

Aus der Klinik und Poliklinik für Allgemeine und Interventionelle Kardiologie
des Universitären Herzzentrums
des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf
Direktor: Prof. Dr. med. T. Meinertz

**Wertigkeit von MRT und transösophagealer
Echokardiographie vor geplanter Mitralklappen-
Operation – Vergleich mit den intraoperativen
Befunden**

Promotion

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von

Katharina Henrike Ruschewski
aus Göttingen

Hamburg 2009

TEILE DIESER ARBEIT WURDEN IN FOLGENDER PUBLIKATION VERÖFFENTLICHT:

Stork A, Franzen O, Ruschewski H, Detter C, Müllerleile K, Bansmann PM,
Adam G, Lund GK

Assessment of functional anatomy of the mitral valve in patients with mitral regurgitation with cine magnetic resonance imaging: comparison with transesophageal echocardiography and surgical results.

Eur Radiol, 2007, 17: 3189-3198

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg am: 18. Juni 2009

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende: PD Dr. Stephan Baldus

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter: Prof. Dr. Thomas Meinertz

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter: PD Dr. Christoph Weber

Inhaltsverzeichnis

I. Abkürzungsverzeichnis	4
II. Einleitung und Fragestellung	7
1. Historische Entwicklung	7
2. Fragestellung	9
III. Material und Methoden	10
1. Patientenkollektiv	10
1. Aufbau des Patientenkollektivs	10
2. Einschlusskriterien	11
3. Ausschlusskriterien	11
2. Grundlagen der Echokardiographie und MRT	12
1. Echokardiographie	12
1. Physikalische Grundlagen des Ultraschalls	12
2. Ultraschallverfahren	13
3. Technische Geräte	14
2. Magnetresonanztomographie	15
1. Physikalische Grundlagen der Magnetresonanztomogra- phie	15
2. Pulssequenzen	18
1. Spin-Echo-Sequenzen	18
2. Gradienten-Echo-Sequenz	19
3. True Fast Imaging with Steady-State-Precession (TrueFISP)-Sequenz	20
3. Technische Geräte	21
3. Untersuchungsablauf der Echokardiographie und MRT	21
1. Echokardiographie	21
2. Magnetresonanztomographie	22
4. Morphologie der Mitralklappe und Ursachenanalyse der Mitralklap- insuffizienz	24

5. Definition eines Prolaps	27
6. Schnittebenen der Echokardiographie und MRT	29
1. Echokardiographie	29
1. Schnittebenen	29
2. Dopplerverfahren	30
2. MRT – Schnittebenen	31
7. Beurteilung des Jetursprungs in der Echokardiographie	33
8. Echokardiographische Schweregradbeurteilung	34
1. Semiquantitative Beurteilung der Mitralinsuffizienz	34
2. Quantitative Beurteilung der Mitralinsuffizienz mittels Fluss- konvergenzmethode	35
9. Datenauswertung	37
10. Operation	38
11. Statistische Analyse	40
IV. Ergebnisse	41
1. Jetanzahl, -lokalisierung und -ausdehnung	41
2. Differenzierung in exzentrisch – nicht exzentrisch verlaufende Jets	43
3. Diagnostik eines Prolaps eines Segels oder Segelanteils	44
4. Diagnostische Treffsicherheit – Vergleich mit den intraoperativen Befunden	47
V. Diskussion	49
VI. Zusammenfassung	63
VII. Literaturverzeichnis	64
1. Wissenschaftliche Publikationen	64
2. Fachliteratur	69
VIII. Danksagung	71

IX. Lebenslauf	72
X. Eidesstattliche Erklärung	73

I. Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
A1/ A2/ A3	Segment 1/ 2/ 3 des anterioren Mitralsegels nach Carpentier
α (alpha)	Flip- oder Anregungswinkel
AML	anteriores Mitralsegel
B_0	äußeres Magnetfeld
B-Mode	<i>brightness mode</i> im Ultraschall
bzw.	beziehungsweise
χ	Chi
cm	Zentimeter
CW-Doppler	<i>continous-wave</i> -Doppler
d. h.	das heißt
EKG	Elektrokardiogramm
et al.	et alii (und andere)
ERO	Effektive Regurgitationsöffnung (<i>effective regurgitant orifice</i>)
γ (gamma)	gyromagnetisches Verhältnis
G_x	Frequenzkodiergradient
G_y	Phasenkodiergradient
G_z	Schichtselektionsgradient
^1H	Wasserstoff
HF-Impuls	Hochfrequenzimpuls
κ	Kappa
k-Raum	Rohdatenmatrix
KHK	Koronare Herzkrankheit
LA	linkes Atrium
LV	linker Ventrikel
LVOT	linksventrikulärer Ausflusstrakt
M	Magnetisierung
MHz	Megahertz
MI	Mitralinsuffizienz
ml	Milliliter

mm	Millimeter
M-Mode	<i>motion mode</i> im Ultraschall
MRT/ MR	Magnetresonanztomographie/ Magnetresonanz
ms	Millisekunde
M_{xy}	transversale Komponente des Magnetisierungsvektors
M_z	longitudinale Komponente des Magnetisierungsvektors
n	Anzahl
NYHA	<i>New York Heart Association</i> , Schweregrade bei Herzinsuffizienz nach subjektiven Beschwerden
p (klein p)	Signifikanzniveau
P (groß P)	Papillarmuskel
π	Pi
PFR	Durchflussrate
PISA	proximale Flusskonvergenzzone (<i>proximal isovelocity surface area</i>)
PTFE	Polytetrafluoroethylen
PW-Doppler	<i>pulsed-wave</i> -Doppler
P1/ P2/ P3	Segment 1/ 2/ 3 des posterioren Mitralsegels nach Carpentier
PML	posteriores Mitralsegel
r	Korrelationskoeffizient
RegVol	Regurgitationsvolumen
s (klein s)	Sekunde
S (groß S)	Segment
S1/ S2/ S3	Segment der Mitralklappe bestehend aus A1 und P1/ A2 und P2/ A3 und P3
T	Tesla (Feldstärke des verwendeten Magneten)
T1-Zeit	longitudinale Relaxationszeit
T2-Zeit	transversale Relaxationszeit
T2*-Relaxation	Effekt der durch Inhomogenitäten des Magnetfelds an Gewebegrenzflächen auftritt
TE	Echozeit
TR	Repetitionszeit

<i>TrueFISP</i>	<i>True Fast Imaging with Steady-State-Precession-Sequenz</i>
TEE	transösophageale Echokardiographie
TTE	transthorakale Echokardiographie
u. a.	unter anderem
V	Flussgeschwindigkeit
$V_{\max_{MI}}$	maximalen Geschwindigkeit der Mitralinsuffizienz
VTI_{MI}	Geschwindigkeitszeitintegral der Mitralinsuffizienz
ω_0	Larmorfrequenz
z. B.	zum Beispiel

II. Einleitung und Fragestellung

Eine Insuffizienz der Mitralklappe (MI) kann durch unterschiedliche Ursachen bedingt sein. Zu diesen Ursachen gehören ein Prolaps der Mitralklappe, rupturierte Sehnenfäden oder die Ruptur eines oder beider Papillarmuskeln (z. B. im Rahmen eines Infarktgeschehens), eine Dilatation des Klappenrings (z. B. im Rahmen einer ischämischen oder dilatativen Kardiomyopathie), der Zustand nach rheumatischem Fieber, eine Endokarditis oder kongenital bedingte Klappenfehler (z. B. ein *cleft* im Mitralsegel).

Verschiedene Untersuchungsverfahren stehen zur Verfügung, um bei einer MI die zugrunde liegende Pathologie zu eruieren. Die transoesophageale Echokardiographie (TEE) ist zur Zeit die bevorzugt benutzte Methode zur Beurteilung der Mitralklappe, die Magnetresonanztomographie (MRT) gewinnt aber in der morphologischen Beurteilung des Herzens zunehmend an Bedeutung. Als ergänzendes Verfahren könnte das MRT u. a. bei transoesophageal nicht schallbaren Patienten fungieren. Beide Verfahren müssen sich hinsichtlich ihres Nutzens an den intraoperativ erhobenen Befunden messen lassen.

II. 1. Historische Entwicklung

Seit dem ersten erfolgreichen Mitralklappenersatz durch Implantation einer Kugelprothese von Starr und Edwards in den 1960er Jahren hat sich eine Vielfalt operativer Verfahren etabliert, um bei Patienten mit Erkrankungen der Mitralklappe die Morbidität und Mortalität immer weiter zu senken.

Als operative Verfahren bei einer Insuffizienz der Mitralklappe haben sich zunächst zum einen der Mitralklappenersatz durch eine Vielzahl weiterentwickelter Klappenprothesen – und im Gegensatz dazu – seit Einführung neuer Techniken in den 1970er Jahren durch Carpentier

(Carpentier, 1983) und anderen die operative Rekonstruktion der Klappe in der klinischen Praxis etabliert. Dabei zeichnet sich die operative Rekonstruktion der Mitralklappe durch eine niedrigere perioperative Mortalität (Enriquez-Sarano et al., 1995; Smolens et al., 2001) und auch bessere postoperative Resultate als der Mitralklappenersatz aus (Enriquez-Sarano et al., 1995; Lee et al., 1997). Dies liegt hauptsächlich im besseren Erhalt der Funktion des linken Ventrikels und der Reduktion der mit Klappenprothesen assoziierten Komplikationen wie beispielsweise thrombembolischen Ereignissen begründet (Lee et al., 1997). Dabei ist die Prognose vor allem bei den Patienten als weniger gut zu beurteilen, bei denen sich bereits eine Dysfunktion des linken Ventrikels entwickelt hat (Crawford et al., 1990; Enriquez-Sarano et al., 1995; Leung et al., 1996). Aus diesem Grund empfehlen einige Arbeitsgruppen eine prophylaktische Rekonstruktion der Klappe vor Entwicklung einer linksventrikulären Dysfunktion bei asymptomatischen oder gering symptomatischen Patienten mit schwerer MI, bei denen die Rekonstruktion aller Voraussicht nach möglich ist (Smolens et al., 2001), dabei sollte die Wahrscheinlichkeit der operativen Rekonstruktion der Mitralklappe in diesem Patientenkollektiv mehr als 90% betragen (Bonow et al., 2006). Dadurch ergibt sich die enorme Wichtigkeit einer ausführlichen und exakten präoperativen Diagnostik, um diejenigen Patienten, deren Klappe mit hoher Wahrscheinlichkeit operativ rekonstruiert werden kann, zu einem frühen Zeitpunkt der Erkrankung identifizieren zu können.

Die Entdeckung des Ultraschalls als nichtinvasives Verfahren zur Diagnostik von Klappenerkrankungen erfolgte im Jahre 1953 durch den Kardiologen Edler und den Physiker Hertz. Seither haben sich die diagnostischen Möglichkeiten durch enorme Weiterentwicklungen vor allem im Bereich der Gerätetechnik immer mehr verbessert. Zu den bedeutendsten Entwicklungen zählen dabei wohl die Einführung der verschiedenen Dopplerverfahren und der transösophagealen Echokardiographie (TEE) im Jahre 1971, mit Hilfe derer eine noch präzisere Darstellung bestimmter Strukturen möglich geworden ist.

Das technische Prinzip der Magnetresonanztomographie (MRT) wurde 1946 durch Bloch und Purcell entdeckt, die für diese Entdeckung 1952 den Nobelpreis erhielten. Der Einsatz dieses Verfahrens beschränkte sich jedoch zunächst auf Bereiche aus Physik und Chemie. In den folgenden Jahren wurde das Verfahren der magnetischen Resonanz zu einem Verfahren der Medizin weiterentwickelt, sodass Anfang der 1980er Jahre die MR-Tomographen Einzug in die Krankenhäuser nahmen. Schon nach kurzer Zeit wurde der Grundstein für die Herzbildgebung gelegt. Bis heute schreiten die technischen Weiterentwicklungen immer weiter voran, sodass das MRT mittlerweile in einem breiten Spektrum der Medizin Anwendung findet und als diagnostisches Verfahren kaum noch wegzudenken ist.

II. 2. Fragestellung

Gegenstand unserer Studie war es, die transösophageale Echokardiographie mit der Magnetresonanztomographie in der präoperativen Beurteilung der Morphologie der Mitralklappe bei Patienten mit Mitralsuffizienz zu vergleichen. Hierzu wurden 43 Patienten rekrutiert, bei denen eine Mitralsuffizienz unterschiedlichen Schweregrades vorlag und bei denen eine Operation der Mitralklappe – Rekonstruktion oder Klappenersatz - vorgesehen war.

III. Material und Methoden

III. 1. Patientenkollektiv

III. 1. 1. Aufbau des Patientenkollektivs

In die Studie konnten im Zeitraum von März 2003 bis August 2004 insgesamt 43 Patienten, 14 Frauen und 29 Männer, mit einer Mitralinsuffizienz eingeschlossen werden. Das mittlere Alter betrug $54 \pm 14,8$ Jahre (*range* 21-79 Jahre).

Klinisch ließen sich die Patienten folgendermaßen charakterisieren: Bei 6 (14%) Patienten entsprachen die klinischen Symptome dem NYHA-Stadium I, bei 17 (39,5%) Patienten dem NYHA-Stadium II, bei 17 (39,5%) Patienten dem NYHA-Stadium III und bei 3 (7%) Patienten entsprachen die Symptome dem NYHA-Stadium IV. Die Anamneseerhebung ergab bei 10 (23,2%) Patienten eine KHK, 13 (30,2%) Patienten hatten eine arterielle Hypertonie, 2 (4,6%) Patienten hatten ein länger zurückliegendes Infarktereignis und jeweils 1 (2,3%) Patient hatte eine dilatative Kardiomyopathie und eine abgelaufene Myokarditis. 12 (27,9%) Patienten hatten permanentes und 2 (4,6%) Patienten hatten paroxysmales Vorhofflimmern.

5 (11,6%) der Patienten hatten eine zweitgradige und jeweils 19 (44,2%) Patienten eine dritt- und viertgradige Mitralinsuffizienz.

Der mittlere Zeitabstand zwischen der Echokardiographie und der Magnetresonanztomographie betrug $9 \pm 23,9$ Tage (*range* 0 bis 112 Tage). Bei 37 (86%) Patienten betrug der mittlere Zeitabstand $0,9 \pm 1,7$ Tage (0 bis 6 Tage). Bei 6 Patienten fand das MRT zu einem späteren Zeitpunkt statt (27, 37, 40, 47, 96 und 112 Tage nach der Echokardiographie). 36 der 43 (83,7%)

Patienten unterzogen sich einer Operation der Mitralklappe, 7 Patienten wurden nicht operiert. Bei 4 der Patienten entschied man sich für eine konservative Therapie, die anderen 3 Patienten lehnten ein operatives Vorgehen ab. Bei den operierten Patienten betrug der mittlere Zeitabstand zwischen der Echokardiographie und der Klappenoperation 34 ± 69 Tage (*range* 0 bis 325 Tage). Bei 28 (77,8%) der operierten Patienten konnte die Mitralklappe mit Hilfe verschiedener Verfahren rekonstruiert werden, 8 der Patienten erhielten einen prothetischen Klappenersatz (5 biologische Klappen, 3 mechanische Klappen).

III. 1. 2. Einschlusskriterien

In die Studie eingeschlossen wurden Patienten, bei denen aufgrund einer Mitralklappeninsuffizienz eine Operation an der Mitralklappe in der Herzchirurgie des Universitären Herzzentrums Hamburg geplant war und bei denen präoperativ ein MRT und eine zweidimensionale transthorakale und transösophageale Echokardiographie zur Schweregradbestimmung der Mitralinsuffizienz und zur morphologischen Beurteilung der Klappe erfolgt war. Dabei wurden sowohl Patienten, die einen Klappenersatz, als auch Patienten, die eine Klappenrekonstruktion erhielten, in die Studie aufgenommen.

III. 1. 3. Ausschlusskriterien

Von der Studie ausgeschlossen wurden Patienten, bei denen bereits zu einem früheren Zeitpunkt eine Operation der Mitralklappe erfolgt war. Dies waren beispielsweise Patienten mit einer Mitralklappenprothese und einem paravalvulärem Leck oder Patienten mit erneutem Auftreten einer operationswürdigen Mitralinsuffizienz nach bereits erfolgter Klappenrekonstruktion. Ein weiteres Ausschlusskriterium war das Vorliegen einer höhergradigen Aorteninsuffizienz.

Außerdem wurden alle Patienten, bei denen Kontraindikationen bestanden, die die Durchführung der Echokardiographie oder der Magnetresonanztomographie nicht zuließen von der Studie ausgeschlossen. Als Beispiel wäre hier ein Herzschrittmacher als eine Kontraindikation des MRT zu nennen. Gegen die Durchführung einer transösophagealen Echokardiographie sprachen beispielsweise das Vorliegen von Ösophagusvarizen oder stenosierende Prozesse im Ösophagus.

III. 2. Grundlagen der Echokardiographie und MRT

III. 2.1. Echokardiographie

III. 2. 1. 1. Physikalische Grundlagen des Ultraschalls

Das Grundprinzip des Ultraschalls basiert auf der Aussendung und dem Empfangen von an Gewebegrenzflächen reflektierten Ultraschallwellen. Die Frequenz der in der medizinischen Diagnostik verwendeten Ultraschallwellen liegt im Bereich zwischen 1 bis 15 Megahertz. Ultraschallwellen breiten sich als mechanische Schwingungen in longitudinaler Richtung im Gewebe aus und werden je nach Gewebeart unterschiedlich stark an den Gewebegrenzflächen reflektiert. Je tiefer ein Gewebe im Körper liegt, desto größer ist die zeitliche Latenz, mit der die reflektierten Schallwellen (Echos) vom Ultraschallkopf empfangen werden. Die Reflexion der Schallwellen und andere physikalische Phänomene bilden die Basis der sonographischen Bildgebung. Das gleichzeitige Aussenden und Empfangen der Schallwellen durch den Schallkopf basiert auf dem piezoelektrischen Prinzip. Dabei wird eine elektrische Spannung durch die sich im Schallkopf befindenden Piezokristalle in mechanische Schwingungen umgewandelt. Beim Empfangen der Echosignale findet dieser Prozess in umgekehrter Richtung statt.

III. 2. 1. 2. Ultraschallverfahren

B-Mode: Beim B-Mode (*brightness mode*) werden zweidimensional in Echtzeit dem Echosignal je nach Amplitude unterschiedliche Grauwerte zugeordnet, wobei größere Amplituden durch hellere Grautöne dargestellt werden. Aus den einzelnen Grauwertlinien entsteht schließlich ein Schnittbild. Das B-Mode-Verfahren dient hauptsächlich der morphologischen Beurteilung und stellt das im klinischen Alltag am häufigsten angewendete Verfahren dar.

M-Mode: Beim M-Mode (*motion mode*) werden eindimensional ebenfalls die Amplituden der Echos durch Grauwerte dargestellt. Die Grauwerte werden dabei im zeitlichen Verlauf abgebildet. Daher ist der M-Mode speziell zur Darstellung dynamischer Funktionsabläufe, wie z. B. der Bewegung der Herzklappen während des Herzzyklus geeignet.

Dopplerverfahren: Das Dopplerverfahren ist ein spezielles Verfahren, das in der Gefäßdiagnostik breite Anwendung findet. Mit Hilfe des Dopplerverfahrens ist es möglich, Frequenzänderungen zwischen dem ausgesendeten und dem reflektierten Signal zu registrieren. Solche Frequenzänderungen entstehen z. B. an den Erythrozyten durch die Strömungsbewegung des Blutes. Dabei stehen die Frequenzänderungen in einem proportionalen Verhältnis zur Geschwindigkeit. Auf diese Weise lassen sich die Strömungsrichtung und Strömungsänderungen darstellen.

CW-Doppler: Beim CW-(*continuous-wave*-)Doppler findet kontinuierlich die Schallaussendung und der Empfang der Echosignale durch den Schallkopf statt. Eine auf den Schallkopf gerichtete Strömung stellt sich oberhalb, eine zur Gegenrichtung des Schallkopfs fließende Strömung stellt sich unterhalb der Nulllinie dar. Mit Hilfe des CW-Dopplers lassen sich genaue Aussagen über Geschwindigkeiten machen, während keine Aussagen über die Entstehungstiefe des Signals möglich sind.

PW-Doppler: Beim PW-(*pulsed-wave*-)Doppler wechselt der Schallkopf zwischen den Funktionen Senden und Empfangen hin und her. Der Tiefenbereich ist wählbar, während sich zu höheren Frequenzbereichen keine genauen Aussagen machen lassen.

Farbdoppler: Der Farbdoppler ist eine Kombination aus B-Mode und dem Doppler-Verfahren. Dabei wird der Blutfluss farbcodiert dargestellt. Blut das auf den Schallkopf zufließt wird dabei rot dargestellt, während Blut das in entgegengesetzte Richtung fließt blau kodiert wird. Durch den Farbdoppler lassen sich Blutströmungen im Herzen und Klappenitien optimal darstellen.

III. 2. 1. 3. Technische Geräte

Für alle Untersuchungen wurde ein Echokardiographiegerät (Sonos 7500 mit den dazugehörigen Schallköpfen der Firma Philips, Deutschland) verwendet. Die zweidimensionale transthorakale Echokardiographie wurde mit Hilfe eines Breitband-Schallkopfes (S3-Schallkopf) durchgeführt. Für die transösophagealen Echokardiographie wurde eine multiplante Schallsonde (Omniplan II, 4,4 MHz) verwendet.

Die Auswertung der Bilddaten der konventionellen Echokardiographie (2D, M-Mode und Doppler) erfolgte sowohl fürs TTE als auch fürs TEE mittels einer hierfür bestimmten Software (EncConcert-Software, Philips, Deutschland) auf einem externen Computersystem. Die Bilddaten wurden über eine Netzwerkverbindung zwischen Ultraschallgerät und Auswertecomputer übermittelt.

III. 2. 2. Magnetresonanztomographie

III. 2. 2. 1. Physikalische Grundlagen der Magnetresonanztomographie

Die Grundlage der MR-Technik stellt die magnetische Resonanz von Atomkernen dar. Da Wasserstoffionen (^1H) im menschlichen Gewebe ubiquitär, wenn auch in unterschiedlicher Menge vorhanden sind, wird in der Medizin die magnetische Resonanz des Wasserstoffkerns zur Bildgebung genutzt. Der Wasserstoffkern besteht aus nur einem positiv geladenen Teilchen, dem Proton, das um seine eigene Achse wie ein Kreisel rotiert. Diese Rotation um die eigene Achse bezeichnet man als *Spin*. Jeder *Spin* erzeugt ein kleines Magnetfeld, das eine beliebige Richtung im Raum einnimmt. Durch diese beliebige Ausrichtung entsteht unter normalen Bedingungen keine magnetische Wirkung. Legt man jedoch ein äußeres Magnetfeld (B_0) an, richten sich alle *Spins* mit ihrer Kreisbewegung parallel zu diesem Magnetfeld in z-Richtung aus und erzeugen auf diese Weise eine Längsmagnetisierung. Diese Kreisbewegung nennt man Präzessionsbewegung, die Frequenz dieser Kreisbewegung ist die Larmorfrequenz ω_0 .

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (\gamma = \text{gyromagnetisches Verhältnis, konstant } 42,6 \text{ MHz/ T für Protonen})$$

Durch das gyromagnetische Verhältnis γ ist die Larmorfrequenz proportional zur Stärke des äußeren Magnetfeldes B_0 . Die Larmorfrequenz und das MR-Signal sind je nach Feldstärke des verwendeten Magneten (in dieser Studie 1,5 Tesla) verschieden.

Um ein messbares Signal zu erhalten, wird die Längsmagnetisierung aus ihrer ursprünglichen Lage mittels eines senkrecht (90°) zur z-Achse eingestrahlten Hochfrequenz-Impulses (HF-Impuls) ausgelenkt. Der HF-Impuls wird mit Hilfe einer Hochfrequenzspule erzeugt. Der Vorgang der Auslenkung

heißt Anregung. Die Protonen, deren Larmorfrequenz mit der Frequenz des HF-Impulses identisch ist erzeugen die senkrecht zur z-Achse verlaufende Transversalmagnetisierung quer zum Magnetfeld in der xy-Achse. Durch die Rotation der Transversalmagnetisierung entsteht schließlich ein MR-Signal (Abbildung 1).

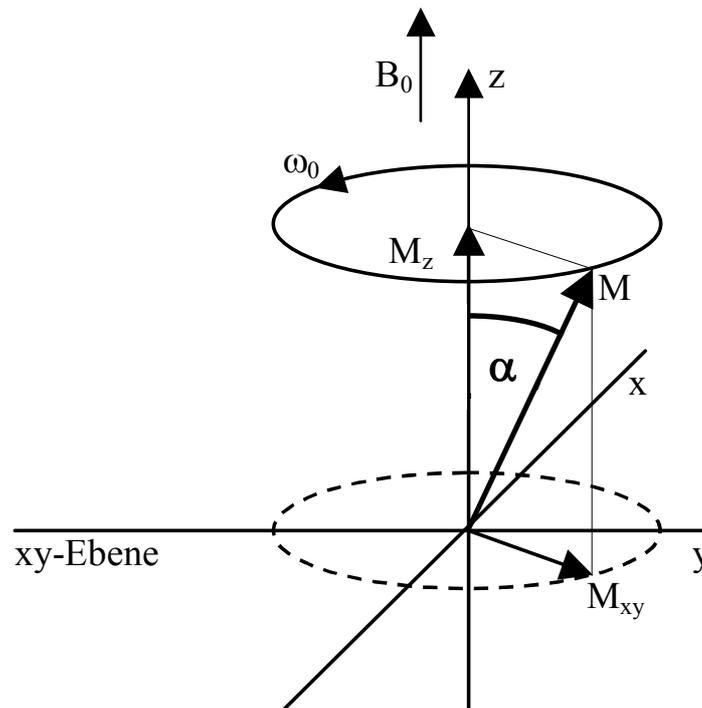


Abbildung 1: Wird die Magnetisierung aus ihrer Ausgangslage ausgelenkt, befindet sich die Magnetisierung M im Winkel α zur Richtung des Magnetfeldes B_0 und rotiert mit der Larmorfrequenz ω_0 um die z-Achse. Der Magnetisierungsvektor kann in zwei Komponenten zerlegt werden: eine longitudinale Komponente entlang der z-Achse, M_z , und eine transversale Komponente, M_{xy} .

[modifiziert aus: Nagel E, van Rossum AC, Fleck E, Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie, Steinkopf Darmstadt, 1. Auflage, 2002]

Nach der Beendigung des HF-Impulses bildet sich die Transversalmagnetisierung aus der xy-Ebene wieder zurück und die *Spins* richten sich wieder parallel zur z-Achse aus. Das erfolgt durch zwei verschiedene Mechanismen: Zum einen geben die Protonen die durch den HF-Impuls aufgenommene Energie wieder ab (*Spin-Gitter-Relaxation*). Dadurch nimmt die Längsmagnetisierung exponentiell wieder zu. Die Zeit, nach der die Längsmagnetisierung wieder 63% ihres Ausgangswertes erreicht hat ist die T1-Zeit (longitudinale Relaxationszeit). Die T1-Zeit ist für die verschiedenen Gewebe unterschiedlich. Zum anderen kommt es durch *Spin-Spin-*

Wechselwirkungen der Wasserstoffprotonen untereinander zu einer Dephasierung der Transversalmagnetisierung, sodass die transversale Komponente schneller abfällt, als nur durch die T1-Zeit erwartet werden würde. Die Zeit, nach der die Transversalmagnetisierung auf 37% ihres ursprünglichen Wertes abgefallen ist, nennt man T2-Zeit (transversale Relaxationszeit). Die T2-Zeit ist deutlich kürzer als die T1-Zeit. Zusätzlich zu den *Spin-Spin*-Wechselwirkungen kommt es an Gewebegrenzflächen zu Inhomogenitäten des Magnetfeldes, diesen Effekt bezeichnet man als T2*-Relaxation.

Um ein Bild erzeugen zu können ist es notwendig, dass das MR-Signal einem bestimmten Volumen des Körpers zugeordnet wird. Zu diesem Zweck kann mit Hilfe von variablen Magnetfeldern (Gradientenfeldern) eine Ortskodierung in allen drei Ebenen des Raumes (x-, y-, z-Ebene) erzeugt werden. Durch das Anlegen dieser Gradientenfelder kann das Magnetfeld entlang einer der drei Ebenen kurzzeitig verändert werden. Dadurch ist auch die Larmorfrequenz entlang dieses Gradienten unterschiedlich und das führt dazu, dass nur eine bestimmte Schicht die gleiche Larmorfrequenz besitzt und angeregt wird. Es werden also nur die *Spins* dieser bestimmten Schicht ausgelenkt (Schichtselektionsgradient G_z). Wird dann ein zweiter Gradient in senkrechter Richtung eingeschaltet, kommt es zu Phasendifferenzen, die auch nach Abschalten des Gradienten nicht in ihre Ausgangslage zurückkehren (Phasenkodiergradient G_y). Mit Hilfe eines weiteren Gradienten wird in senkrechter Richtung zu den beiden vorherigen Gradienten die Larmorfrequenz in verschiedene Frequenzkomponenten zerlegt. Diesen Vorgang nennt man Frequenzkodierung G_x . Aus den gemessenen Ortsfrequenzkomponenten kann mittels Fourier-Transformation ein Bild erzeugt werden, indem die Signale jeder Messung in den k-Raum (Rohdatenmatrix) überführt werden.

III. 2. 2. 2. Pulssequenzen

III. 2. 2. 2. 1. Spin-Echo-Sequenz

Die *Spin-Echo*-Sequenz besteht aus einem schichtselektiven 90° -Impuls und einen anschließend eingestrahlten schichtselektiven 180° -Impuls. Im Anschluss an den 90° -Impuls kommt es durch statische Feldinhomogenitäten und *Spin-Spin*-Interaktionen zur Dephasierung der *Spins* (T_2^* -Effekt). Durch den 180° -Impuls wird diese Dephasierung der *Spins* invertiert. Hierbei kommt es auch zu einem Ausgleich der statischen Feldinhomogenitäten, sodass die transversale Relaxation nur von den *Spin-Spin*-Interaktionen (im Gegensatz zur Gradienten-Echo-Sequenz, siehe unten) abhängt. Das entstandene Signal bezeichnet man als *Spin-Echo-Signal*, es wird gleichzeitig mit der Frequenzkodierung nach der Echozeit gemessen (Abbildung 2). Im Zeitraum zwischen den beiden Impulsen erfolgt mit Hilfe der Gradienten die Phasenkodierung.

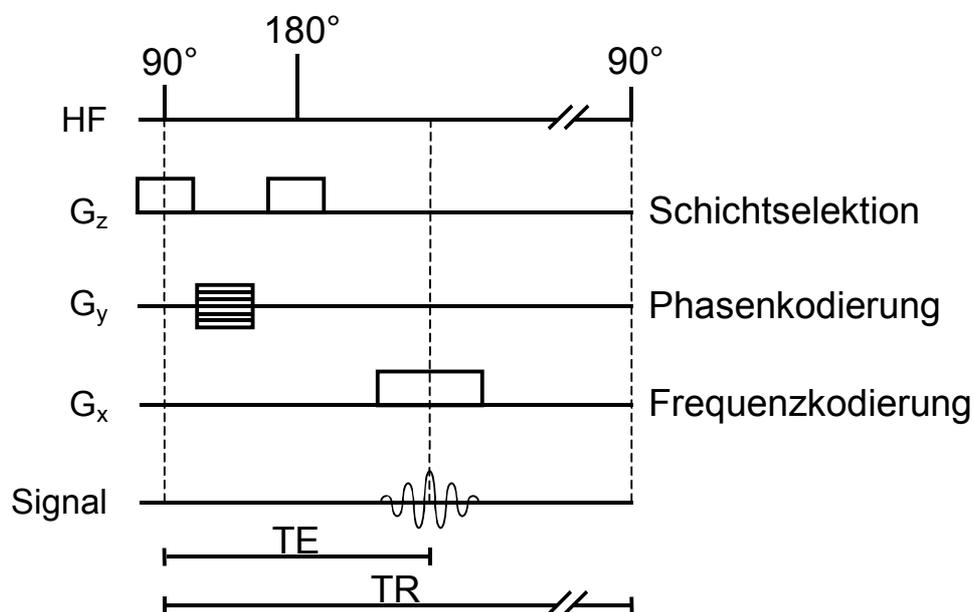


Abbildung 2: Pulssequenzschema einer Spin-Echo-Sequenz

HF: Hochfrequenzimpuls, G_z : Schichtselektionsgradient,

G_y : Phasenkodiergradient, G_x : Frequenzkodiergradient,

Signal: MR-Signal, TE: Echozeit, TR: Repetitionszeit

[modifiziert aus: Nagel E, van Rossum AC, Fleck E, Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie, Steinkopf Darmstadt, 1. Auflage, 2002]

Der Zeitabstand zwischen 2 aufeinanderfolgenden 90° -Impulsen heißt Repetitionszeit (TR). Den Zeitabstand zwischen 90° -Impuls und dem Signal des *Spin*-Echos bezeichnet man als Echozeit (TE). Durch geeignete Wahl von TR und TE kann der Einfluss von Spindichte, T1- und T2-Zeit auf das MR-Signal variiert werden.

III. 2. 2. 2. Gradienten-Echo-Sequenz

Die Gradienten-Echo-Sequenz unterscheidet sich von der *Spin*-Echo-Sequenz in zwei Punkten. Zum einen wird im Anschluss an den 90° -Impuls kein 180° -Impuls eingestrahlt, und zum anderen ist der Winkel des Hochfrequenz(HF)-Impulses kleiner als 90° . Der kleinere Anregungswinkel (Flipwinkel α) hat den Vorteil, dass nicht die gesamte Längsmagnetisierung ausgelenkt wird und damit die Relaxationszeit sehr viel kürzer ist. Das Signal entsteht durch Richtungsumkehr des Frequenzkodiergradienten. Zu diesem Zweck wird der Gradient zunächst in negative Richtung geschaltet. Dadurch

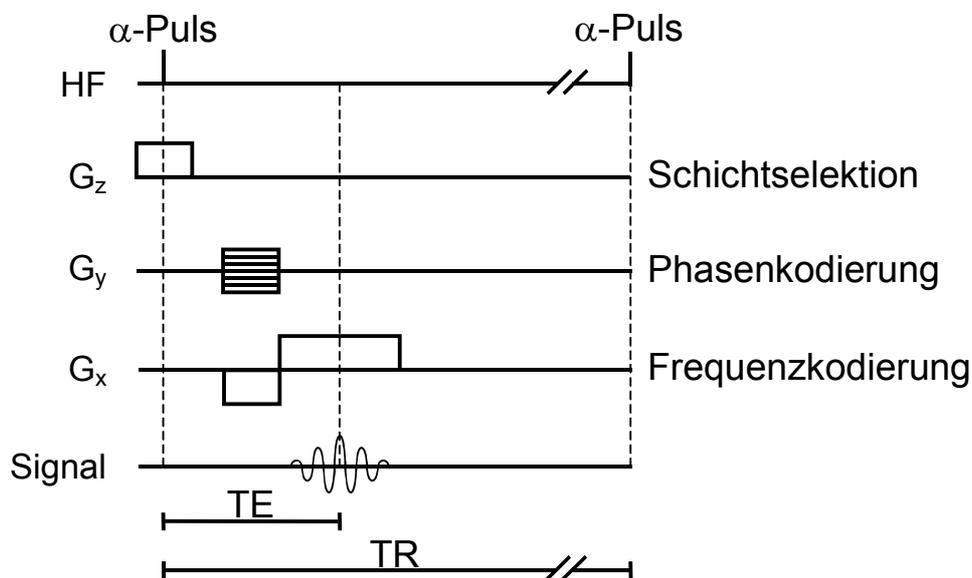


Abbildung 3: Pulssequenzschema einer Gradienten-Echo-Sequenz

HF: Hochfrequenzimpuls, G_z : Schichtselektionsgradient,

G_y : Phasenkodiergradient, G_x : Frequenzkodiergradient,

Signal: MR-Signal, TE: Echozeit, TR: Repetitionszeit

[modifiziert aus: Nagel E, van Rossum AC, Fleck E, Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie, Steinkopf Darmstadt, 1.Auflage, 2002]

entsteht eine Dephasierung der *Spins*. Anschließend wird der Gradient umgeschaltet, sodass es nun zu einer Rephasierung kommt, die das Gradienten-Echo erzeugt (Abbildung 3). Da das Gradienten-Echo nicht die statischen Feldinhomogenitäten ausgleicht und sich die dadurch bedingte Dephasierungskomponente mit der Dephasierung durch *Spin-Spin*-Interaktionen addiert, ist die transversale Relaxation bei Gradienten-Echo-Sequenzen kürzer als bei *Spin*-Echo-Sequenzen, man spricht von T_2^* -gewichteten Sequenzen. Das MR-Signal wird hauptsächlich über den Flipwinkel α und TE gesteuert, da TR möglichst gering sein soll.

III. 2. 2. 2. 3. True Fast Imaging with Steady-State-Precession (TrueFISP)-Sequenz

Die *TrueFISP*-Sequenz stellt eine Variante der Gradienten-Echo-Sequenz dar. Bei dieser Sequenz wird die Dephasierung durch Rephasierungsgradienten rückgängig gemacht. Dadurch ist die transversale Magnetisierung vor jedem neuen Impuls in Phase und es entsteht bei großem α ein großes *Spin*-Echo-

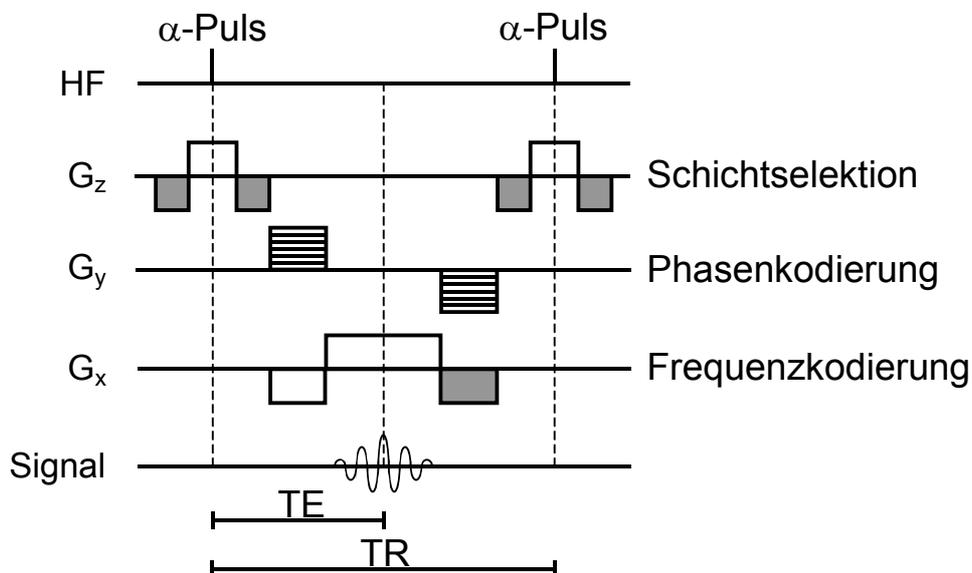


Abbildung 4: Pulssequenzschema einer True-FISP-Sequenz

HF: Hochfrequenzimpuls, G_z : Schichtselektionsgradient,

G_y : Phasenkodiergradient, G_x : Frequenzkodiergradient,

Signal: MR-Signal, TE: Echozeit, TR: Repetitionszeit

[modifiziert aus: Nagel E, van Rossum AC, Fleck E, Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie, Steinkopf Darmstadt, 1. Auflage, 2002]

Signal (Abbildung 4), während TR sehr gering ist. Die Signalintensität ist vom T2/T1-Quotienten abhängig. Die Signalintensität steigt mit der Größe des Quotienten. Da vor allem Flüssigkeiten wie Blut einen hohen Quotienten aufweisen und die Sequenz auf Flussbewegungen unempfindlich ist, ist sie vor allem für Wandbewegungsuntersuchungen am Herzen geeignet.

III. 2. 2. 3. Technische Geräte

Bei allen Patienten wurde im Rahmen dieser Studie eine MRT des Herzens mittels eines kommerziell erhältlichen 1,5 Tesla Magnetresonanztomographens (Magnetom Symphony, Maestro Gradients, Siemens, Erlangen, Deutschland) durchgeführt.

III. 3. Untersuchungsablauf der Echokardiographie und MRT

III. 3. 1. Echokardiographie

Bei allen Patienten wurde die echokardiographische Untersuchung nach den Leitlinien und Empfehlungen für die Echokardiographie der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie – Herz- und Kreislaufforschung durchgeführt.

Um untersucherspezifische Abweichungen zu vermeiden, wurden alle Untersuchungen von demselben im Bereich der Echokardiographie langjährig erfahrenen Kardiologen durchgeführt. Bei 3 Patienten musste die transösophageale Echokardiographie vorzeitig abgebrochen werden (bei 1 Patientin aufgrund eines Asthmaanfalls, bei 2 Patienten aufgrund mangelnder Compliance), sodass bei diesen 3 Patienten lediglich ein unvollständiger Datensatz des TEE zur Auswertung zur Verfügung stand.

Patientenvorbereitung: Bei allen Patienten wurde während der Untersuchung ein Monitoring durchgeführt. Durch 3 auf der Brustwand befestigte Klebeelektroden wurde simultan zum Untersuchungsablauf ein EKG abgeleitet und während der Untersuchung der Blutdruck gemessen. Zusätzlich wurde während der TEE mit Hilfe eines Pulsoxymeters die Herzfrequenz und die Sauerstoffsättigung des Blutes überwacht.

Die Patienten wurden in Linksseitenlage mit dem linken Arm hinter dem Kopf verschränkt positioniert. Vor Durchführung der transösophagealen Echokardiographie wurde bei allen Patienten ein venöser Zugang gelegt und eine Kurznarkose mit Propofol 1% durchgeführt. Vor Beginn der Untersuchung wurde sichergestellt, dass die Patienten mindestens 4 Stunden lang nüchtern waren.

III. 3. 2. Magnetresonanztomographie

Für die *cine*-Sequenzen wurde eine balancierte *Steady-State-Free-Precession*-Frequenz benutzt (TR: 3,4 ms, TE: 1,7 ms, Flipwinkel: 65°, field of view: 340 mm x 272 mm, Matrix: 256 x 192, Pixel-Größe: 1,3 mm x 1,4 mm, zeitliche Auflösung 30 - 43 ms).

Während der Untersuchung lag bei 29 Patienten ein Sinusrhythmus vor. Bei diesen Patienten wurde die retrospektiv getriggerte Sequenz benutzt. 14 Patienten hatten zum Untersuchungszeitpunkt Vorhofflimmern. Um aber dennoch die arrhythmiebedingte Artefaktbildung möglichst gering zu halten, wurde von uns bei dieser Patientengruppe immer die prospektiv getriggerte Sequenz benutzt. Außerdem wurde in dieser Patientengruppe das Akquisitionsfenster so gewählt, dass es die Hälfte bis Zweidrittel des mittleren RR- Intervalls betrug, ohne jedoch dadurch die diastolische Phase mit einzuschließen, da diese bei der Beurteilung einer Mitralsuffizienz keine Relevanz besitzt.

Besonderheiten der MRT des Herzens: Um die Bewegung des Herzens während des gesamten Herzzyklus in Form von Bildern darstellen zu können, müssen Mehrphasenaufnahmen durchgeführt werden. Da die Akquisitionszeit möglichst niedrig gewählt werden sollte, um die Bewegungsartefaktbildung gering zu halten, ist das Zeitintervall zwischen zwei R-Zacken zu kurz, um die gesamten Bildinformationen zu erfassen. Aus diesem Grund werden Bildinformationen aus mehreren Herzzyklen, die immer zum identischen Zeitpunkt nach der R-Zacke akquiriert werden, zur Darstellung einer Phase herangezogen. Daraus entsteht die Notwendigkeit, die Untersuchung EKG-getriggert durchzuführen, um die Bildgebung möglichst optimal an den Herzzyklus des Patienten anpassen zu können. Es bestehen zwei Möglichkeiten der EKG-getriggerten Bildgebung:

1. Zum einen besteht die Möglichkeit des prospektiven *triggering*. Hierbei wird nach einem frei wählbaren Zeitintervall nach jeder R-Zacke ein Teil der Bildinformationen akquiriert. Wenn mehrere Phasen akquiriert werden sollen, sollte das Zeitintervall so kurz wie möglich hinter der R-Zacke liegen, es lässt sich aber dennoch nicht vermeiden, dass in einem kurzen Zeitintervall nach der R-Zacke keine Bildinformationen erhoben werden können.
2. Eine alternative Möglichkeit ist das retrospektive *gating*, welches die Möglichkeit bietet, den vollständigen Herzzyklus darzustellen. Hierbei werden k-Raumlinien erfasst, aus denen sich im Anschluss an die Untersuchung die einzelnen Herzphasen rekonstruieren lassen.

Ein weiterer Faktor, der sich auf die Bildqualität negativ auswirkt sind die Atemexkursionen des Patienten. Um dennoch optimale Bilder zu erhalten, wurde von uns die Atem-Anhalte-Technik verwendet. Da sich die Atemlage in Expiration besser rekonstruieren lässt, wurden die Bilddaten bei angehaltenem Atem in Expiration akquiriert. Ein Nachteil ist jedoch, dass in Expiration der Atem deutlich kürzer angehalten werden kann als in Inspiration, was bei multimorbiden Patienten zu Schwierigkeiten führen kann.

Patientenvorbereitung: Es wurde während der gesamten Untersuchungsdauer ein EKG mit Hilfe von 3 auf dem Brustkorb befestigten Klebeelektroden abgeleitet, wobei die Ableitung so gewählt wurde, dass eine gut ausgeprägte Amplitude der R-Zacke vorlag.

III. 4. Morphologie der Mitralklappe und Ursachenanalyse der Mitralinuffizienz

Die Unterteilung der Mitralklappe in einzelne Klappenanteile wurde von uns anhand des Segmentmodells nach Carpentier vorgenommen (Abbildung 5).

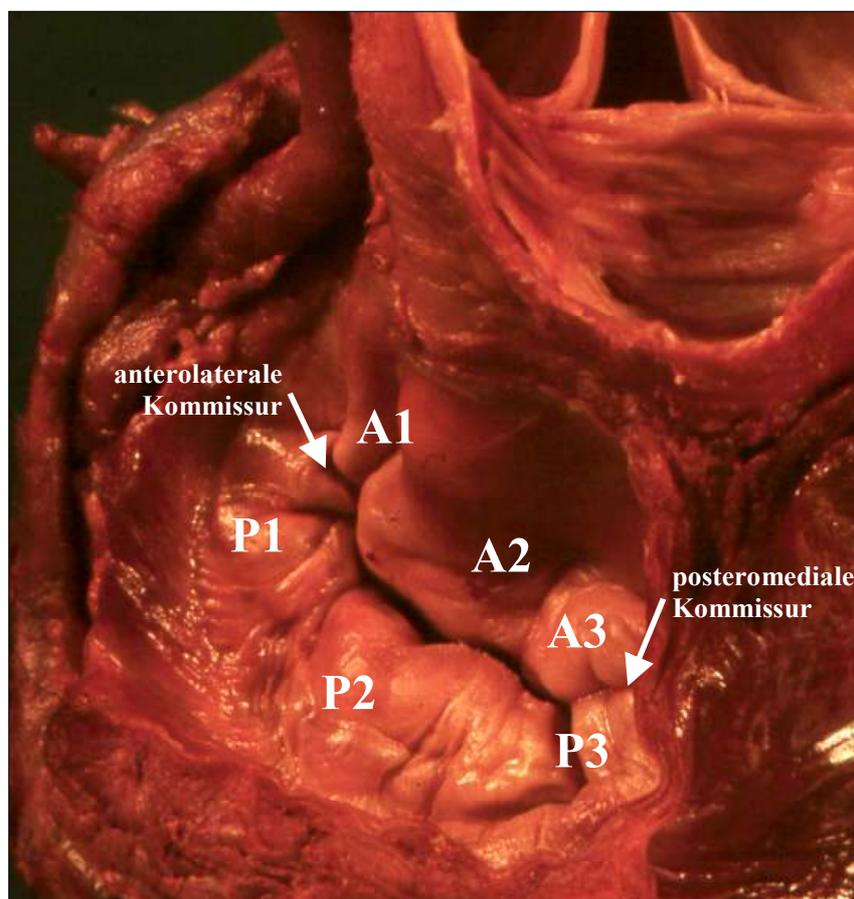


Abbildung 5: Einteilung der Mitralklappe nach dem Modell von Carpentier (siehe Text)

Dieses Modell definiert, dass das AML und das PML aus jeweils 3 Segmenten bestehen. Dabei setzt sich das anteriore Segel aus den Segmenten A1, A2 und A3 und das posteriore Segel aus den Segmenten P1, P2 und P3 zusammen.

Die Segmente A1 und P1 grenzen an die anterolaterale Kommissur und die Segmente A3 und P3 an die posteromediale Kommissur der Mitralklappe. Beide Kommissuren bilden jeweils ein weiteres Klappensegment, sodass die Mitralklappe aus insgesamt 8 verschiedenen Segmenten besteht (Carpentier et al., 1995).

Zur Lokalisation des Jetursprungs und der Identifizierung der pathologischen Segelmorphologie wurde die Klappe anhand von 4 bzw. 5 Einstellungen des zweidimensionalen TEEs betrachtet:

Beurteilung im TEE: Die Segmente P1, P3 und A2 ließen sich im TEE anhand des Zweikammerblicks beurteilen (Abbildung 6), die genaue

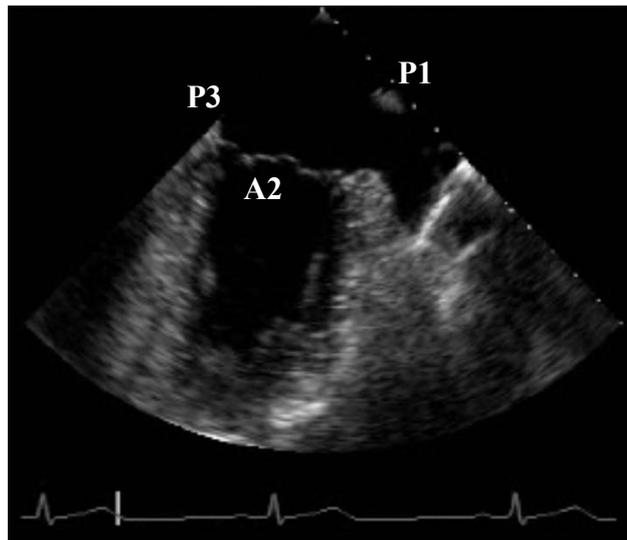


Abbildung 6: Transösophagealer Zweikammerblick zur Beurteilung der Segmente P1, P3 und A2

Beurteilung der zentralen Klappensegmente A2 und P2 erfolgte im Drei- und Vierkammerblick (Abbildungen 7 und 8).

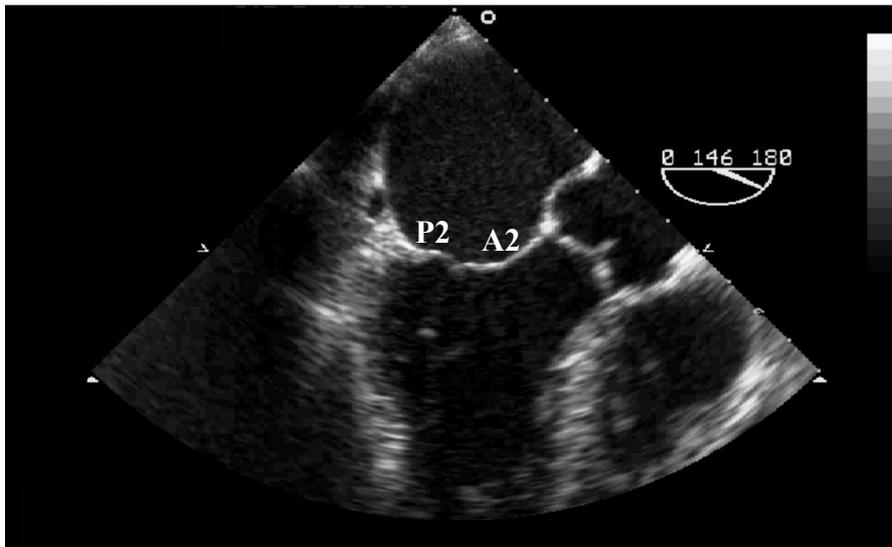


Abbildung 7: Transösophagealer Dreikammerblick zur Beurteilung der Segmente A2 und P2

Des Weiteren wurde zur noch exakteren Beurteilung des Jetursprungs und der Morphologie die lange und wenn möglich von transgastrisch die kurze Achse dargestellt.

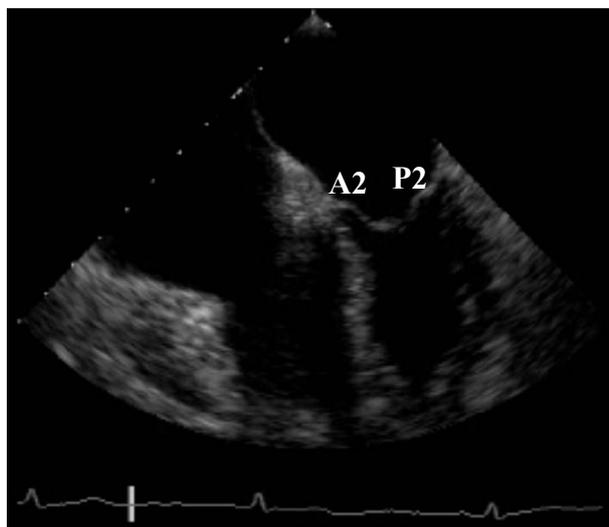


Abbildung 8: Transösophagealer Vierkammerblick zur Beurteilung der Segmente A2 und P2

Anhand der oben beschriebenen Einstellungen wurde von uns die Ursache der Mitralsuffizienz identifiziert. Als mögliche Ursachen für eine Insuffizienz kommen entweder eine Segelperforation bzw. *cleft* oder ein Koaptationsverlust der Segel in Frage. Eine Segelperforation bzw. *cleft* wurde von uns als Defekt bzw. Riss in einem Segel oder Segelanteil definiert. Als Koaptationsverlust

wurde von uns der Zustand definiert, wenn sich im Bereich der Klappenschließungslinie die Schließungsränder der Klappen nicht aneinanderlegen. Nach Carpentier entsteht ein Koaptationsverlust entweder durch eine eingeschränkte oder durch eine vermehrte Beweglichkeit der Segel. Eine eingeschränkte Segelbeweglichkeit kann entweder durch ein starres Segel (z. B. bei Zustand nach rheumatischem Fieber) oder durch vermehrten Zug der Chordae tendineae an den Segelansatzpunkten durch Verlagerung eines oder beider Papillarmuskeln entstehen (z. B. im Rahmen des Remodelingprozesses nach einem Myokardinfarkt oder bei dilatativer Kardiomyopathie). Eine vermehrte Segelbeweglichkeit kann entweder durch Sehnenfadnelongation oder -abriss oder durch Elongation oder Abriss eines Papillarmuskels entstehen (z. B. im Rahmen eines Myokardinfarkts).

III. 5. Definition eines Prolaps

Die einzelnen Klappenbereiche wurden auf das Vorliegen eines Prolaps des Segels oder eines Segelanteils untersucht. Ein Prolaps wurde dabei von uns folgendermaßen definiert:

Ein Segel oder Segelanteil reicht in seiner Ausdehnung mindestens 2 mm oder mehr über die Ringebene in Richtung des linken Vorhofs bei Betrachtung im Dreikammerblick (Freed et al., 1999) (Abbildung 9). Des Weiteren wurden die prolapierten Klappenanteile auf eine eventuell zusätzlich bestehende Appositionsstörung oder einen *flail* eines Segels untersucht. Diese Pathologien wurden von uns folgendermaßen definiert (Abbildung 10):

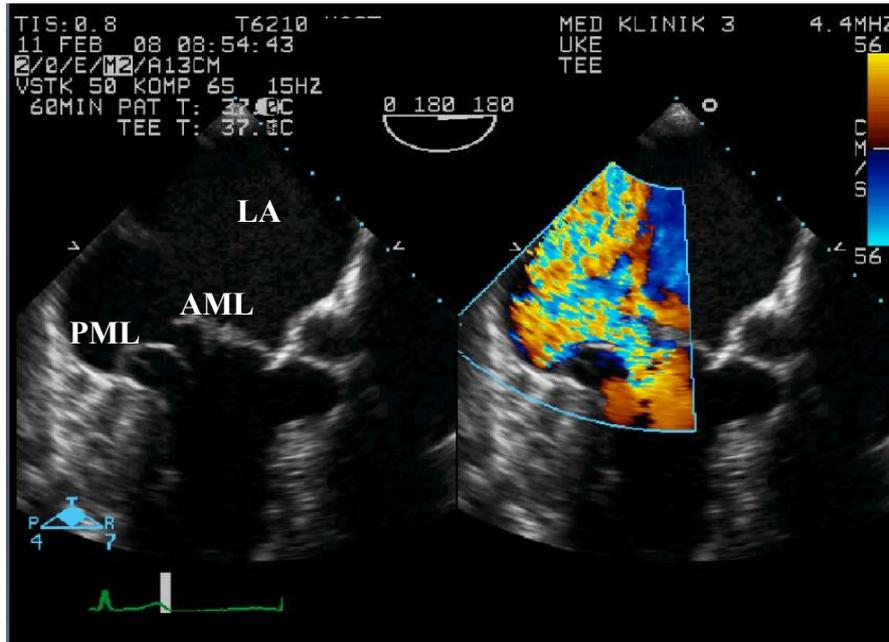


Abbildung 9: Prolaps des PML und *flail* des AML im transösophagealen Dreikammerblick, links M-Mode, rechts Farbdoppler
 AML = anteriore: Mitralsegel, PML = posteriores Mitralsegel, LA = linker Vorhof

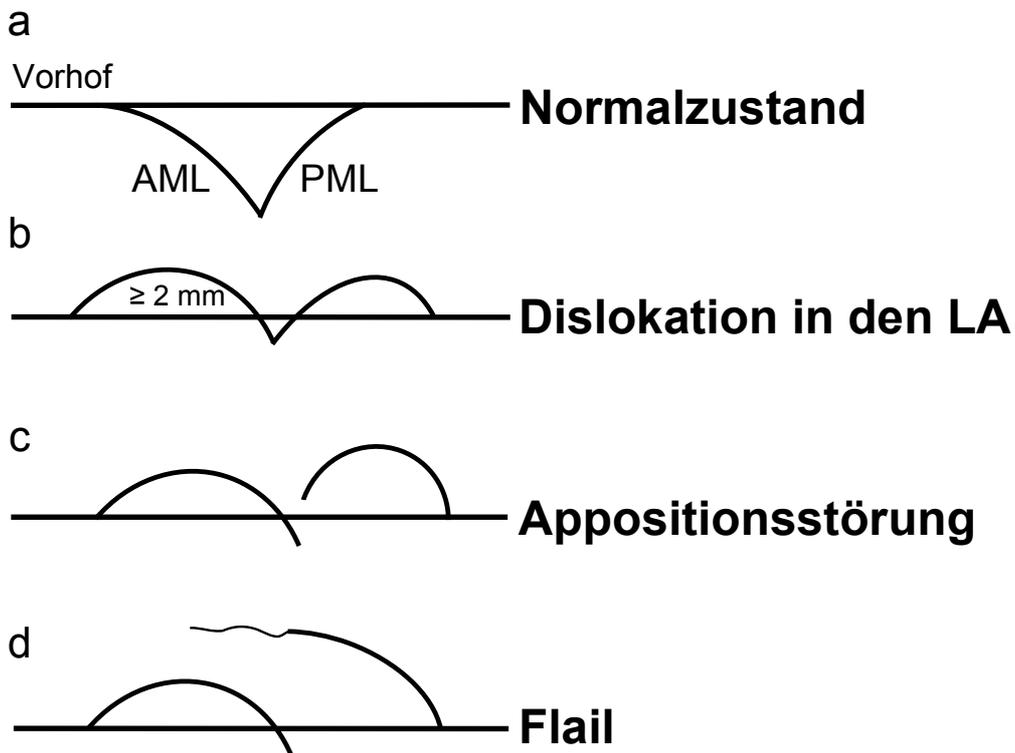


Abbildung 10: Pathologische Klappenanomalien (b-d), Prolaps und eventuell assoziierte Pathologien, bei einer Appositionsstörung oder einem *flail* galt der intraoperative Befund als Referenzstandard.
 AML = anteriores Mitralsegel, PML = posteriores Mitralsegel, LA = linker Vorhof

1. Appositionsstörung: Eine Appositionsstörung liegt vor, wenn im Bereich des Übergangs der Segelflächen in die Koaptationsfläche (Kontaktfläche der freien Segelränder) zwischen dem AML und PML ein Höhenunterschied besteht. Bei einer Appositionsstörung der Klappenregel wird zwischen 2 verschiedenen Zuständen unterschieden:
 - I. AML höher als das PML
 - II. PML höher als das AMLEine Sonderform besteht, wenn die gegenüberliegenden Segel beide über den Klappenring prolabieren, die Höhe beider Segel also gleich ist. Der Praktikabilität wegen wurde dieser Zustand als dritte Form der Appositionsstörung definiert.
2. *Flail*: Das englische Wort „*flail*“ bezeichnet den Zustand, wenn der freie Rand eines Segels in den linken Vorhof durchschlägt und das Segel dabei seine physiologisch gebogene Kontur verliert.

III. 6. Schnittebenen der Echokardiographie und MRT

III. 6. 1. Echokardiographie

III. 6. 1. 1. Schnittebenen

TEE: Die Mitralklappe wurde im transgastrischen Langachsenschnitt und im mittösophagealen Vier-, Zwei- und Dreikammerblick dargestellt. Die Zuordnung der einzelnen Pathologien erfolgte nach folgenden Schema (Abbildung 11):

Die Schnittebene des Vierkammerblicks verläuft von medial zentral über das AML und schneidet im Bereich der Klappenschließungslinie im Übergangsbereich der Segmente A1 und A2 bzw. P1 und P2. Der Dreikammerblick (= Kommissurenblick) verläuft von posteromedial zentral über

das anteriore Mitralsegel und schneidet den Bereich der Klappensegmente A1 und P1 im Bereich der Klappenschließungslinie nahe der anterolateralen Kommissur. Die Schnittebene des Zweikammerblicks schneidet die Segmente A3 und P3 nahe der posteromedialen Kommissur im Bereich der Klappenschließungslinie und verläuft dann zentral durch das AML und dann nahe der anterolateralen Kommissur außerhalb der Klappenschließungslinie (Abbildung 11).

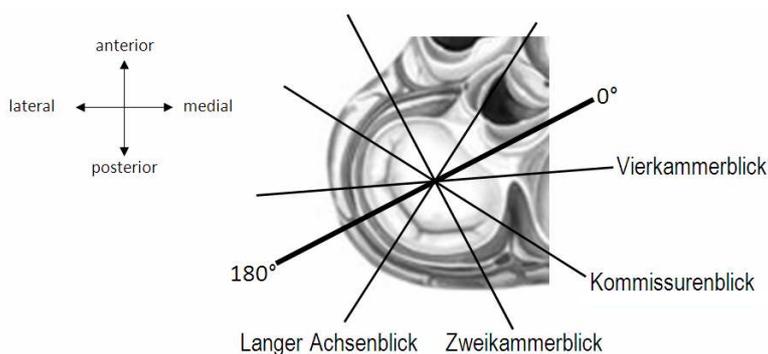


Abbildung 11: Schnitt Ebenen des mittösophagealen 4-, 3- (= Kommissurenblick) und 2-Kammerblicks zur Zuordnung der Klappenpathologien
[modifiziert nach: Netter FH, Atlas der Anatomie des Menschen, Thieme, Stuttgart, 2. Auflage, 2000, Seite 210]

Es wurde der Farbdoppler über die Mitralklappe und den linken Vorhof gelegt.

III. 6. 1. 2. Dopplerverfahren

Bei der Doppler-Echokardiographie wurden zur Darstellung der Flusssignale kleine Schallsektoren bei möglichst hoher Bildfrequenz verwandt. Es wurde darauf geachtet, dass das Nyquist-Limit zwischen 45 und 65 cm/ s lag.

Im Zwei-, Drei- und Vierkammerblick wurde eine Farbvergleichsdarstellung des gesamten linken Vorhofs und der Mitralklappe vorgenommen. Im Drei- und Vierkammerblick wurde außerdem ein *zoom* über die PISA und die Vena contracta des Insuffizienzjets gelegt. Des Weiteren wurde im Dreikammerblick eine Farbvergleichsdarstellung über den linken Vorhof, den linksventrikulären

Ausflusstrakt (LVOT) und den lateralen und medialen Mitralklappenbereich durchgeführt. In der transgastrisch kurzen Achse konnte mit Hilfe des Farbdopplers die Konvergenzzone lokalisiert werden und so additiv der Jetursprung der Mitralinsuffizienz detektiert werden. Im apikalen Vierkammerblick wurde ein CW-Doppler durch die Mitralinsuffizienz gelegt, um die maximale Flussgeschwindigkeit der Mitralinsuffizienz zu messen. Lag zusätzlich eine Insuffizienz der Trikuspidalklappe vor, so wurde auch diese mittels Farbdoppler und CW-Doppler dargestellt.

Die Berechnung der Flussprofile durch die Mitralklappe erfolgte im Vierkammerblick mit Hilfe des PW-Dopplers, wobei darauf geachtet wurde, dass der Doppler-*shift* nicht oberhalb der Pulsrepetitionsrate lag. Transgastrisch wurde ein PW-Doppler durch den LVOT gelegt.

III. 6. 2. MRT

III. 6. 2. 1. Schnittebenen

Zunächst wurden die Standard-Kurzen-Achsen akquiriert (Abbildung 12). Die

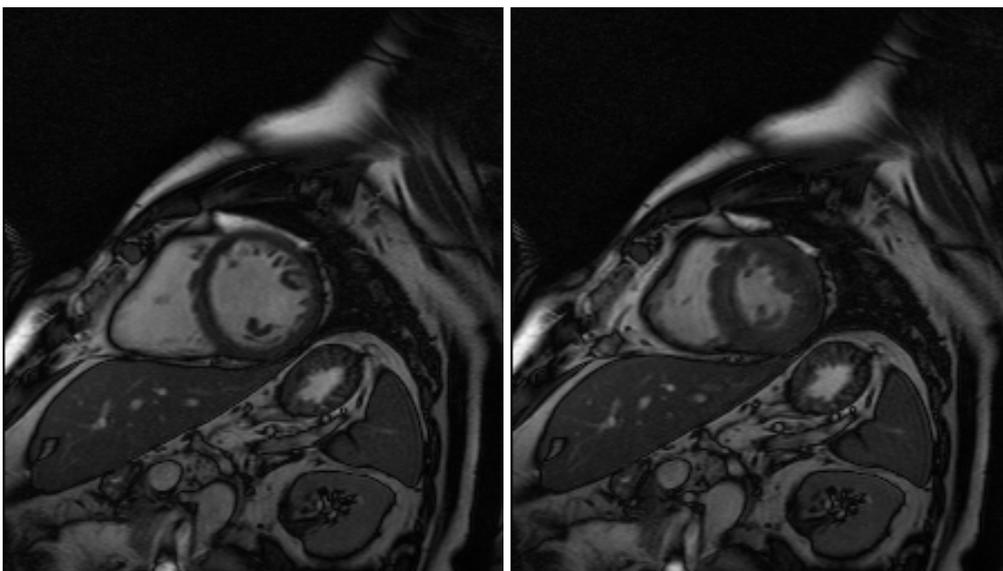


Abbildung 12: Zentrale Schicht der kurzen Herzachsen der MRT, links Diastole, rechts Systole

apikalste Schicht der kurzen Achsen wurde dabei auf das Myokard des Apex gelegt. Die Sequenzen wurden in Richtung Mitralklappe so lange versetzt, bis in den *cine*-Sequenzen kein Myokard des linken Ventrikels mehr sichtbar war und der linke Ventrikel sich vom LVOT bzw. vom linken Vorhof abgrenzen ließ. Die Schichtdicke betrug dabei 8 mm. Der Abstand zwischen den Schichten wurde auf 2 mm festgelegt, so dass das Zentrum der Schichten jeweils 10 mm voneinander entfernt lag.

Im Anschluss daran wurde ein Standard Drei- und Vierkammerblick dargestellt (Abbildung 13). Der Zweikammerblick (Abbildung 13) wurde senkrecht auf den Dreikammerblick geplant und es wurde darauf geachtet, dass er parallel zu einer gedachten Verbindungslinie zwischen den Papillarmuskeln und der Klappenschließungslinie der Mitralklappe verlief (Abbildung 14). Die

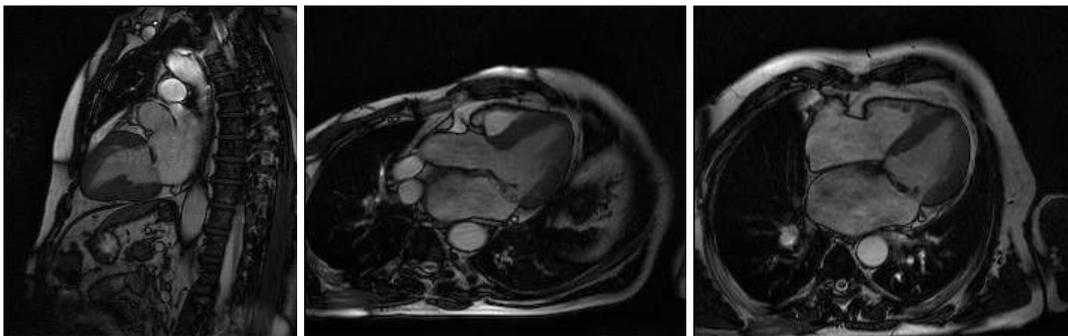


Abbildung 13: Standard Zwei-, Drei- und Vierkammerblick der MRT

Schichtdicke im Zwei-, Drei- und Vierkammerblick betrug ebenfalls 8 mm.

Darstellung der Mitralklappe: Zusätzlich dazu wurde ein Stapel von *cine*-Sequenzen mit einer Schichtdicke von jeweils 6 mm akquiriert. Diese *cine*-Sequenzen wurden parallel zum Dreikammerblick geplant und es ließ sich auf diese Weise lückenlos (Entfernung der Schichtzentren von 6 mm) die gesamte Klappenschließungslinie der Mitralklappe darstellen. Die erste Schicht wurde dabei so gewählt, dass sie den Bereich knapp unterhalb der Mitralklappenöffnung erfasste. Es wurde darauf geachtet, dass sowohl auf der ersten, als auch auf der letzten Schicht der Insuffizienzjet nicht mehr zu sehen war (Abbildung 14).

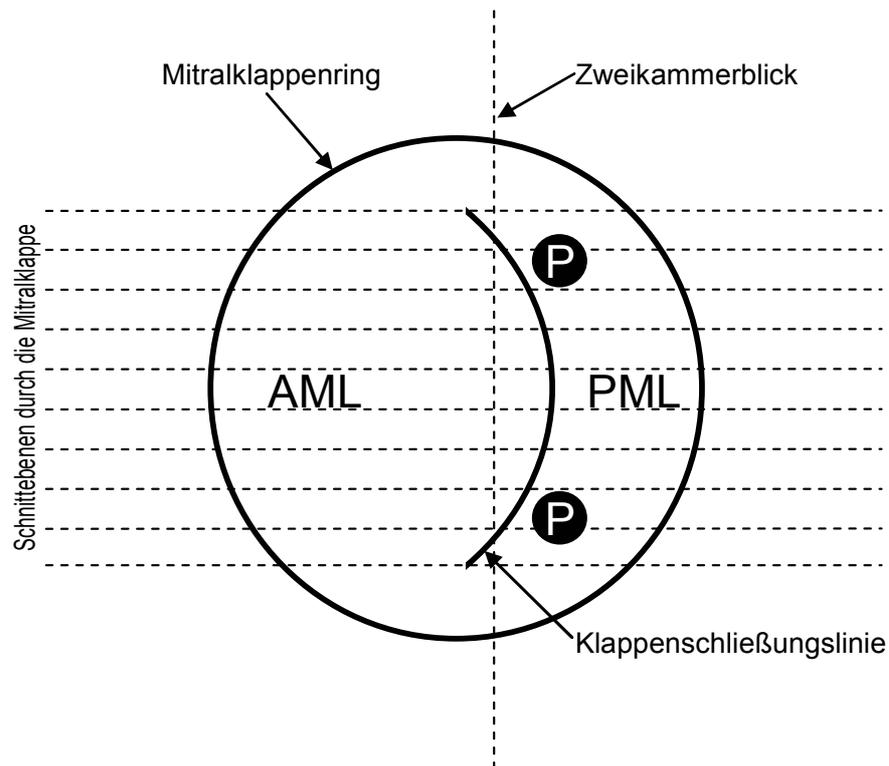


Abbildung 14: Lokalisation der *cine*-Sequenzen im Verhältnis zur Mitralklappenschließungslinie und zu den Papillarmuskeln (P), AML = anteriores Mitralsegel, PML = posteriores Mitralsegel

III. 7. Beurteilung des Jetursprungs in der Echokardiographie

Unter erneuter Anwendung des Segmentmodells nach Carpentier (Abbildung 5) wurde der Jetursprung anhand der proximalen Konvergenzzone lokalisiert. Bei einer Insuffizienz der Mitralklappe bilden sich im linken Ventrikel in Klappennähe konkav auf die Regurgitationsöffnung ausgerichtete Halbkugeln gleicher Flussgeschwindigkeiten, die man als proximale Konvergenzonen bezeichnet. Im Farbdoppler entsteht in diesen Zonen ein *aliasing* (Farbumschlag) in einer bestimmten Entfernung zur Regurgitationsöffnung. Je höher der Grad der Mitralinsuffizienz, desto größer ist auch die Distanz dieses Farbumschlags zur Mitralklappenebene.

Bei der transösophagealen Untersuchung wurden der Zwei- Drei- und Vierkammerblick als auch die transgastrische kurze Achse zur Beurteilung des Jetursprungs herangezogen.

Bestimmung der Ausrichtung des Jets: Die Ausrichtung des Insuffizienzjets wurde mit Hilfe des Farbdopplers bestimmt. Es wurde, gemessen an der Längsachse des linken Vorhofs, zwischen zentralen und exzentrischen Jets unterschieden, wobei die exzentrischen Jets weiterhin dahingehend unterteilt wurden, ob sie entlang der Längsachse des linken Vorhofs nach anterior oder posterior verliefen.

III. 8. Echokardiographische Schweregradbeurteilung

III. 8. 1. Semiquantitative Beurteilung der Mitralinsuffizienz

Die semiquantitative Beurteilung der Mitralinsuffizienz erfolgte im apikalen Zwei-, Drei- und Vierkammerblick, indem durch *eyeballing* (subjektive Einschätzung durch den Untersucher) die Länge und Breite der Jetwolke im LA mit Hilfe des Farbdopplers abgeschätzt wurde. Die Schweregrade variierten hierbei von Grad I-IV (gering - mäßig - mittelschwer - schwer).

Grad	Refluxbreite	Refluxlänge	Befund
0	< 0,5 cm	< 1 cm	keine relevante MI
I	< 1 cm	< ½ LA	geringe MI
II	< 1 cm oder > 1 cm	> ½ LA oder < ½ LA	mäßige MI
III	> 2 cm	> ½ LA	mittelschwere MI
IV	LA ausgefüllt		schwere MI

Tabelle I: Beurteilung einer Mitralinsuffizienz anhand der Refluxwolke des Insuffizienzjets im linken Vorhof. LA = linker Vorhof, MI = Mitralinsuffizienz
[entnommen aus: Böhmeke T, Checkliste Echokardiographie, Thieme, Stuttgart, 3. Auflage, 2001, Seite 121]

Die Schweregrade wurden nach folgendem Prinzip abgeschätzt: Bei einer Mitralinsuffizienz 1. Grades füllt der Jet in seiner Länge weniger als die Hälfte des linken Vorhofs aus und ist kleiner als 1 cm breit. Eine MI 2. Grades erreicht

dagegen mehr als die halbe Höhe des Vorhofs und ist kleiner als 1 cm breit oder erreicht weniger als die halbe Höhe des linken Vorhofs und ist mehr als 1 cm breit. Bei einer drittgradigen Mitralinsuffizienz ist mehr als die Hälfte der Vorhofhöhe von der Jetwolke ausgefüllt und die Breite beträgt mehr als 2 cm. Bei einer Mitralinsuffizienz 4. Grades ist schließlich der gesamte linke Vorhof vom Insuffizienzjet ausgefüllt.

Diese Beurteilung wurde von uns in mehreren Schnittebenen durchgeführt, da eine Schnittebene allein wenig repräsentativ für die Beurteilung der Jetausdehnung ist. Als ein weiteres Kriterium zur semiquantitativen Beurteilung der MI wurde mit Hilfe des PW - Dopplers geprüft, ob systolisch ein retrograder Fluss in den Pulmonalvenen bestand.

III. 8. 2. Quantitative Beurteilung der Mitralinsuffizienz mittels Flusskonvergenzmethode

Proximale Konvergenzzone (PISA = *proximal isovelocity surface area*): Bei einer Insuffizienz der Mitralklappe bilden sich im linken Ventrikel in Klappennähe konkav auf die Regurgitationsöffnung ausgerichtete halbkugelförmige Zonen gleicher Flussgeschwindigkeiten, die man proximale Konvergenzonen nennt. Im Farbdoppler entsteht in diesen Zonen ein Farbumschlag in einer bestimmten Entfernung zur Regurgitationsöffnung. Je höher der Grad der Mitralinsuffizienz, desto größer ist auch die Distanz dieses Farbumschlags zur Mitralklappenebene.

Bei Annahme der Gültigkeit der proximalen Konvergenzzone ließ sich mit Hilfe der Flussgeschwindigkeit V in einer bestimmten Distanz (Nyquist-Radius) zur Regurgitationsöffnung die Durchflussrate (PFR) mittels folgender Formel berechnen:

$$\text{PFR} = [2 \cdot \pi (\text{Nyquist-Radius})]^2 \cdot V \quad [\text{ml/ s}]$$

Der Nyquist-Radius wurde bestimmt, indem in der apikalen langen Achse der klappennahe Bereich des linken Ventrikels auf das Vorliegen einer proximalen Konvergenzzone hin untersucht wurde. Dazu wurde die Einstellung des Ultraschallstrahls parallel zur Ausrichtung des Insuffizienzjets gewählt. Die Flussgeschwindigkeit ließ sich mit Hilfe des Farbdopplers ermitteln, da höhere Geschwindigkeiten durch hellere Farben dargestellt werden als niedrigere Geschwindigkeiten. Das Erreichen des Nyquist-Limits wurde an einem Farbumschlag sichtbar. Zur Berechnung der Durchflussrate wurde die größtmögliche Distanz von der Regurgitationsöffnung bis zum ersten Farbumschlag der proximalen Konvergenzzone ermittelt und in die Formel eingesetzt.

Die *Effective Regurgitant Orifice* (ERO) wurde mit Hilfe der Durchflussrate (PFR) und der maximalen Geschwindigkeit des Insuffizienzjets der MI ($V_{\max_{MI}}$) berechnet. Die maximale Geschwindigkeit des Insuffizienzjets über der Mitralklappe wurde mittels CW-Doppler in apikaler Schallkopfposition ermittelt.

Die Formel zur Berechnung der ERO lautet:

$$ERO = PFR/V_{\max_{MI}} \text{ [cm}^2\text{]}$$

Quantifizierung des Regurgitationsvolumens (RegVol) durch die Flusskonvergenzmethode [ml]: Das Volumen des Regurgitationsjets wurde mit Hilfe der *Effective Regurgitant Orifice* (ERO) und dem Geschwindigkeitszeitintegral der Mitralinsuffizienz (VTI_{MI}) anhand folgender Formel errechnet:

$$RegVol = ERO \cdot VTI_{MI} \text{ [ml]}$$

Das Geschwindigkeitszeitintegral der Mitralinsuffizienz (VTI_{MI}) wurde unter Verwendung des CW- Dopplers bestimmt, indem die Fläche unterhalb der Nulllinie umfahren und planimetrisch erfasst wurde.

III. 9. Datenauswertung

Die Untersuchungsdaten der Echokardiographie wurden von dem Kardiologen ausgewertet, der auch die Untersuchungen der Patienten durchgeführt hatte. Die Untersuchungsdaten wurden von 2 im Bereich der MRT des Herzens langjährig erfahrenen Radiologen gemeinsam ausgewertet. Um die Auswertung zu vereinfachen und vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, wurde von uns ein Kästchenschema (Abbildung 15) der Mitralklappe entwickelt;

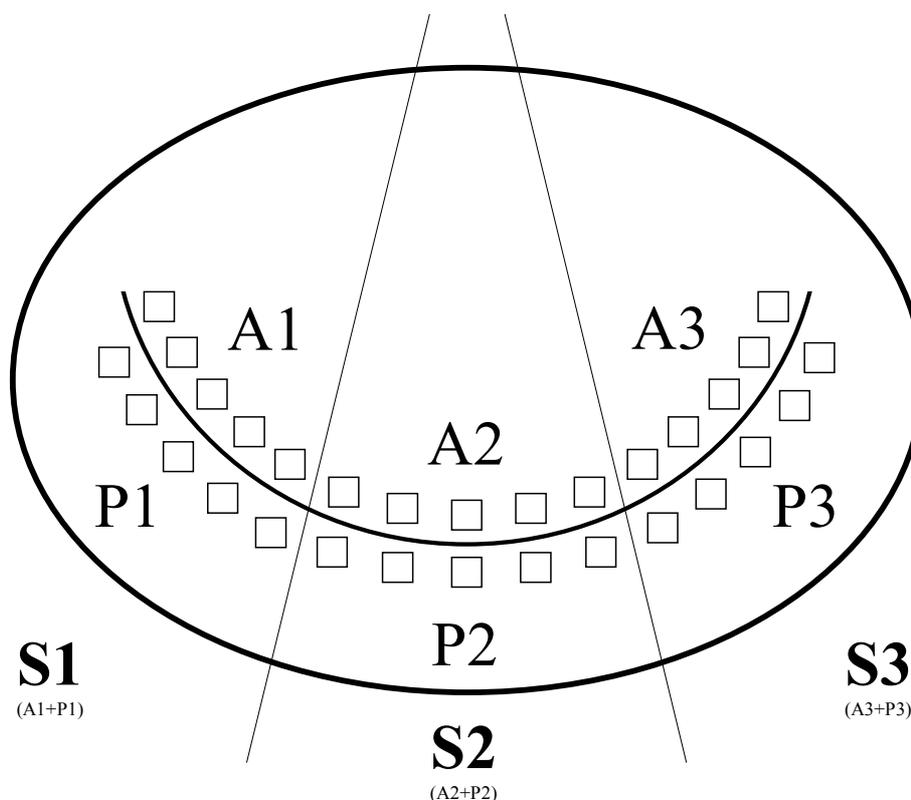


Abbildung 15: Kästchenschema der Mitralklappe zur Auswertung (siehe Text)
 AML = A1/ A2/ A3, PML = P1/ P2/ P3, S = Segment

dieses Kästchenschema wurde von allen beteiligten Auswertern verwendet. Das Kästchenschema bestand aus 15 Kästchen, die im gleichen Abstand zueinander entlang der Klappenschließungsline verliefen. Kästchen 1 war an der anterolateralen Kommissur platziert, während Kästchen 15 an der posteromedialen Kommissur lag. Die Klappe wurde nach dem oben bereits erwähntem Modell von Carpentier (Carpentier et al., 1995) (S1 = A1 und P1, S2 = A2 und P2, S3 = A3 und P3) unterteilt, wobei die Kästchen 1-5 in S1, die

Kästchen 6-10 in S2 und die Kästchen 11- 15 in S3 lagen.

Mit Hilfe dieses Kästchenschemas wurden die Jetanzahl, die Jetlokalisierung und die Jetausdehnung den einzelnen Kästchen zugeordnet und dokumentiert. Um den Ursprung des Jets festzulegen, wurde der Mittelwert aus der Summe des Kästchens an dem der Jet begann, und des Kästchens, an dem er endete, berechnet. Schloss der Jet beispielsweise die Kästchen 5 bis 9 ein, war der Jetursprung 7 (S2) und die Ausdehnung betrug 5 Kästchen. Lag der Ursprung des Jets zwischen 2 Kästchen und zwischen 2 Segmenten, wie beispielsweise bei einer Jetlokalisierung von Kästchen 4-7 und einem Mittelwert von 5,5, wurde der Wert auf ganze Zahlen aufgerundet, in diesem Beispiel also auf 6 (S2).

Der bzw. die Jets wurden außerdem anhand ihres Verlaufs im Verhältnis zur Längsachse des linken Vorhofs in exzentrische und nicht exzentrische Jets differenziert. Bei den exzentrischen Jets wurde weiterhin zwischen anteriorer oder posteriorer Ausrichtung im LA unterschieden.

Die einzelnen Klappenbereiche wurden außerdem auf das Vorliegen eines Prolaps des Segels oder eines Segelanteils untersucht. Dabei wurde ein Prolaps und gegebenenfalls eine gleichzeitig bestehende Appositionsstörung oder ein *flail* eines Segels wie bereits erläutert definiert (siehe III. 5. und Abbildung 10). Die Lokalisation der genannten Veränderungen (AML oder PML) an der Klappe oder das Vorliegen von abgerissenen Sehnenfäden wurde im Kästchenschema dokumentiert.

III. 10. Operation

Alle Mitralklappenoperationen wurden von demselben operativ erfahrenen Herzchirurgen durchgeführt. Der intraoperative Befund der Mitralklappe diente bei der Beurteilung der Untersuchungsergebnisse der Echokardiographie und der Magnetresonanztomographie hinsichtlich eines Koaptationsverlustes oder

eines *flail* und abgerissener Sehnenfäden als Referenzstandard. Da es intraoperativ (siehe Abbildung 16) am kardioplegisch stillgelegten Herzen schwierig sein kann zu beurteilen, ob das Segel oder Segelanteile in ihrer Ausdehnung im Bezug zur Ringebene zu weit in den linken Vorhof hineinreichen, wurde der intraoperative Befund für diese Pathologie nicht als Referenzverfahren herangezogen.

Zur Prüfung eines eventuell bestehenden Koaptationsverlustes und einer Appositionsstörung wurde intraoperativ mit Hilfe von Klappenhaken an den Sehnenfäden gezogen, um die Klappe in Schlussposition zu bringen und so die Klappenschließungslinie exakt beurteilen zu können. Die Lokalisation der

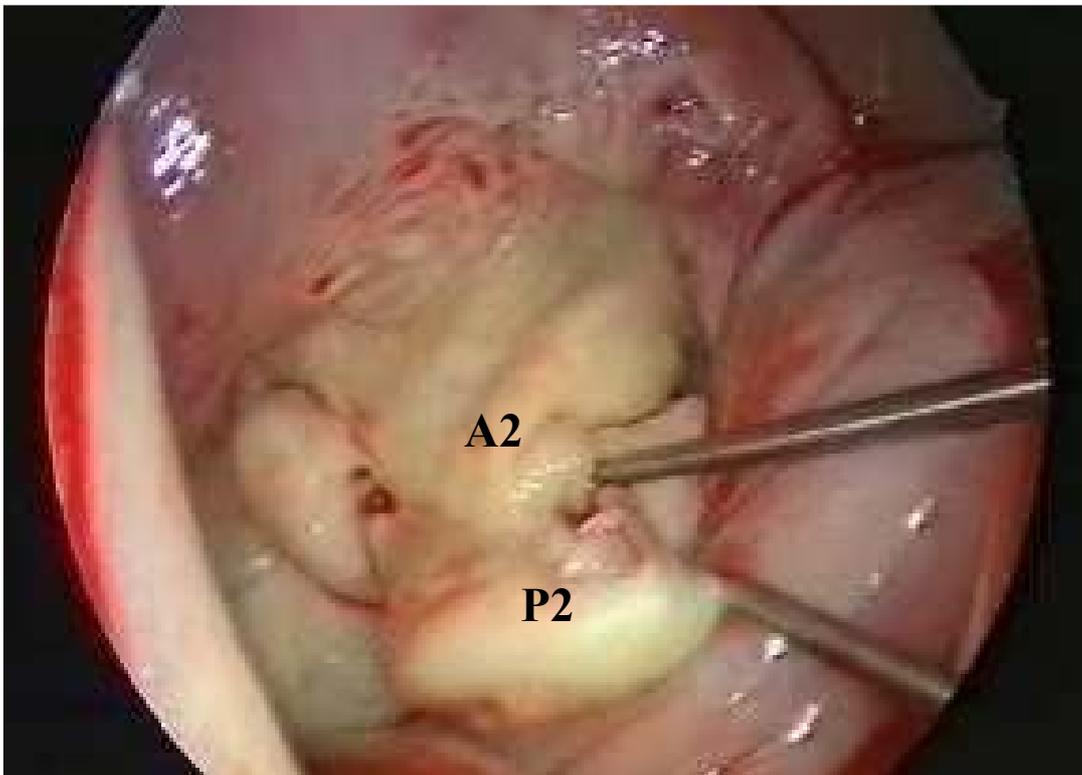


Abbildung 16: Intraoperativer Blick von atrial bei minimalinvasiver operative Rekonstruktion eines P2-Prolapses, hier beispielhaft Demonstration einer Appositionsstörung ($P2 > A2$)

Koaptationsstörungen oder eines *flail* und abgerissenen Sehnenfäden (AML oder PML) wurde im Kästchenschema (Abbildung 15) dokumentiert. Bei sehr ausgeprägten Koaptationsstörungen kam ein Klappenschluss mittels dieses Funktionstests nicht zustande.

III. 11. Statistische Analyse

Die Beurteilung von Konkordanz bzw. Diskordanz zwischen TEE und MRT bezüglich Jetanzahl und Lokalisation des Jetursprungs wurde deskriptiv durchgeführt. Die Übereinstimmung von Jetursprung und Jetausdehnung im Kästchenschema wurde mit Hilfe des Wilcoxon-Tests bestimmt und die Korrelation der Ergebnisse wurde unter Verwendung des Korrelationskoeffizienten nach Spearman errechnet.

Die Beurteilung von Konkordanz bzw. Diskordanz zwischen TEE und MRT bezüglich Jetausrichtung im linken Vorhof und Vorliegen eines Prolaps erfolgte durch einen χ^2 (Chi-Quadrat)-Test und einen κ (Kappa)-Test. Diese Berechnungen ergaben einen bestimmten p-Wert. Wenn dieser Wert $p < 0,05$ war, wurde von einem signifikanten Unterschied der Untersuchungsverfahren Echokardiographie und Magnetresonanztomographie in Referenz zum intraoperativen Befund ausgegangen.

IV. Ergebnisse

IV. 1. Jetanzahl, -lokalisierung und -ausdehnung

Bei den 43 Patienten, die in die Studie eingeschlossen wurden, ließ sich in der transösophagealen Echokardiographie eine Gesamtzahl von 45 und in der Magnetresonanztomographie eine Gesamtzahl von 48 Insuffizienzjets darstellen. Die unterschiedlichen Zahlen ergeben sich aus der Tatsache, dass bei einigen Patienten mehrere Insuffizienzjets diagnostiziert wurden, die alle in der Auswertung Berücksichtigung fanden. In Tabelle II ist eine Gegenüberstellung beider Verfahren bezüglich der Jetanzahl und der Jetzuordnung zu den einzelnen Klappensegmenten (S1 = A1 und P1, S2 = A2 und P2, S3 = A3 und P3) dargestellt. Die erste Zahl in Klammern stellt dabei das Ergebnis dar, das beide Untersuchungsmethoden übereinstimmend ergaben. Die zweite Zahl in Klammern stellt die nicht übereinstimmenden Ergebnisse zwischen beiden Verfahren dar. Insgesamt ergab sich bei 37 der 43 (86%) Patienten eine identische Beurteilung bezüglich Jetanzahl und segmentaler Zuordnung des Jets.

Die Sensitivität und Spezifität der Magnetresonanztomographie bei der Erkennung eines Jets bei allen betrachteten Klappensegmenten (n=129) betrug im Vergleich zur transösophagealen Echokardiographie als Referenzmethode 95% und 94%.

	kein Jet	1 Jet			2 Jets		
		S1	S2	S3	S1/ S2	S1/ S3	S2/ S3
TEE	1 (0/1)	0 (0/0)	38(34/4)	1(1/0)	1(1/0)	1(1/0)	1(0/1)
MRT	0 (0/0)	1 (0/1)	35(34/1)	2(1/1)	2(1/1)	1(1/0)	2(0/2)

Tabelle II: Gegenüberstellung von Jetanzahl und segmentaler Zuordnung (S1=A1 und P1, S2=A2 und P2, S3=A3 und P3) zwischen transösophagealer Echokardiographie und Magnetresonanztomographie

Im Anschluss daran wurde ein Vergleich von Jetursprung und Jetausdehnung zwischen beiden Verfahren unter Anwendung des Kästchenschemas (Abbildung 15) durchgeführt. Bei 3 der Patienten wurde im TEE ein einzelner Jet in Segment 2 beobachtet, im MRT stellten sich bei diesen 3 Fällen jedoch 2 voneinander getrennte Insuffizienzjets ($n = 1$: S1/ S2, $n = 2$: S2/ S3) dar. Aufgrund dieser Abweichungen wurden von uns die Daten dieser Patienten bei der folgenden Beurteilung nicht berücksichtigt. Bei einem weiteren Patienten konnten mittels TEE 2 Jets (S2 und S3) identifiziert werden, im MRT war jedoch nur der Jet des Segments S3 erkennbar, dieser Patient wurde ebenfalls von der weiteren Beurteilung ausgeschlossen. Bei einem Patienten ließ sich ein Jet in der Echokardiographie nicht nachweisen, dieser Patient wurde ebenfalls von der weiteren Beurteilung ausgeschlossen.

Bei den Patienten, bei denen sich sowohl in der transösophagealen Echokardiographie als auch in der Magnetresonanztomographie 2 voneinander getrennte Insuffizienzjets darstellen ließen, flossen jeweils beide Jets in die Berechnung ein. Insgesamt konnten also 41 Insuffizienzjets zur Beurteilung hinsichtlich Jetursprung und Jetausdehnung miteinander verglichen werden.

Der mittlere Wert des Jetursprungs im TEE ($7,88 \pm 2$, *range* 3-14 Kästchen) unterschied sich nicht vom mittleren Wert des Jetursprungs im MRT ($7,93 \pm 1,9$, *range* 1,5-14,5 Kästchen, $p = 0,66$). Es zeigte sich eine starke Korrelation zwischen beiden Verfahren ($r = 0,68$, $p < 0,0001$, siehe Diagramm I).

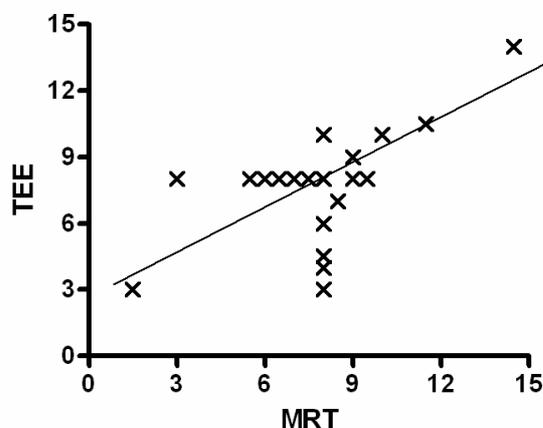


Diagramm I: Darstellung der Korrelation des Jetursprungs TEE über MRT nach dem in Abbildung 15 beschriebenen Kästchenschema, Korrelationsgerade approximiert

Der mittlere Wert der Ausdehnung des Jets im TEE ($4,3 \pm 1,2$, *range* 2-7 Kästchen) zeigte ebenfalls keinen Unterschied zu dem der MRT ($4,4 \pm 1,7$, *range* 1-9 Kästchen, $p = 0,74$). Zwischen beiden Verfahren zeigte sich ein niedriger Korrelationskoeffizient und es zeigte sich keine statistische Signifikanz ($r = 0,3$, $p = 0,05$, siehe Diagramm II).

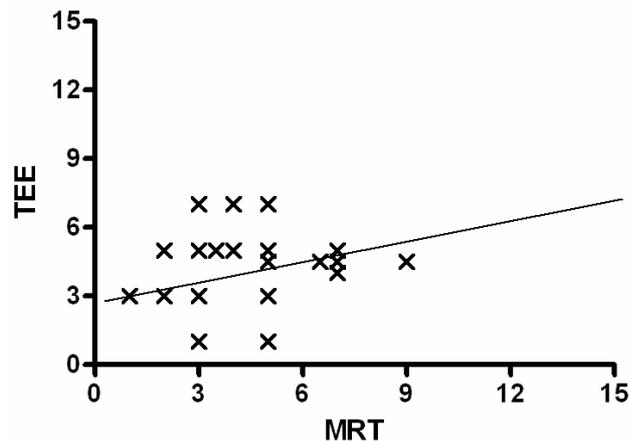


Diagramm II: Darstellung der Korrelation der Jetausdehnung TEE über MRT nach dem in Abbildung 15 beschriebenen Kästchenschema, Korrelationsgerade approximiert

IV. 2. Differenzierung in exzentrisch – nicht exzentrisch verlaufende Jets

In Tabelle III ist die Übereinstimmung bzw. Abweichung der beiden Verfahren hinsichtlich der Jetausrichtung dargestellt. Bei der Beurteilung der Jets in exzentrisch und nicht exzentrisch verlaufend zeigte sich eine starke Übereinstimmung ($\kappa = 0,63$) ohne einen signifikanten Unterschied ($p = 0,125$). Bei der weiteren Unterscheidung der exzentrischen Jets in nach anterior oder nach posterior im linken Vorhof verlaufenden Jets bestand vollkommene Übereinstimmung zwischen den beiden Verfahren.

Jet	TEE: exzentrisch	TEE: nicht exzentrisch
MRT: exzentrisch	27 (22 anterior, 5 posterior)	1 (im MRT anterior)
MRT: nicht exzentrisch	6 (im TEE 3 anterior, 3 posterior)	10

Tabelle III: Gegenüberstellung der Jetausrichtung in nach exzentrisch und nicht exzentrisch verlaufende Jets im linken Vorhof im TEE und MRT, in Klammern ist die weitere Differenzierung in nach anterior oder posterior verlaufende exzentrische Jets im TEE und MRT dargestellt

Im MRT wurde ein Jet im Segment 2 nachgewiesen, der in seiner Ausrichtung exzentrisch nach anterior verlief und sich in der Echokardiographie nicht darstellen ließ (Tabelle III). Es konnte jedoch mittels beider Verfahren ein Prolaps des anterioren und posterioren Segels nachgewiesen werden, während sich eine auch intraoperativ bestätigte Appositionsstörung des posterioren Segels nur mittels TEE diagnostizieren ließ, im MRT war diese Appositionsstörung jedoch nicht nachweisbar. Bei 6 Patienten wurde der Jet in der Echokardiographie als nach exzentrisch verlaufend (3 nach anterior und 3 nach posterior) und im MRT als nicht exzentrisch verlaufend eingeschätzt (Tabelle III).

IV. 3. Diagnostik eines Prolaps eines Segels oder Segelanteils

Tabelle IV präsentiert die diagnostische Übereinstimmung zwischen beiden Untersuchungsverfahren hinsichtlich eines prolapierten Segels oder eines Segelanteils. Bei einem Patienten konnten aufgrund verminderter Bildqualität in der Magnetresonanztomographie die beiden Klappensegel nicht genau beurteilt werden. Dieser Patient fand deshalb bei der Beurteilung der Klappenmorphologie und bei den Berechnungen der Tabelle IV keine Berücksichtigung.

Wurde die gesamte Klappe hinsichtlich des Vorhandenseins eines Prolaps beurteilt, bestand eine hohe Übereinstimmung zwischen beiden Verfahren ($\kappa = 0,63$) und es konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p=1$). Bei getrennter Beurteilung des anterioren und posterioren Segels bestand eine noch deutlichere Übereinstimmung ($\kappa_{\text{anterior}} = 0,70$ und $\kappa_{\text{posterior}} = 0,73$) und es konnte ebenfalls für das AML und das PML kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Untersuchungsverfahren festgestellt werden ($p = 0,22$ und $p=0,38$).

Die Sensitivität und Spezifität der Magnetresonanztomographie im Vergleich

mit der transösophagealen Echokardiographie bei der Erkennung eines prolabierten Mitralsegels oder Segelanteils betrug für das posteriore Segel 96% und 72 %, für das anteriore Segel 93% und 82% und 94% und 67% bei Betrachtung der gesamten Mitralklappe.

		TEE					
		ganze Klappe		AML		PML	
		Prolaps	kein Prolaps	Prolaps	kein Prolaps	Prolaps	kein Prolaps
MRT	Prolaps	31	3	13	5	26	4
	kein Prolaps	2	6	1	23	1	11
		Total 42		Total 42		Total 42	

Tabelle IV: Übereinstimmung zwischen MRT und TEE bei Vorhandensein eines Prolaps eines Klappensegels oder Segelanteils

Abbildung 17 (a-c) zeigt im MRT und TEE einen Prolaps des posterioren

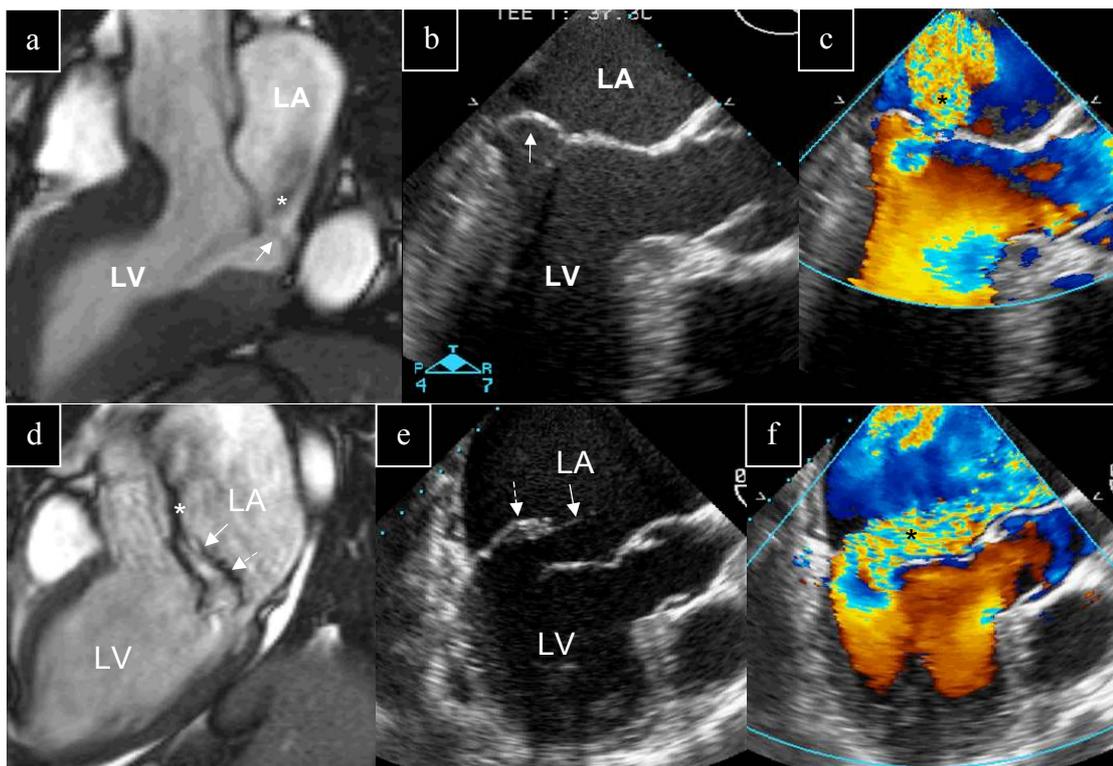


Abbildung 17: a-c: *cine*-MRT (a) und TEE im M-Mode (b) zeigen einen Prolaps des PML (siehe Pfeile) ohne begleitende Appositionsstörung. Das AML zeigt ebenfalls eine leichte Dislokation in Richtung LA, ohne dabei die von uns verwendete Definition eines Prolaps zu erfüllen. Sowohl im *cine*-MRT als auch im TEE im Farbdoppler (c) stellt sich der Jet als nicht exzentrisch dar (siehe Stern). *Cine*-MRT (d) und TEE im M-Mode (e) zeigen ebenfalls einen Prolaps des PML (siehe gestrichelte Pfeile) mit einem *flail* des Segels und abgerissenen Sehnenfäden (siehe Pfeile). Sowohl im *cine*-MRT als auch im TEE im Farbdoppler (f) stellt sich der Jet als exzentrisch dar (siehe Sternchen). LA = linker Vorhof, LV = linker Ventrikel, AML = anteriores Mitralsegel, PML = posteriores Mitralsegel

Segels ohne das Vorliegen einer Appositionsstörung. Der Insuffizienzjet stellt sich dabei in seiner Ausrichtung als nicht exzentrisch dar. Abbildung 17 (d-f) zeigt im MRT und TEE einen *flail* des PML mit abgerissenen Sehnenfäden mit einem exzentrisch nach anterior gerichtetem Insuffizienzjet.

In der Abbildung 18 (a-d) ist im MRT und TEE ein Prolaps des anterioren Segels mit einer Appositionsstörung dargestellt. Die Ausrichtung des Jets wurde dabei mittels beider Verfahren unterschiedlich beurteilt.

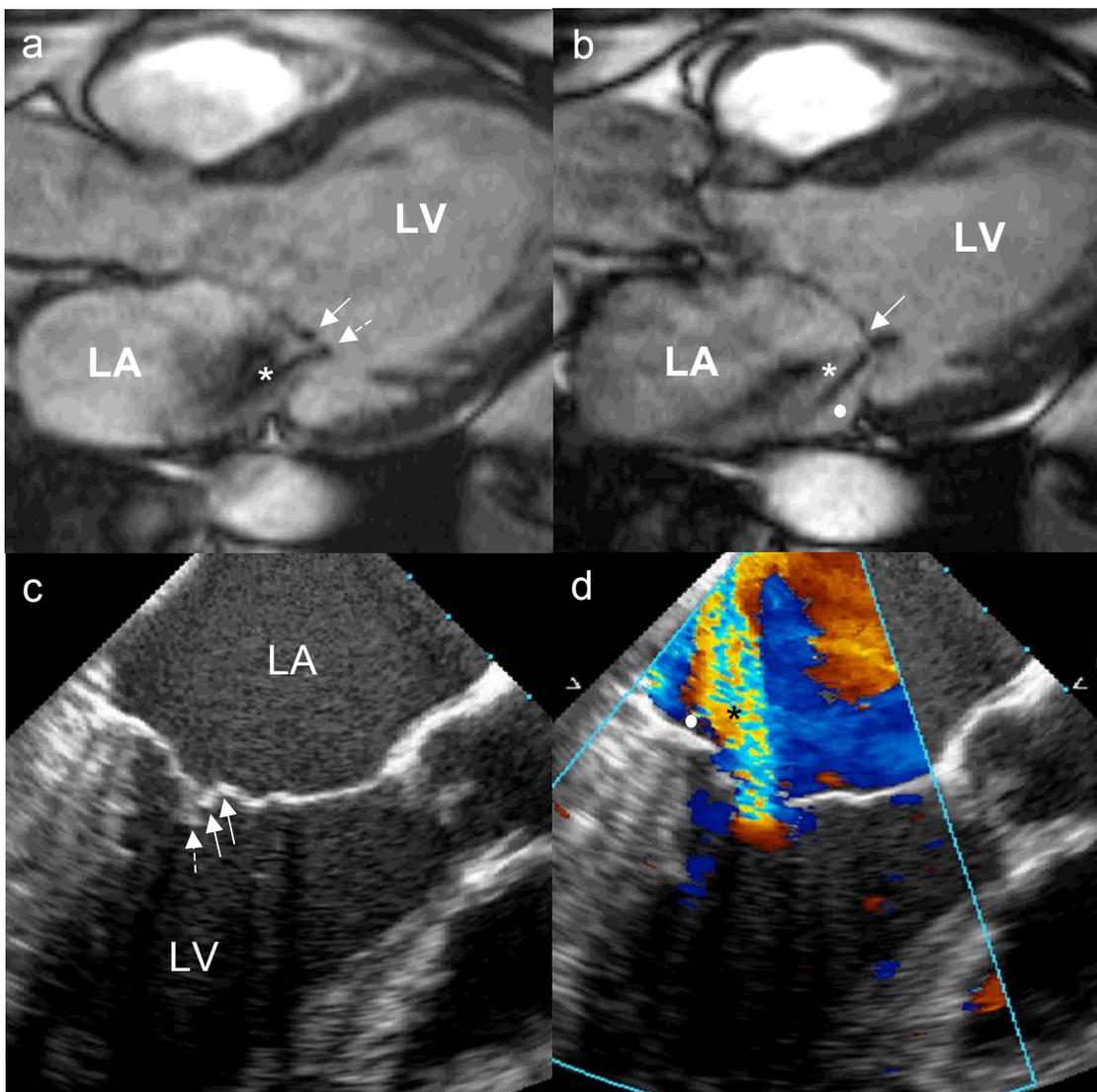


Abbildung 18: Cine-MRT in der frühen Systole (a) und das TEE im M-Mode (c) zeigen eine Appositionsstörung des AML (siehe Pfeile) in Bezug zum PML (siehe gestrichelte Pfeile). Cine-MRT in der mittelsystolischen Phase (b) und das TEE im M-Mode (d) zeigen außerdem ein *bowing* der Spitze des AML (siehe Pfeilspitzen). Cine-MRT und TEE im Farbdoppler zeigen außerdem einen Jet (Sternchen), der im MRT als nicht exzentrisch und im TEE als exzentrisch beurteilt wurde. In beiden Verfahren stellt sich zwischen Jetfläche und Wand des LA ein schmaler Streifen mit normalem Blutflussignal dar (siehe Punkt). LA = linker Vorhof, LV = linker Ventrikel, AML = anteriores Mitralsegel, PML = posteriores Mitralsegel

IV. 4. Diagnostische Treffsicherheit – Vergleich mit den intraoperativen Befunden

36 der 43 (83,7%) in diese Studie eingeschlossenen Patienten unterzogen sich einer Operation der Mitralklappe (Rekonstruktion oder Klappenersatz). Bei 22 der 36 (61,1%) operierten Patienten wurde intraoperativ eine Appositionsstörung des posterioren Mitralsegels nachgewiesen. Bei 9 dieser 22 (40,9%) Patienten zeigte sich intraoperativ ein *flail* der Klappe aufgrund von abgerissenen Sehnenfäden. Bei 8 der 36 (22,2%) Patienten bestand eine Appositionsstörung des AML, dabei zeigten sich bei einem dieser 8 (12,5%) Patienten abgerissene Sehnenfäden. Bei 2 Patienten bestand sowohl am anterioren als auch am posterioren Segel an verschiedenen Stellen entlang der Klappenschließungslinie eine Appositionsstörung. Bei 8 Patienten ließ sich keine Appositionsstörung der Mitralklappe nachweisen.

Der intraoperative Befund diene als Referenzstandard, um die diagnostische Genauigkeit der transösophagealen Echokardiographie und der Magnetresonanztomographie bei der Erkennung eines *flail* oder einer Appositionsstörung der Klappe zu beurteilen. Der oben bereits genannte Patient, der im MRT eine schlechte Bildqualität aufwies, fand bei dieser Beurteilung erneut keine Berücksichtigung.

In Tabelle V sind die Ergebnisse der diagnostischen Genauigkeit bei Vorliegen einer Appositionsstörung der gesamten Klappe dargestellt. In Tabelle VI wurde diese Beurteilung zusätzlich getrennt für das anteriore und posteriore Segel vorgenommen. In unserer Studie lag der Wert der Sensitivität beider Verfahren bei der Diagnose einer Appositionsstörung der gesamten Klappe oder nur eines der beiden Segel zwischen 75% und 93% im TEE und zwischen 71% und 89% im MRT. Bei einer Appositionsstörung oder eines *flail* des AML und PML oder nur des AML stellte sich die transösophageale Echokardiographie gegenüber der Magnetresonanztomographie als sensitiveres Verfahren heraus, die Sensitivität lag jeweils um 4% höher. Beide

Verfahren waren sehr spezifisch, die Werte lagen zwischen 88% und 100% im MRT und zwischen 88% und 96 % im TEE. Bei 10 der Patienten wurden intraoperativ abgerissene Sehnenfäden nachgewiesen. In der Echokardiographie konnten bei diesen 10 Patienten bereits präoperativ die abgerissenen Sehnenfäden diagnostiziert werden. Mittels Magnetresonanztomographie ergab sich lediglich bei 4 der 9 Patienten mit *flail* und abgerissenen Sehnenfäden des PML ein Hinweis auf abgerissene Sehnenfäden. Die anderen 6 Patienten mit einem *flail* der Klappe wurden mittels MRT als Appositionsstörung ohne Vorliegen eines *flail* diagnostiziert.

Des Weiteren konnte mittels transösophagealer Echokardiographie bei 4 Patienten eine Restriktion des PML, bei 3 Patienten Vegetationen an der Klappe, bei 2 Patienten eine Klappensklerose, bei 2 Patienten eine myxomatös veränderte Klappe und bei jeweils 1 Patient ein zerstörtes PML und eine Perforation des AML diagnostiziert werden. Diese unterschiedlichen Pathologien der Klappe konnten intraoperativ bestätigt werden. Bei keinem der Patienten konnten diese Veränderungen präoperativ mittels MRT entdeckt werden.

	Sensitivität	Spezifität	Diagnostische Genauigkeit
MRT (n = 35)	89	88	89
TEE (n = 36)	93	88	92

Tabelle V: Gegenüberstellung von Sensitivität, Spezifität und diagnostischer Genauigkeit zwischen MRT und TEE bei Vorliegen einer Appositionsstörung der gesamten Klappe im Vergleich zum intraoperativen Befund

	Sensitivität	Spezifität	Diagnostische Genauigkeit
MRT AML (n = 35)	71	96	91
TEE AML (n = 36)	75	96	92
MRT PML (n = 35)	86	100	91
TEE PML (n = 36)	86	93	89

Tabelle VI: Gegenüberstellung von Sensitivität, Spezifität und diagnostischer Genauigkeit zwischen TEE und MRT bei Vorliegen einer Appositionsstörung des AML oder PML im Vergleich zum intraoperativen Befund

V. Diskussion

Die Insuffizienz der Mitralklappe ist eine häufig auftretende Erkrankung des Herzens (Crawford et al., 1990; Enriquez-Sarano et al., 1994). Dabei nimmt die Mitralinsuffizienz nach der Aortenstenose bei uns den zweiten Platz der erworbenen Herzklappenfehler ein, wobei die Mitralinsuffizienz in den Industrieländern zum größten Teil durch degenerative Veränderungen der Klappe bedingt ist (Lung et al., 2002) und in der Mehrzahl der Fälle ältere Patienten betrifft. Im Gegensatz dazu ist in den weniger entwickelten Ländern weiterhin das rheumatische Fieber eine der häufigsten Ursachen für eine Mitralinsuffizienz und betrifft dort oft jüngere Patienten.

Der Mitralklappenapparat setzt sich aus unterschiedlichen Komponenten zusammen: dem Mitralklappenring, den Klappensegeln, den beiden Kommissuren, den Sehnenfäden und den beiden Papillarmuskeln. Die Architektur dieser Strukturen ist so beschaffen, dass während der Systole die mechanische Belastung auf alle Komponenten möglichst gering ist (Oliveira and Antunes, 2006). Die Mitralklappe ist bikuspid und besteht aus dem anterioren (AML) und dem posterioren (PML) Segel. Das AML nimmt einen geringeren Umfang des Mitralklappenrings ein als das PML und ist im Gegensatz zum PML viel unbeweglicher, da es in direktem Kontakt zum Anulus fibrosus steht. Der Mitralklappenring ist in der Horizontalebene sattelförmig und nimmt während der Diastole eine annähernd runde und während der Systole eine elliptische Konfiguration ein. Daraus resultiert eine bessere Koaptation während der systolischen und eine größere Klappenöffnungsfläche während der diastolischen Phase des Herzens. Die beiden Papillarmuskeln entspringen im Bereich zwischen mittlerem und oberem Drittel der Wand des linken Ventrikels und geben jeweils zu beiden Segeln Sehnenfäden ab. Man unterscheidet zwischen primären, sekundären und tertiären Sehnenfäden. Die primären Sehnenfäden setzen direkt an den freien Segelrändern, die sekundären Sehnenfäden setzen am Übergang zwischen glatter und rauer Segeloberfläche Richtung Klappenring an. Tertiäre Sehnenfäden existieren nur am PML,

nehmen von der Wand des linken Ventrikels ihren Ursprung und setzen ringnah am posterioren Segel an (Gillinov and Cosgrove, 2003).

Die Prognose einer Mitralinsuffizienz ist vor allem bei den Patienten als ungünstig einzuschätzen, bei denen die Insuffizienz der Mitralklappe bereits zu einer Dysfunktion des linken Ventrikels geführt hat (Crawford et al., 1990; Enriquez-Sarano et al., 1995; Leung et al., 1996). Die Parameter, die dabei mit einem schlechteren postoperativen Verlauf einhergehen sind hauptsächlich eine bereits präoperativ erniedrigte Ejektionsfraktion (Crawford et al., 1990; Enriquez-Sarano et al., 1994; Enriquez-Sarano et al., 1995; Leung et al., 1996), außerdem ein pulmonaler Hypertonus und ein erhöhter endsystolischer Volumenindex (Crawford et al., 1990). Auch eine gleichzeitig bestehende koronare Herzerkrankung, ein Vorhofflimmern und das NYHA-Stadium des Patienten spielen dabei eine bedeutende Rolle (Enriquez-Sarano et al., 1995).

In dieser Tatsache liegen die enormen Veränderungen des therapeutischen Managements der letzten Jahre begründet, die beinhalten, dass bei Patienten mit einer Mitralinsuffizienz eine Operation der Klappe zum Teil sogar schon zu einem Zeitpunkt angestrebt wird, an dem noch keine Symptome der Mitralinsuffizienz oder eine Dysfunktion des linken Ventrikels bestehen (Evidenzgrad B). Die operative Rekonstruktion sollte außerdem bei allen asymptomatischen Patienten mit schwerer Mitralinsuffizienz und erhaltener linksventrikulärer Funktion angestrebt werden, bei denen ein neu aufgetretenes Vorhofflimmern oder eine pulmonale Hypertonie vorliegen (Evidenzgrad C). Keine Indikation für eine operative Rekonstruktion der Klappe besteht bei asymptomatischen Patienten mit erhaltener linksventrikulärer Funktion, bei denen die Wahrscheinlichkeit für eine operative Rekonstruktion der Klappe gering erscheint (Evidenzgrad C) (Bonow et al., 2006).

Bei asymptomatischen Patienten ohne Anzeichen einer Dysfunktion des linken Ventrikels muss jedoch als Voraussetzung gelten, dass bei den Patienten ein vertretbares operatives Risiko vorliegt und mit hoher

Wahrscheinlichkeit ein gutes operatives Ergebnis mittels Rekonstruktion der Mitralklappe erzielt werden kann (David et al., 2003; Enriquez-Sarano, 2002; Ling et al., 1997; Lung et al., 2002). Die Eingriffe sollten außerdem von erfahrenen Operateuren in technisch versierten Zentren vorgenommen werden (Evidenzgrad C).

Dabei sind die Hauptargumente, welche für eine frühzeitige operative Rekonstruktion der Klappe sprechen die niedrige perioperative Mortalität (Enriquez-Sarano et al., 1995) und außerdem die besseren Ergebnisse im postoperativen Verlauf (Enriquez-Sarano et al., 1995; Lee et al., 1997). Dies liegt vor allem im besseren Erhalt der linksventrikulären Funktion und der Reduktion der mit prothetischen Klappen assoziierten Komplikationen begründet (Lee et al., 1997). Die guten Ergebnisse der Klappenrekonstruktion durch verschiedene Techniken (Carpentier et al., 1980; Orszulak et al., 1985) und die Überlegenheit der Mitralklappenrekonstruktion im Vergleich mit dem Klappenersatz konnte in weiteren Studien demonstriert werden (Enriquez-Sarano et al., 1995; Mohty et al., 2001; Oliveira and Antunes, 2006; Yau et al., 2000).

In vielen vorherigen Studien konnte gezeigt werden, dass die Echokardiographie ein sehr geeignetes diagnostisches Verfahren darstellt, um präoperativ die Patienten mit einer voraussichtlich gut zu rekonstruierenden Klappe und einem guten postoperativen Ergebnis identifizieren zu können. Dies geschieht durch funktionelle anatomische Beurteilung der Insuffizienz (Enriquez-Sarano et al., 1999; Hellemans et al., 1997; Monin et al., 2005). Um eine solche funktionelle anatomische Beurteilung der Klappe vornehmen zu können ist es notwendig, die Art der Mitralinsuffizienz genau zu klassifizieren (Carpentier, 1983). Außerdem muss die Morphologie der Klappe analysiert und die betroffenen Klappensegmente lokalisiert werden (Carpentier et al., 1995; Monin et al., 2005). Des Weiteren spielen bei dieser Beurteilung die Identifizierung des Jetursprungs auf Klappenebene und die Beurteilung der Jetausrichtung in exzentrisch und nicht exzentrisch im LA verlaufende

Insuffizienzjets eine wichtige Rolle.

In einigen Studien konnte gezeigt werden, dass bei einem Großteil der Patienten ein präoperativ von einem erfahrenen Untersucher durchgeführtes TTE gleichwertig mit dem TEE ist (Hellemans et al., 1997; Monin et al., 2005).

Die Erfolgsrate einer Klappenrekonstruktion ist sowohl von der Art der Pathologie des Klappenfehlers, als auch von der Erfahrung des Operators abhängig. Vor allem bei degenerativen Klappenschäden lassen sich sehr gute Resultate erzielen (Oliveira and Antunes, 2006; Braunberger et al., 2001) – dies ist in den Industriestaaten die häufigste Ursache einer Mitralinsuffizienz und für einen großen Teil der Operationen einer MI verantwortlich (Lee et al., 1997) – und können bei einem Prolaps des P2-Segments des PML nahezu 100% erreichen (Oliveira and Antunes, 2006), aber auch die operative Rekonstruktion eines AML- Prolaps zeigt gute postoperative Resultate (Mohty et al., 2001). Bei Monin et al. lag die Rate an erfolgreichen Klappenrekonstruktionen bei isoliertem Defekt des PML bei 99%, bei Lokalisation in einer der Kommissuren der Klappe bei 80 % und bei einem Prolaps des anterioren Segels oder beider Klappensegel bei 77% und 60% (Monin et al., 2005).

Faktoren, die gegen eine operative Rekonstruktion und für den primären Ersatz der defekten Klappe sprechen, sind eine stark ausgeprägte Kalzifizierung im Bereich der Segel oder des subvalvulären Apparats, eine starke Degeneration im Bereich der Segel, massive Verschmelzungen im Bereich der Sehnenfäden, die komplette Ruptur eines Papillarmuskels und ein Prolaps, der mehr als ein Drittel der Segelfläche einnimmt (Hellemans et al., 1997).

So zeigen sich beispielsweise bei rheumatisch veränderten Klappen schlechtere Ergebnisse der Klappenrekonstruktion (Chauvaud et al., 2001; Monin et al., 2005; Oliveira and Antunes, 2006), wobei in vielen Fällen dennoch zufriedenstellende Resultate erzielt werden (Chauvaud et al., 2001) und die

Ergebnisse dem Klappenersatz überlegen sind, wenn auch dafür in Kauf genommen werden muss, dass die Rate an Reoperationen höher liegt als beim prothetischen Klappenersatz (Yau et al., 2000). Dies liegt auch darin begründet, dass die Nachteile eines Klappenersatzes wie eine lebenslange Antikoagulation – eine Ausnahme stellen Patienten mit Mitralklappenrekonstruktion und weiter bestehendem Vorhofflimmern dar – oder thrombembolische Ereignisse reduziert werden können (Chauvaud et al., 2001; Oliveira and Antunes, 2006).

Die häufigste Ursache für eine Mitralklappeninsuffizienz stellt bei uns der Prolaps des posterioren Mitralsegels – oft als isolierter Prolaps des P2-Segments – dar. Dieser Defekt lässt sich operativ relativ leicht in einem hohen Prozentsatz korrigieren und auch die Langzeitergebnisse nach Operation stellen sich in diesem Patientenkollektiv als besonders gut heraus (Oliveira and Antunes, 2006). Die operative Korrektur ist bei einem solchen Prolaps des PML durch einfache Techniken möglich und besteht aus einer ausgedehnten quadrangulären Resektion des betroffenen Klappenanteils, einer Raffung des Klappenringes im korrespondierenden Areal und anschließend Nähten im Bereich der freien Klappenenden. Um das Ergebnis zu verstärken, die normale Form des Klappenrings wiederherzustellen und einer weiteren Ringdilatation vorzubeugen wird in den meisten Fällen zusätzlich eine Ringprothese eingebracht (Carpentier, 1983; Hahn and Vlahakes, 1997).

Die operative Rekonstruktion eines prolabierten AML gestaltet sich komplizierter als die des PML und erfolgt abhängig von der Klappenpathologie durch verschiedene Techniken. Die zu Beginn verwendete trianguläre Resektion des betroffenen Segelanteils brachte dabei keine zufriedenstellenden Ergebnisse (Carpentier, 1983). Zu den alternativ verwendeten Verfahren gehören beispielsweise die Transposition von Sehnenfäden des PML an das AML, die Verkürzungsplastik von elongierten Sehnenfäden und weitere Verfahren (Carpentier, 1983; Hahn and Vlahakes, 1997; Letsou, 2002). Da diese Techniken auch nachteilige Auswirkungen haben – z. B. findet bei der Transposition von Sehnenfäden eine zusätzliche Manipulation am PML statt –

werden in der klinischen Praxis außerdem künstliche Sehnenfäden verwendet. Dabei zeigen Sehnenfäden aus Polytetrafluoroethylen (PTFE) gute Resultate (David, 1989; Kobayashi et al., 2000; Oliveira and Antunes, 2006; Tomita et al., 2004) und zeichnen sich durch eine lange Haltbarkeit und durch eine gute biologische Adaptation aus (Kobayashi et al., 2000).

Die Ausdehnung des Prolaps spielt ebenfalls bei der präoperativen Beurteilung eine entscheidende Rolle. Ein Prolaps der mehr als ein Drittel der Fläche eines Klappensegels einnimmt, führt in einem hohen Prozentsatz der Fälle zum prothetischen Ersatz der Mitralklappe (Hellemans et al., 1997). Der Mitralklappenersatz ist außerdem in den meisten Fällen unumgänglich, wenn eine größere Anzahl von Sehnenfäden abgerissen ist und es so zu einem *flail* der entsprechenden Segelanteile gekommen ist, vor allem dann, wenn beide Segel von diesen Veränderungen betroffen sind (Kay et al., 1994; Monin et al., 2005).

Im Rahmen unserer Studie konnte eine hohe Übereinstimmung zwischen TEE und MRT bei der Identifizierung prolabierter Segelanteile festgestellt werden. Außerdem zeigten beide Verfahren eine hohe Treffsicherheit bei der Diagnose einer Appositionsstörung im Vergleich mit dem intraoperativen Befund. Bei der Beurteilung der Jetlokalisation und der Jetausrichtung wurde von uns ebenfalls ein hoher Grad an Übereinstimmungen festgestellt. Durch diese Ergebnisse lässt sich zeigen, dass die Magnetresonanztomographie bei der Beurteilung dieser Parameter ebenfalls ein geeignetes Verfahren darstellt und sich bei der Bestimmung des optimalen Operationszeitpunkts ebenfalls als hilfreiches diagnostisches Verfahren erweist. Dennoch ließen sich mittels MRT bei 6 von 10 Patienten abgerissene Sehnenfäden, die zu einem *flail* des entsprechenden Klappenanteils geführt hatten, im Gegensatz zur transösophagealen Echokardiographie nicht nachweisen. Außerdem bestand eine nur geringe Korrelation bei der Beurteilung der Jetausdehnung. Obwohl von uns kein Referenzverfahren zur Beurteilung dieses Parameters bestimmt wurde, kann davon ausgegangen werden, dass die Echokardiographie bei der

Beurteilung der Jetausdehnung das geeignetere diagnostische Verfahren darstellt.

Die Sensitivität und Spezifität der MRT bei der Beurteilung eines Prolaps und Insuffizienzjets wurden bestimmt, dabei galten die Ergebnisse der transösophagealen Echokardiographie als Referenzstandard. Dies erfolgte auf der Grundlage der einzelnen Klappensegmente (Identifizierung eines Jets) und der Klappensegel (Prolaps) bei Patienten, bei denen eine Mitralinsuffizienz bekannt war, d. h. dass die Werte nicht mit der Sensitivität und Spezifität bei Patienten mit nur vermuteter Mitralinsuffizienz gleichgesetzt werden dürfen.

Andere Parameter, die für den prothetischen Ersatz der Klappe und gegen die operative Rekonstruktion sprechen sind eine ausgeprägte Kalzifizierung im Bereich der Segel oder des subvalvulären Apparats, ausgedehnte Sehnenfädenverschmelzungen, die Ruptur eines Papillarmuskels und eine Endokarditis oder ein rheumatisches Fieber in der Anamnese des Patienten (Hellemans et al., 1997).

Damit zeigte sich im Rahmen der hier vorgestellten Studie, dass das TEE bei der Identifizierung solcher Veränderungen der MRT deutlich überlegen war. Andere anatomische Details wie beispielsweise eine Perforation des AML ließen sich mit der MRT im Gegensatz zum TEE ebenfalls nicht nachweisen.

Diese Unterlegenheit der MRT gegenüber der transösophagealen Echokardiographie lässt sich durch folgende Faktoren erklären: Zum einen lässt sich bei der Beurteilung in der *cine*-MRT der Jet nicht durchdringen und deshalb ist es nicht möglich, die dahinter liegenden Strukturen in ihrer Anatomie und Funktion zu beurteilen. Vor allem bei exzentrisch verlaufenden Jets ist es unmöglich, den sich hypointens darstellenden Jet von den sich ebenfalls hypointens darstellenden Segelanteilen zu unterscheiden. Das führt zu dem dargestellten Problem, dass sich mittels MRT anatomische Details nur schlechter entdecken und beurteilen lassen. Aus demselben Grund lässt sich

eine Segelrestriktion des posterioren Segels in der MRT nur schlecht nachweisen, da in solchen Fällen gleichzeitig eine Appositionsstörung des anterioren Segels vorliegt und der Jet manchmal exzentrisch nach posterior verläuft und auf diese Weise das hintere Segel überlagert. Außerdem kann in manchen Fällen der freie Rand eines Segels mit einer Appositionsstörung vom Insuffizienzjet verdeckt werden, sodass ein eventuell vorliegender *flail* des Segels nicht darstellbar ist.

Durch die Verwendung des M-Mode und des Farbdoppler-Verfahrens in der Echokardiographie lassen sich der Insuffizienzjet und die Morphologie der Klappensegel getrennt voneinander darstellen. Einem in diesem Verfahren routiniertem Untersucher ist es außerdem möglich, die besten Einstellungsebenen zu wählen, um die exakte Anatomie der gesamten Klappe und des subvalvulären Apparats beurteilen zu können. Außerdem ist es mittels Echokardiographie möglich, die Klappe räumlich und zeitlich in Echtzeit darzustellen.

Bei 4 Patienten wurde im TEE ein einzelner Jet im Segment 2 beobachtet, diese Beobachtungen waren jedoch von denen des MRT abweichend (siehe Ergebnisse, Tabelle II). Ein Jetursprung wurde im MRT dem Segment 1 zugeordnet, bei den anderen 3 Fällen schien es, als bestünden 2 voneinander getrennte Jets (n=1: S1/ S2, der Abstand der beiden Jetursprünge betrug 2,5 Kästchen; n=2: S2/ S3, der Abstand der beiden Jetursprünge betrug 4,5 und 5 Kästchen). Aufgrund dieser Abweichungen wurden die Bilddaten dieser Patienten noch einmal überprüft. Dabei zeigte sich im Falle des erstgenannten Patienten, dass für die Aufnahmen der kurzen Achsen ein ungünstiger Einstellungswinkel gewählt wurde, was wahrscheinlich zu dem Eindruck geführt hat, der Ursprung des Jets läge im Segment 1. Bei den anderen 3 Patienten wurden die Einstellungen des MRT wahrscheinlich zu weit in den linken Vorhof gelegt, sodass nicht der tatsächliche Jetursprung auf Klappenebene dargestellt wurde. Im Fall eines Patienten teilte sich der Jet in seinem Verlauf in 2 getrennte Anteile auf und dies hat wohl zu dem Eindruck geführt, dass 2

verschiedene Jets bestünden. Bei erneuter Betrachtung der Bilddatenstapel parallel zum Dreikammerblick konnte bei den genannten Patienten nur ein Jetursprung identifiziert werden.

Im MRT wurde ein Jet (S2) nachgewiesen, der in seiner Ausrichtung exzentrisch nach anterior verlief und sich in der transösophagealen Echokardiographie nicht darstellen ließ (siehe Ergebnisse, Tabelle II). Es konnte jedoch mittels beider Verfahren ein Prolaps des anterioren und posterioren Segels nachgewiesen werden, während sich eine auch im intraoperativen Befund bestätigte Appositionsstörung des PML nur mittels TEE darstellen ließ, im MRT war diese Appositionsstörung nicht darstellbar, dort zeigte sich aber ein Verlagerung der Segel in Richtung LA.

Bei einem weiteren Patienten konnten mittels TEE 2 Jets (S2 und S3) identifiziert werden, im MRT ließ sich jedoch ausschließlich der Jet im Segment S3 darstellen. In der transösophagealen Echokardiographie war der Jet im Segment 3 in seiner Ausdehnung größer (Ausdehnung: 5 Kästchen, Jetursprung: 13) als der Jet im Segment 2 (Ausdehnung: 2 Kästchen, Jetursprung: 8,5). Auch bei erneuter Betrachtung der Bilddaten ließ sich der kleinere der beiden Jets mittels Magnetresonanztomographie nicht nachweisen.

Bei 6 Patienten wurde der Jet im TEE als exzentrisch (3 nach anterior und 3 nach posterior) und im MRT jedoch als nicht exzentrisch verlaufend eingeschätzt (siehe Ergebnisse, Tabelle III). Bei diesen Patienten erfolgte ebenfalls eine erneute Beurteilung der Bilddaten. Dabei stellte sich der Insuffizienzjet bei allen 6 Patienten in unterschiedlichem Ausmaß als exzentrisch heraus. Es zeigte sich jedoch bei allen 6 Patienten, dass zwischen der Wand des linken Vorhofs bzw. der Mitralklappe und dem Insuffizienzjet jeweils ein schmaler Streifen mit normalem Blutflusssignal bestand (Abbildung 13) und so der Jet nicht wie ein vollkommen exzentrischer Jet die Wand des LA berührte (Abbildung 12 d-f).

Bei 14 der insgesamt 43 (32,6%) Patienten die in die Studie aufgenommen wurden bestand ein paroxysmales oder permanentes Vorhofflimmern, was sich auf die Bildqualität der Magnetresonanztomographie negativ auswirkt. Um aber dennoch bei diesen Patienten die Artefaktbildung möglichst gering zu halten, wurde die prospektiv getriggerte Sequenz verwendet. Hierbei wird die Bildinformation nach einem frei wählbaren Zeitintervall aus den unterschiedlichen RR-Intervallen akquiriert. Die Bildqualität stellt sich so besser dar, als bei Verwendung der retrospektiv getriggerten Sequenz, bei der eine festgelegte Anzahl von RR-Intervallen von unterschiedlicher Dauer akquiriert werden würde. Das von uns gewählte kurze Akquisitionsfenster weist den Vorteil auf, dass fast alle R-Zacken einbezogen werden. Das bot für die Patienten den Vorteil von relativ kurzen Atemanhalte-Phasen, was vor allem bei multimorbiden Patienten wichtig ist. Von Nachteil bei einem kurzen Akquisitionsfenster ist jedoch, dass dadurch die diastolische Phase nicht mit eingeschlossen wird. Dieser Nachteil ist jedoch von untergeordneter Bedeutung, da der Blutrückfluss durch eine insuffiziente Mitralklappe in der systolischen Phase des Herzens stattfindet und daher die Diastole bei der Beurteilung einer Mitralsuffizienz keine Relevanz besitzt. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die so gewonnenen Bilddaten der Magnetresonanztomographie auch bei den Patienten bei denen zum Zeitpunkt der Untersuchung ein Vorhofflimmern vorlag von guter Qualität waren.

Neben der Beurteilung der Klappenanatomie und Klappenfunktion spielt auch die quantitative Schweregradbestimmung der Mitralsuffizienz bei der Festlegung des optimalen Operationszeitpunkts eine entscheidende Rolle (Enriquez-Sarano, 2002). Um den Schweregrad der Mitralsuffizienz zu ermitteln, stehen für den klinischen Alltag verschiedene echokardiographische Methoden zur Verfügung:

Zu diesen Verfahren zählen die Abschätzung der Mitralsuffizienz anhand der Fläche des Jets im Farbdoppler (Helmcke et al., 1987), die Beurteilung anhand der Vena contracta im Farbdoppler – definiert als schmalste Stelle des

Jets im Querschnitt (Hall et al., 1997), die Abschätzung des Schweregrades mit Hilfe volumetrischer Verfahren (Enriquez-Sarano et al., 1993), das Verfahren der proximalen Flusskonvergenzzone (Bargiggia et al., 1991) und die Abschätzung mit Hilfe des bei schwerer MI vorliegenden retrograden Flusses in den Pulmonalvenen während der Ventrikelsystole (Castello et al., 1991). Jedes dieser Verfahren stellte sich jedoch bei alleiniger Anwendung zur Quantifizierung der Insuffizienz in verschiedenen Studien als unzulänglich heraus:

Die Beurteilung der Jetfläche im Farbdoppler ist zwar ein schnelles und einfaches Verfahren und findet in der Klinik breite Anwendung (Buck et al., 2002), zeigt aber beispielsweise in Abhängigkeit von der Jetausrichtung starke Abweichungen. Es konnte in verschiedenen Studien gezeigt werden, dass exzentrisch verlaufende Insuffizienzjets geringere Jetflächen im Farbdoppler aufweisen als solche, die nicht exzentrisch verlaufen und so der Schweregrad der Mitralinsuffizienz als zu niedrig eingeschätzt wird (Hall et al., 1997; Chen et al., 1991). Das Verfahren der Vena contracta lässt sich nur begrenzt zur Schweregradbestimmung verwenden. Die seitliche Auflösung des Farbdopplers ist vor allem bei Vorliegen einer schmalen Vena contracta unzulänglich (Thomas, 2002). Die Abschätzung durch volumetrischer Parameter ist durch eine hohe Variabilität der Messungen gekennzeichnet (Thomas, 2002). Das Verfahren der proximalen Flusskonvergenzzone zeigt verschiedene Limitationen (Buck et al., 2002; Thomas, 2002) und findet in der täglichen Praxis wenig Anwendung, was teilweise in der Notwendigkeit vieler Messungen und aufwendiger Berechnungen begründet liegt (Pu et al., 2001). Das vereinfachte Verfahren der proximalen Flusskonvergenzzone wird in seinem Aussagewert durch Verwendung hämodynamischer Annahmen beeinflusst (Pu et al., 2001). Die Abschätzung der Insuffizienz anhand des systolischen Rückflusses in die Pulmonalvenen ist als Verfahren zu unspezifisch, da ein solcher Rückfluss beispielsweise auch bei einer Dysfunktion des LV auftreten kann (Pu et al., 1999).

Dies demonstriert die Schwierigkeiten, mit denen man bei der Quantifizierung einer Mitralinsuffizienz mittels Echokardiographie konfrontiert wird. Die Magnetresonanztomographie stellt sich im Gegensatz dazu bei der Quantifizierung der Insuffizienz als äußerst geeignetes Verfahren dar. Bei der Bestimmung linksventrikulärer Volumina ist die Magnetresonanztomographie bereits das Referenzverfahren (Marcus et al., 1999; Moon et al., 2002; Salton et al., 2002; Sandstede et al., 2000) und findet in der Klinik vielfach Anwendung. Des Weiteren lassen sich durch die Magnetresonanztomographie mittels Phasenkontrasttechnik zuverlässig Flussmessungen durchführen (Gelfand et al., 2006; Kon et al., 2004; Westenberget al., 2005). Wenn sich die Magnetresonanztomographie als nichtinvasives Verfahren zum Referenzverfahren bei der Schweregradbestimmung der Mitralinsuffizienz entwickeln sollte, rückt auch die Frage der Genauigkeit der morphologischen und funktionellen Beurteilung der Klappe, die im selben Untersuchungsgang stattfinden könnte, zunehmend in den Vordergrund des klinischen Interesses. Die MRT könnte dann außerdem als Alternativ- oder Zusatzverfahren bei der morphologischen Beurteilung fungieren, wenn Kontraindikationen zur transösophagealen Echokardiographie bestehen (z. B. bei Ösophagusvarizen) oder die echokardiographischen Bilddaten (z. B. bei adipösen Patienten oder ausgeprägtem Lungenemphysem) von schlechter Qualität sind.

Technische Weiterentwicklungen beider Verfahren in den nächsten Jahren könnten die Möglichkeiten der morphologischen, funktionellen und quantitativen Beurteilung einer insuffizienten Mitralklappe noch weiter verbessern.

Macnab et al. (2004) kamen im Rahmen ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass das dreidimensionale TEE der zweidimensionalen TEE bei der Beurteilung sowohl pathologisch veränderter als auch normaler Klappensegmente beim Vergleich mit den intraoperativen Befunden deutlich überlegen ist. Bei den Klappenpathologien zeigte sich diese Überlegenheit besonders stark bei komplexen Klappenfehlern. Dies wurde mit Ausnahme der Segmente A2 und P2 für alle anderen Klappensegmente nach Carpentier (Carpentier et al., 1995)

festgestellt, wobei sich die Überlegenheit der dreidimensionalen Echokardiographie besonders bei der Beurteilung der beiden Kommissuren – und hier vor allem bei der Beurteilung der posteromedialen Kommissur – zeigte (Macnab et al., 2004). Ähnliche Bildaquisitionsverfahren in der Magnetresonanztomographie versprechen eine bessere zeitliche und räumliche Auflösung und könnten auf diese Weise ebenfalls eine dreidimensionale Darstellung ermöglichen (Kozerke et al., 2004; Madore et al., 1999; Parrish and Hu, 2000; Tsao et al., 2003).

Limitationen unserer Studie: Die Aussagekraft unserer Studie ist durch das relativ kleine Patientenkollektiv von 43 Patienten limitiert. Die Wertigkeit der MRT bei der präoperativen Diagnostik bei Patienten mit Mitralinsuffizienz sollte in weiteren Studien mit deutlich größeren Kollektiven eventuell unter Beteiligung von mehreren Zentren untersucht werden, ähnlich wie dies bereits für die Echokardiographie erfolgt ist (Enriquez-Sarano et al., 1999; Hellemans et al., 1997; Monin et al., 2005). Außerdem wurden die Untersuchungsdaten gemeinschaftlich übereinstimmend ausgewertet, sodass bei uns keine interindividuellen Unterschiede bei der Auswertung bestanden. Da in unserer Studie die Beurteilung der Lokalisation und des Ausmaßes von eventuellen Klappenkalzifikationen nicht im Mittelpunkt unseres Interesses lag, kann über diesen bei der klinischen Entscheidungsfindung durchaus wichtigen Parameter von uns keine nähere Aussage getroffen werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Magnetresonanztomographie bei der Identifizierung eines Segelprolaps und eines Insuffizienzjets einschließlich seiner Ausrichtung im LA ein mit der transösophagealen Echokardiographie vergleichbar exaktes nichtinvasives diagnostisches Verfahren darstellt. Eine deutliche diagnostische Überlegenheit der MRT gegenüber der TEE zeigte sich jedoch bei funktionellen und anatomischen Details, wie beispielsweise abgerissenen Sehnenfäden, Klappenvegetationen, einer sklerosierten Klappe und Klappenkalzifikationen, die zu einer Restriktion des PML geführt hatten.

Daraus folgt, dass die Magnetresonanztomographie nicht geeignet ist, die transösophageale Echokardiographie als Verfahren in der präoperativen Diagnostik bei Patienten mit Mitralinsuffizienz zu ersetzen. Die MRT ist aber durchaus als Alternativverfahren bei Patienten mit Kontraindikationen zur transösophagealen Echokardiographie geeignet und kann bei allen anderen Patienten als nützliches Zusatzverfahren fungieren, vor allem in den Fällen, bei denen sich die Bildqualität der Echokardiographie als eingeschränkt erweist.

VI. Zusammenfassung

Die Mitralsuffizienz (MI) ist in den Industrienationen der zweithäufigste erworbene Herzklappenfehler. Therapeutisch hat sich die operative Rekonstruktion der Klappe durchgesetzt. Die Echokardiographie ist ein etabliertes Diagnostikum, aber auch die MRT spielt eine zunehmende Rolle, die Bedeutung bei der morphologischen Beurteilung ist jedoch nicht genau geklärt.

Ziel unserer Studie war es, die Wertigkeit von MRT und TEE bei der morphologischen Beurteilung einer MI zu vergleichen. Dazu wurden 43 Patienten rekrutiert, bei denen aufgrund einer MI eine MRT und eine TEE erfolgt waren und eine Operation der Klappe geplant war.

Die Ergebnisse beider Verfahren wurden bezüglich Anzahl, Lokalisation und Ausrichtung des Jets und Vorliegen eines Prolaps verglichen. Bei 36 Patienten konnte der intraoperative Befund als Referenz herangezogen werden. Beim Vergleich von Jetanzahl und -lokalisierung zeigte sich bei 37 der 43 Patienten eine Übereinstimmung. Der Vergleich der Lokalisation zeigte keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,66$) und es zeigte sich eine starke Korrelation ($r = 0,68$, $p < 0,0001$). Beim Vergleich der Jetausrichtung zeigte sich ebenfalls eine starke Übereinstimmung ($\kappa = 0,63$). Außerdem bestand bei der Beurteilung eines Prolaps eine hohe Übereinstimmung ($\kappa = 0,63$), die bei getrennter Beurteilung des AML und PML noch deutlicher war ($\kappa_{AML} = 0,70$ und $\kappa_{PML} = 0,73$). Im Vergleich mit dem intraoperativen Befund lag der Wert der Sensitivität bei der Diagnose einer Appositionsstörung der gesamten Klappe oder nur des AML oder PML zwischen 71% und 89% im MRT und 75% und 93% im TEE. Die Werte der Spezifität lagen zwischen 88% und 100% im MRT und 88% und 96% im TEE. 10 Patienten hatten abgerissene Sehnenfäden, die sich alle mittels TEE diagnostizieren ließen, im MRT ließen sich diese bei 6 Patienten nicht nachweisen.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die MRT bei der Beurteilung des Insuffizienzjets und eines Prolaps ein mit dem TEE vergleichbares Verfahren darstellt. Bei der Identifizierung anatomischer Details, wie z. B. abgerissener Sehnenfäden war das MRT jedoch dem TEE unterlegen.

VII. Literaturverzeichnis

VII. 1. Wissenschaftliche Publikationen

Bargiggia GS, Tronconi L, Sahn DJ, Recusani F, Raisaro A, De Servi S, Valdes-Cruz LM, Montemartini C (1991)

A new method for quantitation of mitral regurgitation based on color flow Doppler imaging of flow convergence proximal to regurgitant orifice. *Circulation*, 84: 1481-1489

Bonow RO, Carabello BA, Kanu C et al. (2006)

ACC/ AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *Circulation*, 114: e84-231

Braunberger E, Deloche A, Berrebi A, Abdallah F, Celestin JA, Meimoun P, Chatellier G, Chauvaud S, Fabiani JN, Carpentier A (2001)

Very long-term results (more than 20 years) of valve repair with Carpentier's techniques in nonrheumatic mitral valve insufficiency. *Circulation*, 104 (Suppl): I8-I11

Buck T, Pflicht B, Wenzel RR, Hunold P, Erbel R 2002

Echokardiographische Flussquantifizierung zur Schweregradbestimmung von Klappeninsuffizienzen. *Herz*, 27: 254-268

Carpentier A, Chauvaud S, Fabiani JN, Deloche A, Relland J, Lessana A, D'Allaines C, Blondeau P, Piwnica A, Dubost C (1980)

Reconstructive surgery of mitral valve incompetence: ten-year appraisal. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 79: 338-348

Carpentier A (1983)

Cardiac valve surgery. The "French correction". *J Thorac Cardiovasc Surg* 1983; 86: 323-337

Carpentier AF, Lessana A, Relland JY, Belli E, Mihaileanu S, Berrebi AJ, Palsky E, Loulmet DF (1995)

The "physio-ring": an advanced concept in mitral valve annuloplasty. *Ann Thorac Surg*, 60: 1177-1185; discussion 1185-1186

Castello R, Pearson AC, Lenzen P, Labovitz AJ (1991)

Effect of mitral regurgitation on pulmonary venous velocities derived from transesophageal echocardiography color-guided pulsed Doppler imaging. *J Am Coll Cardiol*, 17: 1499-1506

Chauvaud S, Fuzellier JF, Berrebi A, Deloche A, Fabiani JN, Carpentier A (2001)

Long-Term (29 years) results of reconstructive surgery in rheumatic mitral valve insufficiency. *Circulation*, 104 (Suppl 1): I12-I15

Chen CG, Thomas JD, Anconina J, Harrigan P, Mueller L, Picard MH, Levine RA, Weyman AE (1991)

Impact of impinging wall jet on color Doppler quantification of mitral regurgitation. *Circulation*, 84: 712-720

Crawford MH, Soucek J, Oprian CA, Miller DC, Rahimtoola S, Giacomini JC, Sethi G, Hammermeister KE (1990)

Determinants of survival and left ventricular performance after mitral valve replacement. Department of Veterans Affairs Cooperative Study on Valvular Heart Disease. *Circulation*, 81: 1173-1181

David TE (1989)

Replacement of chordae tendinae with expanded polytetrafluoroethylene sutures. *J Card Surg*, 4: 286-290

David TE, Ivanov J, Armstrong S, Rakowski H (2003)

Late outcomes of mitral valve repair for floppy valves: Implications for asymptomatic patients. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 125: 1143-1152

Enriquez-Sarano M (2002)

Timing of mitral valve surgery. *Heart*, 87: 79-85

Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Seward JB, Tajik AJ, Krohn MJ, Mays JM (1993)

Quantitative Doppler assessment of valvular regurgitation. *Circulation*, 87: 841-848

Enriquez-Sarano M, Tajik AJ, Schaff HV, Orszulak TA, McGoon MD, Bailey KR, Frye RL (1994)

Echocardiographic prediction of left ventricular function after correction of mitral regurgitation: results and clinical implications. *J Am Coll Cardiol*, 24: 1536-1543

Enriquez-Sarano M, Tajik AJ, Schaff HV, Orszulak TA, McGoon MD, Bailey KR, Frye RL (1994)

Echocardiographic prediction of survival after surgical correction of organic mitral regurgitation. *Circulation*, 90: 830-837

Enriquez-Sarano M, Schaff HV, Orszulak TA, Tajik AJ, Bailey KR, Frye RL (1995)

Valve repair improves the outcome of surgery for mitral regurgitation. A multivariate analysis. *Circulation*, 91: 1022-1028

Enriquez-Sarano M, Schaff HV, Orszulak TA, Tajik AJ, Bailey KR, Frye RL (1995)

Congestive heart failure after surgical correction of mitral regurgitation. A long-term study. *Circulation*, 92: 2496-2503

Enriquez-Sarano M, Freeman WK, Tribouilloy CM, Orszulak TA, Khandheria BK, Seward JB, Bailey KR, Tajik AJ (1999)

Functional anatomy of mitral regurgitation: accuracy and outcome implications of transesophageal echocardiography. *J Am Coll Cardiol*, 34: 1129-1136

Freed LA, Levy D, Levine RA, Larson MG, Evans JC, Fuller DL, Lehman B, Benjamin EJ (1999)

Prevalence and clinical outcome of mitral-valve prolapse. *N Engl J Med*, 341: 1-7

Gelfand EV, Hughes S, Hauser TH, Yeon SB, Goepfert L, Kissinger KV, Rofsky NM, Manning WJ (2006)

Severity of mitral and aortic regurgitation as assessed by cardiovascular magnetic resonance: optimizing correlation with Doppler echocardiography. *J Cardiovasc Magn Reson*, 8: 503-507

Gillinov AM, Cosgrove DM 3rd (2003)

Mitral valve repair. In: Cohn LH – Cardiac surgery in the adult. McGraw-Hill, New York, Chapter 37

Hahn C, Vlahakes GJ (1997)

Nonreplacement operations for mitral valve regurgitation. *Annu Rev Med*, 48: 295-306

Hall SA, Brickner ME, Willett DL, Irani WN, Afridi I, Grayburn PA (1997)

Assessment of mitral regurgitation severity by Doppler color flow mapping of the vena contracta. *Circulation*, 95: 636-642

Hellems IM, Pieper EG, Ravelli AC, Hamer JP, Jaarsma W, Cheriex E, Peels CH, Bakker PF, Tijssen JG, Visser CA (1997)

Prediction of surgical strategy in mitral valve regurgitation based on echocardiography. Interuniversity Cardiology Institute of The Netherlands. *Am J Cardiol*, 79: 334-338

Helmcke F, Nanda NC, Hsiung MC, Soto B, Adey CK, Goyal RG, Gatewood RP Jr (1987)

Color Doppler assessment of mitral regurgitation with orthogonal planes. *Circulation*, 75: 175-183

Kay GL, Aoki A, Zubiate P, Prejean CA Jr, Ruggio JM, Kay JH (1994)

Probability of valve repair for pure mitral regurgitation. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 108: 871-879

Kobayashi J, Sasako Y, Bando K, Minatoya K, Niwaya K, Kitamura S (2000)
Ten-Year Experience of Chordal replacement with expanded polytetrafluoroethylene in mitral valve repair. *Circulation*, 102 (Suppl 3): III30-III34

Kon MW, Myerson SG, Moat NE, Pennell DJ (2004)
Quantification of regurgitant fraction in mitral regurgitation by cardiovascular magnetic resonance: comparison of techniques. *J Heart Valve Dis*, 13: 600-607

Kozerke S, Tsao J, Razavi R, Boesiger P (2004)
Accelerating cardiac cine 3D imaging using k-t BLAST. *Magn Reson Med*, 52: 19-26

Lee EM, Shapiro LM, Wells FC (1997)
Superiority of mitral valve repair in surgery for degenerative mitral regurgitation. *Eur Heart J*, 18: 655-663

Letsou GV (2002)
Mitral valve repair and the anterior leaflet. *Curr Opin Cardiol*, 17: 179-182

Leung DY, Griffin BP, Stewart WJ, Cosgrove DM 3rd, Thomas JD, Marwick TH (1996)
Left ventricular function after valve repair for chronic mitral regurgitation: predictive value of preoperative assessment of contractile reserve by exercise echocardiography. *J Am Coll Cardiol*, 28: 1198-1205

Ling LH, Enriquez-Sarano M, Seward JB, Orszulak TA, Schaff HV, Bailey KR, Tajik AJ, Frye RL (1997)
Early surgery in patients with mitral regurgitation due to flail leaflets: a long-term outcome study. *Circulation*, 96: 1819-1825

Lung B, Gohlke-Barwolf C, Tornos P, Tribouilloy C, Hall R, Butchard E, Vahanian A (2002)
Recommendations on the management of the asymptomatic patient with valvular heart disease. *Eur Heart J*, 23: 1252-1266

Macnab A, Jenkins NP, Bridgewater BJ, Hooper TL, Greenhalgh DL, Patrick MR, Ray SG (2004)
Three-dimensional echocardiography is superior to multiplane transoesophageal echo in the assessment of regurgitant mitral valve morphology. *Eur J Echocardiogr*, 5: 212-222

Madore B, Glover GH, Pelc NJ (1999)
Unaliasing by fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension (UNFOLD), applied to cardiac imaging and fMRI. *Magn Reson Med* 1999; 42: 813-828

Marcus JT, DeWaal LK, Gotte MJ, von der Geest RJ, Heethaar RM, Van Rossum AC (1999)

MRI-derived left ventricular function parameters and mass in healthy young adults: relation with gender and body size. *Int J Card Imaging*, 15: 411-419

McNemar Q (1947)

Note on sampling error of the differences between correlated proportions or percentages. *Psychometrika* 12: 157

Mohty D, Orszulak TA, Schaff HV, Avierinos JF, Tajik JA, Enriquez-Sarano M (2001)

Very long-term survival and durability of mitral valve repair for mitral valve prolapse. *Circulation*, 104 (Suppl 1): I1-I7

Monin JL, Dehant P, Roiron C, Monchi M, Tabet JY, Clerc P, Fernandez G, Houel R, Garot J, Chauvel C, Gueret P (2005)

Functional assessment of mitral regurgitation by transthoracic echocardiography using standardized imaging planes diagnostic accuracy and outcome implications. *J Am Coll Cardiol*, 46: 302-309

Moon JC, Lorenz CH, Francis JM, Smith GC, Pennell DJ (2002)

Breath-hold FLASH and FISP Cardiovascular MR Imaging: Left Ventricular Volume Differences and Reproducibility. *Radiology*, 223: 789-797

Oliveira JM, Antunes MJ (2006)

Mitral valve repair: better than replacement. *Heart*, 92: 275-281

Orszulak TA, Schaff HV, Danielson GK, Piehler JM, Pluth JR, Frye RL, McGoon DC, Elveback LR (1985)

Mitral regurgitation due to ruptured chordae tendineae. Early and late results of valve repair. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 89: 491-498

Parrish TB, Hu X (2000)

Hybrid technique for dynamic imaging. *Magn Reson Med*, 44: 51-55

Pu M, Griffin BP, Vandervoort PM, Stewart WJ, Fan X, Cosgrove DM, Thomas JD (1999)

The value of assessing pulmonary venous flow velocity for predicting severity of mitral regurgitation: A quantitative assessment integrating left ventricular function. *J Am Soc Echocardiogr*, 12: 736-743

Pu M, Prior DL, Fan X, Asher CR, Vasquez C, Griffin BP, Thomas JD (2001)

Calculation of mitral regurgitant orifice area with use of a simplified proximal convergence method: initial clinical application. *J Am Soc Echocardiogr*, 14: 180-185

Salton CJ, Chuang ML, O'Donnell CJ, Kupka MJ, Larson MG, Kissinger KV, Edelmann RR, Levy D, Manning WJ (2002)

Gender differences and normal left ventricular anatomy in an adult population free of hypertension. A cardiovascular magnetic resonance study of the Framingham Heart Study Offspring cohort. *J Am Coll Cardiol*, 39: 1055-1060

Sandstede J, Lipke C, Beer M, Hofmann S, Pabst T, Kenn W, Neubauer S, Hahn D (2000)

Age- and gender-specific differences in left and right ventricular cardiac function and mass determined by cine magnetic resonance imaging. *Eur Radiol*, 10: 438-442

Smolens IA, Pagani FD, Deeb GM, Prager RL, Sonnad SS, Bolling SF (2001)

Prophylactic mitral reconstruction for mitral regurgitation. *Ann Thorac Surg*, 72: 1210-1215

Thomas JD (2002)

Doppler echocardiographic assessment of valvar regurgitation. *Heart*, 88: 651-657

Tomita Y, Yasui H, Iwai T, Nishida T, Morita S, Masuda M, Sano T, Nishimura Y, Tatewaki H (2004)

Extensive use of Polytetrafluoroethylen artificial grafts for prolapse of posterior mitral leaflet. *Ann Thorac Surg*, 78: 815-819

Tsao J, Boesiger P, Pruessmann KP (2003)

k-t BLAST and k-t SENSE: dynamic MRI with high frame rate exploiting spatiotemporal correlations. *Magn Reson Med*, 50: 1031-1042

Westenberg JJ, Doornbos J, Versteegh MI, Bax JJ, van der Geest RJ, de Roos A, Dion RA, Reiber JH (2005)

Accurate quantitation of regurgitant volume with MRI in patients selected for mitral valve repair. *Eur J Cardiothorac Surg*, 27: 462-466; discussion 467

Yau TM, El-Ghoneimi YA, Armstrong S, Ivanov J, David TE (2000)

Mitral valve repair and replacement for rheumatic disease. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 119: 53-60

VII. 2. Fachliteratur

Böhmeke T (2001): *Checkliste Echokardiographie*, Thieme, Stuttgart, 3. Auflage

Nagel E, van Rossum AC, Fleck E (2002): *Kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie*, Steinkopf Darmstadt, 1. Auflage

Netter FH (2000): Atlas der Anatomie des Menschen, Thieme, Stuttgart, 2. Auflage

Reiser M, Kuhn FP, Debus J (2004): Radiologie (Duale Reihe), Thieme, Stuttgart

VII. Danksagung

Zunächst möchte ich Herrn PD Dr. Stephan Baldus für die Überlassung des Themas und die Beurteilung der Arbeit danken.

Herrn Dr. Olaf Franzen möchte ich für die Begleitung bei der Auswertung der Daten und die restliche Betreuung meiner Arbeit danken. Außerdem danke ich Herrn Dr. Martin Bansmann und insbesondere Herrn PD Dr. Alexander Stork für die enorme Geduld, die sie bei diversen Computerfragen und anderen Rückfragen meinerseits aufgebracht haben.

Ich danke meinem Freund Christian für das Korrekturlesen der Arbeit und dafür, dass er mir seine Computerkenntnisse zur Verfügung gestellt hat. Außerdem danke ich ihm, meinen Eltern und all den Freunden, die mich während des einen oder anderen Motivationstiefs mental unterstützt haben und immer ein offenes Ohr für mich hatten.

IX. Lebenslauf

Vor- und Familienname: Katharina Henrike Ruschewski

Familienstand: ledig

Geboren am: 02. Juni 1980 in Göttingen

Schullaufbahn: 1986-1990 Janusz-Korczak-Grundschule (Göttingen)
1990-1992 Orientierungsstufe Lutherschule (Göttingen)
1992-1999 Theodor-Heuss-Gymnasium (Göttingen), Abitur am 28.06.1999

Freiwilliges soziales Jahr: 01.08.1999 - 31.07.2000 im Kindergarten (Göttingen)

Studium: April 2001 - März 2003 vorklinischer Abschnitt des Medizinstudiums an der Georg-August-Universität in Göttingen, Physikum im März 2003 (Note 2,0)
April 2003 - März 2007 Klinischer Abschnitt des Medizinstudiums an der Universität Hamburg, Dezember 2007 2. Abschnitt der „Ärztlichen Prüfung“ (Note 1,5)

Praktisches Jahr: 24.04.2006 - 13.08.2006: Chirurgie, Israelitisches Krankenhaus (Hamburg)
14.08.2006 - 03.12.2006: Gynäkologie und Geburtshilfe, AK Altona (Hamburg)
04.12.2006 - 26.03.2007: Innere Medizin, Universitätsspital Zürich

Publikationen: Stork A, Franzen O, Ruschewski H, Detter C, Müllerleile K, Bansmann PM, Adam G, Lund GK
Assessment of functional anatomy of the mitral valve in patients with mitral regurgitation with cine magnetic resonance imaging: comparison with transesophageal echocardiography and surgical results.
Eur Radiol, 2007, 17: 3189-3198

Vorträge: RSNA (Radiological Society of North America) Annual Meeting Chicago 2005:
Stork A, Franzen O, Ruschewski H, Lund G, Muellerleile K, Bansmann M
Mitral Insufficiency: Evaluation of Jet-origin, Jet-direction, and Mitral Valve Morphology with Multiplanar Cine-MRI and Transesophageal Echocardiography in Comparison to Surgical Results.

Posterpräsentationen: 34. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie 2005: Detter C, Franzen O, Hofmann T, Ruschewski H, Meinertz T, Reichenspurner H
Value of real-time three-dimensional transthoracic echocardiography in comparison to three-dimensional transesophageal echocardiography for planning of mitral valve surgery.

Berufliche Laufbahn: seit April 2008 Assistenzärztin, Inneren Medizin, Israelitisches Krankenhaus Hamburg (Prof. Layer)

XI. Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

gez. K. Henrike Ruschewski