

## **Danksagung**

Besonders möchte ich mich herzlich bei meinem Doktorvater, Herrn PD Dr. Jan Balzer für die Überlassung des Themas und die Betreuung während der gesamten Zeit bedanken. Auch für die ständige Hilfsbereitschaft und das kritische Korrekturlesen der Arbeit bedanke ich mich.

Ferner gilt mein Dank Herrn Dr. Yang Chul Böring, Frau Sabine Mollus und den Ärzten der Arbeitsgruppe sowie der Klinik für Kardiologie für die Betreuung und die Einarbeitung in die Thematik. Ohne die Unterstützung dieser Personen wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Zuletzt bedanke ich mich bei dem Leiter der Klinik für Kardiologie, Pneumologie und Angiologie, Herrn Prof. Dr. Kelm, für die Möglichkeit, diese Arbeit unter seiner Supervision durchzuführen.