

Diplomarbeit

**Kardiale Klappendiagnostik und
Flussmessungen mit MRT - aktueller
Stand**

eingereicht von
Martina Anna Strick

Zur Erlangung des akademischen Grades
**Doktorin der gesamten Heilkunde
(Dr. med. univ.)**

an der
Medizinischen Universität Graz

Ausgeführt an der
**Klinischen Abteilung für Allgemeine Radiologische Diagnostik
der Universitätsklinik für Radiologie des LKH Graz**

Unter der Anleitung von
OA Dr. med. univ. Ralph Maderthaner
ao.Univ.-Prof. Dr. med. univ. Helmut Schöllnast

Eidesstaatliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 01.04.2016

Martina Anna Strick eh.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen bedanken, die mich während meiner Arbeit an dieser Diplomarbeit unterstützt und motiviert haben.

Als erstes danken möchte ich Herrn OA Dr. med. univ. Ralph Maderthaler, der mich während der Erstellung der Arbeit kontinuierlich betreut hat, sich bei Fragen und Problemen stets Zeit genommen hat, mich zu unterstützen, und sehr viel Zeit für die Korrekturen der Arbeit aufgewendet hat. Hiermit haben Sie einen großen Teil zur Entstehung dieser Diplomarbeit beigetragen. Vielen Dank für die Geduld und die Mühen, die Sie auf sich genommen haben.

Außerdem geht mein Dank an Herrn ao.Univ.-Prof. Dr. med. univ. Helmut Schöllnast, der die zusätzliche Betreuung und Korrektur meiner Arbeit übernommen hat.

Im Besonderen danken möchte ich hiermit meinen Eltern, für deren unermüdliche Unterstützung während meines gesamten Studiums und der Arbeit an meiner Diplomarbeit. Ihr habt maßgeblich zur Durchführung dieses Projektes und zum Abschluss meines Studiums beigetragen.

Nicht zuletzt danken möchte ich meinen FreundInnen und KollegInnen, die mich während der Entstehung immer wieder motiviert haben und mir mit so manchen Rat zur Seite gestanden haben. Auch ihr habt mit eurer Hilfe euren Teil beigetragen, dass diese Arbeit nun in dieser Form vorliegt.

Zusammenfassung

Die Magnetresonanztomografie ist eine radiologische Untersuchungstechnik zur Darstellung anatomischer Strukturen und der Funktionen des menschlichen Körpers und zeichnet sich durch ihren hohen Weichteilkontrast ohne Einsatz ionisierender Strahlung aus.

Herzklappenerkrankungen stellen ein vielfältiges Krankheitsbild dar und sie können in jedem Alter auftreten. Um eine verlässliche Diagnostik zu gewährleisten, ist eine genaue Darstellung der betroffenen Strukturen unumgänglich.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Verwendung der MRT zur Darstellung und Einteilung von Herzklappenerkrankungen. Hierfür wurde eine Literatursuche im PubMed durchgeführt. Die gefundenen Artikel wurden nach der jeweiligen Herzklappe sortiert, mit der sich die Arbeiten beschäftigten.

Ein großer Teil dieser Arbeit beschreibt MRT-Techniken, die zur kardialen Bildgebung verwendet werden. Einen wichtigen Stellenwert nimmt etwa die Cine-Technik ein, in Zuge derer die MRT mit einem Elektrokardiogramm kombiniert wird. SSFP-Phasenkontrastbilder bieten die beste Möglichkeit, mittels der MRT Blutflussmenge und –geschwindigkeiten zu eruieren, um Klappenstenosen und Insuffizienzen festzustellen.

Die meisten Studien verglichen die Ergebnisse der MRT mit jenen einer Echokardiografie, die ebenfalls zur Bildgebung valvulärer Erkrankungen eingesetzt wird.

Zusätzlich werden mögliche Fehlerquellen im Rahmen der MRT beschrieben und Möglichkeiten, deren Einfluss auf die Untersuchungsergebnisse zu unterbinden, erläutert. Hierfür müssen im Vorhinein gewisse Faktoren berücksichtigt werden. Ein Beispiel ist die korrekte Festlegung des VENC-Wertes. Im Falle einer nachträglichen Bearbeitung der Abbildungen stehen Korrekturprogramme zur Verfügung.

Die Literaturrecherche ergab im Allgemeinen eine hervorragende Eignung der Magnetresonanztomografie zur Diagnostik von Herzklappenerkrankungen. Voraussetzung hierfür ist die korrekte Anwendung der diversen zur Verfügung stehenden Techniken sowie das Bewusstsein über mögliche Fehlerquellen und deren sorgfältige Vermeidung.

Abstract

Magnetic resonance imaging is a radiological procedure to generate anatomical as well as functional pictures of the human body. This modern method is characterized by its high-contrast resolution of soft tissue without using ionising radiation.

Cardiac valve diseases can occur at all ages and represent a potential risky condition. Therefore, reliable imaging and classification of these diseases is highly necessary.

This thesis focuses on the use of cardiac MRI to depict and graduate various forms of heart valve defects. A literature research in PubMed was performed to detect papers dealing with this topic. These papers were sorted according to which valve was examined and a separate chapter of each single valve was added.

A large part of this thesis concentrates on several modern MRI techniques, which are images under motion throughout the cardiac cycle, gated with an electrocardiogram. Probably the most important usage of CMR is the production of phase contrast images. These allow analysis of blood flow and velocimetry. The most recommended sequence is the so-called SSFP-sequence. SSFP stands for Steady-State-Free-Precession.

The results of the MRI measurements were compared to other techniques commonly used, mostly to echocardiography.

These research also focuses on potential sources of error and how to avoid their influence on the evaluation of MR-images. Some of these errors can be prevented by changing some technical MRI settings prior the exam, alternatively also postimaging software correction algorithms are available. Nonetheless, some cases require the repeating of the imaging process to ensure accurate results.

In conclusion, Cardiac-MRI, if properly used, is a feasible and accurate technique in valve imaging. Future improvement of MRI performance will be made by continuous technical progress.

Inhaltsverzeichnis

Eidesstaatliche Erklärung	II
Danksagung	III
Zusammenfassung	IV
Abstract.....	V
Glossar und Abkürzungen	VIII
Abbildungsverzeichnis	X
1 Einleitung	1
1.1 Allgemeines und Geschichte des MRT	1
1.2 Technische Grundlagen der MRT.....	2
1.3 Erworbene Herzklappenerkrankungen.....	3
1.3.1 Allgemeines	3
1.3.2 Aortenklappe	4
1.3.3 Mitralklappe	5
1.3.4 Pulmonalklappe	5
1.3.5 Trikuspidalklappe	6
2 Material und Methoden	7
3 Ergebnisse.....	8
3.1 MRT-Sequenzen	8
3.2 Verwendung der Elektrokardiografie und die Cine-Technik.....	9
3.3 Die Planimetrie	10
3.4 Die Phasenkontrast-Magnetresonanztomografie	11
3.4.1 Allgemeines	11
3.4.2 Die zeitliche und örtliche Auflösung.....	14
3.4.3 Phasenkontrast-Geschwindigkeitsmessungen [VENC].....	14
3.4.4 Die Through-Plane-Messung.....	17
3.4.5 Die In-Plane-Messung	18

3.4.6	Fehlerquellen und Möglichkeiten zur Korrektur	19
3.5	Gleichungen und Formeln	21
3.6	Darstellung und Untersuchungen der Herzklappen in der MRT	23
3.6.1	Die Aortenklappe.....	23
3.6.2	Die Mitralklappe.....	29
3.6.3	Die Pulmonalklappe	37
3.6.4	Die Trikuspidalklappe	38
3.7	Evaluierung von kardialen Shunts mittels der CMR	41
3.8	Vergleich der MRT mit anderen bildgebenden Verfahren	41
4	Diskussion	45
5	Literaturverzeichnis	48

Glossar und Abkürzungen

AINS	Aortenklappeninsuffizienz
AOA	Anatomic Orifice Area [Anatomische Klappenöffnungsfläche]
ARO	Anatomic regurgitant orifice [Anatomische Regurgitationsfläche]
AS	Aortenklappenstenose
AST	Acoustical Source Term
AVA	Aortic Valve Area [Aortenklappenareal]
AVJ	Atrioventricular Junction [Atrioventrikulärer Übergang]
bFFE	Balanced-Fast-Field-Echo Sequenz
CMR	Cardiac-Magnetresonanztomografie
CO	Cardiac Output [Herzschlagvolumen]
CT	Computertomografie
DFP	Diastolic Filling Period [Diastolische Füllungszeit]
EOA	Effective Orifice Area [Effektive Klappenöffnungsfläche]
ERO	Effective regurgitant orifice [Effektive Regurgitationsfläche]
HR	Heart Rate [Herzfrequenz]
JSLD	Jet Shear Layer Detection Method
KÖF	Klappenöffnungsfläche
LVEF	Linksventrikuläre Ejektionsfraktion
LVOT	Left Ventricular Outflow Tract [Linksventrikulärer Ausflusstrakt]
LVSV	Linksventrikuläres Schlagvolumen
MINS	Mitralklappeninsuffizienz
MPG	Mean Pressure Gradient [Mittlerer Druckgradient]
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MRT	Magnetresonanztomografie
MS	Mitralklappenstenose

PINS	Pulmonalklappeninsuffizienz
PS	Pulmonalklappenstenose
Qp/Qs	Das Verhältnis von pulmonalem zu systemischem Blutfluss (Blutfluss im Truncus pulmonalis zu Blutfluss in der Aorta ascendens)
RAO	Right anterior oblique
ROI	Region of Interest
RVOT	Right Ventricular Outflow Tract [Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt]
RVSV	Rechtsventrikuläres Schlagvolumen
SEP	Systolic Ejection Period [Systolische Ejektionszeit]
SPVT	Single Plane Velocity Truncation Method
SSFP	Steady State Free Precession
SV	Schlagvolumen
TE	Echozeit [echo time]
TEE	Transösophageale Echokardiografie
TOF	Fallot'sche Tetralogie
TPC	Tissue-Phase-Contrast [Gewebs-Phasenkontrast]
TR	Repetitionszeit [repetition time]
TRICKS	Time-resolved imaging of contrast kinetics
TRINS	Trikuspidalklappeninsuffizienz
TS	Trikuspidalklappenstenose
TTE	Transthorakale Echokardiografie
VENC	Velocity Encoded Gradient Echo Imaging
VTI	Velocity Time Integral

Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Anwendung der direkten Planimetrie am Beispiel einer Mitralklappenstenose
- Abbildung 2: Beispiele zur Darstellung von Klappenregurgitationen mittels „Compressed-Sensing-Parallel-Imaging-4D-Phasenkontrasttechnik“
- Abbildung 3: MRT- Geschwindigkeitsmessung an einer Klappenstenose
- Abbildung 4: Beispiel einer Through-Plane-Aufnahme und transvalvulären Geschwindigkeitsmessung anhand einer Aortenklappe
- Abbildung 5: Beispiel einer In-Plane-Phasenkontrast-Geschwindigkeitsaufnahme
- Abbildung 6: Die Kontinuitätsgleichung als Standardmethode zur Berechnung von Öffnungsflächen, vor allem bei Aortenstenose
- Abbildung 7: Die Anwendung der Simpsonregel am Beispiel des linken Ventrikels
- Abbildung 8: Abbildung der Aortenklappe
- Abbildung 9: Darstellung einer Aortenklappeninsuffizienz
- Abbildung 10: Planungsebenen und Resultate für die Abschnitte M1–6 der Mitralklappe
- Abbildung 11: Abbildung der Mitralklappe
- Abbildung 12: Mitralklappenprolaps
- Abbildung 13: Ejektionsfraktion-Messungen mittels 2D-TTE und CMR
- Abbildung 14: Die dreidimensionale Rekonstruktion eines Mitralklappenannulus
- Abbildung 15: Abbildung der Trikuspidal- und der Pulmonalklappe
- Abbildung 16: Dreidimensionale Darstellung von Trikuspidal- und Mitralannulus
- Abbildung 17: Die CMR-TRICKS-Angiografie

1 Einleitung

1.1 Allgemeines und Geschichte des MRT

Die **Magnetresonanztomografie**, auch als Kernspintomografie bezeichnet, ist ein modernes bildgebendes Verfahren zur Erzeugung von Schnittbildern des menschlichen Körpers. Sie stellt medizingeschichtlich ein relativ junges Verfahren dar. Im Gegensatz zum konventionellen Röntgen und zur Computertomografie wird im Rahmen der MRT keine ionisierende Strahlung benötigt. Ein weiterer Vorteil besteht außerdem in der hohen Auflösung, mit der Weichteile dargestellt werden können, ohne die zwingende Applikation eines Kontrastmittels.

Im Laufe der Zeit wurde die MRT durch die Entwicklung modernerer Geräte, die in der Lage sind, ein stärkeres Magnetfeld aufzubauen und somit qualitativ hochwertigere Aufnahmen zu produzieren, immer weiter verbessert. Außerdem verfügt man heutzutage über eine sehr große Vielfalt von Sequenzen, die je nach Bedarf eingesetzt werden können. Es besteht die Möglichkeit, die Untersuchung mit der Injektion eines Kontrastmittels zu kombinieren. Dabei wird in der Mehrheit der Fälle die paramagnetische Substanz Gadolinium verwendet.

Man kann die Magnetresonanztomografie einsetzen, um verschiedenste Pathologien am menschlichen Herzen darzustellen. Im Englischen wird diese Anwendung als Cardiac-MR (CMR) oder Cardiac-MRI (Magnetic Resonance Imaging), bezeichnet. Da es sich beim Herzen um ein Organ handelt, welches ständig in Bewegung ist, stellt die Planung und Durchführung einer CMR eine besondere Herausforderung dar.

Die ersten EKG gesteuerten Herz-Magnetresonanztomografien wurden vor etwa 25 Jahren durchgeführt. Sie benötigten eine Aufnahmezeit von etwa 6 bis 10 Minuten pro Bild und dienten der Erfassung der Morphologie des Herzens(1).

Zusätzlich zur Beurteilung der Anatomie ist es durch den technologischen Fortschritt möglich, Informationen über die Herzfunktion zu gewinnen und Rückschlüsse auf den Blutfluss und die Klappenfunktionalität zu ziehen.

Allerdings ist die MRT im Vergleich zu diversen anderen bildgebenden Medien eher teurer, zeitaufwändiger und nicht immer (sofort) verfügbar. Anstelle der MRT kann die transthorakale Echokardiografie (TTE), in gewissen Fällen auch die transösophageale

Echokardiografie (TEE), die invasive Untersuchung mit dem Herzkatheter oder eine Computertomografie eingesetzt werden.

1.2 Technische Grundlagen der MRT

Die Durchführung einer Magnetresonanztomografie beruht im Wesentlichen auf den Wasserstoff (H⁺) - Ionen und deren Eigendrehimpuls oder Kernspin im menschlichen Körper. Diese Drehung erfolgt in einer stoffspezifischen Geschwindigkeit um die eigene Achse und induziert ein Dipolmoment um die bewegte elektrische Ladung. Diese kleinen Magnetfelder liegen im Körper ungeordnet vor und kompensieren sich(2). Wird jedoch von außen ein sehr starkes Magnetfeld hinzugefügt, wie es bei der Magnetresonanztomografie der Fall ist, ordnen sich diese kleinen Magnetfelder und es entsteht eine Nettomagnetisierung, die gemessen werden kann. Diese Nettomagnetisierung, das äußere Magnetfeld, wird in der Einheit Tesla, welche ein Maß für die Feldstärke darstellt, gemessen. Die nun entlang des Magnetfeldes ausgerichteten Ionen drehen sich um dieses, was als Präzessionsbewegung oder -frequenz bezeichnet wird, und im Falle von Wasserstoffprotonen 42 MHz pro Tesla beträgt(2).

Die Protonen werden nun durch einen Hochfrequenz-Impuls angeregt. Dies bewirkt eine Auslenkung in der xy-Ebene und die Synchronisierung der Larmourfrequenz. Die bei der anschließenden Relaxation in ihre Ausgangsstellung abgegebenen Impulse werden gemessen. Dabei steht T1 für die Zeitkonstante der Längsrelaxation (Rückkehr in die Längsmagnetisierung entlang der xy-Achse) und T2 für die Zeitkonstante der Querrelaxation (Desynchronisierung der Larmourfrequenz). Eine Folge von mehreren HF-Impulsen nennt man (Puls-)Sequenz, die Dauer zwischen zwei Erregungen heißt Repetitionszeit (abgekürzt TR) und die Zeit zwischen Anregung und Signalaufnahme heißt Echozeit (abgekürzt TE)(2).

Die unterschiedlichen MRT-Sequenzen lassen sich nun je nach Dauer von TR und TE grob in T1-gewichtet und T2-gewichtet einteilen, wobei sich diese Wichtungen darin unterscheiden, wie hell oder dunkel unterschiedliche Gewebearten beziehungsweise Flüssigkeiten im fertigen MRT Bild dargestellt werden. Grundsätzlich erscheinen Flüssigkeiten in einer T1-gewichteten Sequenz dunkel, in einer T2-gewichteten Sequenz hell, allerdings weichen spezielle Sequenzen von dieser Regelung ab.

Die Fähigkeit der MRT, verschiedene Arten von Weichteilen gegeneinander abzugrenzen, ist einer ihrer wichtigsten Vorteile gegenüber anderen bildgebenden Verfahren und beruht auf den unterschiedlichen T1 - und T2 - Zeiten von unterschiedlichen Geweben(3).

Ein MRT Gerät besteht im Allgemeinen aus einem supraleitenden Magneten, der die benötigte große Feldstärke erzeugt. Für die Funktionalität dieses supraleitenden Magneten ist es nötig, die Drähte im Inneren mittels flüssigen Heliums zu kühlen. Der Kompressor ist wiederum dafür zuständig, dieses Helium gekühlt zu halten. Zusätzlich werden zur Bilderzeugung das Gradientensystem zur räumlichen Differenzierung sowie das Radiofrequenzsystem zur Erzeugung der Hochfrequenzimpulse und zur Signalaufnahme benötigt(4).

1.3 Erworbene Herzklappenerkrankungen

1.3.1 Allgemeines

Ein normal entwickeltes menschliches Herz besteht aus einer linken und einer rechten Hälfte, die jeweils in einen Vorhof (Atrium) und eine Kammer (Ventrikel) unterteilt werden. Zwischen den Vorhöfen und den Kammern befinden sich die beiden Atrioventrikularklappen oder Segelklappen, im linken Herzen die Mitralklappe und im rechten Herzen die Trikuspidalklappe. Den Übergang zwischen dem rechten Ventrikel und dem Truncus pulmonalis bildet die Pulmonalklappe, während die Aortenklappe am Übergang des linken Ventrikels zur Aorta liegt. Diese beiden Klappen werden auch als Taschenklappen bezeichnet.

Alle Herzklappen stellen Duplikaturen des Endokards dar und verfügen über einen straffen bindegewebigen Kern. Sie sind normalerweise frei von Blutgefäßen, verfügen aber über eine feine Innervierung mit dünnen Nervenfasern. Das sogenannte Herzskelett umfasst die Atrioventrikularklappen mit einem Annulus fibrosus sinister und dexter sowie die Aorta und den Truncus pulmonalis oberhalb der Klappen(5).

Jede Herzklappe hat die Aufgabe, sich während der jeweils für sie richtigen Phase des Herzzyklus zu öffnen, den Blutfluss in die richtige Richtung zu lenken, sowie im richtigen Moment suffizient zu schließen, um einen Blutrückfluss zu verhindern.

Eine Herzklappenstenose bedeutet eine **inkomplette Klappenöffnung**, welche in weiterer Folge zu einer Druckbelastung des vor der Stenose befindlichen Herzabschnittes führt.

Eine Insuffizienz liegt vor, wenn die **betroffene Klappe nicht mehr komplett schließt**. Dies führt über Rückfluss des Blutes über die insuffiziente Klappe zu einer

Volumenbelastung des vorgeschalteten Herzabschnittes(6). Klappenfehler im Bereich des rechten Herzens treten, falls nicht angeboren, zum Beispiel nach bakteriellen Endokarditiden auf. Allerdings sind diese insgesamt selten und treten in den meisten Fällen als relative Insuffizienz auf(7). Die Klappen des linken Herzens sind viel häufiger von einer Stenose oder einer Insuffizienz betroffen(6).

Eine Herzklappenerkrankung kann in ihrem Verlauf zur Belastung der jeweils betroffenen Herzhöhlen führen, die in weiterer Folge dilatieren, sich deformieren, und somit noch mehr von ihrer Funktionalität einbüßen. Dadurch werden die Aufrechterhaltung eines suffizienten Kreislaufes und die adäquate Sauerstoffversorgung des Gewebes nicht mehr gewährleistet.

Aufgrund der klinischen Relevanz und Häufigkeit erworbener Herzklappenfehler (sowie angeborener Herzklappenfehler, welche jedoch nicht Thema dieser Arbeit sein sollen) ist die Optimierung der Diagnose und Schweregradbestimmung ein relevantes Thema im klinischen Alltag.

1.3.2 Aortenklappe

Die Aortenklappe grenzt den Ausflusstrakt des linken Ventrikels vom Beginn der Hauptschlagader des Körpers, der Aorta, ab. Während der Systole öffnet sie sich und schließt sich am Beginn der Diastole.

Sie wird aus drei halbmondförmigen Taschen gebildet, die, eingeteilt nach ihrer Lage, als Valvula semilunaris posterior, dextra und sinistra bezeichnet werden. Die Aortenklappe ist in ihrer Gesamtheit kräftiger ausgeprägt als die Pulmonalklappe(5). Sie verschließt während der Diastole die Ausflussbahn des linken Ventrikels und verhindert einen Rückstrom von Blut aus der Aorta. Für eine komplette Abdichtung während der Diastole sorgen Noduli valvulae semilunares, feine Knötchen am Rand jeder Tasche, sowie die Lunulae valvulae semilunares, die sich ebenfalls am Rand jeder Tasche befinden(8).

Kann sich die Aortenklappe nicht mehr vollständig öffnen, spricht man von einer Aortenstenose(AS). Sie ist in Europa und Nordamerika der häufigste Klappenfehler(9, 10). Bei älteren Patienten ist eine Kalzifizierung der Klappe die häufigste Ätiologie dieser Erkrankung. Bei Vorliegen einer bikuspiden Klappe entwickelt sich die Klappenstenose grundsätzlich früher. Die Krankheit verläuft oftmals über Jahre beschwerdefrei, bevor sie sich in Symptomen wie etwa eingeschränkte Belastbarkeit, Ermüdung, Atemnot, Angina Pectoris, Schwindel und Synkopen, bevorzugt unter Belastung, äußert(7). Die Symptome

entstehen durch die abnehmende Auswurfleistung in den großen Kreislauf und die geringe Sauerstoffversorgung des Gewebes(6). Im fortgeschrittenen Stadium stellt die Aortenstenose eine therapiebedürftige, schwere Erkrankung dar.

Bei einer Insuffizienz der Aortenklappe strömt während der Diastole zuvor ausgeworfenes Blut teilweise wieder zurück in den linken Ventrikel. Die akute Form tritt gehäuft im Rahmen einer bakteriellen Endokarditis, die chronische Form häufiger kongenital auf. Der linke Ventrikel wird durch das Pendelvolumen belastet und dilatiert mit längerem Fortbestehen der Krankheit. Im Anfangsstadium besteht erhaltene Leistungsfähigkeit mit Palpitationen, im Laufe der Zeit nimmt die Leistungsbreite ab und es entwickelt sich eine Linksherzinsuffizienz(7).

1.3.3 Mitralklappe

Die Mitralklappe liegt als Segelklappe zwischen dem linkem Vorhof und Ventrikel, besteht aus 2 Segeln, einem vorderen Segel, dem Aortensegel, sowie einem hinterem Segel, dem Wandsegel(5). Sie öffnet sich unter normalen Umständen in der Diastole zur Füllung des linken Ventrikels und ist während der Systole geschlossen.

Liegt eine Stenose der Mitralklappe vor, muss das linke Atrium einen höheren Druck aufbringen, um eine ausreichende Füllung des linken Ventrikels zu gewährleisten, wodurch er im Laufe der Zeit unter einer manifesten Druckbelastung leidet. Sie ist meist Folge eines rheumatischen Fiebers und verläuft schleichend. Bei zunehmender Obstruktion der Klappe staut sich Blut zurück in Lungenvenen und führt dort zu Druckerhöhung und in weiterer Folge zu Symptomen der Lungenstauung(7).

Im Falle einer Mitralklappeninsuffizienz (MINS) gelangt während der Systole Blut durch die nicht vollständig geschlossene Mitralklappe zurück in den linken Vorhof, der durch das zusätzliche Volumen belastet wird. Die akute Form dieser Erkrankung tritt typischerweise bei Papillarmuskelabriss auf.

In diesem Fall fehlt dem Herz, im Gegensatz zur langsam verlaufenden chronischen Form, die Zeit um sich an die plötzliche Volumsbelastung anzupassen. Dadurch kommt es oftmals zu einer raschen linksventrikulären Dekompensation(7).

1.3.4 Pulmonalklappe

Diese Klappe liegt zwischen dem rechten Ventrikel und dem Truncus Pulmonalis. Sie öffnet sich unter normalen Umständen zeitgleich mit der Aortenklappe am Beginn der Systole und ist während der Diastole geschlossen.

Der Aufbau der Pulmonalklappe entspricht dem der Aortenklappe; auch sie wird von drei Taschen (Valvulae semilunares) gebildet. Sie verhindert während der Diastole das Zurückfließen von Blut in den rechten Ventrikel. Noduli und Lunulae valvulae unterstützen wie bei der Aortenklappe den vollständigen Verschluss der Klappe(5). Bei einer Pulmonalklappenstenose wird zu wenig Blut vom rechten Ventrikel in den Lungenkreislauf ausgeworfen. Der rechte Ventrikel muss mehr Druck aufbringen um einen suffizienten Kreislauf aufrecht zu erhalten. Dies führt im Laufe der Zeit zu einer Druckbelastung.

Stenosierungen des rechten Ausflusstraktes können in subvalvulärer, valvulärer, supra- und perivalvulärer und peripherer Form vorkommen, wobei nur bei der valvulären Form die Klappe direkt betroffen ist. Die valvuläre Pulmonalstenose macht 10 Prozent aller angeborenen Herzfehler aus. Mit zunehmenden Alter steigt möglicherweise der Stenosierungsgrad und somit die Symptomatik in Form von körperlicher Ermüdbarkeit, Dyspnoe, Herzinsuffizienz, Stenokardien, Schwindel und Synkopen(7).

Im Falle einer Pulmonalklappeninsuffizienz tritt während der Diastole Blut zurück in den rechten Ventrikel und löst eine Volumbelastung aus. Sie liegt mehrheitlich als relative Insuffizienz durch Überdehnung des Klappenansatzrings vor(7). Oftmals liegt jedoch bis zum Auftreten von Symptomen eine jahrelange Latenzzeit vor. Treten schließlich Symptome auf, entsprechen sie jenen einer Rechtsherzinsuffizienz mit Rückstau des venösen Blutes in den Körperkreislauf(11). Eine chronische Pulmonalklappeninsuffizienz liegt außerdem manchmal im Zusammenhang mit angeborenen Herzfehlern vor, wie etwa bei Zustand nach Operation einer Fallot'schen Tetralogie(TOF)(12-14).

1.3.5 Trikuspidalklappe

Die Trikuspidalklappe liegt zwischen rechtem Vorhof und Ventrikel.

Eine Trikuspidalklappenstenose erschwert durch Verringerung der Klappenöffnungsfläche den Blutfluss zwischen rechtem Vorhof und Ventrikel. Durch den benötigten erhöhten Druck wird das rechte Atrium belastet.

Schließt die Trikuspidalklappe nicht mehr vollständig, entsteht durch einen Rückstrom von Blut vom rechten Ventrikel in den rechten Vorhof während der Systole eine Volumbelastung, zeitgleich wird vom rechten Ventrikel zu wenig Volumen in den kleinen Kreislauf ausgeworfen. Ebenso wie bei einer Insuffizienz der Pulmonalklappe liegt eine Trikuspidalinsuffizienz in der Mehrzahl der Fälle als relative Insuffizienz vor, die durch Überdehnung des Klappenansatzrings bei rechtsventrikulärer Dilatation entsteht(7).

2 Material und Methoden

Zur Erstellung der Einleitung wurden einige Lehrbücher der Inneren Medizin, der Anatomie sowie der Radiologie herangezogen, um allgemeine Informationen über erworbene Herzklappenerkrankungen und die MRT als bildgebendes Medium zu gewinnen.

Zur Auffindung und Sammlung relevanter Fachliteratur wurde am 19.02.2015 eine Suche in der Online-Datenbank PubMed durchgeführt, dabei wurden die MeSH Schlagworte „CMR valvular heart disease“ verwendet und die Suche auf Publikationen der letzten 10 Jahre begrenzt. Die Suche ergab 350 Ergebnisse, wovon sich 47 Artikel als für diese Arbeit themenrelevant erwiesen. Von diesen Artikeln befassten sich 19 mit der Aortenklappe, 13 mit der Mitralklappe, sowie jeweils 3 mit der Pulmonalklappe und der Trikuspidalklappe. 9 der Artikel handelten von der Magnetresonanztomografie bei Herzklappenerkrankungen im Allgemeinen. Die diesen Artikeln entnommenen relevanten Informationen wurden im Ergebnisteil dieser Arbeit verarbeitet und zusammengefasst.

Im Laufe der Arbeit wurde am 1.6.2015 im PubMed eine Suche mit den Schlagwörtern „phasecontrast offset error“ durchgeführt, um mehr Informationen zu Fehlerquellen der Phasenkontrast MRT sowie deren Korrekturmöglichkeiten zu erlangen. Diese Suche ergab insgesamt 11 Ergebnisse, wovon 5 Artikel für diese Arbeit verwendet wurden. Zusätzlich wurden Informationen aus 4 verschiedenen Vorträgen über kardiale Bildgebung mittels Magnetresonanztomografie entnommen, die während der „Annual Meetings“ der Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) der Jahre 2012 und 2013 präsentiert wurden.

Aus den im PubMed vorgefundenen Arbeiten wurden einige Abbildungen entnommen, wobei im Bedarfsfall zuvor die schriftliche Genehmigung des Autors oder der Autorin eingeholt wurde.

3 Ergebnisse

3.1 MRT-Sequenzen

Die Generierung eines Gradientenechos erfolgt durch die Applikation von magnetischen Feldgradienten. Durch diesen Vorgang entstehen charakteristische Veränderungen der Feldstärke sowie der Larmorfrequenz, die der Bildgebung dienen(3). Im Gegensatz zu Spinechosequenzen(3) sind konventionelle Gradientenecho-Sequenzen jedoch vermehrt anfällig, durch Flussartefakte und Kalzifizierungen beeinträchtigt zu werden, was zu verminderter Bildqualität führen kann(9).

Diese älteren MRT-Sequenztypen wurden in den letzten Jahren größtenteils von modernen **Steady-State-Free-Precession (SSFP-) Sequenzen** ersetzt, die in den meisten neueren CMR-Studien bei Fragestellungen zu Herzklappenerkrankungen und Flussmessungen verwendet werden. SSFP- Sequenzen stellen sowohl bei der Darstellung der Anatomie des Herzens als auch bei funktionellen Aufnahmen (etwa der Funktion der Herzklappen) die am weitesten verbreitete MRT-Technik dar(14).

Die Signalintensität des Blutes ist stark vom T1 zu T2 Verhältnis abhängig, welches im Blut einen höheren Wert aufweist als im umliegenden Gewebe (Myokard, Perikard).

Die Bildqualität von SSFP-Sequenzen ist, im Gegensatz zu konventionellen Gradientenecho-Sequenzen, nicht abhängig von Menge und Geschwindigkeit des Blutflusses. Das Kontrast-Rausch Verhältnis sowie das Signal-Rausch Verhältnis ist bei der SSFP Sequenz außerdem signifikant höher. Eine Kalzifizierung der Herzklappe hat keinen Einfluss auf die Gewinnung von hochwertigen Bildern. Dies stellt einen weiteren Vorteil gegenüber Gradientenecho-Sequenzen dar(9).

Die SSFP-Sequenz ist außerdem für volumetrische Analysen sehr gut geeignet(15). Zur kompletten Darstellung der Ventrikel werden mit einem EKG kombinierte Cine-Short-Axis-Aufnahmen über den gesamten Herzzyklus hergestellt.

Um das Ventrikelvolumen zu messen, ist es notwendig, die am weitesten basale Short-Axis-Aufnahme so zu positionieren, dass die basalen Enden sowohl des rechten und des linken Ventrikels gerade noch in der Schnittebene liegen(16). Die Darstellung der Enddiastole findet man typischerweise bereits am Beginn der Cine-Darstellung, außerdem wird die Endsystole identifiziert (hierbei achte man bei Begutachtung des LV auf den Schluss der Aorten- bzw. die Öffnung der Mitralklappe, als Faustregel gilt die Systole als

der Zeitabschnitt mit dem geringsten Innendurchmesser des Ventrikels). Die Erfassung und Markierung der endokardialen und epikardialen Grenzen werden für die Volumenberechnung benötigt. Zu beachten ist, dass die Basis des Ventrikels sich während der Systole im Normalfall um etwa 1-2 Schichtaufnahmen nach apikal verschiebt. Bei der Berechnung rechtsventrikulärer Volumina besteht alternativ die Möglichkeit, Cine-Axialaufnahmen durchzuführen, da mittels dieser Aufnahmen die enddiastolische und endsystolische Lokalisation der Basis des RV leichter zu bestimmen ist. Im Allgemeinen wird bei Volumenberechnungen mittels Cine-SSFP-Sequenzen empfohlen, eine Schichtdicke von $\leq 10\text{mm}$ zu verwenden und zwischen den Schichtaufnahmen keinen Abstand von größer als 3mm zu halten, mit einer zeitlichen Auflösung von kleiner als 60ms(1).

Damit können volumetrische Informationen über den Ventrikel, wie zum Beispiel das enddiastolische und endsystolische Volumen, Schlagvolumen und die Auswurfraction bestimmt werden(17).

Zur Verlaufskontrolle der Krankheitsprogression von Herzklappenerkrankungen stellen SSFP Sequenzen ebenfalls die erste Wahl dar. Die Anwendung der modernen Parallel-Imaging-Technik ermöglicht es heutzutage außerdem, die hierfür benötigte Aufnahmezeit zu verkürzen(1).

3.2 Verwendung der Elektrokardiografie und die Cine-Technik

Das Anlegen eines Elektrokardiogramms während einer MRT des Herzens gibt dem Arzt/der Ärztin die Möglichkeit der Zuordnung eines einzelnen MRT Bildes zu einem gewissen Zeitpunkt während des Herzzyklus.

Um ein Bild zu erzeugen, welches nicht durch die Bewegung des Herzens beeinflusst wurde, muss das Bild innerhalb weniger Zehntel einer Millisekunde aufgenommen werden. Dies kann durchaus bewerkstelligt werden, allerdings auf Kosten der Bildqualität.

Demnach werden MRT-Bilder in der klinischen Routine über mehrere Herzschläge aufgenommen. Dies wird mittels Synchronisierung der Pulssequenz und der Signalaufnahme bewerkstelligt, die dann immer zu einem gewissen Zeitpunkt während des Herzzyklus stattfindet. Für die Synchronisation benötigt man ein

Elektrokardiogramm, welches an der Brust des Patienten/der Patientin angebracht wird. Mithilfe dieser Technik kann das schlagende Herz während eines bestimmten Zeitpunktes

oder auch über mehrere Zeitpunkte aufgenommen werden, hier spricht man von der sogenannten Cine-Technik(3).

Zur routinemäßigen Darstellung einer Herzklappe bei Verdacht auf einen Klappenfehler wird die Cine-Technik zumeist in Verbindung mit einer SSFP-Sequenz verwendet(18).

Das EKG-Gating kann prospektiv oder retrospektiv durchgeführt werden. Beide Methoden sind jedoch fehleranfällig, wenn Arrhythmien oder R-Zacken mit niedriger Amplitude vorliegen(19).

Für jede Flussmessung ist entweder ein peripheres Pulsmeter oder ein EKG-Signal notwendig. Bei einem retrospektiven Gating besteht kein erwähnenswerter Unterschied zwischen diesen beiden Möglichkeiten. Das periphere Pulsmeter beginnt allerdings mit der Aufzeichnung des Herzzyklus erst ab etwa 150ms nach Beginn der Systole. Diese Tatsache muss bei der Auswertung berücksichtigt werden. Mittels aller Messdaten wird ein „durchschnittlicher“ Herzzyklus errechnet, was bei Vorliegen einer Arrhythmie einen Nachteil im Vergleich zum prospektiven Gating darstellt. Bei der Verwendung eines prospektiven Triggers werden die letzten 150-200ms des Herzzyklus nicht aufgezeichnet, was beispielsweise zur Unterschätzung eines Regurgitationsvolumens führen kann(20). Die meisten Phasenkontrastsequenzen, welche unter normaler Atmung des Patienten/der Patientin durchgeführt werden, verwenden retrospektives Gating. Zwischen den zwei Arten des Gating kann im Nachhinein aus den fertigen Aufnahmen kein Unterschied herausgelesen werden(21).

3.3 Die Planimetrie

Die Planimetrie in der MRT bietet die Möglichkeit, die Öffnungsfläche einer Klappe im Sinne einer **direkten Flächenmessung** zu bestimmen. Hierfür ist es unumgänglich, die optimale Darstellungsebene auszuwählen um zu einem korrekten Ergebnis zu kommen. Im Vergleich zur Velocity-Encoded Phasenkontrast MRT hat die direkte Planimetrie den Vorteil einer kürzeren Aufnahmezeit und erfordert somit ein kürzeres Luftanhalten(22). Klappenkalzifizierungen oder Flussartefakte können eine Einschränkung der Bildqualität verursachen, allerdings können diese Effekte mittels hochauflösender Bildgebung reduziert werden(23).

Im Rahmen einer Studie im Jahr 2005 wurde bezüglich der praktischen Anwendung der Planimetrie zusätzlich empfohlen, die Ebene für die direkte Planimetrie weder proximal noch distal der Klappenflügel zu platzieren, sondern direkt in der Klappenebene, um eine

Überschätzung der Flächenwerte zu vermeiden (in diesem speziellen Falle wurde die Planimetrie an Aortenklappen durchgeführt)(9).

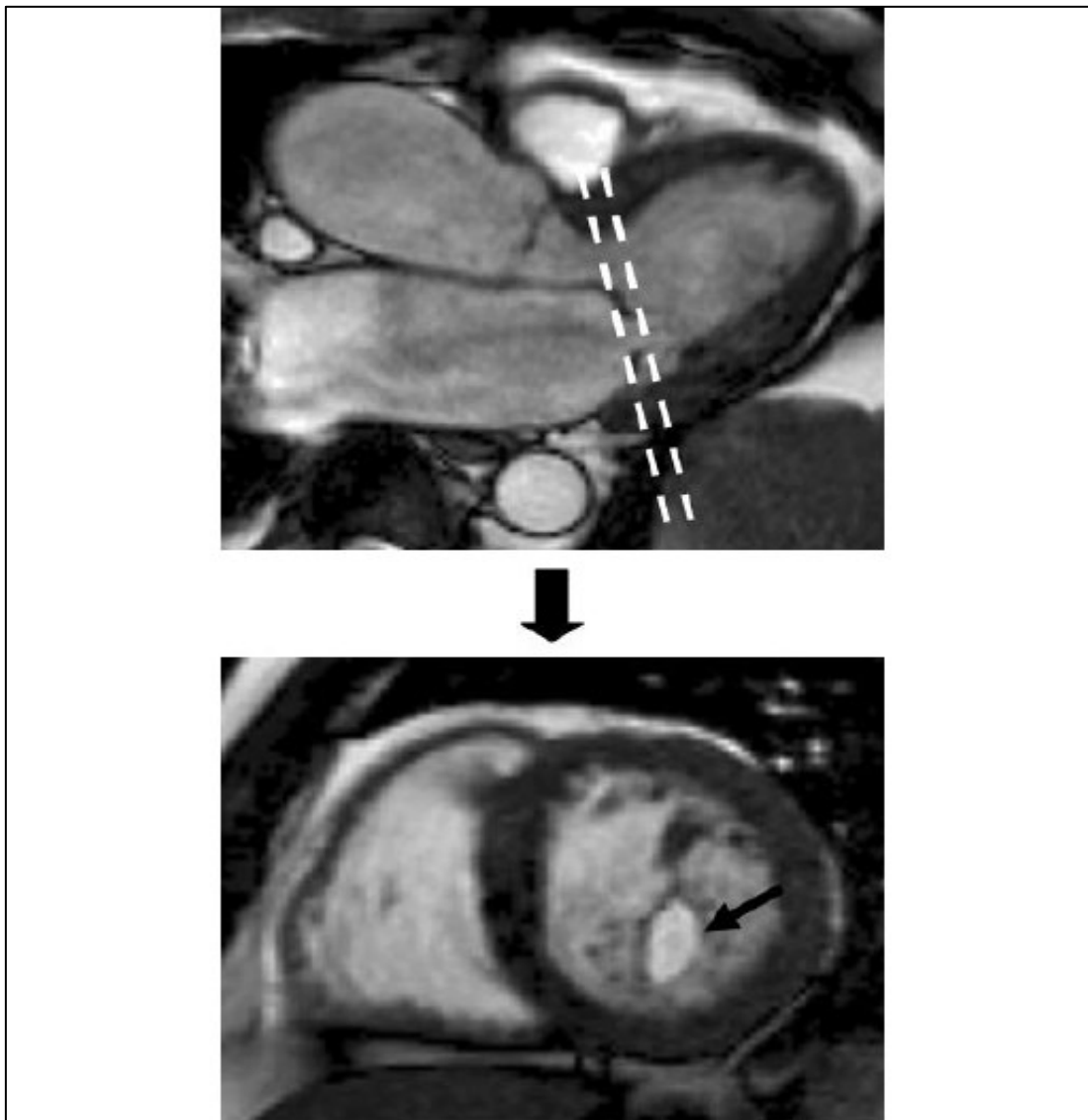


Abbildung 1: Anwendung der direkten Planimetrie am Beispiel einer Mitralklappenstenose. Oberes Bild: diastolischer 3 Kammerblick zur Planung der optimalen Schichtebene. Unteres Bild: Die daraus resultierende Short-Axis Aufnahme während der Diastole zeigt die stenosierte Klappenöffnungsfläche. Abbildung und Erläuterung nach (28).

3.4 Die Phasenkontrast-Magnetresonanztomografie

3.4.1 Allgemeines

Die Phasenkontrastmessung basiert auf den Phasendifferenzen der unterschiedlichen Gewebetypen während der transversalen Magnetisierung, und ermöglicht die Kodierung von Geschwindigkeiten. Spezielle Gradientenschaltungen gleichen Phasenverschiebungen

durch äußere Einflüsse aus, sodass nur noch jene Phasenverschiebungen, die aufgrund von Teilchenbewegungen entstehen, gemessen werden. Ein Beispiel hierfür ist die Bestimmung von Blutfluss innerhalb einer stationären Gefäßwand(20).

Durch die Erzeugung zweier verschiedener Bilder und Subtraktion der Phasenverschiebung im Hintergrund, kann die resultierende Phasenverschiebung bestimmt werden, welche direkt proportional zur Flussgeschwindigkeit ist(24). Diese Phasenverschiebung eines sich bewegenden Protons steigt linear mit konstantem Gradientenfeld und steigender Flussgeschwindigkeit an(25).

Im Gegensatz zu sich bewegenden Protonen verursachen stationäre Protonen keine Phasenverschiebung. Durch dieses Phänomen kann der Unterschied zwischen diesen Regionen ermittelt werden. Bei der herkömmlichen CMR Darstellung wird Blutfluss hell dargestellt, während der Hintergrund unterdrückt wird. Die Phasenkontrast-Darstellung stellt den Blutfluss, abhängig von seiner Richtung, dunkel oder hell dar (Vorwärtsfluss erscheint hell, rückwärts fließendes Blut dunkel), der Hintergrund mittelgrau(26).

Mittels der modernen Magnetresonanztomografie kann der Untersucher/ die Untersucherin eine Analyse des Blutflusses im Bereich des Herzens, einschließlich der Klappenumgebung, durchführen. Dabei stehen verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung. Die Phasenkontrast-Technik ermöglicht es, durch die Verwendung der Kontinuitätsgleichung indirekt auf Klappenöffnungsflächen rückzuschließen, sowie Blutrückfluss bei Insuffizienzen festzustellen und transvalvuläre Druckgradienten mittels der modifizierten Bernoulli-Gleichung zu bestimmen(1). Damit können eventuell vorhandene strukturelle sowie funktionelle Störungen der Herzklappen und ihrer Umgebung dargestellt werden.

Die MRT kann die genauen anatomischen Verhältnisse des gesamten Herzens abbilden und ist nicht abhängig von Schallfenstern sowie dem Körperbau des Probanden/der Probandin(27).

Um eine Flussmessung mittels MRT durchzuführen, müssen im Vorfeld mehrere Punkte abgearbeitet und berücksichtigt werden. Zuerst muss die Aufnahme korrekt positioniert werden, damit die Flussmessung in der korrekten Schicht durchgeführt wird. Es muss entschieden werden, ob die Messung mittels In-Plane oder Through-Plane Aufnahmen erfolgen soll. Zusätzlich soll die Beeinflussung der Aufnahmen durch Atembewegungen berücksichtigt werden. Die Festlegung eines angemessenen VENC-Wertes stellt eine weitere

Voraussetzung für eine adäquate Bestimmung der Blutflussgeschwindigkeit dar, und die Richtung des Blutflusses muss ebenfalls im Vorfeld in die Planung miteinfließen(25). Phasenkontrastaufnahmen wurden für linearen, gleichmäßigen Blutfluss optimiert, welcher in der Realität meist nicht in dieser Form vorliegt. Sehr starke Bewegungen des Patienten/der Patientin können die Aufnahmen beeinflussen, bei Bewegungen im normalen Maße ist dies jedoch meist zu vernachlässigen (aufgrund der Verwendung des Elektrokardiogramms sowie gegebenenfalls angehaltener Atmung). Größere Probleme könnten durch Pulsationsartefakte der aufsteigenden oder absteigenden Aorta in Richtung der Phasenkodierung entstehen. Diese treten vor allem bei Geschwindigkeitsmessungen auf und sind erklärbar durch Verschiebungen der Arterien zwischen den Aufnahmen. Manchmal ist es in diesen Fällen hilfreich, die Messung zu wiederholen, nachdem die Orientierung der Phase sowie die Frequenzkodierung verändert wurden. Geringe Fehler bei der Phasenverschiebung treten allerdings bei nahezu jeder Magnetresonanztomografie auf. Diese können sowohl sich bewegende als auch stationäre Spins betreffen. Ihr Ausmaß hängt von der Inhomogenität des örtlichen Magnetfelds sowie von Gradientenungleichgewichten ab(21).

Um die teils komplexen anatomischen Strukturen im Bereich der erkrankten Herzklappen darzustellen, werden heutzutage größtenteils planare Puls- und zweidimensionale **Cine-Phasenkontrast-Sequenzen in Kombination mit der SSFP** Technik verwendet. Die exakte Kombination aller benötigten Pulssequenzen wird individuell an die klinische Indikation angepasst, was die Planung und Durchführung des MRT manchmal zu einer mühevollen und zeitintensiven Aufgabe macht und einiges an Erfahrung verlangt. Jeder dieser Faktoren trägt zu den benötigten Ressourcen der MRT bei. 4-dimensionale Phasenkontrast Anwendungen können manche dieser Probleme mittels Simultanaufnahmen lösen. Mittels dieser Technik können während der gesamten Aufnahmezeit Informationen über die Hämodynamik des Patienten/der Patientin gewonnen werden. In der Zukunft könnte mittels passender Software die Möglichkeit bestehen, die Funktion von allen Klappen direkt nach Datengewinnung zu interpretieren. Die Interpretation dieser 4D-Technik stellt jedoch aufgrund der schier Menge an gewonnenen Daten noch eine Herausforderung dar. Wird die 4D-Technik mit der Parallel-Imaging Technik kombiniert, kann die Aufnahmezeit der MRT zusätzlich verkürzt werden ohne dass das Risiko besteht, die Signalqualität dadurch negativ zu beeinflussen. Mittels routinierter Anwendung dieser sogenannten „Compressed-Sensing-Parallel-Imaging-4D-Phasenkontrasttechnik“ könnte die konventionelle CMR-Untersuchung verbessert werden,

indem die Sensitivität der Darstellung von hämodynamisch relevanten Shunts und Klappeninsuffizienzen steigt(28).

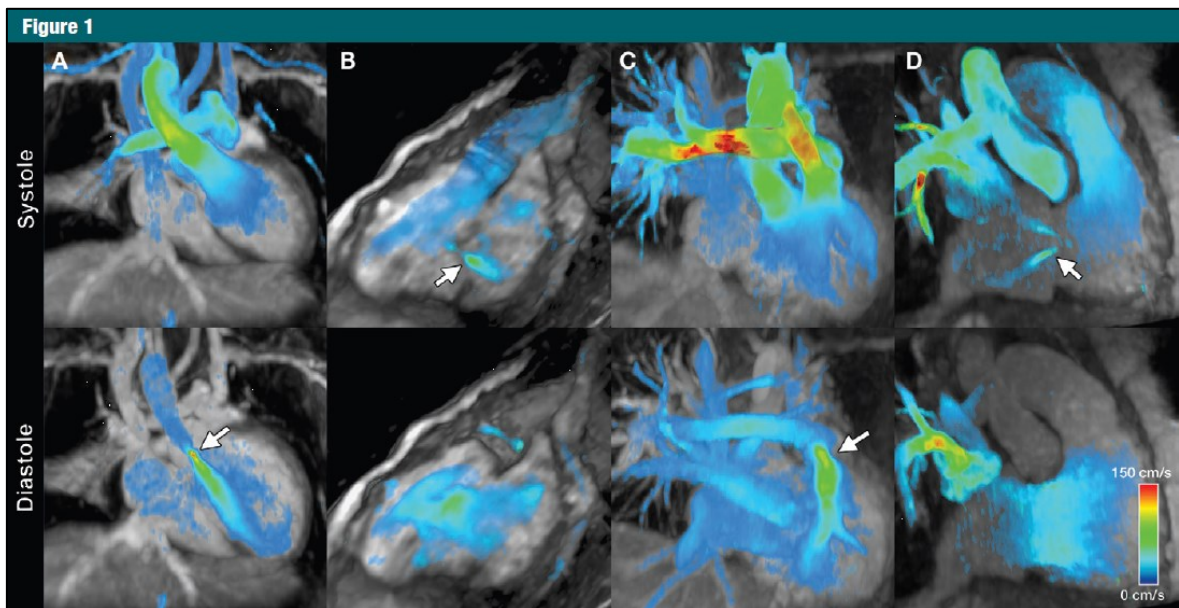


Abbildung 2: Beispiele zur Darstellung von Klappenregurgitationen mittels „Compressed-Sensing-Parallel-Imaging-4D-Phasenkontrasttechnik“.

Die Aufnahmen wurden an vier verschiedenen Patienten durchgeführt. Zu sehen ist ein diastolischer Blutrückfluss über die Aortenklappe während der Diastole (A), eine systolische transmitrale Regurgitation während der Systole (B), eine pulmonale Regurgitation bei Zustand nach Reparatur einer TOF (C) sowie ein Beispiel einer trikuspidalen Regurgitation (D). Die pathologischen Blutströme werden jeweils durch einen Pfeil gekennzeichnet. Abbildung und Erläuterung nach (27).

3.4.2 Die zeitliche und örtliche Auflösung

Die zeitliche Auflösung einer Flussmessung mittels Magnetresonanztomografie beträgt üblicherweise etwa 25 bis 45 Millisekunden, und ist somit kleiner als die der Dopplerechokardiografie, die ebenfalls für Flussmessungen verwendet werden kann.

Allerdings ist diese Auflösung der CMR für die meisten Fluss- und Geschwindigkeitsmessungen in der klinischen Routine ausreichend(29).

Zur Ermittlung der Ventrikelfunktion eines Patienten oder einer Patientin werden SSFP Sequenzen mit einer zeitlichen Auflösung von etwa 40 bis 60 Millisekunden und einer örtlichen Auflösung von 1-2mm x 1-2mm empfohlen(1).

3.4.3 Phasenkontrast-Geschwindigkeitsmessungen [VENC]

Für die Durchführung einer solchen Messung wird die Geschwindigkeit durch die Bildebene gemessen, also üblicherweise in Through-Plane Darstellung. Wie auch die Dopplerflussmessung ist auch die Flussmessung mittels Phasenkontrast durch gewisse

Einflüsse fehleranfällig. Um dies zu vermeiden, sollte vor der Untersuchung das **Velocity-Encoding** (welches im Englischen als VENC bezeichnet wird), also die Kodierungsgeschwindigkeit, vom Untersucher festgelegt werden. Sie sollte im Idealfall die erwartete Höchstgeschwindigkeit um 10-50% übersteigen. Wird sie zu hoch festgelegt, sinkt die Messgenauigkeit. Dies geschieht durch Verminderung der Phasenverschiebungen, die durch die Geschwindigkeit verursacht werden, in Relation zum Hintergrundrauschen, welches ungewollt auftritt(16). Durch den Anstieg dieses Hintergrundrauschens wird vor allem die Messung der Spitzengeschwindigkeit beeinflusst, weil sie durch das Rauschen maskiert werden könnte. Dies übt weniger Einfluss auf Messungen des Blutflusses aus, da das Rauschen über die gesamte Region Of Interest gemittelt wird. Demnach kann eine zu hoch angesetzte VENC toleriert werden, solange nicht die Spitzengeschwindigkeit die primäre Fragestellung der Untersuchung darstellt(21).

Unterschätzt im Gegensatz die angegebene VENC die Spitzengeschwindigkeit im zu untersuchenden Gefäß, resultiert dies im Auftreten von sogenannten Aliasing-Artefakten, auch als Wrap-around-Artefakte bekannt. Im Wesentlichen bedeutet dies eine „Überfaltung“ oder Überlagerung von Geschwindigkeitsmessungen innerhalb eines Voxels. Dies kann die Flussmessung beeinträchtigen. Dieses Phänomen ist allerdings einfach festzustellen, indem man jene Voxel überprüft, innerhalb denen im Normalfall Spitzenflussgeschwindigkeiten zu erwarten wären. Beim Vorliegen von Aliasing liegen hier umgekehrte Signalintensitäten wie in den Voxeln ihrer Umgebung vor. Zur Sicherheit wird empfohlen, bei Vorliegen von Aliasing die Flussmessung zu wiederholen.

Die Einheit der VENC wird üblicherweise in Zentimetern pro Sekunde angegeben. Sie legt sowohl die maximale als auch die minimale mittels Phasenkontrastmessung feststellbare Geschwindigkeit dar. Wird VENC etwa bei 100cm pro Sekunde festgelegt, können im Zuge dieser Phasenkontrast-MRT Untersuchung Geschwindigkeiten im Intervall zwischen +/-100 cm/sec adäquat dargestellt werden(21).

Eine weitere potentielle Fehlerquelle stellt das Auftreten von Signalverlust dar. Dieser tritt in Regionen auf, in denen turbulenter, nichtlinearer Fluss sowie eine hohe Bandbreite an gemessenen Geschwindigkeiten auftritt. Der Signalverlust wird hierbei durch die erheblichen Phasenverschiebungen aufgrund des turbulenten Blutstroms verursacht. Zum Beispiel liegt im Falle einer Klappenstenose im Zentrum des Blutstroms eine hohe Flussgeschwindigkeit vor, in der Peripherie jedoch niedrigere Geschwindigkeiten und

Flussturbulenzen(30). In der folgenden Abbildung wird dieser Signalverlust am Beispiel einer Aortenklappe erläutert.

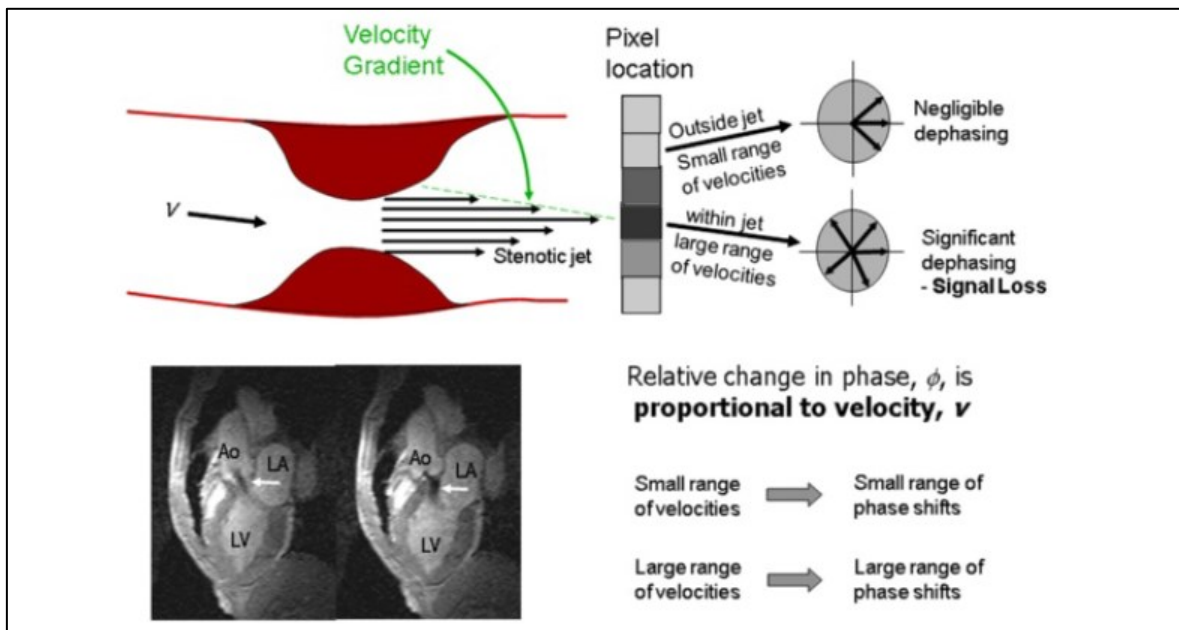


Abbildung 3: MRT- Geschwindigkeitsmessung an einer Klappenstenose.

Die Abbildung zeigt den Zusammenhang zwischen einer hohen Bandbreite von ermittelten Geschwindigkeiten und dementsprechend hohen Phasenverschiebungen, wodurch das Problem eines signifikanten Signalverlustes entstehen kann. Abbildung und Erläuterung nach (30).

Ein bedeutender Nachteil der Geschwindigkeitsmessung mittels Phasenkontrasttechnik ist die lange Dauer einer Untersuchung. Um die Geschwindigkeit in einer Richtung zu messen, sind zumindest 2 Aufnahmen erforderlich, um blutflussinduzierte Phasenverschiebungen von Störungen im Hintergrund (wie etwa durch Inhomogenität des Magnetfeldes) verlässlich zu separieren. Dreidimensionale Flussgeschwindigkeiten aufzuzeichnen, erfordert zumindest 4 Aufnahmen. Dies führt insgesamt zu signifikant verlängerten Scanzeiten im Vergleich zur Dopplerechokardiografie(31).

Als Vorschlag zur Verkürzung der Aufnahmezeit wurde die sogenannte k-t BLAST/k-t SENSE Technik präsentiert(32). Diese Technik erlaubt signifikante Beschleunigung der Aufnahmen. k-t BLAST und k-t SENSE unterscheiden sich in ihrer Rekonstruktionsstrategie, wenn Daten mehrerer Empfängerspulen verfügbar sind. Beide Methoden basieren allerdings auf der Beobachtung, dass Bewegungsdaten eine beachtliche Korrelation zu räumlichen und zeitlichen Faktoren aufweisen. Wenn diese Korrelation ausgenutzt wird muss während der Untersuchung nur noch eine geringere Datenmenge gewonnen werden, weil die fehlenden Daten im anschließenden Rekonstruktionsprozess

gewonnen werden können. Hierfür muss allerdings im Vorhinein zusätzliches Wissen über die genaue Signalverteilung erlangt werden. Diese Informationen werden aus Trainingsdatensätzen mit niedriger Auflösung gewonnen(31).

3.4.4 Die Through-Plane-Messung

Eine Through-Plane Aufnahme bedeutet eine Flussmessung mit Kodierung des durch die Schicht fließenden Blutes. Mit ihr kann sowohl die Maximalgeschwindigkeit eruiert werden als auch das Flussvolumen durch ein Gefäß. Die Messebene steht also **senkrecht zum Gefäßverlauf**(20).

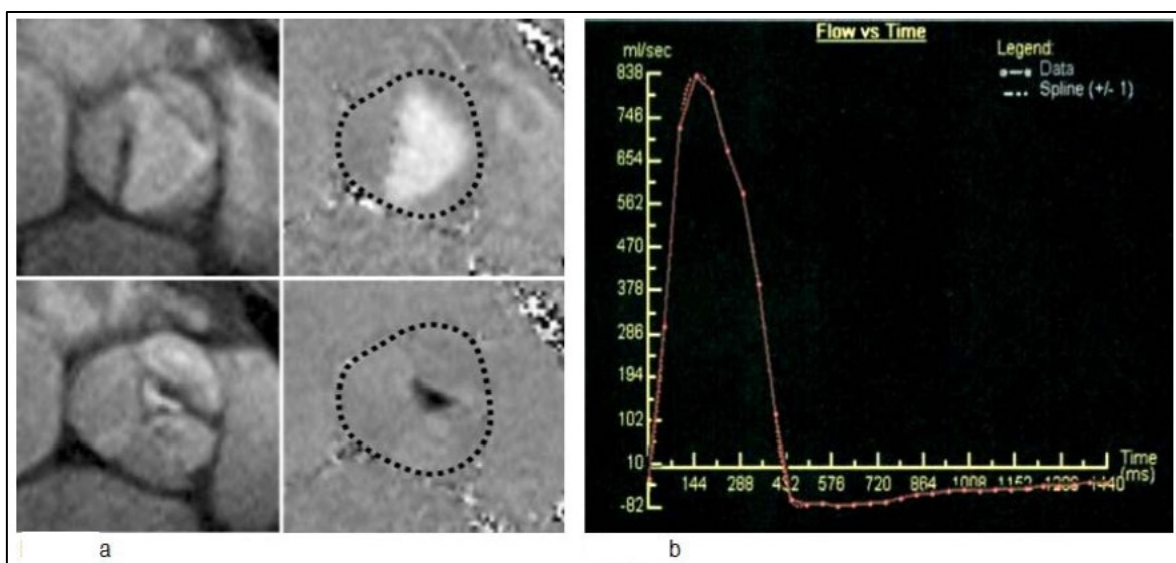


Abbildung 4: Beispiel einer Through-Plane-Aufnahme und transversalen Geschwindigkeitsmessung anhand einer Aortenklappe.

In Abbildung a erkennt man links oben die anatomische Aufnahme der Klappe während der Systole, links unten während der Diastole. Daneben jeweils VENC-Aufnahmen während derselben Phase des Herzzyklus. Der Rückwärtsfluss über die Klappe während der Diastole wird schwarz dargestellt, der Vorwärtsfluss während der Systole weiß. In Abbildung b wird nun das resultierende Fluss-Zeit-Diagramm ersichtlich. Abbildung und Erläuterung nach (28).

Mit dieser direkten Aufsicht auf eine Klappenöffnungsfläche kann die Flussgeschwindigkeit innerhalb jedes einzelnen Voxels gemessen werden und somit eine „Region of Interest“ festgelegt werden. Nun kann der Fluss über den gesamten Herzzyklus analysiert werden, um physiologischen Blutfluss von einem Rückstrom zu unterscheiden und diesen zu quantifizieren(33). Die Through-Plane Messung stellt die bevorzugte Methode da, um in der CMR Geschwindigkeiten zu messen, da sie weniger anfällig für Fehler ist als In-Plane-Sequenzen(14), und einzigartig, da sie nicht auf komplexe Gleichungen angewiesen ist wie etwa die Echokardiografie und der Herzkatheter(29).

Der momentane Blutfluss kann berechnet werden, indem die Geschwindigkeiten aller Voxel an einem bestimmten Zeitpunkt mit der Fläche des Gefäßes multipliziert werden(25).

Am präzisesten können Flussmessungen durchgeführt werden, wenn die Through-Plane-Messung genau im rechten Winkel zur Hauptflussrichtung platziert wird(21).

3.4.5 Die In-Plane-Messung

In-Plane Messung bedeutet eine Flussmessung innerhalb der Messebene, also mit Kodierung des innerhalb der Schicht fließenden Blutes(20).

Eine In-Plane-Darstellung stellt im Prinzip die **Längsaufnahme des betreffenden Gefäßes** dar. Sie bietet im Falle einer erhöhten Blutflussgeschwindigkeit die Möglichkeit, den Ursprung und die Richtung dessen zu eruieren und ermöglicht es, die optimale Schicht für eine darauffolgende Through-Plane-Messung herauszufinden(4, 29).

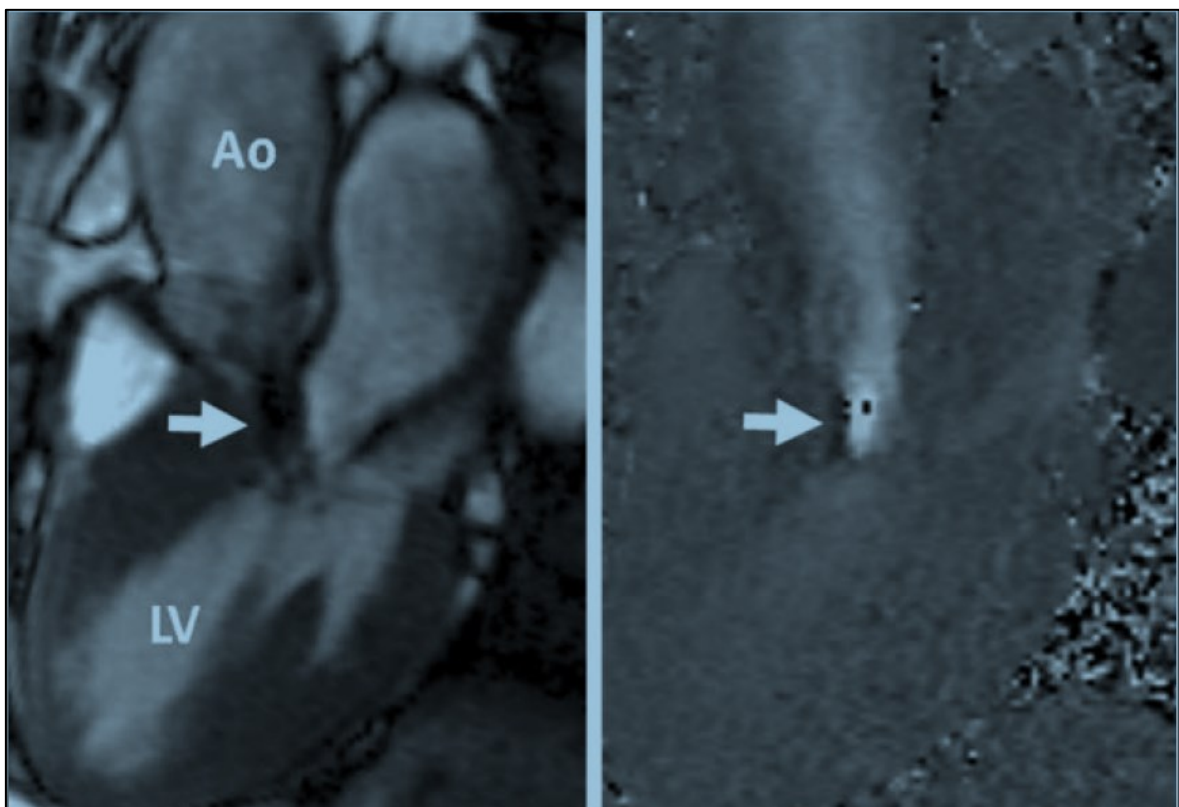


Abbildung 5: Beispiel einer In-Plane-Phasenkontrast-Geschwindigkeitsaufnahme. 3 Kammerblick eines Patienten mit dynamischer linksventrikulärer Obstruktion. Im linken Bild sieht man die Cine-Aufnahme, im rechten Bild die korrespondierende Phasenkontrastaufnahme in In-Plane Darstellung. Die Pfeile zeigen jeweils an den Ort der höchsten ermittelten Geschwindigkeit. Abbildung und Erläuterung nach (28).

Es sollte festgehalten werden, dass In-Plane-Sequenzen weniger geeignet

als Through-Plane-Sequenzen sind, um Spitzengeschwindigkeiten bei Stenosen zu eruiieren(14, 29). Sie sind nur in der Lage, den Blutfluss in eine Richtung zu messen. Somit werden dreidimensionale Strömungseigenschaften nur unzureichend aufgezeichnet und berücksichtigt. Allerdings kann mittels In-Plane-Messung genau eruiert werden, in welchem Teil des Gefäßes der stärkste Blutfluss vorhanden ist(25). Die Spitzengeschwindigkeit im jeweiligen Blutgefäß kann nur adäquat bestimmt werden, solange die Ebene der Flussmessung exakt mit der Richtung des Blutflusses übereinstimmt(21).

3.4.6 Fehlerquellen und Möglichkeiten zur Korrektur

Im Rahmen der Anwendung der Phasenkontrast-Technik können gewisse Probleme auftreten, die von unterschiedlichen Faktoren abhängen. Die verlässliche Anwendung der Methode ist abhängig von der Homogenität des angelegten Magnetfeldes und eines gleichmäßigen, laminaren Blutflusses. Dementsprechend ist bei Vorliegen von Magnetfeld-Inhomogenität, aber auch bei sehr hohen Flussgeschwindigkeiten (im Allgemeinen über 3,5-4 Metern pro Sekunde) sowie turbulentem Blutfluss mit Störungen und Abweichungen der Ergebnisse zu rechnen. Um diese Messfehler bestmöglich zu umgehen, wird empfohlen die Phasenkontrastmessung im Isozentrum des Gefäßes durchzuführen. Hier weist das magnetische Feld erfahrungsgemäß die größte Homogenität auf. Außerdem sollen turbulente, vom homogenen Magnetfeld abweichende Voxel bei der Auswertung der Aufnahmen ignoriert werden(25).

Für Fehler bei Flussmessungen mittels Phasenkontrast Magnetresonanztomografien gibt es noch weitere Ursachen: neben dem oben bereits erwähnten Signalverlust durch komplexen oder turbulentem Blutfluss im Untersuchungsgebiet spielt das Auftreten von „Aliasing“ bei fehlerhafter Festlegung der VENC eine Rolle. Außerdem kann es bei Bewegungen innerhalb der Bildebene oder lokalen, nicht kompensierbaren elektrischen Wirbelströmen zu Störungen der Ergebnisse kommen(21, 34-36).

Fehler bei Geschwindigkeitsmessungen können sowohl positive als auch negative Verschiebungen der Ergebnisse bedeuten. Sie können an Geschwindigkeitsausschlägen im stationären Gewebe erkannt werden, welche sich tendenziell mit größerem Abstand vom Zentrum der Abbildung verstärken. Hierdurch werden Areale mit tatsächlich vorhandenem Blutfluss beeinflusst. Die Ausprägung dieses Einflusses ist unvorhersehbar und verändert sich nach Änderung von Aufnahmeparametern, wie etwa der Orientierung der

Schichtaufnahmen. Trotz der typischerweise geringen Ausprägung von etwa 1 bis 2 Zentimetern pro Sekunde beeinflussen sie Flussmessungen, weil diese auf Summation der Geschwindigkeiten über den gesamten Gefäßquerschnitt sowie des gesamten Herzzyklus basieren. Aufgrund dieser Summierungen akkumulieren die Fehlmessungen im Hintergrund und verursachen möglicherweise signifikante Messfehler(36).

Software Pakete zur Analyse von Flussmessungen mittels Phasenkontrast-MRT verfügen üblicherweise über die Option, im Hintergrund aufgenommene Daten zu subtrahieren. Dies kann prinzipiell genutzt werden, um Hintergrundstörungen (sogenannte „Phase-Offsets“) oder Bewegungen von umgebenden Strukturen zu kompensieren. Hierfür wird automatisch oder manuell ein Areal festgelegt, welches zur Repräsentation der Störfaktoren dienen soll. Messwerte aus diesem Areal werden von den Messergebnissen der Region of Interest (ROI) innerhalb des Gefäßes subtrahiert. Das Hintergrundareal sollte nahe der ROI liegen und so großflächig wie möglich sein. Es darf außerdem keine Blutgefäße oder Luft beinhalten. Es kann allerdings schwierig sein, diese Kriterien bei der Herzbildgebung einzuhalten. Im Allgemeinen gilt erhöhte Vorsicht bei der Anwendung solcher Software, da diese in manchen Fällen durch ihre Anwendung mehr Störungen hervorrufen kann als sie beseitigt. Im individuellen Fall ist eine genaue Einschätzung der Wirksamkeit schwierig. Die Autoren und Autorinnen des vorliegenden Artikels limitieren die Anwendung dieses Verfahrens auf seltene Fälle mit besonders hoher Rate an Störfaktoren. Außerdem wurde die Wirksamkeit einer verkleinerten Repetitions- sowie Echozeit getestet, woraus eine verbesserte zeitliche Auflösung und Bildqualität resultierte. Eine Verkleinerung der TE führte außerdem zu geringerer Sensitivität der Messungen gegenüber Bewegungsartefakten und Störungen durch turbulenten Blutfluss, jedoch wurde auch das Signal-Rausch -Verhältnis verringert. Demnach kann es notwendig sein, die TE höher einzustellen um exzessives Hintergrundrauschen zu vermeiden(21).

Eine Gruppe von Wissenschaftlern und Wissenschaftlerinnen beschäftigte sich mit der Verwendung einer hochmodernen dynamischen Magnetfeld-Kamera um Phase-Offsets zu korrigieren. Es wurde ein schneller, sequenzspezifischer Kalibrierungsvorgang beschrieben, welche unter marginalem Zeitaufwand zum Protokoll einer Phasenkontrast-MRT hinzugefügt werden kann. Diese Kalibrierung führte laut der vorliegenden Studie zu einer Abschwächung des Phase-Offsets mit einer verbleibenden Abweichung vom festgelegten VENC-Rahmen von weniger als 0,5Prozent. Diese Art der Kalibrierung wurde als effizient beschrieben, um Hintergrund-Geschwindigkeits-Störungen festzustellen und die Verlässlichkeit von Phasenkontrast-Aufnahmen zu verbessern(37).

3.5 Gleichungen und Formeln

Mit der sogenannten **Kontinuitätsgleichung** kann man die effektive Klappenöffnungsfläche feststellen(38). Bei der standardmäßigen Anwendung erfolgt die Schätzung eines Schlagvolumens mittels Multiplikation des Velocity-Time-Integrals (VTI) mit der Querschnittsfläche des festgelegten Gefäßabschnittes. In weiterer Folge wird davon ausgegangen, dass das Schlagvolumen innerhalb verschiedener Gefäßabschnitte stets gleich groß sein muss, egal ob eine Stenose vorliegt oder nicht. Die Phasenkontrast-CMR kann das Schlagvolumen mittels Through-Plane Aufnahmen und Bestimmung von Ventrikelvolumina direkt bestimmen(39).

Die Verwendung der Kontinuitätsgleichung um eine effektive Klappenöffnungsfläche (EOA) zu bestimmen, erfolgt sowohl in Kombination mit der Magnetresonanztomografie als auch mit der Echokardiografie(40).

Etwa im Falle der Aortenklappe würde die Kontinuitätsgleichung zur Berechnung der Klappenfläche lauten: $LVOT[VTI] \times LVOT [area] = AV [VTI] \times AV [area]$ (41).

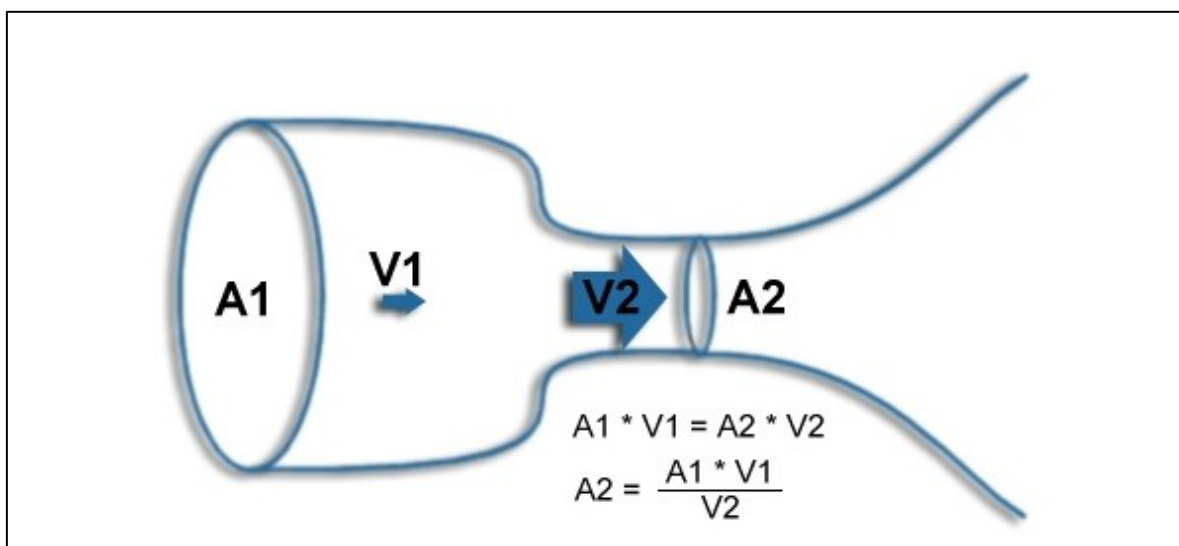


Abbildung 6: Die Kontinuitätsgleichung als Standardmethode zur Berechnung von Öffnungsflächen, vor allem bei Aortenstenose. A_2 stellt die Fläche der Stenose dar, A_1 die des LVOT. V_2 steht für das VTI der Stenose, V_1 für das VTI des LVOT. Setzt man die mittels CMR ermittelten Werte in die abgebildete Gleichung ein, kann auf einfache Weise die Öffnungsfläche der Stenose (A_2) festgestellt werden. Abbildung und Erläuterung nach (42).

Sind nun also die Öffnungsfläche des LVOT sowie die Geschwindigkeiten im LVOT und im Stenoseareal bekannt, kann mittels dieser Gleichung die Öffnungsfläche der Stenose errechnet werden(42).

Mittels der sogenannten „**modifizierten Simpsonregel**“ können das linksventrikuläre enddiastolische und endsystolische Volumen ermittelt werden(43). Im Rahmen einer Studie wurde bei der Anwendung der Simpsonregel in der TTE verglichen mit der CMR die Volumina in der TTE signifikant unterschätzt(17).

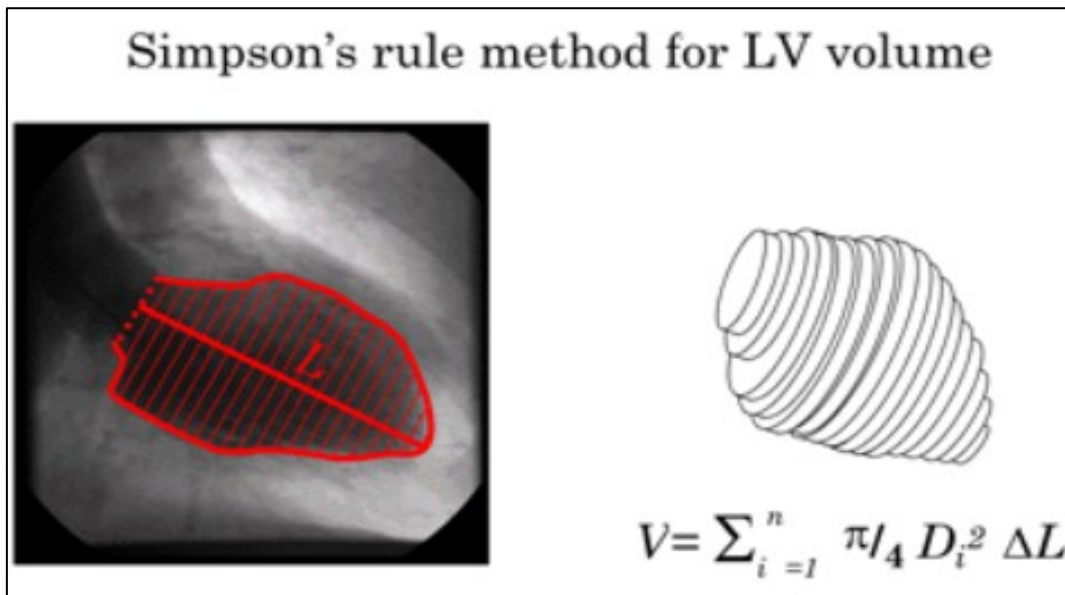


Abbildung 7: Die Anwendung der Simpsonregel am Beispiel des linken Ventrikels. Links: enddiastolischer RAO-Blick, die rote Linie bezeichnet das Endokard. L steht für die axiale Länge des LVs. Rechts: Die Summe der einzelnen berechneten Volumina. Die anschließende Anwendung der Simpsonregel erlaubt eine stufenlose Berechnung des LV-Volumens. Abbildung und Erläuterung nach (44).

Die **modifizierte Bernoulli-Gleichung**, lautet $4 \times V^2 = \text{MPG}$ (Mittlerer Druckgradient) und kann zur Berechnung transvalvulärer Druckgradienten verwendet werden, wobei das Ergebnis der Gleichung die mittlere transvalvuläre Geschwindigkeit repräsentiert. Im Jahre 2013 verglichen Garcia et al. diese Art der Berechnung des mittleren Druckgradienten sowohl mit der CMR als auch mit der TTE bei Patienten und Patientinnen mit Aortenstenose. Die ermittelten Ergebnisse unterschieden sich signifikant voneinander ($p < 0,001$) und der Stenosegrad wurde von der CMR regelhaft unterschätzt (Bias = -6,5mmHg), bei steigender Schwere der Erkrankung wurde diese Unterschätzung der Ergebnisse deutlicher(38).

Eine weitere Formel ist die sogenannte **Gorlin-Formel**. Diese lautet: $\text{AVA} = (\text{CO}/\text{DFP}$ oder $\text{SEP} \times \text{HR}) / (44,3 \times \sqrt{\text{MPG}})$. Basierend auf einer Studie, welche das Grading der Aortenstenose mittels TTE und dem Herzkatheter als inkonstant ermittelte(45), wurde diese Formel (eine Mischung zwischen der Kontinuitätsgleichung und der Bernoulli-

Gleichung) vorgeschlagen, um die Diskrepanz der Messung des mittleres Druckgradienten zwischen TTE und CMR auszugleichen, indem die zuvor mittels der CMR ermittelten Daten in diese Formel integriert wurden(46). Mit der **modifizierten Gorlin-Formel** kann mit der MRT ohne Kenntnis des Druckgradienten die Klappenöffnungsfläche bestimmt werden: $AÖF = SV / (V_{max} \times T_{syst})$. Die Einheit des SV(Schlagvolumens) wird in ml angegeben, die V_{max} (maximale aortale Flußgeschwindigkeit) in cm/sec und die T_{syst} (Dauer der Systole) in msec(47).

3.6 Darstellung und Untersuchungen der Herzklappen in der MRT

3.6.1 Die Aortenklappe

Um die bestmögliche Darstellung einer Aortenklappe in der CMR sicherzustellen, wurde 2013 im Rahmen des jährlichen Kongresses der Society for Cardiovascular Magnetic Resonance empfohlen, zuerst eine Darstellung des Linksventrikulären Ausflustraktes (LVOT) sowie eine 3-Kammer-Darstellung anzufertigen, um dann ausgehend von diesen Bildern die beste Schnittebene durch die Aortenklappe zu bestimmen(48). Zusätzlich zu einer LVOT-Aufnahme wird eine koronare Schichtaufnahme zur Visualisierung einer Aortenklappe angeführt(18, 49).

Eine korrekte und qualitativ hochwertige Darstellung der Aortenklappe ist zur Erkennung und Einschätzung einer Erkrankung in diesem Bereich des Herzens oftmals unerlässlich. Da die Klappen des linken Herzens häufiger von erworbenen Herzklappenerkrankungen betroffen sind als die des rechten Herzens(6), waren diese auch häufiger Thema der im Rahmen dieser Arbeit zitierten Studien. Eine Möglichkeit der Darstellung der Aortenklappe stellt die direkte Planimetrie dar. Diese Methode ist unabhängig von Messungen von Druckgradienten und Kalkulationen, und gilt daher möglicherweise als weniger abhängig von Vor- und Nachlaständerungen(50). Aufgrund dessen wird empfohlen, sofern möglich, das Aortenklappenareal immer mittels direkter Planimetrie festzustellen und alternativ die Kontinuitätsgleichung zu verwenden(18), in deren Rahmen die geschwindigkeitskodierte Phasenkontrastdarstellung(VEPC) zur Errechnung von Geschwindigkeiten zum Einsatz kommt(22).

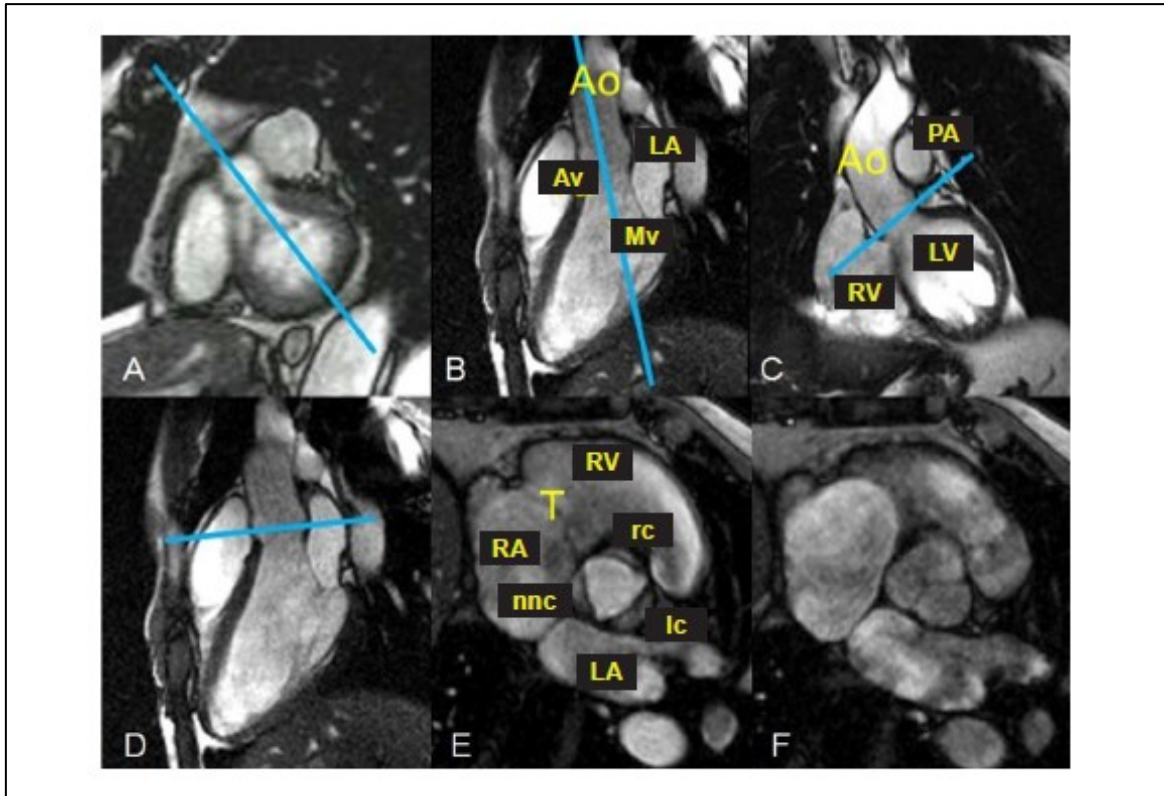


Abbildung 8: Abbildung der Aortenklappe.

A: Short-Axis-Aufnahme mit LVOT. B: Dreikammerblick. C: Koronaraufnahme der Aorta Ascendens. D: Festlegung der Aortenklappe im Dreikammerblick. E: Offene Aortenklappe. F: Geschlossene Aortenklappe. Abbildung und Erläuterung nach (49).

2005 untersuchten Thomas et al. an 15 Patienten und Patientinnen die **direkte Darstellung des Aortenklappenareals (AVA) mittels CMR-Planimetrie** und verglichen sie mit Gradientenmessungen, welche die TTE mittels der Kontinuitätsgleichung lieferte. Die Untersuchung ergab allerdings keine signifikante Korrelation zwischen den Ergebnissen der beiden Untersuchungen(9).

2006 wurden 39 Patienten und Patientinnen mit diagnostizierter AS von Reant et al. mittels TTE, TEE Herzkatheter und CMR untersucht, um diese bildgebenden Modalitäten zu vergleichen. Die Ergebnisse der MRT unterschieden sich nicht signifikant von jenen von der TEE ($P=0,79$) sowie des Herzkatheters ($P=0,10$), jedoch sehr wohl von jenen mit der TTE ($P<0,01$). Weiters wurde eine regelhafte Überschätzung des Aortenklappenareals festgestellt, sowohl mittels CMR als auch mittels TTE (jedoch in geringerem Ausmaß)(51).

Eine andere Studie verglich die direkte Planimetrie sowie die VEPC (Velocity-Encoded-Phasenkontrast) Methode mittels MRT, und fand eine starke Korrelation zwischen beiden Messungen, die mittlere Differenz beider Untersuchungsmethoden ergab $0,05 \pm 0,15 \text{ cm}^2$.

Die Planimetrie ist meist die beliebtere Methode, da die Aufnahmezeit im Normalfall eine kürzere ist als bei der VEPC Methode, und demnach auch ein eventuell notwendiges Luftanhalten des Patienten oder der Patientin verkürzt werden kann(22).

Pouleur et al. untersuchten ebenfalls die Korrelation zwischen Geschwindigkeitsmessungen und direkter Planimetrie mittels CMR sowie Echokardiografie. Die transvalvulären Spitzengeschwindigkeiten, die mittels CMR errechnet wurden, ergaben eine systematische Überschätzung der Werte, korrelierten jedoch trotzdem gut mit den Ergebnissen der TTE ($r=0,95$; $P<0,001$).

Auch der erfolgte Vergleich der Anwendung der Kontinuitätsgleichung mittels CMR und TTE zeigte eine hohe Korrelation ($r=0,91$), obwohl auch hier eine systematische Überschätzung der Werte durch die CMR vorlag.

Die Ergebnisse der Planimetrie mittels CMR sowie TEE korrelierten ebenfalls stark, jedoch überschätzten beide Modalitäten die Ergebnisse der Kontinuitätsgleichung. Die Autoren und Autorinnen erklärten sich dieses Phänomen damit, dass mit der Planimetrie die Fläche der Aortenklappe während ihrer maximalen Öffnung gemessen wird, während mit der Kontinuitätsgleichung die Öffnung der Aortenklappe über die gesamte Systole integriert wird und dies grundsätzlich zu niedrigeren Ergebnissen führt. Außerdem wurde bemerkt, dass diese Messunterschiede zwischen Planimetrie und Kontinuitätsgleichung bei Probanden und Probandinnen mit Aortenstenose weniger ausgeprägt waren als bei jenen mit gesunder Klappe(23).

2009 untersuchte eine weitere Studie die Messung des Aortenklappenareals(AVA), des Velocity-Time-Integrals (VTI), des Blutflusses und der Spitzengeschwindigkeit in der Aorta mittels CMR sowie den In-vivo Effekt einer verkürzten Echozeit auf diese Werte. Außerdem wurden dieselben Werte mittels Echokardiografie ermittelt und mit jenen der CMR verglichen. Das mittlere gemessene Schlagvolumen erwies insgesamt Ähnlichkeiten zwischen CMR sowie Doppler-Echokardiografie (87 mL beziehungsweise 81,1mL als Mittelwert), allerdings mit schlechterer Übereinstimmung innerhalb von einzelnen Patienten und Patientinnen. Die CMR unterschätzte sowohl die gemessenen Spitzengeschwindigkeiten als auch das Velocity-Time-Integral im Vergleich zur Echokardiografie um durchschnittlich etwa 10%. Die direkte Planimetrie der AVA mittels SSFP Aufnahmen korrelierte gut mit der Echokardiografie. Bei einer Verringerung der Echozeit auf bis zu 1,5ms verblieb die Korrelation zwischen Echokardiografie und der MRT suboptimal(52).

Viele Studien zur Magnetresonanztomografie bezüglich der Aortenklappe befassen sich mit der direkten Planimetrie der stenosierten Klappe.

Im Gegensatz dazu verglichen Defrance et al. die Darstellung der Aortenklappe mittels TTE mit drei verschiedenen **Phasenkontrast-CMR Methoden** (2 Methoden basierten auf der Kontinuitätsgleichung, die dritte basierte auf der sogenannten Hakki-Formel). Der maximale sowie der mittlere Druckgradient wurden bei der TTE Untersuchung mittels der modifizierten Bernoulli Gleichung errechnet. Demgegenüber wurden CMR-Phasenkontrast SSFP Sequenzen und die VENC Technik angewendet (VENC=2m/s für die Darstellung des linksventrikulären Ausflusstraktes sowie VENC=5m/s bei Verdacht auf Stenose, im Bedarfsfall wurde die VENC weiter erhöht). Die Messung der transvalvulären Maximalgeschwindigkeit ergab einen hohen Korrelationskoeffizienten zwischen CMR und TTE ($r=0,92$, $P<0,0001$) sowie eine leichte, jedoch signifikante Unterschätzung der Geschwindigkeiten vonseiten der CMR ($P<0,0001$, die mittlere Abweichung betrug $-29,5\pm 62,2$ cm/s). Wiederum wurde das sogenannte Velocity-Time-Integral (VTI) mittels der beiden Modalitäten verglichen, wobei ebenfalls eine Unterschätzung durch die CMR vorlag (die mittlere Abweichung betrug hierbei -19 ± 21 cm). Zusätzlich unterschätzte die Phasenkontrast-MRT auch den transvalvulären mittleren Druckgradienten im Vergleich zur TTE (bei einer mittleren Abweichung von -12 ± 15 mmHg), allerdings korrelierten die Ergebnisse beider Verfahren trotzdem sehr gut miteinander ($P<0,0001$)(53).

Bei Vorliegen einer **Insuffizienz** einer Taschenklappe, zu denen die Aortenklappe zählt, lautet eine Empfehlung, eine Through-Plane Messung unmittelbar oberhalb des Sinus Valsalvae durchzuführen. Dabei verhält sich das gemessene Regurgitationvolumen indirekt proportional zur Entfernung der Messebene von der Klappe, es sinkt also mit steigender Entfernung. Die direkte Messung innerhalb der Aortenklappe wird nicht empfohlen, da diese Klappe starken Translationsbewegungen während des Herzzyklus unterworfen ist. Aufgrund der geringeren zeitlichen Auflösung der MRT werden Regurgitationsvolumina im Vergleich zur Echokardiografie vor allem bei leichten Insuffizienzen eher unterschätzt(20).

Eine weitere Studie untersuchte die CMR auf ihre Anwendbarkeit bezüglich Identifikation, Progression und Operationsindikation bei aorteninsuffizienten Patienten und Patientinnen. Dies geschah mittels Evaluierung von Regurgitation sowie linksventrikulären Parametern (Volumina, Funktion). 113 Probanden und Probandinnen wurden mittels Cine-

SSFP-CMR Sequenzen untersucht und ihre Krankheitsgeschichten bis zu 9 Jahre lang verfolgt.

Im Falle der Regurgitationsfraktion zeigte die Festsetzung einer Grenze bei $>33\%$ eine hohe Sensitivität (85%) und Spezifität (92%) bei der Feststellung, welche der Patienten/Patientinnen in Zukunft an Symptomen ihrer Erkrankung leiden beziehungsweise eine Operation benötigen würden. Nach 2 Jahren zeigte sich bei den Probanden und Probandinnen mit einer Regurgitationsfraktion unter 33% eine Überlebensrate ohne Operation von 95%, während in der Gruppe mit einer Regurgitationsfraktion von über 33% dieser Wert auf 33% ($P < 0,0001$) gesunken war.

Die Quantifizierung der Klappenregurgitationfraktion zeigte von allen gemessenen Parametern die beste Assoziation mit dem klinischen Outcome der Patienten und Patientinnen, im Vergleich etwa mit der Evaluierung linksventrikulärer Funktionen und Volumina oder des linksventrikulären enddiastolischen Volumens(33).

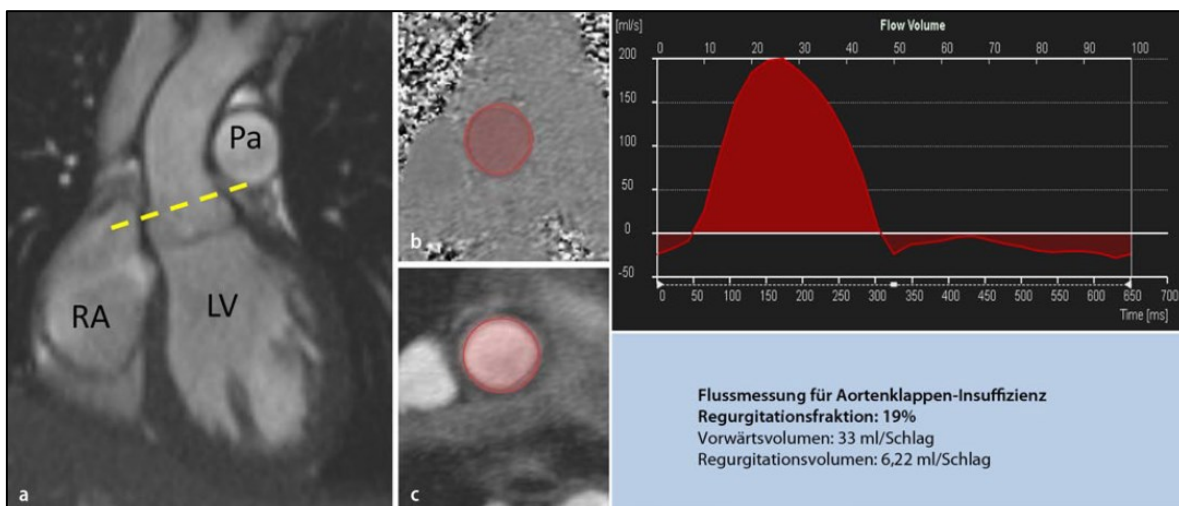


Abbildung 9: Darstellung einer Aortenklappeninsuffizienz.
a: Bestimmung der optimalen Ebene für die Flussmessung. b: Phasenkontrastbild. c: Magnitudenbild. Das Diagramm zeigt den Blutfluss über die Aortenklappe. In diesem Fall liegt eine Regurgitationsfraktion von 19% mit einem mittleren Regurgitationsvolumen von 6,22mL/Herzschlag vor.
Abbildung und Erläuterung nach (54).

2013 untersuchten Garcia et al. mittels CMR die Aortenklappe, den LVOT und den Zusammenhang der Untersuchungsergebnisse mit einer eventuellen schlechten **Zukunftsprognose von Patienten und Patientinnen mit vorliegender Aortenklappenstenose**. Die valvuläre Hämodynamik sowie die transvalvulären Druckgradienten wurden erst durch TTE mittels Bernoulli-Gleichung bestimmt, außerdem wurde die effektive Klappenöffnungsfläche mittels Kontinuitätsgleichung ermittelt. Cine -

SSFP-CMR Sequenzen mit 30 Phasen pro Herzzyklus wurden nachfolgend durchgeführt, um die kardiale Funktion zu überprüfen, und den linksventrikulären Ausflusstrakt oberhalb der Klappenebene darzustellen. Die zuerst mittels TTE festgestellten Spitzengeschwindigkeiten wurden in weiterer Folge für die CMR als VENC angenommen, um eine optimale Auflösung zu gewährleisten. Die untersuchten Parameter wurden mit dem Plasmalevel des NT-pro-BNP verglichen, um eine Aussage über den Zusammenhang mit dem klinischen Outcome des Patienten oder der Patientin machen zu können(55).

Zur Evaluation der Schwere einer Aortenstenose kann die **effektive Klappenöffnungsfläche (EOA)** errechnet werden. Diese muss von der anatomischen Klappenöffnungsfläche unterschieden werden, welche in der Regel größer als die EOA ist. Dies ist dadurch bedingt, dass sich distal der Klappenöffnung der Blutfluss physiologisch verengt. Die EOA wurde 2011 von Garcia et al. bei 31 Probanden und Probandinnen mittels TTE und CMR erfasst. Die Studie ergab eine gute Korrelation und Übereinstimmung zwischen beiden Verfahren. Die TTE ergab einen mittleren Wert von $1,53 \pm 0,67 \text{cm}^2$, die CMR $1,59 \pm 0,73 \text{cm}^2$.

In derselben Studie wurden außerdem linksventrikuläre Flussgeschwindigkeiten und Schlagvolumina mittels der beiden Bildgebungen gemessen. Die TTE ergab schnellere Flussgeschwindigkeiten als die CMR (Mittlere Differenz=14cm/sek), was darauf zurückgeführt werden könnte, dass mittels TTE nur der zentrale Blutfluss im LVOT gemessen wird und ein linearer, homogener Blutfluss angenommen wird. Im Gegensatz dazu wird die CMR-Messung dadurch verzerrt, dass unregelmäßige Ströme vor allem im vorderen und rechten Teil des LVOT miteinberechnet werden(56).

Mittels CMR kann die EOA noch auf andere Art und Weise erfasst werden. Zwei direkte Methoden, die EOA mit einer einzelnen Geschwindigkeitsmessung distal der Stenose zu messen, wurden 2012 vorgestellt. Dabei wird das sogenannte Acoustical-Source-Term (AST) - Konzept eingesetzt, eine Methode die im Wesentlichen darauf beruht, die aufgrund des stenosierten Abschnittes erzeugten Geräusche zu erfassen. Um dann die direkte EOA zu ermitteln wird eine Spitzengeschwindigkeitsmessung während der Systole benötigt. Die erste Methode wird „Jet Shear Layer Detection (JSLD) -method“ genannt, die andere Methode ist die „Effective orifice area using single plane velocity truncation (SPVT) measurement method“. Die beiden Methoden unterscheiden sich in der Bearbeitung der durch die CMR gewonnenen Informationen. Beide neuen Anwendungen zeigten im Versuch eine gute Korrelation mit EOA Berechnungen mittels

Kontinuitätsgleichung in der TTE und der CMR. Die durchschnittliche Fläche der EOA wurde mittels TTE bei $1,46 \pm 0,64 \text{ cm}^2$ festgelegt. Die CMR in Kombination mit der Kontinuitätsgleichung kam zu einem Ergebnis von $1,69 \pm 0,73 \text{ cm}^2$, die JSLD-Methode ergab $1,57 \pm 0,90 \text{ cm}^2$ und die SPVT Methode ergab $1,58 \pm 0,94 \text{ cm}^2$. Insgesamt zeigten die Ergebnisse der Kontinuitätsgleichung eine gute Übereinstimmung mit der JSLD-Methode ($r=0,93$) sowie mit der SPVT Methode ($r=0,88$)(40).

3.6.2 Die Mitralklappe

Um die Mitralklappe darzustellen zu können, werden folgende Schichtaufnahmen angeführt: eine Aufnahme des LVOT, eine Horizontal-Long-Axis Aufnahme sowie eine Vertikal-Long-Axis Aufnahme(18). Eine andere Empfehlung lautet, eine 2-Kammer, 3-Kammer sowie eine 4-Kammer-Darstellung zu wählen und mithilfe dieser Bilder die adäquate Ebene durch die Mitralklappe zu eruieren(48).

Eine Aufnahme dieser Klappe wird in die Ebenen M1 bis M6 eingeteilt.

Die Mitralklappe ist wie die Aortenklappe im linken Herzen gelegen und insgesamt häufiger von erworbenen Herzklappenfehlern betroffen als die Klappen des rechten Herzens. Um diese Erkrankungen auch verlässlich diagnostizieren zu können, wird eine aussagekräftige Bildgebung der Mitralklappe häufig benötigt.

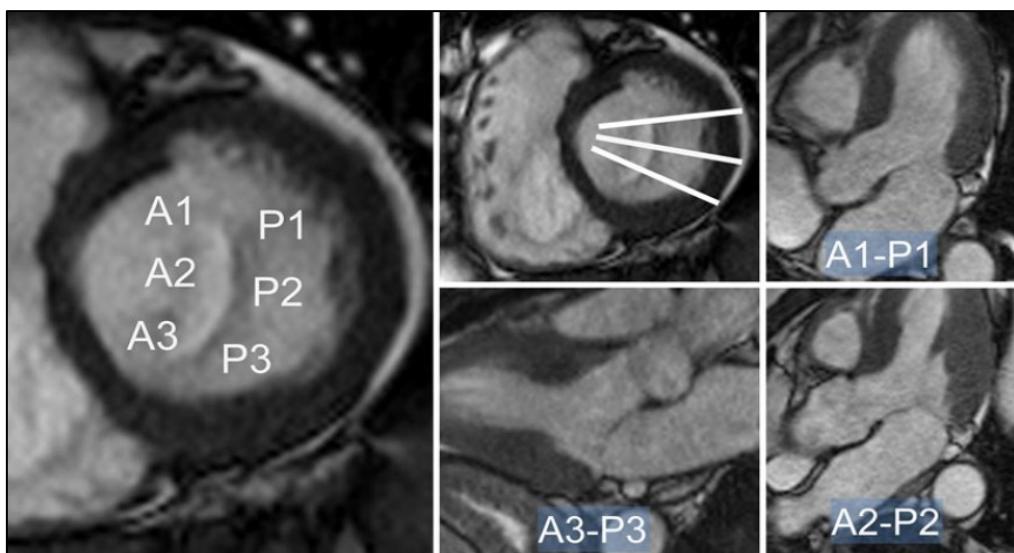


Abbildung 10: Planungsebenen und Resultate für die Abschnitte M1–6 der Mitralklappe. Ausgehend von einer En-face-Darstellung der Mitralklappe werden die Adaptationsebenen der anterioren und posterioren Klappenabschnitte eingezeichnet. Hier das Beispiel einer normalen Mitralklappe mit regelrechter Adaptation der Abschnitte A1 bis P3. Abbildung und Erläuterung nach (54).

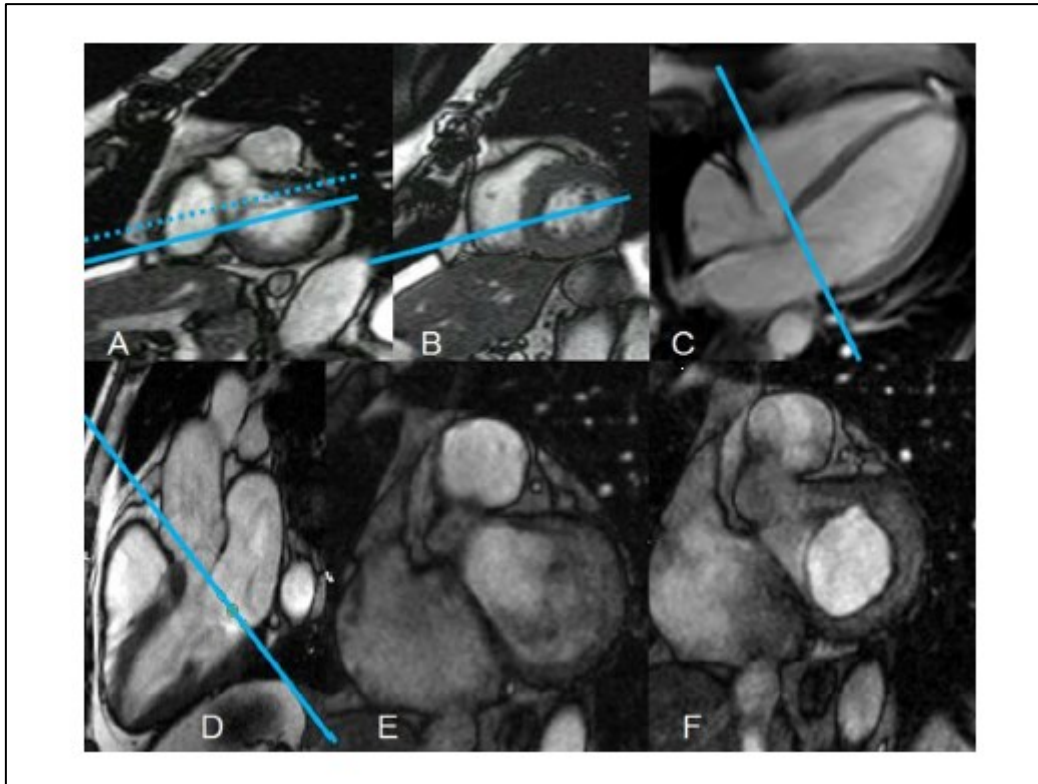


Abbildung 11: Abbildung der Mitralklappe.

A+B: Basale Short-Axis-Aufnahme mit LVOT. Die vollständige Linie zeigt die richtige Ebene für die 4-Kammer-Aufnahme. C: 4-Kammer-Aufnahme. D: Drei-Kammer-Aufnahme oder LVOT. E: Geschlossene Mitralklappe. F: Offene Mitralklappe. Abbildung und Erläuterung nach (49).

Die Standardmethode zur Evaluation und Nachsorge einer Mitralklappenstenose stellt die transthorakale Echokardiografie dar. Sie ist nichtinvasiv, sehr gut verfügbar und einfach durchzuführen. Allerdings zeigt sie Limitationen bei Patienten und Patientinnen mit schlechtem Schallfenster und ist untersucherabhängig in Hinblick auf Erfahrung und individueller Einschätzung der Ergebnisse(57).

Helvacioğlu et al. verglichen die **direkte Planimetrie** sowie die Messung von transmitralen diastolischen Geschwindigkeiten sowohl mittels der CMR als auch der TTE. Die Mitralklappenfläche wurde durch direkte Planimetrie mittels Short-Axis Aufnahmen ermittelt, außerdem wurden Through-Plane Phasenkontrast Aufnahmen parallel zu den Mitralklappenflügeln durchgeführt. Der Durchschnittswert des Mitralklappenareals, den die TTE lieferte, war $1,50 \pm 0,53 \text{ cm}^2$, der der CMR betrug $1,50 \pm 0,26 \text{ cm}^2$. Einzelwerte der TTE variierten zwischen $0,98\text{-}2,00 \text{ cm}^2$, bei der CMR zwischen $0,82\text{-}2,00 \text{ cm}^2$. Die Ergebnisse beider Verfahren wiesen also eine starke Korrelation auf ($P < 0,0001$). Die gemessenen Spitzengeschwindigkeiten waren in der CMR (Durchschnittswert $127,53 \pm 24,99 \text{ cm/s}$) signifikant niedriger als in der TTE ($145,83 \pm 26,37 \text{ cm/s}$), allerdings

bestand ebenfalls eine Korrelation ($P < 0,0001$). Dementsprechend wurde die Übereinstimmung beider Verfahren im Falle der Planimetrie als exzellent, im Falle der Spitzengeschwindigkeitsmessung als moderat bewertet(58).

Zur Evaluation einer **Insuffizienz** einer Segelklappe, also der Mitral- sowie Trikuspidalklappe, gibt es zwei mögliche Ansätze. Die direkte Messung des Regurgitationsvolumens ist möglich, wird jedoch durch komplexe Bewegungen der Klappe während des Herzzyklus erschwert. Die indirekte Methode zur Ermittlung einer Mitralinsuffizienz erfolgt mittels Volumetrie des linken Ventrikels (und somit der Feststellung des Schlagvolumens) und Bestimmung des HZV in der Aorta. Die Differenz zwischen SV des linken Ventrikels und dem HZV ergibt das Regurgitationsvolumen(20). Bei Menschen ohne Mitralinsuffizienz kommt gleich viel Blut in der proximal ascendierenden Aorta an wie vom linken Ventrikel ausgeworfen wird, weil kein Blutrückfluss über die Mitralklappe erfolgt(59).

Personen mit Mitralinsuffizienz (sowie Aorteninsuffizienz) werden üblicherweise mit Echokardiografie oder MRT abgeklärt. Die zuständigen Ärzte und Ärztinnen bevorzugen oftmals qualitative Untersuchungen. Deshalb ist die Untersuchung der Korrelation zwischen der qualitativen Echokardiografie und der quantitativen CMR wichtig für die klinische Praxis(43).

Gabriel et al. untersuchten 2008 die Möglichkeiten der CMR bei Vorliegen einer Mitralklappenregurgitation bei Zustand nach Klappenprolaps. Die MRT kann mittels Cine-Aufnahmen erfolgen, die mittels optimaler zeitlicher und örtlicher Auflösung die Mitralklappenstrukturen- und -bewegungen darzustellen vermögen. Außerdem kann die Richtung eines Regurgitationsflusses festgestellt werden. In 26 von 27 untersuchten Patienten und Patientinnen kamen die CMR und die TTE bei der Untersuchung der vorherrschenden Richtung des Blutrückflusses zum selben Ergebnis. Zusätzlich wurden Mitralklappen auf das Vorliegen etwaiger Klappendeformitäten untersucht. Hierbei stimmten CMR und TTE bei 53 von 54 (98%) der untersuchten Mitralklappen überein(60). Auch Han et al. kamen zu dem Schluss, dass die CMR mittels Cine-SSFP Aufnahmen des linksventrikulären Ausflustraktes eine gute Darstellung einer prolabierten Mitralklappe sowie der Klappenmorphologie bietet(61).

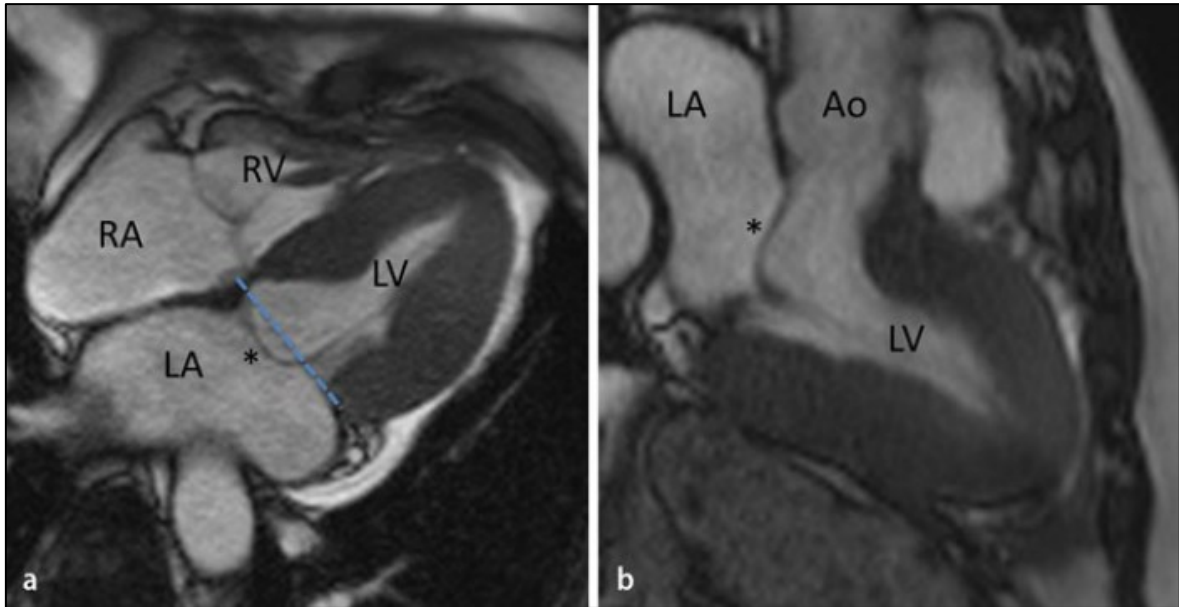


Abbildung 12: Mitralklappenprolaps.
 Systolische SSFP Aufnahmen im 4-Kammerblick (a) und LVOT (b). Sichtbar wird die Vorwölbung der Mitralklappe (mittels * gekennzeichnet) hinein in den linken Vorhof (LA). Die blaue Linie kennzeichnet die physiologische Klappenebene. Abbildung und Erläuterung nach (54).

Das Ziel einer weiteren Studie war die Messung der anatomischen Regurgitationsfläche der Mitralklappe (**ARO= Anatomic Regurgitation Orifice**) mittels direkter MRT-Planimetrie. Die Ergebnisse wurden verglichen mit Werten, die mit Herzkatheter und Echokardiografie gewonnen wurden.

Die CMR-ARO zeigte eine gute Korrelation mit der Regurgitationsfraktion ($n=28$, $r=0,86$, $P<0,0001$) und dem Regurgitationsvolumen ($n=28$, $r=0,83$, $P<0,0001$), die mit dem Herzkatheter berechnet wurden.

Außerdem ergaben die Werte eine Überschätzung um 16% im Vergleich zur Messung der effektiven Regurgitationsfläche mittels Echokardiografie ($0,38\pm 0,18\text{cm}^2$), jedoch lag eine gute Korrelation zwischen diesen beiden Untersuchungen vor ($r=0,81$, $P<0,0001$)(62). Die Überschätzung der Öffnungsfläche wurde in einer anderen Studie hiermit erklärt, dass die CMR-Planimetrie die tatsächliche, anatomische Öffnungsfläche der Klappe während der Regurgitation misst, während die Echokardiografie mittels der PISA-Methode die Fläche ermittelt, an der der stärkste Blutfluss vorliegt. Die Messstelle liegt aufgrund von Flusskonvergenzen meistens distal der anatomischen Öffnungsfläche und tendiert dazu, kleiner als die anatomische Öffnungsfläche zu sein(63).

2011 verwendete eine weitere Studie die Planimetrie während der Systole, um die anatomische Regurgitationsfläche bei 74 Personen zu bestimmen. Bei Vorliegen eines Sinusrhythmus bestand eine gute Korrelation zwischen diesem Wert und der gemessenen

Regurgitationsfraktion (0,79; $P < 0,001$)) sowie dem Regurgitationsvolumen (0,79; $P < 0,001$). Bei Patienten und Patientinnen mit Vorhofflimmern bestand zwischen der Regurgitationsfläche und den anderen beiden Werten jeweils eine Korrelation von 0,82 mit einem P-Wert kleiner 0,001.

Zusätzlich wurde eine signifikante Asymmetrie der Regurgitationsfläche bei verschiedenen Formen der Mitralinsuffizienz festgestellt, vor allem jedoch bei funktionellen Formen der MINS. Dies wurde zurückgeführt auf deutliche Veränderungen der Mitralklappenarchitektur bei Mitralklappeninsuffizienz(64).

Der Vergleich von CMR-Geschwindigkeitsmessungen mit der Berechnung der effektiven Regurgitationsfläche (**ERO= Effective regurgitant orifice**) mittels Real Time-3D-Echokardiografie zeigte ebenfalls eine gute Korrelation ($r=0,94$) trotz einer nichtsignifikanten Abweichung zwischen diesen beiden Verfahren ($P=0,87$ mit einer mittleren Differenz von $-0,08\text{mL}$ pro Herzzyklus). Dieselbe Studie ergab außerdem eine signifikant vorliegende Unterschätzung von Regurgitationsvolumina mittels konventioneller 2D-Echokardiografie im Vergleich zur CMR(65).

Zu dem Ergebnis einer guten Korrelation dieser beiden Verfahren (mittlerer Wert der ERO $51,5 \pm 36,3 \text{ mL}$, mittlerer Wert der CMR $32,0 \pm 15,3\text{mL}$) kam eine weitere Studie.

Zusätzlich wurde im Rahmen dieser Studie auch die ARO mittels 3D-Echokardiografie bestimmt (mittlerer Wert von $44,7 \pm 17,7 \text{ mL}$). Es wurde eine systematische Überschätzung des Regurgitationsvolumens mittels ARO (mit einer durchschnittlichen Überschätzung der CMR-Werte um $+13\text{mL}$) sowie ERO (durchschnittliche Überschätzung von $+20\text{mL}$) festgestellt(66).

Auch in einer weiteren Studie zeigte sich eine gute Korrelation zwischen der CMR-Planimetrie-ARO-Berechnung und der 2D-Echo berechneten ERO (unter Anwendung der sogenannten PISA-Methode), ($42 \pm 16\text{mm}^2$ vs. $47 \pm 24\text{mm}^2$, $P < 0,0001$)(17).

Außerdem wurden im Zuge dieser Studie die Modalitäten in Bezug auf Volumenmessungen verglichen.

Die konventionelle 2D-Echokardiografie kann mittels der modifizierten Simpson-Regel eingesetzt werden, um endsystolische und enddiastolische Ventrikelvolumina zu berechnen. Der Vergleich zwischen dieser Methode und der Anwendung der SSFP-Sequenz und Aufnahme multipler Short-Axis-Aufnahmen mittels CMR ergab eine signifikante Unterschätzung durch die Echokardiografie sowohl im Falle des enddiastolischen Volumens (durchschnittliche Abweichung von -28mL) als auch beim endsystolischen Volumen (durchschnittliche Abweichung von -20mL).

Bei der Ermittlung der linksventrikulären Ejektionsfraktion durch dieselbe Formel hingegen ergab die 2D-TTE eine Überschätzung im Vergleich zur CMR(17).

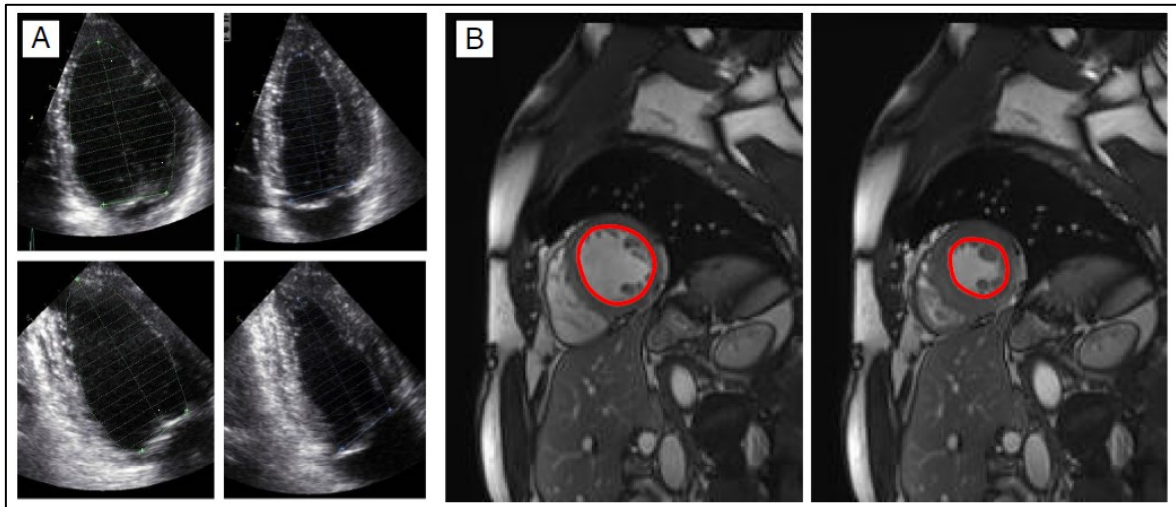


Abbildung 13: Ejektionsfraktion-Messungen mittels 2D-TTE und CMR.

Die TTE nutzt zur Berechnung die modifizierte Simpson-Regel in Verbindung mit den apikalen 2- und 4-Kammer Darstellungen. In der CMR werden multiple Short-Axis Aufnahmen angefertigt, um das linksventrikuläre endsystolische- sowie end-diastolische Volumen zu erfassen und somit auf die LVEF zurückzuschließen. Abbildung und Erläuterung nach (17).

Bei Menschen mit Erkrankungen der Herzklappen besteht in manchen Fällen ein Zusammenhang mit einer anderen kardialen Problematik, nämlich der **diastolischen Herzdysfunktion** (HFNEF, Heart failure with normal ejection fraction) beziehungsweise des diastolischen Herzversagens. Der Zusammenhang zwischen diesen Pathologien besteht in einer reduzierten Compliance, also der Nachgiebigkeit, des linken Ventrikels. Mittels Phasenkontrast-CMR kann die Menge des Blutflusses über die Mitralklappe sowie die Blutflussgeschwindigkeit ermittelt werden. Aus diesen Messungen können Druckkurven ermittelt werden, die Rückschlüsse auf die diastolische Funktion des Herzens erlauben. Die CMR zeigt bei Untersuchungen im Hinblick auf dieses Krankheitsbild dieselben Vorteile gegenüber der Echokardiografie wie bei der Untersuchung von Herzklappenerkrankungen. Die Aufnahmeebene kann vom Untersucher/der Untersucherin frei gewählt werden, wodurch die Darstellung der Anatomie des Herzens sowie seiner Umgebung ermöglicht wird. Weiters sind funktionelle Untersuchungen wie etwa Messung von Ventrikelvolumen oder Blutfluss unabhängig von geometrischen Annahmen. Mittels der CMR ist es nun genau wie mittels Echokardiografie möglich, den Blutfluss über die Mitralklappe zu messen sowie die Blutflussgeschwindigkeit und Morphologie des Mitralklappenareals zu bestimmen(67).

Die niedrigere zeitliche Auflösung der CMR im Vergleich zur Echokardiografie geht jedoch tendenziell mit einer Unterschätzung von Flussgeschwindigkeiten einher. Die zeitliche Auflösung kann verbessert werden, indem die Anzahl der Aufnahmen verringert wird, jedoch muss hierfür länger die Luft angehalten werden(68).

Die Blutflussrate durch die Mitralklappe wird mittels Through-Plane Phasenkontrast, kombiniert mit retrospektivem oder prospektivem EKG-Gating, durchgeführt. Ein üblicher Wert, der für die VENC festgelegt wird, liegt bei 130 cm/s. Hiermit sollte Aliasing in den meisten Fällen vermieden werden(69).

Die transmitrale Blutflussrate wird üblicherweise in Kurvenform dargestellt und besteht im Normalfall aus 2 Wellen: Die erste, E-Welle genannt, entspricht der schnellen linksventrikulären Füllung am Beginn der Diastole. Sie wird durch den atrioventrikulären Druckgradienten beeinflusst, welcher sowohl vom linksatrialem und linksventrikulärem Druck, sowie der Compliance des linken Ventrikels und der Mitralklappe selbst abhängt. Die zweite Welle, A-Welle genannt, zeigt die spätdiastolische Füllung des linken Ventrikels durch Vorhofkontraktion. Sie wird ebenfalls von der ventrikulären Compliance, außerdem von der linksatrialen Kontraktilität beeinflusst. Im Falle einer niedrigen Herzfrequenz kann zwischen E- und A-Welle die sogenannte Diastase auftreten, eine Phase charakterisiert durch einen niedrigen transmitralen Fluss(69).

Pathologien mit erhöhten atrialen Druckverhältnissen erhöhen die frühdiastolische Blutflussgeschwindigkeit (im Sinne einer erhöhten E-Welle), solche mit erniedrigten atrialen Druckverhältnissen senken die frühdiastolische Blutflussgeschwindigkeit (im Sinne einer verkleinerten E-Welle)(70).

Zur Evaluierung einer diastolischen Dysfunktion besteht außerdem die Möglichkeit, den pulmonalvenösen Blutfluss zu messen, und zwar mittels derselben Through-Plane-Phasenkontrasttechnik, mit der auch der transmitrale Blutfluss ermittelt wird. Die Aufnahme steht in diesem Fall normal zu einer ausgewählten Pulmonalvene, welche als „Region of Interest“ dient. Wiederum wird der Blutfluss mit einer charakteristischen Kurvenform dargestellt, welche in diesem Falle aus drei verschiedenen Wellen besteht. Die erste, systolische oder S-Welle genannt, hängt ab von linksatrialer Relaxation und der systolischen LV-Funktion. Während der frühen Diastole tritt nun die D-Welle auf, welche ihrerseits von der LV-Relaxation und außerdem von einer Steifigkeit des linken Atriums sowie Ventrikels abhängt. Darauf folgt die A-Welle, die am Ende der Diastole auftritt und von linksatrialer Kontraktilität und linksventrikulärer Steifigkeit abhängt(69).

Die hohe räumliche Auflösung heutiger MRT Geräte macht es möglich, die frühdiastolische und spätdiastolische maximale Füllung des linken Ventrikels festzustellen. Dies geschieht mittels Errechnung des linksventrikulären Volumens. Die Durchführung einer solchen Untersuchung stellt jedoch einen hohen Zeitaufwand dar. Wie auch bei der Evaluierung von Herzklappenerkrankungen verfügen sowohl Echokardiografie als auch CMR Bildgebungen hierbei über Vor- und Nachteile(68).

Eine weitere gängige Möglichkeit zur Feststellung einer möglichen diastolischen Dysfunktion ist die Messung des sogenannten myokardialen Tissue-Phasenkontrasts (TPC)(69).

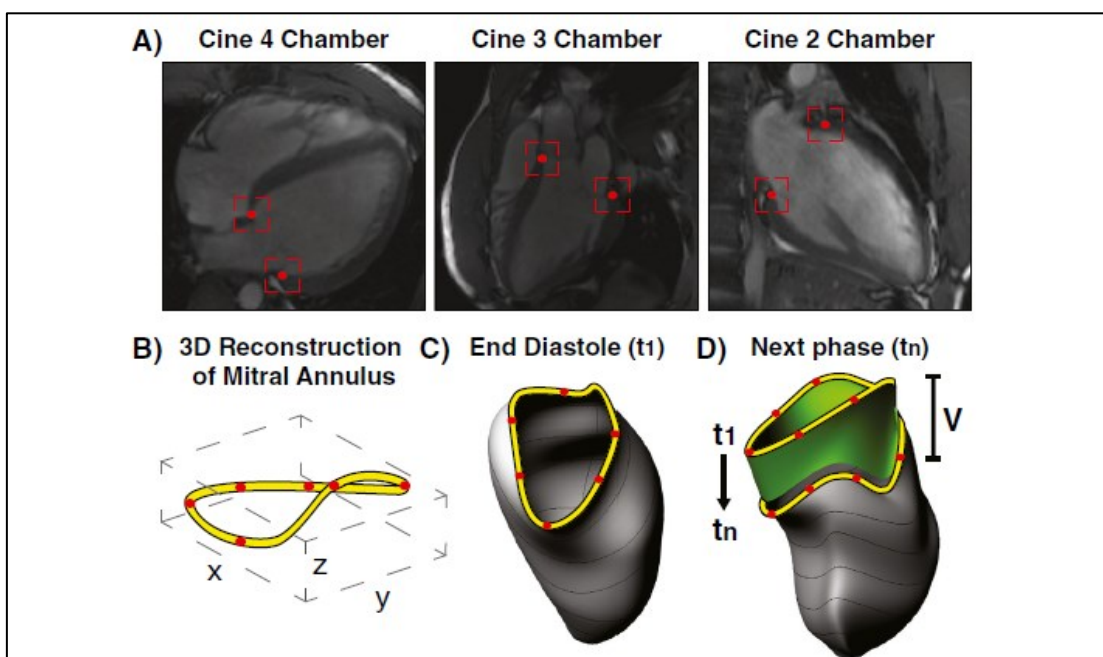


Abbildung 14: Die dreidimensionale Rekonstruktion eines Mitralklappenannulus. AVJ-Punkte wurden in Cine-4-Kammer, 3-Kammer und 2-Kammer Darstellungen markiert. Diese 6 Punkte wurden verwendet, um den Mitralklappenannulus dreidimensional zu rekonstruieren. Abbildung und Erläuterung nach (71).

Ein Phänomen, welches bei Aufnahmen der Mitralklappe oder Volumetrie des linken Ventrikels zum Problem werden kann, stellt die ausgeprägte **Dynamik der Mitralklappe und ihres Klappenrings während des Herzzyklus** dar. Eine Studie untersuchte die dreidimensionale Rekonstruktion des Mitralklappenannulus im Zusammenhang mit der Feststellung einer diastolischen Dysfunktion und verglich die Ergebnisse der CMR mit der Doppler-Sonografie. Die Untersucher und Untersucherinnen kamen zu dem Schluss, dass die 3D-Rekonstruktion des Mitralklappenareals der CMR erlaubte, gesunde Patienten und Patientinnen von welchen mit diastolischer Dysfunktion adäquat zu unterscheiden(71).

3.6.3 Die Pulmonalklappe

Mit der Echokardiografie kann die Darstellung der Pulmonalklappe aufgrund ihrer Lage im Thorax schwierig sein, außerdem gelingt die Darstellung des rechten Ventrikels aufgrund seiner Form oftmals nicht gut. Daher ist die Schweregradbestimmung einer Pulmonalklappeninsuffizienz oftmals besonders schwierig(29).

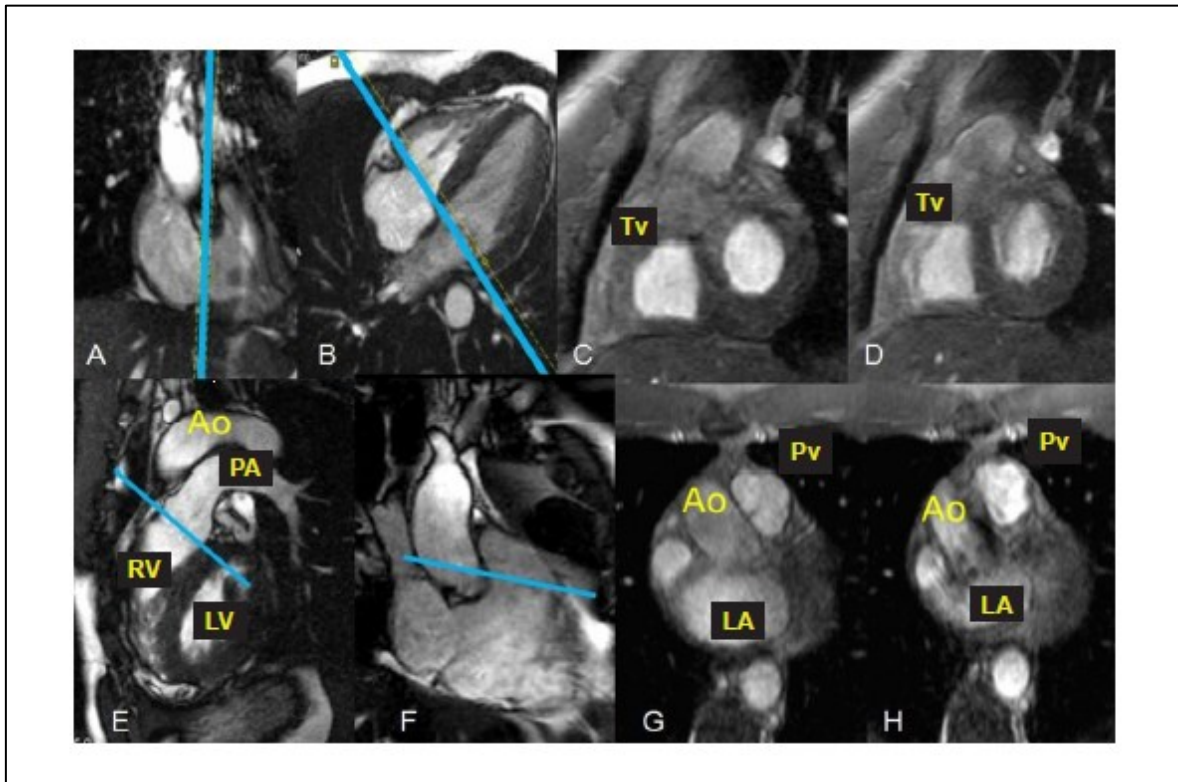


Abbildung 15: Abbildung der Trikuspidal- und der Pulmonalklappe. A: Long-Axis-Aufnahme des RV zur Planung der Trikuspidalklappe. B: 4-Kammer-Aufnahme. C: Offene Trikuspidalklappe. D: Geschlossene Trikuspidalklappe. E: RVOT zur Planung der Pulmonalklappe. F: Long-Axis-Aufnahme des RV. G: Geschlossene Pulmonalklappe. H: Offene Pulmonalklappe. Abbildung und Erläuterung nach (49).

Daher gilt die **MRT als Goldstandard** zur Darstellung der Pulmonalklappe. In einer Studie wurde die Evaluierung von chronischer Pulmonalregurgitation mittels Echokardiografie sowie CMR verglichen. Wurde in der Echokardiografie eine Pulmonalklappeninsuffizienz Grad 3 festgestellt, bestand bei diesem Patienten/dieser Patientin eine 50mal höhere Chance, dass auch in der CMR eine schwere Insuffizienz ($PR \geq 50\%$) vorlag ($P < 0,001$)(72). Zur Erzielung einer adäquaten Darstellung der Pulmonalklappe kann die Ebene durch die Klappe mithilfe einer vorangehenden RVOT (Rechtsventrikulärer Ausflusstrakt) -Aufnahme eruiert werden(48).

Ein zusätzlicher Vorteil der CMR ist, dass sie sowohl die umliegenden Strukturen (den rechten Ventrikel sowie den Truncus Pulmonalis und seine Aufzweigungen) abbilden, als auch die relevanten Volumina des rechten Ventrikels quantifizieren kann(1).

Eine Pulmonalklappenstenose kann durch die exzellente Fähigkeit der MRT, den rechten Ausflusstrakt darzustellen, sehr gut diagnostiziert und quantifiziert werden. Die Quantifizierung einer Pulmonalklappeninsuffizienz erfolgt auf ähnlichem Wege wie bei einer Aortenklappeninsuffizienz(14, 29). Sie tritt im Erwachsenenalter gehäuft nach Operationen eines angeborenen Vitiums auf, wie etwa der Fallot'schen Tetralogie(54).

3.6.4 Die Trikuspidalklappe

Zur adäquaten Darstellung der Trikuspidalklappe wird empfohlen, zuerst einen 4-Kammer-Blick sowie eine RV-Inflow-Darstellung anzufertigen. Aus diesen Aufnahmen kann als nächster Schritt die korrekte Ebene für die optimale Aufnahme der Trikuspidalklappe festgelegt werden(48). Auch in einer Horizontal-Long-Axis-Aufnahme kann die Anatomie der Trikuspidalklappe sehr gut beurteilt werden(18).

Ein erworbener Herzklappenfehler der Trikuspidalklappe ist im Vergleich zu den anderen Klappen seltener, und liegt in der Mehrheit der Fälle als relative Insuffizienz vor(7). Aufgrund dieses seltenen Auftretens sind MRT Studien der Trikuspidalklappe im Gegensatz zu Studien über Klappen des linken Herzens in der Fachliteratur seltener anzufinden.

Die extrem seltene Trikuspidalklappenstenose wird in der Routine nicht mittels CMR untersucht, allerdings ist es durchaus möglich, die Klappe mittels direkter Planimetrie darzustellen und die Blutflussgeschwindigkeit über die stenosierte Klappe zu messen. Im Falle einer Trikuspidalklappeninsuffizienz werden wie bei anderen Herzklappen mittels SSFP-Sequenzen sowohl die Anatomie, als auch die Funktionalität und Beweglichkeit der Klappensegel dargestellt. Das zurückfließende Volumen kann berechnet werden, indem man den Vorwärtsfluss im Truncus pulmonalis (gemessen mittels Through-Plane-Messung) vom Schlagvolumen des rechten Ventrikels (gemessen mittels SSFP-Sequenzen) subtrahiert(14, 20, 29).

Maffessanti et al. untersuchten 2013 die dreidimensionale Darstellung des Klappenrings der Trikuspidalklappe (sowie der Mitralklappe) mittels CMR. 22 Probanden und Probandinnen waren ausgewählt worden, von welchen 13 vor Durchführung der Studie als nachgewiesen herzgesund eingestuft wurden, sieben an einer isolierten Mitralklappeninsuffizienz sowie jeweils ein/e Proband/in an einer isolierten schweren bzw.

leichten Trikuspidalinsuffizienz erkrankt waren. Im 1,5 Tesla MRT wurden mittels einer Cine-SSFP Sequenz Short-Axis- Aufnahmen angefertigt, um die Segelklappen adäquat darzustellen. Diese wurden anschließend dreidimensional rekonstruiert.

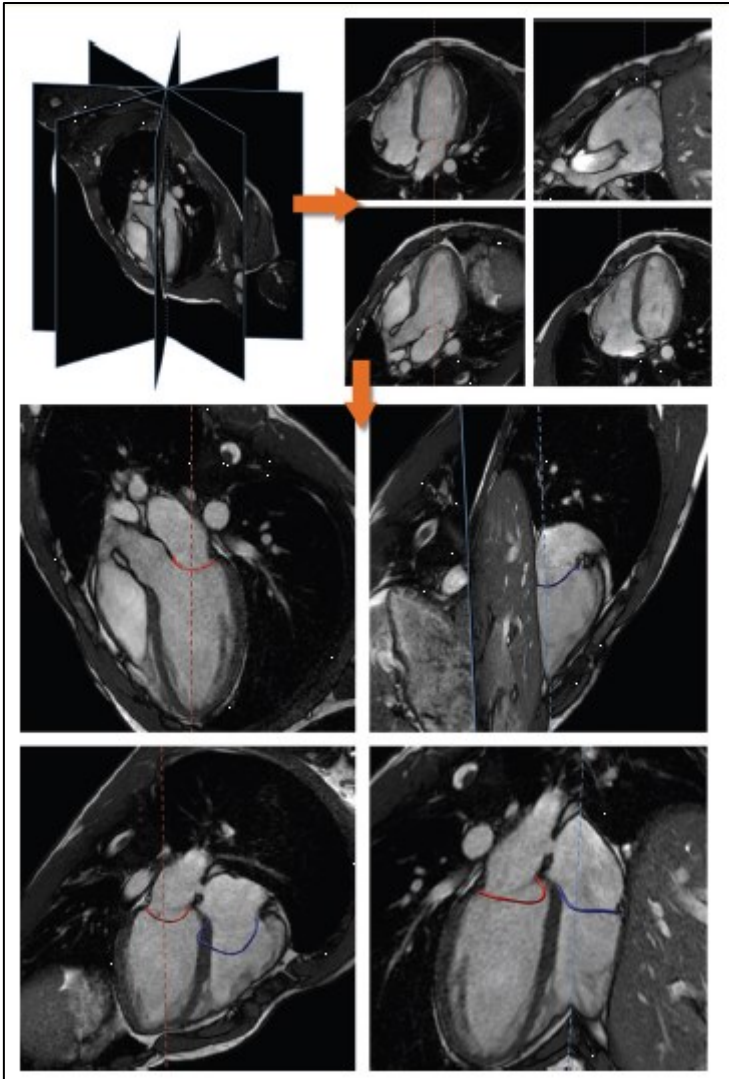


Abbildung 16: Dreidimensionale Darstellung von Trikuspidal- und Mitralannulus. Die Mitralklappe wird rot dargestellt und die Trikuspidalklappe blau. Abbildung und Erläuterung nach (66).

Die Ergebnisse zeigten, dass beim der Person mit schwerer TRINS im Vergleich zu den gesunden Probanden/innen eine relevante Vergrößerung und Verdickung des Trikuspidalklappenrings sowie eine herabgesetzte Beweglichkeit der Klappensegel vorlag. Die aufgenommenen Bilder der als leicht eingestuften TRINS hingegen wiesen große Ähnlichkeiten mit Bildern der gesunden Herzen auf(73).

Eine andere Untersuchung von 185 Probanden und Probandinnen im Jahre 2013 beschäftigte sich mit der Untersuchung der TRINS mittels TRICKS (Time-resolved

imaging of contrast kinetics), einer 4-dimensionalen MRT-Angiografie Technik zur Darstellung von Blutrückfluss in den Lebervenen durch Kontrastmittelgabe. Die CMR TRICKS-Angiografie identifizierte 13 Personen(7%) mit retrogradem Erscheinen von Kontrastmittel in den Lebervenen. Bei all diesen Patienten und Patientinnen wurde in einer vergleichenden TTE eine schwere TRINS festgestellt. Die TEE gilt als der Goldstandard zur Darstellung der TRINS. Sie identifizierte 14 Patientinnen und Patienten (7,6%) mit schwerer TRINS. Allerdings konnten eine milde oder moderate TRINS nicht eindeutig mittels TRICKS festgestellt werden, da in diesen Fällen kein retrograder Blutfluss in den Lebervenen nachgewiesen werden konnte. Hierfür verweisen die Autoren und Autorinnen etwa auf die Verwendung von SSFP-Sequenzen(74).

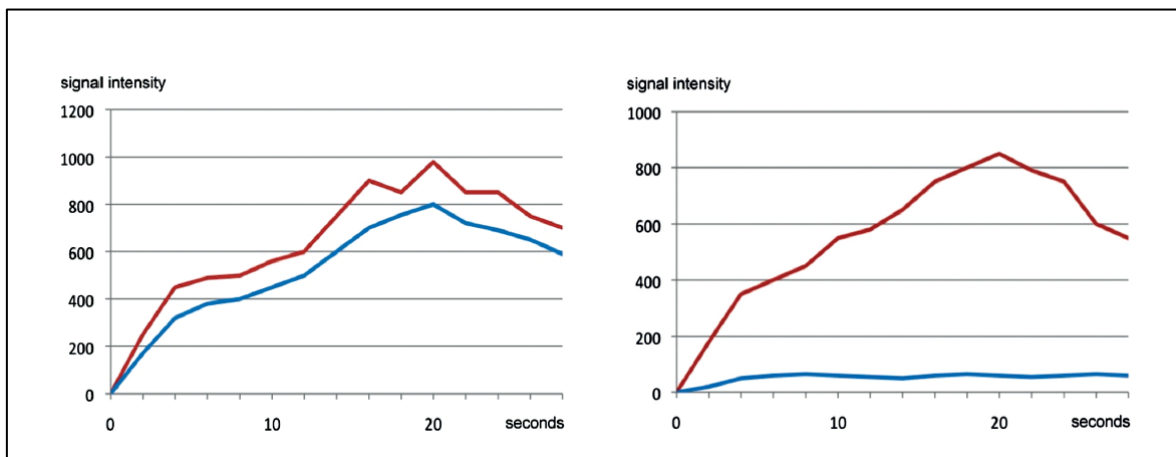


Abbildung 17: Die CMR-TRICKS-Angiografie.

Die rote Linie kennzeichnet die Signalintensität im rechten Vorhof, die blaue Linie die Signalintensität in den Lebervenen. Das linke Bild zeigt die Ergebnisse bei schwerer TRINS, das rechte Bild zeigt die Ergebnisse bei leichter TRINS. Im Falle der leichten TRINS konnte kein retrograder Blutfluss in den Lebervenen nachgewiesen werden. Abbildung und Erläuterung nach (67).

Weiters untersuchten Cho et al. im Jahre 2014 37 Personen mit pulmonaler arterieller Hypertension mittels Echokardiographie und CMR-Rechtsventrikelvolumetrie (FFE - balanced fast field echo sequence) auf eine vorliegende Trikuspidalinsuffizienz, die Dauer des Blutrückflusses und eine möglichen Korrelation mit der ermittelten rechtsventrikulären Ejektionsfraktion. Die beiden Parameter wiesen einen signifikanten Zusammenhang auf ($P=0,014$). Dies führte die Autoren und Autorinnen zu dem Schluss, dass die Blutrückflussdauer bei vorliegender TRINS als ein Marker für die systolische Funktion des rechten Ventrikels zu verwenden sein könne(75).

Als Limitation aller vorliegenden Studien muss beim Betrachten der Ergebnisse stets die geringe Patientenzahl bedacht werden. Vor allem die auf Trikuspidalklappenstenosen bezogenen Untersuchungen mittels Phasenkontrast-MRT sind aufgrund des seltenen isolierten Auftretens limitiert(24).

3.7 Evaluierung von kardialen Shunts mittels der CMR

Die CMR kann auch dazu eingesetzt werden um kardiale Shunts, wie zum Beispiel einen Vorhofseptumdefekt oder Ventrikelseptumdefekt zu analysieren.

Bei physiologischem Blutfluss, also wenn Körper- und Lungenkreislauf miteinander in Serie geschaltet sind, liegt links- und rechtsventrikulär ein gleich großes Schlagvolumen vor, welches außerdem der Blutflussrate pro Herzschlag in der Aorta Ascendens beziehungsweise dem Truncus Pulmonalis entspricht. Aufgrund dieser Tatsache kann der Vergleich von RVSV und LVSV beim Diagnostizieren von Shunts hinzugezogen werden, wobei in diesem Fall das **Qp/Qs Verhältnis** berechnet wird, welches im Idealfall 1 betragen sollte(16, 20).

Liegt nun diese Fragestellung im Rahmen einer MRT-Untersuchung vor, wird empfohlen zu Beginn das Qp/Qs Verhältnis zu eruiieren, und zwar mittels Through-Plane-Velocity-Aufnahmen durch den Truncus Pulmonalis und die Aorta ascendens. Im Anschluss werden Through- oder In-Plane Aufnahmen angefertigt, um den Shunt optisch darzustellen und eventuell das Shuntvolumen direkt zu messen(18).

Je nach Qp/Qs Verhältnis wird die Schwere des Shunts ermittelt; ein Links-Rechts-Shunt liegt ab einem Wert von $>1,2$ (Vergrößertes Blutvolumen im Truncus Pulmonalis) vor und ein Rechts-Links-Shunt ab $<0,8$ (Vermehrtes Blutvolumen in der Aorta)(20).

3.8 Vergleich der MRT mit anderen bildgebenden Verfahren

Wie jede Anwendung in der Medizin, stellt die **MRT** eine Untersuchung mit Vor- und Nachteilen sowie gewissen Kontraindikationen dar.

Phasenkontrastuntersuchungen mittels Magnetresonanztomografie sind nichtinvasiv und erfordern keine Applikation von Kontrastmittel. Außerdem tritt keine Belastung durch ionisierende Strahlung auf. Vorausgesetzt für die exakte Messung von Auswurfleistung sowie Regurgitations- oder Shuntvolumina aus der Phasenkontrast-CMR werden ein hohes Maß an Genauigkeit und die Minimalisierung von Störeffekten im Hintergrund(36).

Die Magnetresonanztomografie geht mit großem finanziellem Aufwand einher(76) und steht nicht immer und überall zur Verfügung(72). Sie wird im Idealfall an die individuelle

Person angepasst. Dies erfordert die Anwendung mehrerer Sequenzen in unterschiedlichen Aufnahmeebenen und trägt zum zeitlichen Aufwand sowie den Kosten bei. Außerdem wird zur Planung sowie zur Interpretation der CMR ein/e erfahrener Untersucher/Untersucherin benötigt(28).

Die Phasenkontrast-Magnetresonanztomografie, welche eine sehr häufig angewendete Methode bei der Herz-MRT darstellt, erfordert üblicherweise das Luftanhalten und somit die aktive Mitarbeit des Patienten/der Patientin. Bei konventioneller Anwendung beträgt die Dauer der Sequenz in etwa 20 bis 30 Sekunden. Die Notwendigkeit, die Luft über diesen Zeitraum verlässlich anzuhalten, kann bei Non-Compliance zu Schwierigkeiten bei der Durchführung führen(77).

Die in der klinischen Routine verfügbaren Sequenzen sind nicht in der Lage, Flussgeschwindigkeiten in Echtzeit zu messen, sondern errechnen einen Durchschnittswert über mehrere Herzzyklen. Dies erlaubt es, störende Atembewegungen zu kompensieren. Die Messung von Spitzengeschwindigkeiten zu einem bestimmten Zeitpunkt ist einfacher mittels Real-Time Ultraschall durchzuführen(21).

2006 untersuchte eine Gruppe Wissenschaftler und Wissenschaftlerinnen 33 verschiedene CMR-Indikationen auf die Angemessenheit der Durchführung einer CMR beziehungsweise einer Computertomografie. Die CMR wurde in Bezug auf die Darstellung von komplexen angeborenen Herzfehlern und Anomalien der Herzzirkulation, der großen Arterien, der Herzhöhlen und der Herzklappen als geeignete Bildgebung angesehen. Weiters wurde sie als geeignet zur Bestimmung von linksventrikulären und rechtsventrikulären volumetrischen Daten, zur Quantifizierung von Herzklappenerkrankungen, Charakterisierung von natürlichen und künstlichen Klappen, zur Planimetrie stenosierter Klappen und Quantifizierung von Regurgitationsvolumina eingestuft. Insbesondere bei technischen Limitationen der Echokardiografie ist die CMR ein geeigneter Ersatz. Allerdings beeinflussen die lokale Verfügbarkeit sowie die Qualität der technischen Ausrüstung und des Personals die Auswahl des bildgebenden Mediums. Außerdem müssen bei der Indikationsstellung einer CMR immer generelle Kontraindikationen bedacht werden. In erster Linie handelt es sich bei diesen Kontraindikationen um das Vorliegen einer schweren Klaustrophobie, vor allem jedoch bestimmter Materialien im und am menschlichen Körper, wie etwa metallische Fremdkörper und mancher Schrittmacher oder Aneurysmaclips(76). Im Falle von mechanischen Herzklappenprothesen wurden bereits viele Modelle in MRT-Geräten mit bis zu 4,7 Tesla erfolgreich auf ihre Sicherheit getestet(78). Da dieser Wert die üblichen in

der klinischen Routine verwendeten Feldstärken überschreitet, wurden diese Prothesenmodelle als MRT-tauglich eingestuft. Wechselwirkungen mit dem Magnetfeld, die sehr wohl in den meisten Fällen aufgetreten waren, erreichten nicht einmal das Ausmaß der Auswirkungen auf die Herzklappenprothesen, die das Herz selbst durch seine Bewegung auslöste(78, 79).

Die transthorakale **Echokardiografie** ist die Methode der ersten Wahl zur Herzklappenbeurteilung und stellt eine nichtinvasive Möglichkeit zur kardialen Bildgebung dar. Sie ist jedoch untersucherabhängig und es ist nicht immer möglich, ein optimales Sichtfenster auf das Herz einzustellen, vor allem bei Patienten und Patientinnen mit Übergewicht. Die transösophageale Echokardiografie ist ebenfalls eine untersucherabhängige Bildgebung. Sie ist semiinvasiv und erfordert in der Regel eine Sedierung des Patienten/der Patientin, weshalb sie nicht in jedem Fall eingesetzt werden kann(57).

Durch die Fähigkeit des Ultraschalls, Geschwindigkeiten und Blutflüsse in „Real-Time“ zu messen, ist die Untersuchung von Spitzenflussgeschwindigkeiten mit dieser Bildgebung einfacher durchzuführen als mit der MRT(21).

Bei Vorhandensein einer künstlichen Herzklappenprothese ist die Anwendung der TTE durch das Auftreten von Schallschatten beschränkt, und ist der TEE in diesen Fällen unterlegen(aufgrund einer niedrigeren räumlichen Auflösung)(78).

Im Gegensatz zur CMR war die Eignung der **Computertomografie** zur Beurteilung von nativen sowie künstlichen Klappen bis vor einigen Jahren unklar. Sie wird bei technischen Limitationen sowie Undurchführbarkeit von Echokardiografie und Magnetresonanztomografie als Ersatzmodalität angesehen. Nachteile der CT sind die notwendige Strahlenexposition und die meist erforderliche Applikation jodhaltigen Kontrastmittels(76). Aufgrund des rasanten technischen Fortschrittes der kardialen Computertomografie findet die CT allerdings immer mehr Einzug als Klasse 1 („procedure is useful and effective“) oder 2a (evidence or opinion is in favour of usefulness/ efficacy) - Empfehlung in internationalen Kardiologie Guidelines(80).

Die CT ist im Gegensatz zur Echokardiografie geeignet, Klappen und Klappenprothesen dreidimensional darzustellen, wobei ihre räumliche Auflösung die der TTE, jedoch nicht die der TEE übersteigt, bei gleichzeitiger niedrigerer zeitlicher Auflösung als die Echokardiografie im Allgemeinen(78). Die CT kann somit wertvolle Informationen im

Rahmen einer Herzklappen-Abklärung erbringen. Mögliche Indikationen unter anderem sind Fragestellungen betreffend der Aortenklappenmorphologie (bikuspid?), Mitralklappenprolaps, Endokarditis, paravalvuläre Pathologien (Abszess, Pseudoaneurysma), Charakterisierung valvulärer Expansionen, Dysfunktions-Abklärung von Herzklappenprothesen oder die präinterventionelle Planung vor Operationen (TAVI, Mitraclip)(81).

4 Diskussion

Die Magnetresonanztomografie stellt für die heutige Medizin eine wertvolle Möglichkeit dar, sowohl die Anatomie als auch die Funktionen des menschlichen Körpers abzubilden. Die Ergebnisse werden im Rahmen der Bildinterpretierung festgehalten und haben entscheidenden Einfluss auf die Diagnose und mögliche zukünftige Therapie des Patienten oder der Patientin.

Die anatomische Abbildung des Herzens nimmt zwangsläufig eine Sonderstellung innerhalb des menschlichen Körpers ein, da dieses Organ permanent den Blutkreislauf des Menschen aufrechterhalten muss und somit in ständiger Bewegung steht. Dieser Umstand stellt eine besondere Herausforderung für jede bildgebende Modalität dar.

Ein konventionelles Röntgen und die Computertomografie erfordern die Anwendung ionisierender Strahlung, im Gegensatz zur MRT und Echokardiografie. Diese Tatsache stellt einen entscheidenden Vorteil der letztgenannten Bildgebungen dar.

Die Magnetresonanztomografie ist eine moderne Methode in der kardialen Bildgebung, die durch den technologischen Fortschritt eine zuverlässige Abbildung der anatomischen Begebenheiten des menschlichen Herzens erlaubt. Nicht nur der Herzmuskel selbst kann detailliert dargestellt werden, sondern auch die Herzklappen können auf eventuelle angeborene und erworbene strukturelle Veränderungen geprüft werden, wie etwa eine bikuspidale Aortenklappe als Beispiel einer angeborenen Strukturveränderung. Auch die genaue Analyse der Ventrikel und Vorhoffunktion ist durch die MRT möglich. Hierfür können Ventrikelvolumina und Ejektionsfraktionen berechnet werden.

Eine wichtige Position nimmt die Phasenkontrasttechnik ein, welche bevorzugt zu Flussmessungen eingesetzt wird, und auf den unterschiedlichen Phasenverschiebungen der verschiedenen stationären Gewebearten und des sich bewegenden Blutes beruht. Sie erlaubt die Messung von Blutflussgeschwindigkeiten und in weiterer Folge den Rückschluss auf Stenosierungen von Herzklappen durch die Anwendung von mathematischen Gleichungen. Klappenstenosen können auch durch direkte Messung der Klappenöffnungsfläche, der Planimetrie, quantifiziert werden.

Die andere Variante eines Klappenfehlers, die Insuffizienz, kann ebenfalls mittels der Darstellung von Blutflüssen beurteilt werden, wenn ein retrograder Blutfluss durch die entsprechende Klappe vorliegt. Die Menge dieses Blutflusses kann außerdem quantifiziert werden, um die Schwere der Insuffizienz zu beurteilen. Hierfür wird ebenfalls die Phasenkontrasttechnik angewendet.

Ein wichtige Thematik in Bezug auf diese Technik sind sogenannte Hintergrundstörungen, welche etwa bei einer Geschwindigkeitsmessung ein Problem darstellen können. Um diese Fehlerquellen zu eliminieren ist in manchen Fällen eine Hintergrundphasenkorrektur notwendig.

Ein besonderer Punkt, welcher außerdem in dieser Arbeit angeführt wurde, stellt die Bewertung der sogenannten diastolischen Dysfunktion des Herzens dar. Da der Blutfluss über die Mitralklappe ein wichtiges Thema bei dieser Erkrankung spielt, wurde dieses Thema zum Kapitel der Mitralklappe angefügt. Die Diagnose kann ebenfalls verlässlich mittels MRT gestellt werden. Messungen des transmitralen und des pulmonalvenösen Blutflusses mittels Through-Plane Aufnahmen sowie die Tissue-Phasenkontrastaufnahme sind mögliche Methoden, um auf die diastolische Funktion des untersuchten Herzens zu schließen.

Der Einsatz der MRT zur Durchführung von Untersuchungen dieser Art wurde in den letzten zehn bis fünfzehn Jahren mittels zahlreicher internationaler Studien intensiv geprüft. Der Großteil dieser Studien bezog sich auf die Evaluierung eines ausgewählten erworbenen Herzklappenfehlers mittels der Echokardiografie im statistischen Vergleich zur Magnetresonanztomografie.

Zusammenfassend bewiesen diese Studien die exzellente Fähigkeit der MRT, diese spezifischen Krankheitsbilder durch Flächen-, Volums- und Flussmessungen in Kombination mit Gleichungen wie der Kontinuitätsgleichung und der Simpson-Formel verlässlich zu interpretieren.

Kontraindikationen der MRT sind metallische oder magnetische Implantate, die keine MRT-Sicherheit aufweisen (z.B. metallische Fremdkörper, v.a. Fremdkörper direkt im Magnetfeld und an gefährlichen Lokalisationen wie z.B. hinter dem Auge, nicht MRT taugliche Herzschrittmacher, interne Defibrillatoren, Neurostimulatoren, bestimmte

Cochlear- und Okular-Implantate, implantierte Infusionspumpen, ferromagnetische Gefäßclips u.a.).

Im Falle von mechanischen Herzklappenprothesen wurden hinsichtlich MR Tauglichkeit sehr viele moderne und häufig verwendete Modelle getestet und ihre MRT-Sicherheit im klinischen Feldstärkebereich (1,5-3 Tesla) als gegeben angesehen(18, 78, 79).

Um die vielfältigen Möglichkeiten der MRT optimal nutzen zu können und um Fehler in der Anwendung zu vermeiden, ist das Wissen um mögliche Fehlerquellen unabdingbar. Im Zuge jeder MRT muss im Vorfeld darauf geachtet werden, diese zu vermeiden. Dies ist möglich, indem bereits vor der Durchführung der Untersuchung auf die richtigen technischen Einstellungen geachtet wird. Auch bei der anschließenden Beurteilung der Bilder sollte das Augenmerk auf eventuell aufgetretene Fehler gelegt werden. Die nachträgliche Korrektur von MRT Bildern kann mittels diverser technischer Anwendungen erfolgen. Ist das nicht möglich, ist die Wiederholung der Untersuchung anzustreben.

Zusammenfassend ermöglicht die Magnetresonanztomografie eine exzellente Abklärung von Herzpathologien. Die gegenwärtigen Forschungen zu diesem Thema zeigen, dass die MRT eine sehr verlässliche und hochwertige Beurteilung der Herzklappen ermöglicht. Der Einsatz dieses Verfahrens in der klinischen Routine erlaubt eine sehr gute Einschätzung und Beurteilung zahlreicher Pathologien im Bereich der Herzklappen.

5 Literaturverzeichnis

1. Schwitter J, Abdel-Aty H, Bogaert J, Bruder O, Bucciarelli-Ducci C, Buser P et al. CMR Update. Zürich: J. Schwitter; 2012.
2. Reiser M, Kuhn F, Debus J, Bartenstein P, Beitzel K, Brüning R et al. Duale Reihe - Radiologie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2011.
3. Ridgway J. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. J Cardiovasc Magn Reson. 2010;12(71).
4. Myerson SG, Francis J, Neubauer S. Cardiovascular Magnetic Resonance. Oxford: Oxford University Press; 2013.
5. Fanghänel J, Anderhuber F, Pera F, Nitsch R. Waldeyer - Anatomie des Menschen. Berlin: Walter de Gruyter Verlag; 2012.
6. Aumüller G, Aust G, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A et al. Duale Reihe - Anatomie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2014.
7. Herold G, Aliani S, Amberger C, Baierlein S, Wistop A, Baumgartner H et al. Innere Medizin 2012. Köln: Herold, Gerd; 2011.
8. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. Prometheus Lernatlas der Anatomie: Innere Organe. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2009.
9. Thomas B, Freitas A, Ferreira R, Tavares N. The complementary role of cardiac magnetic resonance imaging in the evaluation of patients with aortic stenosis. Rev Port Cardiol. 2004;24(9):1117-21.
10. Malyar N, Schlosser T, Buck T, Erbel R. Using Cardiac Magnetic Resonance Tomography for Assessment of Aortic Valve Area in Aortic Valve Stenosis. Herz. 2006 Oct;31(7):650-7.
11. Arastéh K, Baenkler H-W, Bieber C, Brandt R, Chatterjee T, Dill Tea. Innere Medizin. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2012.
12. Sorrell V, Altbach M, Kudithipudi V, Squire S, Goldberg S, Klewer S. Cardiac MRI is an important complementary tool to Doppler echocardiography in the management of patients with pulmonary regurgitation. Echocardiography. 2007 Mar;24(3):316-28.
13. Johansson B, Babu-Narayan SV, Kilner PJ. The effects of breath-holding on pulmonary regurgitation measured by cardiovascular magnetic resonance velocity mapping. J Cardiovasc Magn Reson. 2009 Jan 14;11(1).
14. Karamitsos T, Myerson S. The role of cardiovascular magnetic resonance in the evaluation of valve disease. Prog Cardiovasc Dis. 2011 Nov-Dec;54(3):276-86.

15. Carr J, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn J. Cine MR Angiography of the Heart with Segmented True Fast Imaging with Steady-State Precession. *Radiol.* 2001;219:828-34.
16. Devos D, Kilner P. Calculations of cardiovascular shunts and regurgitation using magnetic resonance ventricular volume and aortic and pulmonary flow measurements. *Eur Radiol.* 2010 Feb;20(2):410-21.
17. Van De Heyning C, Magne J, Piérard L, Bruyère P, Davin L, De Maeyer C et al. Assessment of left ventricular volumes and primary mitral regurgitation severity by 2D echocardiography and cardiovascular magnetic resonance. *Cardiovasc Ultrasound.* 2013;11(46).
18. Kramer C, Barkhausen J, Flamm S, Kim R, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols, society for cardiovascular magnetic resonance: board of trustees task force on standardized protocols. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2008 Jul 7;10(35).
19. Nacif M, Zavodni A, Kawel N, Choi E, Lima J, Bluemke D et al. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2012 Aug;28(6):1465-75.
20. Lotz J. Flussmessungen in der kardialen MRT. *Radiologe.* 2007 Apr;47(4):333-41.
21. Lotz J, Meier C, Leppert A, Galanski M. Cardiovascular flow measurement with phase-contrast MR imaging: basic facts and implementation. *Radiographics.* 2002 May-Jun;22(3):651-71.
22. Tanaka K, Makaryus AN, Wolff SD. Correlation of aortic valve area obtained by the velocity-encoded phase contrast continuity method to direct planimetry using cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2007;9(5):799-805.
23. Pouleur A, le Polain de Waroux J, Pasquet A, Vancraeynest D, Vanoverschelde J, Gerber B et al. Planimetric and continuity equation assessment of aortic valve area: Head to head comparison between cardiac magnetic resonance and echocardiography. *J Magn Reson Imaging.* 2007;26(6):1436-43.
24. Dall'Armellina E, Hamilton C, Hundley W. Assessment of blood flow and valvular heart disease using phase-contrast cardiovascular magnetic resonance. *Echocardiography.* 2007;24(2):207-16.
25. Pitcher, A. How to Quantify Blood Flow. Hearing presented at Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, 16th Annual Scientific Sessions, Physicians Preconference; 2013; San Francisco.
26. Morris, S. How to Combine Flow and Function: Quantifying Shunts, Regurgitation, Obstruction. Hearing presented at Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, 16th Annual Scientific Sessions, Congenital Preconference; 2013; San Francisco.

27. Lopez-Mattei JC, Shah DJ. The role of cardiac magnetic resonance in valvular heart disease. *Methodist Debakey Cardiovasc J.* 2013;9(3):142-8.
28. Hsiao A, Lustig M, Alley M, Murphy M, Vasanawala S. Evaluation of valvular insufficiency and shunts with parallel-imaging compressed-sensing 4D phase-contrast MR imaging with stereoscopic 3D velocity-fusion volume-rendered visualization. *Radiology.* 2012 Oct;265(1):87-95.
29. Myerson S. Heart valve disease: investigation by cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2012 Jan 19;14(7).
30. Biglands J, Radjenovic A, Ridgway J. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: Part II. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2012;14:66.
31. Baltés C, Kozerke S, Hansen M, Pruessmann K, Tsao J, Boesiger P. Accelerating cine phase-contrast flow measurements using k-t BLAST and k-t SENSE. *Magn Reson Med.* 2005 Dec;54(6):1430-8.
32. Tsao J, Boesinger P, Pruessmann K. k-t BLAST and k-t SENSE: dynamic MRI with high frame rate exploiting spatiotemporal correlations. *Magn Reson Med.* 2003 Nov;50(5):1031-42.
33. Myerson S, d'Arcy J, Mohiaddin R, Greenwood J, Karamitsos T, Francis J et al. Aortic regurgitation quantification using cardiovascular magnetic resonance: association with clinical outcome. *Circulation.* 2012 Sep 18;126(12):1452-60.
34. Powell A, Maier S, Chung T, Geva T. Phase-velocity cine magnetic resonance imaging measurement of pulsatile blood flow in children and young adults: in vitro and in vivo validation. *Pediatr Cardiol.* 2000 Mar-Apr;21(2):104-10.
35. Lankhaar J, Hofman M, Marcus J, Zwanenburg J, Faes T, Vonk-Noordegraaf A. Correction of phase offset errors in main pulmonary artery flow quantification. *Magn Reson Imaging.* 2005 Jul;22(1):73-9.
36. Gatehouse P, Rolf M, Graves M, Hofman M, Totman J, Werner B et al. Flow measurement by cardiovascular magnetic resonance: a multi-centre multi-vendor study of background phase offset errors that can compromise the accuracy of derived regurgitant or shunt flow measurements. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2010 Jan 14;12(5).
37. Giese D, Haeberlin M, Barmet C, Pruessmann K, Schaeffter T, Kozerke S. Analysis and correction of background velocity offsets in phase-contrast flow measurements using magnetic field monitoring. *Magn Reson Med.* 2012 May;67(5):1294-302.
38. Garcia J, Capoulade R, Le Ven F, Gaillard E, Kadem L, Pibarot P et al. Discrepancies between cardiovascular magnetic resonance and Doppler echocardiography in the measurement of transvalvular gradient in aortic stenosis: the effect of flow vorticity. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15(84).

39. Yap S, Van Geuns R, Meijboom F, Kirschbaum S, McGhie J, Simoons M et al. A simplified continuity equation approach to the quantification of stenotic bicuspid aortic valves using velocity-encoded cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2007;9(6):899-906.
40. Garcia J, Marrufo OR, Rodriguez AO, Larose E, Pibarot P, Kadem L. Cardiovascular magnetic resonance evaluation of aortic stenosis severity using single plane measurement of effective orifice area. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2012;14:23.
41. Han, Y. Valve Disease and Flow Measurement. Hearing presented at Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, 15th Annual Scientific Sessions, Technologists Workshop; 2012; Orlando.
42. Mereles D. Echobasics. Available at: <http://www.echobasics.de/klappen.html>. Accessed August 3, 2015.
43. Gelfand E, Hughes S, Hauser T, Yeon S, Goepfert L, Kissinger K et al. Severity of Mitral and Aortic Regurgitation as Assessed by Cardiovascular Magnetic Resonance: Optimizing Correlation with Doppler Echocardiography. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2006;8(3):503-7.
44. Sheehan FH, Bolson E, Anderson M. Cardiovascular Research & Training Center Cardiac Imaging Research Lab . Available at: <https://depts.washington.edu/cvrtc/simplvgm.html>. Accessed August 3, 2015.
45. Minners J, Allgeier M, Gohlke-Baerwolf C, Kienzle R, Neumann F, Jander N. Inconsistencies of echocardiographic criteria for the grading of aortic valve stenosis. *Eur Heart J*. 2008 Apr;29(8):1043-8.
46. Garcia J, Kadem L, Larose E, Pibarot P. Disagreement between Cardiovascular Magnetic Resonance and Echo-Doppler Transvalvular Pressure Gradients. In: *Proceedings of the 19th Annual Meeting of ISMRM*. Montreal, Canada; 2011.;1209.
47. Hornbach V, Grebe O, Botnar R. *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*. Stuttgart: Schattauer Verlag; 2005.
48. Gentry, R. Basic Cardiac Exam. Hearing presented at Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, 16th Annual Scientific Sessions, Technologist Workshop; 2013; San Francisco.
49. Nacif M, Oliveira Junior A, Carvalho A, Rochitte C. Cardiac magnetic resonance and its anatomical planes: how do I do it? *Arq Bras Cardiol*. 2010 Dec.;95(6):756-63.
50. Kumar A, Patton D, Friedrich MG. The emerging clinical role of cardiovascular magnetic resonance imaging. *Can J Cardiol*. 2010;26(6):313 - 22.

51. Reant P, Lederlin M, Lafitte S, Serri K, Montaudon M, Corneloup O et al. Absolute assessment of aortic valve stenosis by planimetry using cardiovascular magnetic resonance imaging: comparison with transesophageal echocardiography, transthoracic echocardiography, and cardiac catheterisation. *Eur J Radiol.* 2006;59(2):276-83.
52. O'Brien K, Gabriel R, Greiser A, Cowan B, Young A, Kerr A et al. Aortic valve stenotic area calculation from phase contrast cardiovascular magnetic resonance: the importance of short echo time. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2009 Nov 19;11(49).
53. Defrance C, Bollache E, Kachenoura N, Perdrix L, Hrynchyshyn N, Bruguere E et al. Evaluation of aortic valve stenosis using cardiovascular magnetic resonance: comparison of an original semiautomated analysis of phase-contrast cardiovascular magnetic resonance with Doppler echocardiography. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2012 Sep 1;5(5):604-12.
54. Lotz J, Sohns J. Untersuchungstechniken und Stellenwert der MRT bei der Diagnostik von Herzklappenerkrankungen. *Radiologe.* 2013 Oct;53(10):872-9.
55. Garcia J, Pibarot P, Capoulade R, Le Ven F, Kadem L, Larose E et al. Usefulness of cardiovascular magnetic resonance imaging for the evaluation of valve opening and closing kinetics in aortic stenosis. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2013 Aug;14(8):819-26.
56. Garcia J, Kadem L, Larose E, Clavel MA, Pibarot P. Comparison between cardiovascular magnetic resonance and transthoracic Doppler echocardiography for the estimation of effective orifice area in aortic stenosis. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2011;13:25.
57. Chan K, Wage R, Symmonds K, Rahman-Haley S, Mohiaddin R, Firmin D et al. Towards comprehensive assessment of mitral regurgitation using cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2008;10(61).
58. Helvacioğlu F, Yildirimtürk O, Duran C, Yurdakul S, Tayyareci Y, Ulusoy O et al. The evaluation of mitral valve stenosis: comparison of transthoracic echocardiography and cardiac magnetic resonance. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2014 Feb;15(2):164-9.
59. Uretsky S, Chaudhry F, Gillam L, Gurrain S, Bonda S, Ponnampalani H et al. A novel technique to quantify the instantaneous mitral regurgitant rate. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15(74).
60. Gabriel R, Kerr A, Raffel O, Stewart R, Cowan B, Occleshaw C. Mapping of mitral regurgitant defects by cardiovascular magnetic resonance in moderate or severe mitral regurgitation secondary to mitral valve prolapse. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2008;10(16).
61. Han Y, Peters D, Salton C, Bzymek D, Nezafat R, Goddu B. Cardiovascular magnetic resonance characterization of mitral valve prolapse. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2008 May;1(3):294-303.

62. Buchner S, Debl K, Poschenrieder F, Feuerbach S, Riegger G, Luchner A et al. Cardiovascular magnetic resonance for direct assessment of anatomic regurgitant orifice in mitral regurgitation. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2008;1(2):148-55.
63. Yoganathan A, Cape E, Sung H, Williams F, Jimoh A. Review of hydrodynamic principles for the cardiologist: applications to the study of blood flow and jets by imaging techniques. *J Am Coll Cardiol*. 1988 Nov.;12(5):1344-53.
64. Buchner S, Poschenrieder F, Hamer O, Jungbauer C, Resch M, Birner C et al. Direct visualization of regurgitant orifice by CMR reveals differential asymmetry according to etiology of mitral regurgitation. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2011;4(10):1088-96.
65. Marsan N, Westenberg J, Ypenburg C, Delgado V, van Bommel R, Roes S et al. Quantification of functional mitral regurgitation by real-time 3D echocardiography: comparison with 3D velocity-encoded cardiac magnetic resonance. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2009 Nov;2(11):1245-52.
66. Hamada S, Altiok E, Frick M, Almalla M, Becker M, Marx N et al. Comparison of accuracy of mitral valve regurgitation volume determined by three-dimensional transesophageal echocardiography versus cardiac magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol*. 2012 Oct 1;110(7):1015-20.
67. Pandey T, Jambhekar K. Evaluation of Diastolic Dysfunction Using Cardiac Magnetic Resonance Imaging. *Eur Cardiol*. 2010;6(1):21-5.
68. Leong D, De Pasquale C, Selvanayagam J. Heart Failure With Normal Ejection Fraction: The Complementary Roles of Echocardiography and CMR Imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2010 Apr;3(4):409-20.
69. Caudron J, Fares J, Bauer F, Dacher J. Evaluation of left Ventricular Diastolic Function with Cardiac MR Imaging. *Radiographics*. 2010;31(1):239-59.
70. Zile M, Brutsaert D. New concepts in diastolic dysfunction and diastolic heart failure: Part I: diagnosis, prognosis, and measurements of diastolic function. *Circulation*. 2002 Mar 19;105(11):1387-93.
71. Wu V, Chyou J, Chung S, Bhagavatula S, Axel L. Evaluation of diastolic function by three-dimensional volume tracking of the mitral annulus with cardiovascular magnetic resonance: comparison with tissue Doppler imaging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2014 Sep 20;16(71).
72. Ladouceur M, Gillaizeau F, Redheuil A, Iserin L, Bonnet D, Boudjemline Y et al. Optimal follow-up in adult patients with congenital heart disease and chronic pulmonary regurgitation: towards tailored use of cardiac magnetic resonance imaging. *Arch Cardiovasc Dis*. 2013 Jan;106(1):27-35.
73. Maffessanti F, Gripari P, Pontone G, Andreini D, Bertella E, Mushtaq S et al. Three-dimensional dynamic assessment of tricuspid and mitral annuli using

- cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2013;14(10):986-95.
74. Speiser U, Abas A, Henke C, Sandfort V, Jellinghaus S, Sievers B et al. Time-resolved magnetic resonance imaging of contrast kinetics to identify severe tricuspid valve regurgitation. *Acta Cardiol*. 2013;68(3):247-53.
 75. Cho I, Oh J, Chang H, Park J, Kang K, Kim Y et al. Tricuspid regurgitation duration correlates with cardiovascular magnetic resonance-derived right ventricular ejection fraction and predict prognosis in patients with pulmonary arterial hypertension. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2014;15(1):18-23.
 76. Hendel R, Patel M, Kramer C, Poon M, Carr J, Gerstad N et al. ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging. A report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group. *J Am Coll Radiol*. 2006 Oct;3(10):751-71.
 77. Calvin D, Lew C, Alley M, Bammer R, Spielman D, Chan F. Peak Velocity and Flow Quantification Validation for Sensitivity-Encoded Phase-Contrast MR Imaging. *Acad Radiol*. 2007 Mar;14(3):258-69.
 78. Dabir D, Arroyo-Ucar E, Nagel E. Bildgebung nach Klappenersatz. *Radiologe*. 2013 Oct;53(10):896-907.
 79. Kramer C, Barkhausen J, Flamm S, Kim R, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013 Oct 8;15(91).
 80. Al-Mallah M, Aljizeeri A, Villines T, Srichai M, Alsaileek A. Cardiac computed tomography in current cardiology guidelines. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2015;9(6):514-23.
 81. Feuchtner, G. Klappenerkrankungen: CT (inkl.TAVI): Hearing presented at Bildgebung mit Herz 2014, Herz-Intensiv-Kurs 3; 2014; Salzburg.