

**Aus dem Fachbereich Medizin  
der Johann Wolfgang Goethe - Universität  
Frankfurt am Main**

**Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie  
(Direktor: Prof. Dr. med. Th. J. Vogl)**

**MR Auswertung der perikardialen und retrosternalen  
Adhäsionen vor und nach Membraneinpflanzung in der  
reoperativen Herzchirurgie**

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin des Fachbereiches  
Humanmedizin der  
Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

vorgelegt von Predrag Matic  
aus Wuppertal

Frankfurt am Main, November 2008

**Dekan:** Prof. Dr. med. J. Pfeilschifter  
**Referent:** Prof. Dr. med. Th. Vogl  
**Koreferent:** Priv. Doz. Dr. med. S. Martens

**Tag der mündlichen Prüfung:** 27.10.2008

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	<b>5</b>
<b>2. Zielsetzung der Arbeit</b> .....	<b>7</b>
<b>3. Grundlagen</b> .....	<b>8</b>
<b>3.1. Adhäsionen</b> .....	<b>8</b>
3.1.1. Klinische Bedeutung der Adhäsionen .....	8
3.1.2. Ätiologie und Pathogenese der Adhäsionen.....	8
3.1.3. Ansätze der Adhäsionsprophylaxe .....	10
3.1.4. myokardialer Adhäsionsschutz .....	11
3.1.4.1. unresorbierbarer kardiovaskulärer Adhäsionsschutz.....	12
3.1.4.2. bioresorbierbarer kardiovaskulärer Adhäsionsschutz .....	12
3.1.5. Vorbereitung vor der Implantation der Membran .....	13
3.1.6. Anbringung der Membran .....	13
<b>3.2. Makroskopische und topographische Anatomie des Herzens</b> .....	<b>14</b>
<b>3.3. Magnetresonanztomographie</b> .....	<b>16</b>
3.3.1. Geschichte der Magnetresonanztomographie .....	16
3.3.2. Aufbau eines Kernspintomographen.....	17
3.3.3. physikalische Grundlagen.....	18
3.3.3.1 atomare Strukturen.....	19
3.3.3.2 Nettomagnetisierung .....	19
3.3.3.3 Präzisionsbewegung und Larmofrequenz .....	21
3.3.3.4 Selektive Schichtwahl und Fourier-Transformation .....	22
3.3.4 Grundlagen der Kernresonanzmessung .....	23
3.3.4.1. Relaxation .....	23
3.3.4.2. Kernrelaxation im biologischen Gewebe .....	23
3.3.4.3. T1-Relaxation bzw. longitudinale Relaxation.....	24
3.3.4.4. T2-Relaxation bzw. transversale Relaxation .....	25
3.3.4.5. MR-Bildentstehung.....	26
3.3.4.6. Bildintensität und Signal- Rausch- Verhältnis.....	27
3.3.5. MR- Bildgebungssequenzen.....	27
3.3.5.1. Pulssequenzen.....	27
3.3.5.2. Spin- Echo- Sequenzen.....	27
3.3.5.3. Fast- Spin- Echo- Sequenzen .....	28
3.3.5.4. Gradientenechosequenzen .....	29
3.3.6. Repetitions- (TR) und Echozeit (TE) und ihr Einfluß auf die Kontrastierung .....	30
3.3.7. Bildkontrast.....	31
3.3.8. Kontrastmittel.....	31
<b>3.4. kardiale Referenzdiagnostik</b> .....	<b>33</b>
3.4.1 konventionelle Röntgendiagnostik .....	33
3.4.2 transthorakale Echokardiographie .....	34
3.4.3 konventionelle und digitale Angiographie .....	35

<b>4. Patienten und Methoden</b> .....	<b>36</b>
<b>4.1. Untersuchungskollektive</b> .....	<b>36</b>
4.1.1. Probandenkollektiv .....	36
4.1.1.1. Messreihe 1a (Triggertechnik).....	37
4.1.1.2. Messreihe 2a (Sequenzprotokolloptimierung) .....	38
4.1.2. Messreihe II .....	39
4.1.2.1. Messreihe 1b (Triggertechnik).....	39
4.1.2.2. Messreihe 2b (Sequenzprotokolloptimierung) .....	40
4.1.3. In vitro Untersuchung an einem Rindersteak.....	41
4.1.4. Patientenkollektiv .....	42
<b>4.2. myokardiale MRT- Untersuchung</b> .....	<b>49</b>
4.2.1. Patientenaufklärung und allgemeine Vorbereitungen .....	49
4.2.2. Kontraindikationen zur MRT. Untersuchung .....	50
4.2.3. EKG- , puls- und atemgesteuerte Triggertechniken.....	51
4.2.4. Untersuchungsmethodik und getriggerte Sequenzen.....	56
4.2.5. Cine-MRT .....	57
4.2.6. HF- Elektronik und Spulen.....	58
4.2.7. HF- Sendespule.....	59
4.2.8. Empfangsspulen .....	59
<b>4.3. Beschreibung der statistischen Methoden</b> .....	<b>60</b>
<b>4.4. Kardio MRT - Die Kosten</b> .....	<b>60</b>
<b>5. Ergebnisse</b> .....	<b>61</b>
<b>5.1. Probandenkollektiv</b> .....	<b>61</b>
5.1.1. Probandenkollektiv 1a und 2a (Triggertechnik).....	61
<b>5.2. Probandenkollektiv II</b> .....	<b>62</b>
5.2.1. Probandenkollektiv 1b und 2b.....	62
<b>5.3. In vitro Untersuchung an einem Rindersteak</b> .....	<b>63</b>
<b>5.4. Patientenkollektive</b> .....	<b>63</b>
<b>5.5. Vergleich der Messungen prä- vs. post-OP</b> .....	<b>65</b>
<b>5.6. Gesamte Messungen aller Lokalisationen</b> .....	<b>67</b>
<b>5.7. Vergleich der 3 Gruppen</b> .....	<b>67</b>
<b>6. Diskussion</b> .....	<b>72</b>
6.1. Wertung der Ergebnisse der Probandenuntersuchung.....	72
6.2. Wertung der Ergebnisse der Patientenuntersuchung .....	74
<b>7. Ausblick</b> .....	<b>79</b>
<b>8. Zusammenfassung</b> .....	<b>80</b>
<b>9. Summary</b> .....	<b>83</b>
<b>10. Anhang</b> .....	<b>86</b>

<b>10.1. Literaturverzeichnis .....</b>	<b>86</b>
<b>10.2. Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>95</b>
<b>10.3. Danksagung .....</b>	<b>97</b>
<b>10.4. Lebenslauf .....</b>	<b>98</b>
<b>10.5. schriftliche Erklärung .....</b>	<b>100</b>

## **1. Einleitung**

Schon bald nach ihrer Entdeckung wurde die Magnetresonanztomographie (MRT) in der Diagnostik von Herz- und Gefäßkrankheiten eingesetzt, um die oft komplexe Anatomie abzubilden. Aufgrund der frei wählbaren Schnittebenen, des grossen Bildfeldes und der fehlenden Strahlenexposition bietet die MRT gegenüber anderen Schnittbildverfahren wie der Computertomographie (CT) oder der konventionellen Röntgendiagnostik oftmals Vorteile. In der postoperativen Verlaufskontrolle nach Thorakothomien ergänzt die MRT auch diagnostische Verfahren wie die Echokardiographie oder konventionelle Röntgendiagnostik - z.B. bei voroperierten Patienten mit eingeschränktem Schallfenster.

Insbesondere bei der Beurteilung z.B. des komplexen kardialen und pulmonalen Gefäßsystems mit den Pulmonalarterienästen sowie bei postoperativen retrosternale Adhäsionen ist die MRT der Echokardiographie oder der Röntgendiagnostik deutlich überlegen.

Viele postoperative Verwachsungen beeinträchtigen die kardiale Funktion oder führen bei einer Re- Operation zu nicht unerheblichen Komplikationen. Seit MR- tomographisch auch funktionelle Parameter wie Flussgeschwindigkeiten, Flussvolumina, Ventrikelfunktion und Muskelmasse sowie 3- dimensionelle Gefässdarstellungen mittels der MR- Angiographie (MRA) in vertretbarer Zeit bestimmt werden können, bietet die MRT bei richtiger Indikationsstellung auch Alternativen zu den etablierten kardiologischen Verfahren wie transthorakale und transösophageale Dopplerechokardiographie sowie zur invasiven Herzkatheteruntersuchung [54].

Bezüglich der Ventrikulometrie wird sie mittlerweile sogar von den meisten Autoren [1] als Goldstandard bewertet. Mit Zunahme der Gradientenstärken, Verbesserung der EKG-Triggerung und der Einführung neuer Techniken zur Reduzierung von Atemartefakten (z.B. Navigatortechnik) und damit einer Verkürzung der Untersuchungszeiten sowie einer Verbesserung der Bildqualität wird der Einsatz der MRT für viele Krankheitsbilder mit lebenslang notwendigen Verlaufskontrollen sicherlich weiterhin steigen.

Eine Operation am offenen Herzen ist bei vielen Patienten mit fortgeschrittener KHK oder schweren Klappenfunktionsstörungen auch heutzutage unumgänglich. Aufgrund der verlängerten Lebenserwartung auch schwerkranker Patienten und der verbesserten operativen Möglichkeiten ist die Anzahl an Re-Operationen in den letzten Dekaden deutlich gestiegen. Bei der dann durchgeführten Re-Thorakotomie und der erforderlichen Lösung der perikardialen Adhäsionen besteht die Gefahr der Verletzung des Peri- und Myokards,

bzw. der Destruierung der bereits angelegten aorto-koronaren Bypässe. Durch die resultierenden inneren Blutungen besteht eine hohe Morbidität und Sterblichkeit, wobei Duncan et al. bereits 1988 berichteten, dass es bei Re- Sternotomien mit einer 2% bis 6% - igen Wahrscheinlichkeit zu ausgedehnten Gefäßverletzungen kommen kann [4].

Aus der zunehmenden klinischen Bedeutung der Adhäsionen resultiert die Notwendigkeit neuer Verfahren, die die Adhäsion im Retrosternalraum verringern. In diesem Zusammenhang wurden in letzter Zeit neue Materialien wie bioresorbierbare und nichtresorbierbare Membranen beschrieben, die gegenüber konventionellen Materialien Vorteile bieten können [1].

Weiterhin wichtig ist die Entwicklung optimaler moderner bildgebender Verfahren wie z.B. der MRT zur exakten Beurteilung von perikardialen und retrosternalen Adhäsionen, um notwendige Re-Operationen besser planen zu können und durch optimierte und schonende Operationsverfahren das Risiko des Patienten zu minimieren.

## **2. Zielsetzung der Arbeit**

Die vorliegende Arbeit analysiert die postoperative Adhäsionsbildung. Insbesondere werden dabei folgende Fragestellungen berücksichtigt:

- Lassen sich bezüglich der postoperativen Adhäsionsbildung nach einem Jahr Unterschiede zwischen Patienten mit implantierter perikardialer Membran und einem Vergleichskollektiv ohne Membran nachweisen?
- Finden sich Unterschiede zwischen einer perikardialen bioresorbierbaren Membran (eine bioresorbierbare Karboxymethylzellulose Membran) und einer nicht-resorbierbaren Polytetrafluoroäthylen (PTFE) Membran hinsichtlich der Adhäsionsbildung?
- Ist das MRT eine geeignete Methode, die Adhäsionsbildung zu diagnostizieren?

## **3. Grundlagen**

### **3.1. Adhäsionen**

#### **3.1.1. Klinische Bedeutung der Adhäsionen**

Innerhalb weniger Tage nach einer Operation bilden sich feste Adhäsionen zwischen gegenüberliegenden Organflächen und Strukturen. Die Bildung dieser Verwachsungen können in sehr unterschiedlichem Ausmaß auftreten und sind oft die Ursache für erhebliche Beschwerden [103, 106]. Zusätzlich erschweren Adhäsionen das chirurgische Vorgehen in einer Re-Operation, was zu einer Verlängerung der Operationszeit und konsekutiv erhöhtem Operationsrisiko führt. Weiterhin führt das Lösen von Verwachsungen bei Reoperationen oft zu größeren akuten Blutungen und Organperforationen [4,104]. Seitdem es operative Eingriffe gibt, steht daher das Vermeiden von Adhäsionen im Zentrum der Diskussion. Eine Vielzahl von Substanzen, lokal oder systemisch angewendet, wurde getestet, um Adhäsionen zu vermeiden. Bis heute hat sich kein gesicherter Standard für die Sekundärprophylaxe von Adhäsionen etabliert, da die untersuchten Verfahren entweder eine nicht ausreichende Wirksamkeit oder klinisch nicht akzeptable Nebenwirkungen aufwiesen.

#### **3.1.2. Ätiologie und Pathogenese der Adhäsionen**

Die Erkenntnisse über Prozesse der Adhäsionsentstehung sind noch unvollständig. Allerdings kennt man verschiedene Faktoren, die die Entstehung von Adhäsionen beeinflussen:

Normalerweise ermöglicht eine kleine Menge an Flüssigkeit das reibungsarme Gegeneinandergleiten der Organe. In dieser Flüssigkeit befinden sich wenige Leukozyten, hauptsächlich residente Makrophagen und ein hoher Anteil Fibrinogen [112]. Durch einen chirurgischen Eingriff setzen Mastzellen Histamin frei, wodurch die Gefäßpermeabilität und die Flüssigkeitsmenge zunehmen. Weiterhin erhöht sich der Anteil an Proteinen, Leukozyten und Transmittern, wodurch Gerinnungs- und Entzündungskaskaden initiiert werden. Daraus entsteht ein typisches entzündliches Exsudat. [106, 107].

Am Tiermodell konnte gezeigt werden, dass bereits 6 Stunden nach Schädigung vermehrt polymorphkernige neutrophile Granulozyten ins Gewebe einwandern, deren Konzentration bei nicht-inflammatorischen Läsionen nach 1-2 Tagen wieder rückläufig ist. Gleichzeitig erhöht sich nach einer Gewebsläsion die Zahl einwandernder Monozyten, die sich binnen

kurzer Zeit zu Makrophagen differenzieren. Sie eliminieren Bakterien, Zellabfälle und Fibrinablagerungen. [106, 107, 108].

Fremdkörper beeinflussen die Entstehung von Adhäsionen in einem entscheidenden Anteil. Dembowski wies bereits 1889 auf die Induktion von Adhäsionen durch Fremdkörper hin [118]. 1924 erkannten bereits Payr et al, dass die Serosaschädigung durch das septische Laparotomietrauma erheblicher sei als gewöhnlich angenommen wurde, und erwähnten bereits die Läsion des Peritoneums durch Tupfer und Bauchtücher, Austrocknung, chemische und thermische Einflüsse sowie Ischämie und Fremdkörper als Faktoren der Pathogenese [114]. Im Zusammenhang mit Adhäsionen durch Fremdkörper finden sich immer wieder Granulome [122, 126].

Von entscheidender Bedeutung für die Entstehung von Adhäsionen ist die Ausbildung einer Fibrinmatrix, die auch bei einer normalen Wundheilung zu beobachten ist. Dabei entstehen anfänglich Fibrinmonomere aus Fibrinogen. Diese vereinen sich zu noch löslichen Fibrinpolymeren, die im Laufe der Zeit die unlösliche Fibrinmatrix bilden. Liegen nun zwei Seiten eines geschädigten Organs gegenüber, kommt es zur Ausbildung von Adhäsionen. Nach einem chirurgischen Eingriff oder einer Entzündung kommt es zu einer Ausschüttung von Superoxidanionen, Arachidonsäurederivaten, TNF $\alpha$ , IL1 und IL6. Dadurch erhöht sich die Konzentration der Plasminogen- Aktivator- Inhibitoren 1 und 2. Diese Enzyme bewirken, dass Proteine wie Urokinase- Plasminogen- Aktivator oder Gewebe-Plasminogen- Aktivator (tPA) daran gehindert werden, die Fibrinmatrix abzubauen [102, 108, 111, 113, 120].

Vermutlich sind es auch Makrophagen und ihre Cytokine, die Mesothelzellen am Ort des Schadens rekrutieren und somit für eine Remesothelialisierung sorgen [109, 110].

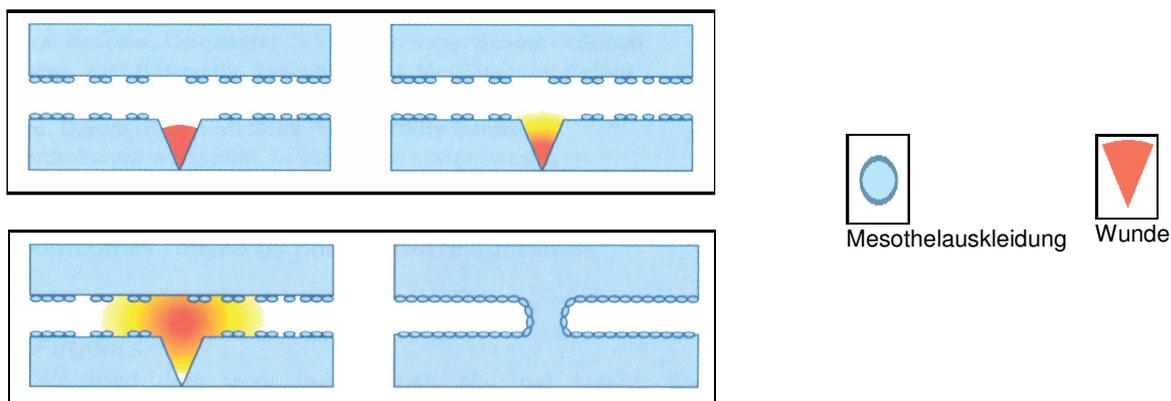
Verklebungen bzw. fibrinöse Adhäsionen, die bei ursprünglicher Lyseaktivität nur kurzzeitig vorhanden sind, unterliegen nun einer Organisation durch einwandernde Granulozyten, Monozyten und Fibroblasten. Im Weiteren (Abb. 1) kommt es zur Kapillareinsprossung und Kollagenablagerung. Makrophagen rekrutieren neue Mesothelzellen zu der geschädigten Oberfläche, was zu einer Entstehung einer irreversiblen Bindegewebsstruktur aus der zunächst noch reversiblen Adhäsion führt [103].

Adhäsionen bilden sich schnell, so dass sich in der Regel innerhalb der ersten postoperativen 5 Tage entscheidet, ob eine Adhäsion entsteht oder nicht [106]. Adhäsionen können de novo entstehen oder rezidivierend an Stellen, an denen bereits Adhäsionen gelöst wurden. Dabei können sie nicht nur im Operationsgebiet, sondern auch weiter entfernt davon entstehen [106]. Das einzig mögliche Therapieverfahren ist eine operative

Entfernung der Verwachsungen (Adhäsionolyse). Allerdings ist der Erfolg der Behandlung durch die hohe Rezidivrate nach Adhäsionolyse stark limitiert, da die Adhäsionolyse erneute Verwachsungen induzieren [106].

Untersuchungen belegen, dass bei 90 Prozent der Patienten Verwachsungen gefunden werden, an denen zuvor eine Adhäsionolyse durchgeführt wurde [106].

Adhäsionen sind hochdifferenzierte Verwachsungen, die sich zwischen Organen oder Gewebeoberflächen bilden, die normalerweise nicht miteinander verbunden sind. Im Wesentlichen bestehen sie aus Bindegewebe und sind graduell unterschiedlich vaskularisiert. Hierbei handelt es sich überwiegend um Gefäße, die zwar von Endothel ausgekleidet sind, jedoch keine Intima besitzen. Ähnlich wie das Peritoneum oder andere interstitielle Oberflächen sind Adhäsionen von Mesothelzellen überzogen. In seltenen Fällen können Adhäsionen angeboren sein, jedoch stehen sie in der überwiegenden Zahl der Fälle in direktem Zusammenhang mit peritonealen oder perikardialen Läsionen im Rahmen eines chirurgischen Eingriffs.



**Abb. 1:** Pathogenese von Adhäsionen (mod. nach Homdahl, L.: The Lancet, 1999; 353)

### **3.1.3. Ansätze der Adhäsionsprophylaxe**

Einen umfassenden Überblick über die verschiedenen Ansätze der Adhäsionsprophylaxe kann diese Arbeit nicht geben, denn diese sind so zahlreich wie phantasievoll. So reichen sie von intraperitonealer Honig-Applikation über die Einbringung von Metallfolien bis hin zur stündlichen Umlagerung der Patienten in den ersten Tagen nach der Operation [116,115]. Die multiplen, oftmals sehr divergierenden Ansätze der Adhäsionsprophylaxe geben bereits einen Anhalt der Vielschichtigkeit und Komplexität der Probleme bei der Vermeidung von

Verwachsungen. Eine herausragende Bedeutung haben dabei die Maßnahmen der Primärprophylaxe, deren Einsatz nicht nur billig, sondern auch nachweislich wirksam ist [114-117].

Zur Primärprophylaxe gehören die Erfahrung des Operateurs, wodurch unnötige Traumata, Ischämien und langen Operationszeiten vermieden werden können, wie auch der Verzicht auf pudertragende Operationshandschuhe, der Schutz vor Austrocknung und Fremdkörperkontamination jeglicher Art, sowie natürlich das Einhalten steriler Arbeitsbedingungen. Auch die sorgfältige Naht der Wunde scheint unter dem Gesichtspunkt der Adhäsionsprophylaxe einen positiven Effekt zu haben. Die Erwartungen, die man an die minimalinvasive Chirurgie bezüglich der Minimierung von Adhäsionen gestellt hat, konnten bisher jedoch nicht hinreichend erfüllt werden. Einer Umfrage aus dem Jahr 1994 zufolge setzten lediglich 6% der deutschen Kliniken eine Routineprophylaxe mit vorwiegend Ringer- oder NaCl - Lösung ein. Bei der Behandlung des Adhäsionsileus sind es bereits 17 % der deutschen Kliniken, die eine Rezidivprophylaxe durchführen. Hierbei werden in 33% der Fälle Taurolidin, in 23% Elektrolytlösungen, in 14 % Dextran, in 13 % Aprotinin und in 8% der Fälle Peristaltika verwendet [117]. In der Gynäkologie ist momentan neben oxidiertes regeneriertes Zellulose (Interceed<sup>®</sup>) vermehrt resorbierbares Gewebe aus Hyaluronsäure und Carboxymethyl-Cellulose (Seprafilm<sup>®</sup>) im Einsatz. Während Seprafilm<sup>®</sup> auch klinisch als wirksam gelten kann, ist die Datenlage zu Interceed<sup>®</sup> noch nicht eindeutig. Der Nachteil dieser recht teuren Gewebe ist, dass sie nur kleine Regionen abdecken können. Das seit einiger Zeit eingesetzte Intergel<sup>®</sup>, ein Eisenhyaluronat-Gel, scheint sich ebenfalls in tierexperimentellen wie in klinischen Studien behaupten zu können [115].

### **3.1.4. myokardialer Adhäsionsschutz**

Um Adhäsionen zu vermeiden und eine Rekonstruktionen von Perikard und von umliegendem Gewebe - insbesondere der Thoraxhinterwand - zu gewährleisten, können unmittelbar nach Verschließen der Mediastinalhöhle zwei verschiedene Membranen implantiert werden. Die Membranen werden dabei überlappend über der defekten Stelle am Perikard angebracht und zurechtgeschnitten.

### **3.1.4.1. unresorbierbarer kardiovaskulärer Adhäsionsschutz**

Der nicht resorbierbare Adhäsionsschutz oder auch „Pericardiale Membrane“ dient zur Rekonstruktion oder zum Ersatz des Perikards. Solche Goretex–Membranen sind ca. 6 x 12 cm groß und steril verpackt. Bei dem Umgang mit einer Membran muss ausschließlich steril und mit atraumatischen Instrumenten gearbeitet werden. Optimale Ergebnisse lassen sich durch korrektes Zuschneiden der Membran mit Abdeckung des gesamten Defektbereiches erzielen. Wird die ca. 0,1 mm dicke Membran zu knapp zugeschnitten, kann es zu Spannungen am Perikard sowie zur Beeinträchtigung der Pumpfunktion kommen. Ist der Zuschnitt größer als der Gewebedefekt, kann dies zur übermäßigen Faltenbildung mit konsekutiven Gewebearhaftungen kommen. Zum Anbringen der nicht resorbierbaren Membran sollte nicht resorbierbares Nahtmaterial verwendet werden. Die besten Ergebnisse lassen sich dabei mit monofilem Nahtmaterial erzielen. Die Membran wird der Größe des zu rekonstruierenden Defektes aufgelegt und fixiert, wobei insbesondere die Arteria mammaria interna umhüllt wird. Ein zu straffer Sitz kann zur Einengung des Gefäßes führen. Zu den unerwünschten Wirkungen und Kontraindikationen bei der Implantation der Goretexmembran und der Rekonstruktion des Perikards können unter anderem Infektionen, Adhäsionen, Gewebearhaftungen an der Naht, fibröse Reaktionen, Gewebseinkapselungen, Perikardtamponaden und Aneurysmabildungen zählen. Die Membran ist nicht geeignet zur Rekonstruktion von kardiovaskulären Defekten.

### **3.1.4.1. bioresorbierbarer kardiovaskulärer Adhäsionsschutz**

Die resorbierbaren oder auch bioresorbierbaren „CV Seprafilm Cardiovascular“ Membrane sind ebenfalls ein steriler Adhäsionsschutz. Sie bestehen aus einem lichtdurchlässigen Film aus USP– Glycerin und zwei chemisch modifizierten anionaktiven Polysacchariden, dem Natriumhyaluronat und der Carboxymethylzellulose. Der USP – Glycerinzusatz bewirkt die hohe Flexibilität der Membran. Die bioresorbierbare Membran kann als zeitweilige adhäsionsvermindernde Trennschicht an Stellen aufgelegt werden, wo unerwünschtes Zusammenwachsen von Gewebe- und Organstrukturen in der Mediastinalhöhle vermieden werden soll. Die Membran ist im Gegensatz zur nichtresorbierbaren nicht sterilisierbar und somit für den einmaligen Gebrauch vorgesehen. Wie bei den meisten chirurgischen Hilfsmitteln sind Fremdkörperreaktionen nicht ausgeschlossen. Die bioresorbierbare Membran ist 13 x 15 x 0,1 cm groß und auf einem Film aufgeklebt. Sie darf nur mit einem dafür

vorgesehenen Instrument zugeschnitten und gehalten werden, da sie sonst in den Händen schmilzt. Der CV - Seprafilm ist ein bioresorptionsfähiger Adhäsionsschutzfilm, der innerhalb einer Woche resorbiert und in weniger als 30 Tagen ausgeschieden wird.

### **3.1.5. Vorbereitung vor der Implantation der Membran**

Die beiden Adhäsionsschutzfilme sind in einem Halter in einer Plastikhülle eingepackt und in einem äußeren verschweißten Folienbeutel verpackt. Der Inhalt des Beutels ist durch Gammastrahlung zwischen 25 – 40 kGy sterilisiert. Der Folienbeutel wird geöffnet und die Kunststoffhülle wird auf ein steriles Feld fallen gelassen. Vorsichtig wird der Halter aus der Kunsthoffhülle herausgenommen und der Film vor der Anwendung trocken im Halter belassen. Der Film wird dann in der Halterung auf die gewünschte Größe zugeschnitten.

### **3.1.6. Anbringung der Membran**

Die Membran ist unmittelbar vor dem Verschluss der Mediastinalhöhle anzubringen. Dabei muss sichergestellt sein, dass das Operationsgebiet trocken ist. Der Adhäsionsschutz muss dann mit trockenen Instrumenten oder sterilen Handschuhen angefasst werden. Bis unmittelbar zur Anbringungsstelle muss ein Kontakt mit dem umliegenden Gewebe vermieden werden. Erfolgt jedoch ein versehentlicher Kontakt, lässt sich der Film durch Anwendung einer Spüllösung vorsichtig ablösen. Der Film muss dann allseitig bis zu 8 cm über dem direkten Eingrifftrand hinaus anliegen, um eine gute Abdeckung sicherzustellen. Der freigelegte Film wird an der gewünschten Gewebe- oder Organfläche durch leichtes Andrücken unter Abziehen des Halters zum Anhaften gebracht, ohne dass eine Annäherung erfolgt. Bei Bedarf kann der Film leicht mit Spüllösung angefeuchtet werden, wodurch eine Anformung an das Gewebe erreicht wird. In Tierexperimenten wurden bei Tieren bis zu 10 Membrane pro 70 kg Körpergewicht implantiert und als unschädlich befunden. Klinische Studien wurden bis dato mit CV Seprafim nicht durchgeführt. Mit dessen Vorläuferprodukten wie HA / CMC ohne Glycerin wurden jedoch in kontrollierten klinischen Studien bis zu vier Membrane in Mediastinal-, Bauch- und Beckenhöhle verwendet. Die Mediastinalhöhle wird nach üblichen chirurgischen Verfahren verschlossen.

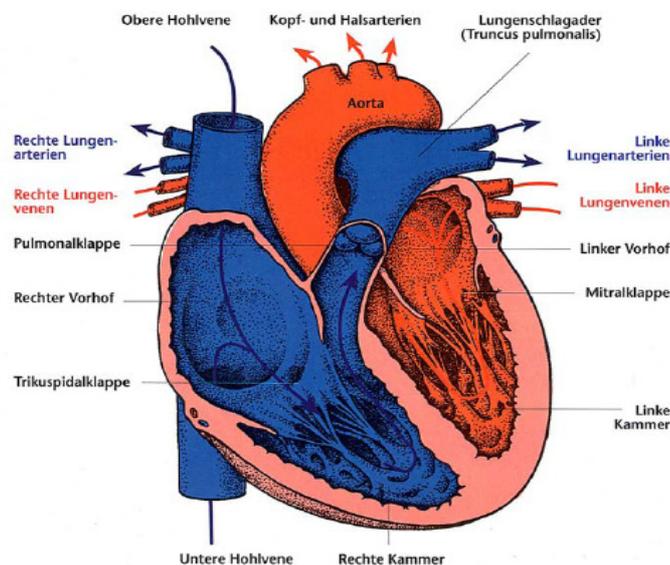
### **3.2. Makroskopische und topographische Anatomie des Herzens**

Das Herz ist faustgroß, abgerundet und zeigt apikal nach unten und etwas nach links vorne. Es ist in der Regel leicht nach links versetzt hinter dem Sternum lokalisiert und vollständig vom Perikard eingehüllt.

Das Mediastinum ist eine senkrechte Trennwand aus Bindegewebe und trennt die beiden Pleurahöhlen voneinander. Es liegt in der Medianebene und reicht vom Diaphragma bis zum Hals. An beiden Seiten wird es von der Pleura überzogen, die in diesem Abschnitt Pleura mediastinalis genannt wird. In das lockere Bindegewebe des Mediastinums sind alle Thoraxorgane mit Ausnahme der Lunge eingebettet. Es enthält das Myokard mit Perikard, die vom Herz abgehenden Blutgefäße, den thorakalen Teil der Trachea, den Beginn der Hauptbronchien, den thorakalen Teil des Oesophagus, sowie den Lymphknoten und die Nerven.

Das Gewicht des Herzens beträgt mit 300 bis 350 Gramm ca. 0,5% des gesamten Körpergewichts. Bei chronischer Belastung kommt es zu einer linksventrikulären Hypertrophie, die ab ca. 500 Gramm, dem so genannten kritischen Herzgewicht, mit einer Erhöhung des Risikos einer Sauerstoffmangelversorgung einhergeht. Die innerste Schicht des Herzbeutels (Pericardium serosum) schlägt am Abgang der großen Blutgefäße in das Epikard um, das dem Herzen direkt aufliegt. Zwischen Perikard und Epikard liegt ein mit 10-20 mL Flüssigkeit gefüllter kapillarer Spaltraum, der reibungsarme Verschiebungen des Myokards im Herzbeutel ermöglicht. Unter dem Epikard befindet sich die Tela subepicardiaca, in der die Coronarien eingebettet sind. Das Myokard besteht aus spezialisiertem Muskelgewebe, das nur im Herzen vorkommt. Die Innenräume werden vom Endokard ausgekleidet, das auch die Herzklappen umgibt. Das Blut kann in den Herzräumen nur in eine Richtung fließen, da sich zwischen den Vorhöfen und Kammern und den sich an die Kammern anschließenden Gefäßen Herzklappen befinden, die eine Ventilfunktion haben. In den rechten Vorhof münden die Vena cava superior et inferior. Sie führen venöses Blut aus dem großen Kreislauf dem Herzen zu. Zwischen rechtem Vorhof und rechter Kammer befindet sich die Trikuspidalklappe, die bei der Systole wie ein Ventil einen Rückstrom des Blutes in den Vorhof verhindert. Sie besitzt drei Anteile, die wie Segel über Sehnenfäden an der Kammermuskulatur befestigt sind (daher auch „Segelklappe“). Über den Truncus pulmonalis verlassen die beiden Pulmonalarterien die rechte Kammer. Auch zwischen rechter Kammer und den Pulmonalarterien befindet sich eine Herzklappe, die Pulmonalklappe. Diese Art der Klappen wird wegen ihrer Form auch Taschenklappe

genannt. Die Pulmonalarterien führen das venöse Blut dem Lungenkreislauf zu. Meist vier Pulmonalvenen transportieren arterielles Blut aus dem Pulmonalkreislauf in den linken Vorhof. Von hier aus gelangt es über eine weitere Segelklappe, der Mitralklappe, zur linken Kammer. Der Ausstrom führt über die Aortenklappe in die Aorta, die wie die Pulmonalarterien eine Taschenklappe besitzt. Während eines Herzzyklus füllen sich zunächst die Vorhöfe, während gleichzeitig die Kammern das Blut in die Arterien auswerfen. Wenn sich die Kammermuskulatur entspannt, öffnen sich die Segelklappen durch den Druckabfall in der Kammer, wodurch das Blut aus den Vorhöfen hereinfließen kann.



**Abb. 2:** Schematische Darstellung der großen Herz-Gefäße und Herzklappen mit Flussrichtung

Unterstützt wird dieser Vorgang durch die Vorhofsystole, der die Kammersystole folgt. Hierbei kontrahiert die Kammermuskulatur mit konsekutivem Druckanstieg. Die Segelklappen schließen sich und das Blut kann nur durch die nun geöffnete Aortenklappe ausströmen. Ein Rückfluss des Blutes aus den Arterien während der Diastole wird durch den Schluss der Aortenklappe verhindert. Alle vier Klappen des Herzens befinden sich in der Ventilebene und sind gemeinsam an einer Bindegewebsplatte, dem Herzskelett, aufgehängt. Im Mediastinum grenzen, getrennt durch pleura parietale et viszerale, die linke und rechte Lunge an das Herz. Nach unten sitzt das Herz dem Diaphragma auf, das mit dem Perikard verwachsen ist. Oberhalb teilt sich die Trachea in die beiden Hauptbronchien, deren linker vom Aortenbogen überquert wird. Hinter dem linken Vorhof liegt in direktem

Kontakt der Ösophagus. Vor dem Herzen befindet sich das Sternum, im oberen Bereich liegt es vor den abgehenden großen Gefäßen. Zwischen Sternum und Herz liegt der Thymus. Das Herz liegt direkt hinter der vorderen Leibeswand in Höhe der zweiten bis vierten Rippe. Die Herzbasis reicht nach rechts etwa 2cm über den rechten Brustbeinrand hinaus, während die Herzspitze in Höhe der linken Medioclavicularlinie liegt. Aus dem Anfangsteil der Aorta entspringen die Koronararterien. Das venöse Blut aus dem Herzmuskel wird durch die Koronarvenen in den Sinus coronarius geleitet, der direkt in den rechten Vorhof mündet.

### **3.3. Magnetresonanztomographie**

#### **3.3.1. Geschichte der Magnetresonanztomographie**

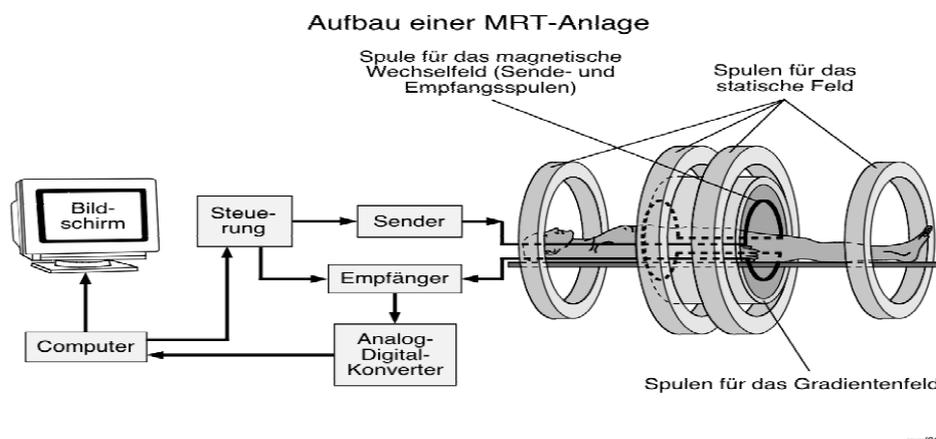
Die MR-Tomographie (Magnet Resonanz Tomographie) oder NMR (=nuclear magnetic resonance) (auch MRI= magnetic resonance imaging) wird auch häufig Kernspintomographie genannt, ist ein modernes diagnostisches Verfahren, welches zur Erzeugung von Schnittbildern in der Medizin eingesetzt wird. Es gilt als fester Bestandteil der Diagnostik und nicht zuletzt an den Fortschritten der in der Medizin mitbeteiligt. In den letzten Jahren hat sich die MRT rasant entwickelt und gehört mittlerweile zu den etablierten diagnostischen Verfahren mit breitem Anwendungsspektrum. Schon am Anfang des 19. Jahrhunderts wurden mathematische Grundlagen für die Kernspintomographie bekannt. Ohne Hilfe der Fourier- Transformation, die von Jean - Baptiste Fourier (1768-1830) beschrieben wurde, wäre die Errechnung von MRT-Bildern nicht möglich. Seinerzeit war Fourier einer der bedeutendsten Mathematiker und enger Vertrauter von Napoleon Bonaparte. Die Entstehung von Magnetfeldern und deren Wirkung wurde dann 1900 von Nikola Tesla weiter erforscht, der außerdem das Radio und den Wechselstrom entwickelte. Die heutige international verwendete Einheit für die Stärke eines Magnetfeldes ist nach ihm benannt. Die Grundlage für die MRT wurde schließlich von Felix Bloch und Edward Purcell 1946 erarbeitet [18, 19]. Sie erkannten unabhängig voneinander, dass bestimmte Atomkerne in einem externen Magnetfeld in der Lage sind, hochfrequente Radiowellen zu absorbieren. Erste Anwendung für die Kernresonanz war die MR – Spektroskopie, die sich als analytische Methode in den 50er und 60er Jahren etabliert hat. Die Voraussetzung hierfür ist, dass die Frequenz der eingestrahlten Hochfrequenz (HF)-Pulse mit der Eigenfrequenz der Atomkerne, der sog. Larmorfrequenz ( $f_0$ ) übereinstimmt. Hierfür erhielten

Bloch und Purcell 1952 den Nobelpreis für Physik [18, 19]. In den 70er Jahren wurde das Anwendungsspektrum der MRT-Technik erstmalig auf die Humanmedizin ausgeweitet. Durch in-vitro-Versuche konnte Reymond Damadian [21] feststellen, dass sich die Relaxationszeiten von malignen Tumoren und normalem Gewebe unterscheiden. Damadian maß mit seiner sog. „FONAR“ Technik eine eindimensionale Relaxationszeit in unterschiedlichen Geweben. Eine erste ortsauflösende Abbildung eines flüssigkeitsgefüllten Modells wurde in der Zeitschrift „Nature“ von Paul Lauterbur veröffentlicht (1973) [20]. Im Jahre 1974 konnte eine erste Abbildung eines Tumors an einem Tier präsentiert werden [21]. 1977 dann gelang es durch Darstellung eines Thoraxquerschnittes erste MRT Bilder des menschlichen Körpers anzufertigen [52]. Die Auflösung war jedoch noch zu schlecht, um sie diagnostisch verwenden zu können. Die Aufnahmezeiten betragen mehrere Stunden. Erst durch die Auslesung ganzer Bildzeilen statt eines einzigen Bildpunktes konnte man die Aufnahmezeit erheblich verkürzen. Ab 1983 nahm die MRT Einzug in die medizinische Diagnostik [23, 24]. Sie wurde für die Untersuchung von morphologischen Veränderungen des ZNS und der Wirbelsäule und später für viele andere Organsysteme eingesetzt [21]. Die MRT spielte zunächst in der kardiovaskulären Diagnostik eine untergeordnete Rolle. Mit der Zeit erkannte man jedoch die Vorteil der Kernspintomographie: Im Gegensatz zur Computertomographie (CT) oder der konventionelle Röntgendiagnostik wird keine schädigende Röntgenstrahlung verwendet, sondern mit Magnetfeldern gearbeitet. Die MRT liegt weiterhin im deutlich höheren Weichteilkontrast im Vergleich zur CT. Die Bilder können in allen Schichtorientierungen angefertigt werden. Die Bildqualität wird durch die hohe Knochendichte nicht beeinträchtigt. Bereits Ende der achtziger Jahre führte die Schering AG ein durch Dr. Weinmann entwickeltes MRT Kontrastmittel (Gd-DTPA oder Magnevist®) auf dem freien Markt ein, dessen Verträglichkeit besser war als die der jodhaltigen Kontrastmittel. Bald wurde die Magnet-Resonanztomographie zunächst in Studien in der Mamma- Diagnostik angewandt. In den späten 80er Jahren wurde die MRT zu Darstellung von thorakalen Organen und Gefäßanomalien erfolgreich eingesetzt [25-29].

### **3.3.2. Aufbau eines Kernspintomographen**

Die MRT gehört zu den kompliziertesten und teuersten Geräten in der Medizin. Es besteht aus Magnetsystem, Gradientensystem, Hochfrequenzsender und –empfänger sowie einem Computersystem mit Bildspeicher und einer Bedien- und Auswerteeinheit. Es werden

unterschiedliche Magnet- und Hochfrequenzfelder benutzt, wobei das magnetische Grundfeld, das durch stromdurchflossene Spulen erzeugt wird, zur Ausrichtung der Atomkerne eingesetzt wird. Die Gradientenfelder sind in Richtung der drei Raumachsen angeordnet. Das Hochfrequenzfeld besteht aus Radiowellen und dient zur Anregung der Kerne, und zum Empfang der von den Kernen ausgesendeten Signale. Für eine Feldstärke von über 0,5 Tesla werden supraleitende Magnete benutzt, deren Leitfähigkeit durch Kühlung bis  $-269^{\circ}\text{C}$  keinen elektrischen Widerstand besitzen. Sie benötigen daher keinen Strom, verbrauchen jedoch ständig Helium als Kühlmittel.



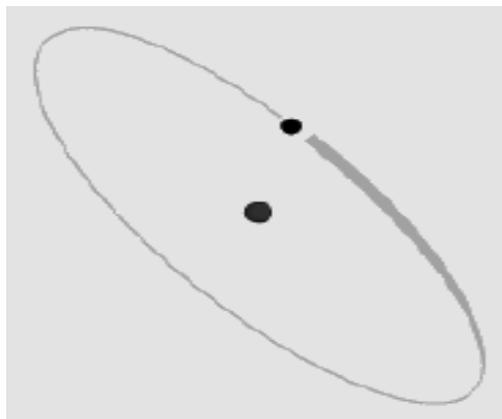
**Abb. 3:** Aufbau einer MRT-Anlage

### **3.3.3. physikalische Grundlagen**

Grundsätzlich basiert die kardiale MRT auf denselben physikalischen Grundlagen wie andere MR-Techniken [52]. Für die Untersuchung wird ein Patient einem statischen Magnetfeld ausgesetzt, so dass sich die Protonenspins im Körper ausrichten. Diese Spins können durch einen Hochfrequenzimpuls angeregt werden, wodurch Signale mittels spezieller Empfangsspulen aufgenommen werden können. Die empfangenen Signale werden durch zahlreiche Faktoren, insbesondere durch die beiden Relaxationszeiten ( $T_1$  und  $T_2$ ) und die Protonendichte, aber auch durch Fluss und Bewegung, Veränderungen der Suszeptibilität, molekulare Diffusion und dem Magnetisierungstransfer beeinflusst [50]. Der zeitliche Verlauf zwischen dem Anregungsimpuls und den Gradientenschaltungen bestimmt den Bildkontrast.

### **3.3.3.1. atomare Strukturen**

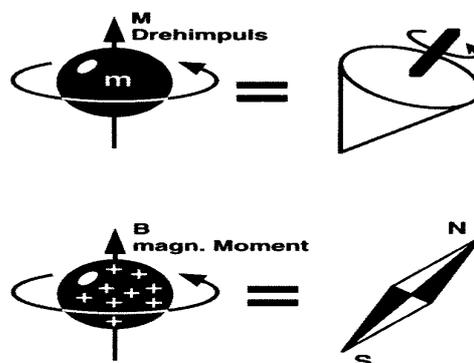
Der menschliche Körper besteht zu 70 % aus Wasser, wobei die Wassermoleküle die Grundlage der Bildgebung der Magnetresonanztomographie sind. Wasserstoff dient als signalgebendes Element. Paramagnetische Atomkerne, deren Kerne mit einer ungeraden Anzahl an Protonen bestückt sind, besitzen einen Drehimpuls, dem so genannten Kernspin. Wasserstoffatome besitzen als Kern nur ein positiv geladenes Proton. Um dieses Proton kreist ein Elektron in der Hülle, welches negativ geladen ist.



**Abb. 4:** Schematische Darstellung eines Wasserstoffatoms

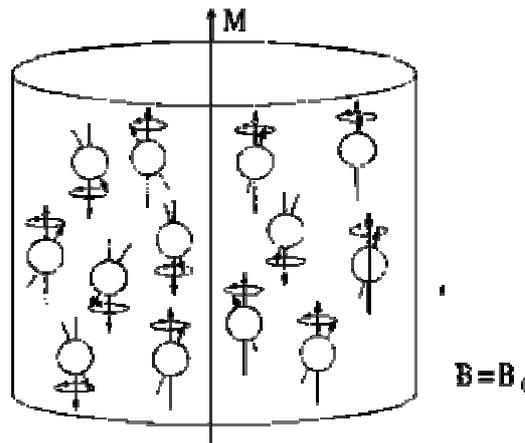
### **3.3.3.2. Nettomagnetisierung**

Aufgrund ihrer elektrischen Ladung sind Kerne mit magnetischen Nadeln vergleichbar, die ungerichtet in der Materie verteilt sind. Das Proton besitzt außerdem noch den Spin (engl. „to spin“ = sich drehen), was eine Grundeigenschaft der Elementarteilchen ist. Ein Spin ist vergleichbar mit einem Kreisel, der sich um sich selber dreht (Abb. 5.).



**Abb. 5:** Schematische Darstellung der Wasserstoffatome als kleine Magnete

Das Proton verhält sich wie ein kleiner Magnet, wodurch ein magnetisches Moment entlang der Rotationsachse des Atoms entsteht, welches von Magnetfeldern und elektromagnetischen Wellen beeinflusst wird. Im feldfreien Raum ist die Ausrichtung der Wasserstoffatome nach dem Zufallsprinzip verteilt und ungerichtet (Abb. 6).



**Abb. 6:** ungeordnete Verteilung der Kernspinnenausrichtung

Werden nun diese ungeordneten Protonen in ein starkes statisches Magnetfeld gebracht, richten sie sich nach diesem aus. Die Ausrichtung geschieht dann in paralleler und antiparalleler Richtung. Das Verhältnis der Ausrichtung hängt von der Temperatur und der Magnetfeldstärke ab. Wie auch der Magnet in einem elektrischen Generator, so erzeugt die Bewegung in der Empfangsspule ein Signal, welches von außen sichtbar ist. Eine wichtige Eigenschaft des Spins ist dessen immer gleichbleibende Bewegung, die weder abgebremst noch beschleunigt werden kann. Wenn man die Kerne in ein äußeres stabiles Magnetfeld bringt, tritt das Magnetfeld der Kerne mit diesem in Wechselwirkung. Durch ein äußeres Magnetfeld werden die Spins, ähnlich wie Kompassnadeln, entlang des Feldes parallel oder antiparallel ausgerichtet. Die parallele Richtung erscheint energetisch günstiger und tritt deshalb auch öfter auf (Abb.6). Nach und nach richten sich alle Spins entlang des Magnetfeldes aus und geben dabei Energie an die Umgebung ab. Die Energiedifferenz zwischen beiden Richtungen errechnet sich durch folgende Gleichung:

$$p = e^{-mB/k_B T}$$

$e$  = Konstante (2.7183),  $k$  = Boltzmannkonstante,  $m$  = magnetischer Moment,  $T$  = absolute Temperatur,  $P = N$  antiparallel  $\div$   $N$  parallel,  $B$  = Magnetfeldstärke

Je nachdem, ob ein niedriger oder hoher Energiezustand erreicht wird, wird beim Übergang zwischen den Energieniveaus Energie emittiert oder absorbiert.

### **3.3.3.3. Präzisionsbewegung und Lamorfrequenz**

Die Spins üben sogenannte Präzisionsbewegungen aus. Dies sind Ausweichbewegungen, diese entstehen, wenn das äußere Magnetfeld versucht, die Rotationsachse der Spins zu verändern (Abb.7.). Die Präzisionsbewegung erfolgt mit einer charakteristischen Frequenz, die proportional zur Stärke des Magnetfeldes ist und als Lamorfrequenz bezeichnet wird. Die Lamor (Präzisions) -frequenz ist proportional zur Stärke des Magnetfeldes  $B_0$  und kann durch die folgende Gleichung berechnet werden:

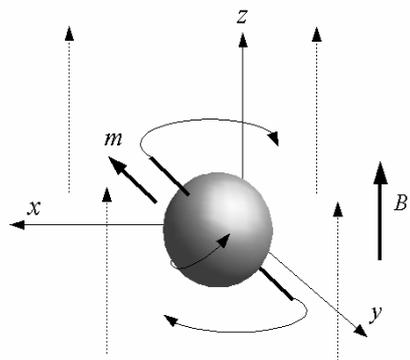
$$f_0 = \gamma \times B_0$$

$f$ .....Resonanz – oder Lamorfrequenz in Megahertz [MHz]

$\gamma$ ..das sog. Gyromagnetische Verhältnis (Konstante)

$B_0$ ...die Stärke des Magnetfeldes in Tesla

Hieraus resultiert, dass die Resonanzfrequenz linear ansteigt, wenn die Feldstärke des externen Magnetfeldes erhöht wird. Protonen haben bei 0,5 T 21 MHz, bei 1,0 T 42 MHz und bei 1,5 Tesla eine Lamorfrequenz von 63,9 MHz. Im Vergleich hierzu beträgt die Lamorfrequenz nur 1 kHz im Erdmagnetfeld. Die Erde besitzt auch ein Magnetfeld, wodurch man zu der Annahme gelangt, dass die Spins sich bereits im Erdmagnetfeld ausrichten. Hierbei ist jedoch die Längsmagnetisierung gering.



**Abb. 7:** Präzisionsbewegung des magnetischen Moments innerhalb des Grundmagnetfeldes  $B_0$

Das Magnetfeld eines Kernspintomographen ist 60.000 mal stärker als das der Erde und somit ist auch die Längsmagnetisierung vielfach größer. Dies ist sehr wichtig, um das MR - Signal zu messen, denn nur eine genügend große Magnetisierung ermöglicht diese Messung. Bringt man nun durch elektromagnetische Wellen Energie in das stabile Spin-System, so muss die Frequenz der Energie mit der Lamorfrequenz übereinstimmen.

In einem starken Radiosender werden somit so genannte Resonanzbedingungen erzeugt. Auf das zu untersuchende Objekt wird die Energie dann durch eine Antennenspule eingestrahlt. Durch die zugeführte Energie wird das System „angeregt“ und die Spins kippen mehr und mehr aus der Z-Richtung heraus. Während die Protonen im Falle von magnetischer Resonanz die eingebrachte Energie eines Hochfrequenz (HF)- Impulses absorbieren ist es möglich, sie in  $90^\circ$  auszulenken ( $90^\circ$ -Impuls) [30, 31, 32]. Alle Spins werden aus der Magnetisierung in MZ- Richtung in die XY- Ebene (s. Abb. 7) umgeklappt. Das Magnetfeld  $B_0$  wirkt jedoch weiter auf die Spins und „versucht“ sie wieder in Z-Richtung zurückzubewegen. Die Spins drehen sich dadurch in der XY- Ebene und mit ihnen richtet sich auch der magnetische Summenvektor aus, d.h. die Spins beginnen wiederum um die Z-Achse zu präzidieren. Die Bewegung des Summenvektors aller Wasserstoffatome, der nun in XY-Richtung liegt, erzeugt eine elektrische Wechselspannung in der Empfangsspule. Die Frequenz entspricht der Lamorfrequenz, wodurch ein MR- Signal entsteht, das mit empfindlichen Verstärkern und Computern für die Bildgebung weiterverarbeitet wird.

#### **3.3.3.4. Selektive Schichtwahl und Fourier-Transformation**

Bei einem absolut homogenen Magnetfeld würde man keine räumliche Information aus den Kernresonanzsignalen erhalten, da alle Protonen das gleiche Magnetfeld erfahren und durch HF – Impulse mit gleicher Frequenz angeregt werden. Daher versucht man die Stärke des Magnetfeldes räumlich zu verändern. Will man Schichtbilder erzeugen, so muss man in einem sogenannten Schichtwahlgradienten die in der gewünschten Schicht befindlichen Protonen anregen. Es besteht eine große Variationsmöglichkeit, um die Untersuchungsparameter für das gewünschte Organ einzustellen. Der Schichtwahlgradient bei der MR – Untersuchung richtet die Protonen so aus, dass sie in der vorgewählten Schicht die gleiche Schwingungsamplitude haben. Als zweiten Schritt wird orthograd der verlaufenden Achse des Schichtwahlgradienten ein Auslesegradient angelegt. Eine solche

selektive Anregung durch einen HF – Impuls mit einer einzigen scharfen Frequenz ergäbe jedoch eine unendlich dünne Schicht ohne jegliche Schichtdicke. Daher muss der angeregte HF – Impuls um seine Mittelfrequenz  $\Omega$  herum eine bestimmte Bandbreite von Nachbarfrequenzen  $\Delta\Omega$  besitzen, um die Protonen in einer gewünschten Schichtdicke anzuregen. Je nachdem, welcher Gradient (in x-, y- oder z- Richtung) bei der Anregung eingeschaltet wird, kann man Schichten mit beliebigen Orientierungen definieren. Die maximale Anzahl der Schichten hängt von der Repetitionszeit TR ab, die je nach gewünschtem Kontrast bis zu 2 oder 3 Sekunden betragen kann. Dies lässt genügend Zeit, um 20 – 30 Schichten zu messen.

### **3.3.4. Grundlagen der Kernresonanzmessung**

#### **3.3.4.1. Relaxation**

Unmittelbar nach der Anregung der Spins, also nach dem Abschalten der Hochfrequenzstrahlung, kreisen diese nun alle in der XY- Ebene. Das MR- Signal entsteht durch die kreisenden Spins. Der stabile Ausgangszustand wird durch die T1- (Spin-Gitter), respektive T2- (Spin- Spin) Relaxation wieder erreicht, wodurch das MR- Signal abnimmt. Die Grundlage hierfür beruht auf dem 2. Gesetz der Thermodynamik, nach dem alle physikalischen Systeme das Bestreben haben, in den Zustand des niedrigsten Energieniveaus zurückzukehren. So haben auch die Protonen das Bestreben, in einen energieärmeren Zustand zu gelangen. Nach Anregung der Atomkerne kehren diese unter Emission von Energie in Form von Radiowellen an ihren Ausgangspunkt zurück. Die Vorgänge dieses Energieverlustes an die Umgebung oder durch Wechselwirkung mit anderen Atomen werden als Relaxationsprozesse bezeichnet. [22, 30, 31]

#### **3.3.4.2. Kernrelaxation im biologischen Gewebe**

Die Geschwindigkeit der Relaxationsprozesse in vitalem Gewebe ist abhängig von der Interaktion der einzelnen Atomkerne untereinander und der Interaktion mit ihrer unmittelbaren Umgebung. Die Relaxationsprozesse werden von mehreren Faktoren unterschiedlich stark beeinflusst. Die T1- und T2- Zeiten können von der Dichte, dem molekularen Aufbau und der Beweglichkeit, der Gewebeviskosität und von der Temperatur abhängig sein. Bei abnehmender Viskosität steigt die Querrelaxationszeit T2, jedoch bei

niedriger Viskosität kann die Longitudinalrelaxationszeit T1 wieder kürzer werden. Dies zeigt sich in ähnlicher Weise bei Proteinlösungen.

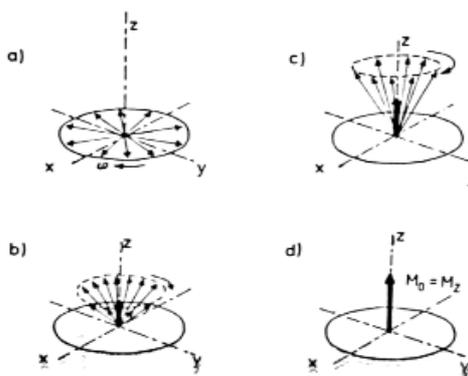
**Tab. 1:** Gewebe- Signalintensitäten in T1- oder T2- Kontrast

Gewebe	T1- gewichtet	T2-gewichtet
Bänder, Sehnen	keine	keine
Muskel	mittel	mittel
Flüssigkeiten	niedrig	hoch
Fett	hoch	mittel
Kortikalis	keine	keine
hyaliner Knorpel	mittel	mittel

Dort werden T1 und T2 in empfindlicher Weise von der Proteinkonzentration beeinflusst. Kleinere Moleküle wirken gewöhnlicherweise mehr verkürzend auf die Relaxationszeit als größere Moleküle (Tab. 1) [30,31]. Fast alle zu untersuchenden Gewebe werden durch T1- und T2- Relaxationszeiten charakterisiert. Die Relaxationszeiten bestimmen die Geschwindigkeit des abklingenden Signals im Gewebe und wirken durch Umwandlung in ein Bild kontrastgebend. Es gilt generell, dass bei kurzer T1- Relaxationszeit in T1- gewichteten Bildern die Bilder heller dargestellt sind als solche mit längeren Zeiten. Substanzen mit einer langen T2- Relaxationszeit in T2- gewichteten Bildern werden heller dargestellt als solche mit einer kürzeren. Die Bilder erreichen aber selten einen reinen T1- oder T2- Kontrast.

### 3.3.4.3. T1-Relaxation bzw. longitudinale Relaxation

Die Magnetisierung in XY- Ebene nimmt mit der Zeit ab, so dass alle angeregten Spins in die Z-Richtung zurückkippen, was eine Abnahme des MR- Signals bewirkt.



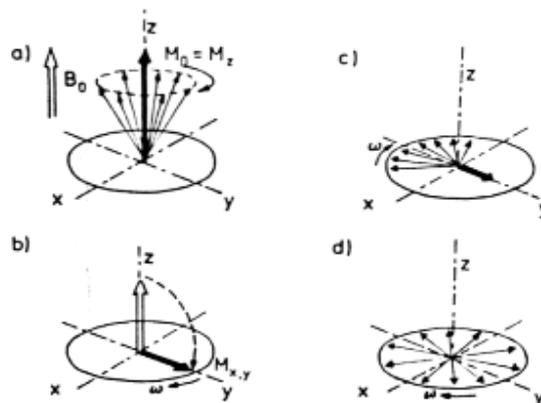
**Abb. 8 a-d:** T<sub>1</sub>-Relaxationszeit: Rückkehr der Spins in den Ausgangszustand = Zunahme der Längsmagnetisierung  $M_z$

Als longitudinale Relaxation wird nun die Tatsache bezeichnet, dass sich die Protonen wieder in der ursprünglichen Längsrichtung ausrichten und der Magnetvektor nun wieder in Z-Richtung projiziert wird (Abb. 8. a-d).

Die Längsmagnetisierung  $M_z$  baut sich langsam wieder auf, wobei hier wiederum Energie an die Umgebung abgegeben wird. T1 ist die Zeitkonstante dieses Vorgangs, die für Gewebe von 1,5 Tesla bei etwa einer halben bis mehreren Stunden liegt und von der Stärke des äußeren Magnetfeldes  $B_0$  abhängig ist.

### **3.3.4.4. T2- Relaxation bzw. transversale Relaxation**

Unmittelbar nach der Anregung sind alle Spins phasenkohärent, d.h. alle Protonen haben eine synchrone Präzision und kein Spin ist einem anderen um eine bestimmte Gradzahl in der Drehbewegung voraus (Abb. 9. a-d).



**Abb. 9 a-d:** T2- Relaxation bzw. transversale Relaxation

Hat im Vergleich hierzu ein Spin A gegenüber einem Spin B eine Phase von  $10^\circ$ , so bedeutet dies, dass Spin A Spin B in der Drehbewegung um  $10^\circ$  voraus ist. So sind alle Spins nach Anregung durch den HF-Impuls zunächst „in Phase“. Die transversale Relaxation beschreibt nun den Verlust an der transversalen Magnetisierung durch außer Phase geratene Spins. Da die Spins als Miniaturmagnete wirken, beeinflussen sie ständig die Magnetfelder benachbarter Spins. Die lokalen Magnetfeldveränderungen sind teils stärker und teils schwächer ausgeprägt. Dies bedeutet, dass jeder Spin entsprechend unterschiedlich präzidiert, nämlich manchmal schneller und manchmal langsamer. Die Spins geraten nach und nach „außer Phase“, was einen Verlust der Phasenkohärenz bewirkt. Die transversale Magnetisierung wird immer kleiner, da sich Magnetvektoren nun

nicht mehr addieren, sondern sich gegenseitig aufheben. Mit dem Kleinerwerden der transversalen Magnetisierung wird auch das MR-Signal immer kleiner und verschwindet schließlich. Die Spins interagieren und tauschen dabei Energie aus, welche nicht an die Umgebung abgegeben wird.

Diese Wechselwirkung wird auch Spin- Spin- Wechselwirkung bezeichnet. Die Zeitkonstante  $T_2$  ist dabei unabhängig von der Stärke des Magnetfeldes  $B_0$  und nicht beeinflussbar durch einen  $180^\circ$ - Impuls. Hinzu kommt eine Dephasierung der Spins, bei der das Signal schneller als die Zeitkonstante  $T_2$  zerfällt. Sie wird durch zusätzliche Inhomogenitäten verursacht, die von der Maschine und vom zu untersuchenden menschlichen Körper selbst ausgehen. Diese statischen Inhomogenitäten können mit einem  $180^\circ$  Impuls ausgeglichen werden.

### **3.3.4.5. MR- Bildentstehung**

Gradientenfelder werden verwendet, um den Entstehungsort eines gemessenen Resonanzsignals innerhalb eines Untersuchungsobjektes zuordnen zu können. Hierbei handelt es sich um überlagernde magnetische Felder des lokalen Grundmagnetfeldes. Durch die Anwahl eines Gradientenfeldes für die jeweilige räumliche Dimension lässt sich die „Region of Interest“ (ROI) selektioniert in den Schnittebenen darstellen. Um eine bestimmte Gewebeschicht zu selektionieren, verwendet man dabei einen Gradienten, der für die Auslesekodierung und einen weiteren, der für die Phasenkodierung verantwortlich ist. Man benötigt für eine Schicht z.B. eine Auslesegradientendefinition von 256 Zeilen und eine Phasenkodierungsdefinition von 256 Positionen.

So können auf diese Weise gezielt einzelne Schichten in der gewünschten Ebene (axial, sagittal oder coronar) angeregt werden. Der Auslese- und Phasenkodierungsgradient definiert die einzelnen Zeilen und Pixel innerhalb einer Schicht. Das entstehende MR- Bild wird aus dem Summationssignal der Pixel mit Hilfe der Fourier – Transformation durch die Phase und die Amplitude bestimmt. Pro Scan kann jeweils nur eine Zeile ausgelesen werden. Eine Matrix von  $256 \times 256$  Bildpunkten kann daher 256 Scans für eine Schicht benötigen. Dies bedeutet, dass sich die Messzeit direkt proportional mit Erhöhung der Bildmatrix erhöht.

### **3.3.4.6. Bildintensität und Signal-Rausch-Verhältnis**

Vier Hauptparameter bestimmen die die Magnetresonanz– Bildintensität:

1. Protonenbewegung (Fluss in Gefäßen)

2. Protonendichte

(Anzahl der Protonen in einem Gewebevolumen oder auch Voxel genannt)

3. T1-Relaxationszeit

4. T2-Relaxationszeit

Zur Bestimmung des relativen Anteils des überlagerten, statisch verteilten Rauschsignals im Verhältnis zum echten Signal bezogen auf das Gesamtsignal dient das Signal- Rausch-Verhältnis (S/R- Verhältnis). Um das S/R- Verhältnis zu optimieren, erfolgt eine Mittelung des Signals mehrerer Akquisitionen, so dass statistisch zufällig verteilte Rauschsignale sich gegeneinander aufheben. Um das S/R- Verhältnis zu verbessern, kann das Messvolumen erhöht werden, wobei man die Verschlechterung der räumlichen Auflösung in Kauf nehmen muss. Durch höhere Magnetfeldstärken und durch die Verwendung von Oberflächenspulen kann das S/R- Verhältnis verbessert werden. Einer Steigerung des Magnetfeldes sind Grenzen gesetzt, da durch ansteigende Resonanzfrequenzen eine zunehmende Hochfrequenzabschwächung im menschlichen Körper zu bedenken ist. [30]

### **3.3.5. MR- Bildgebungssequenzen**

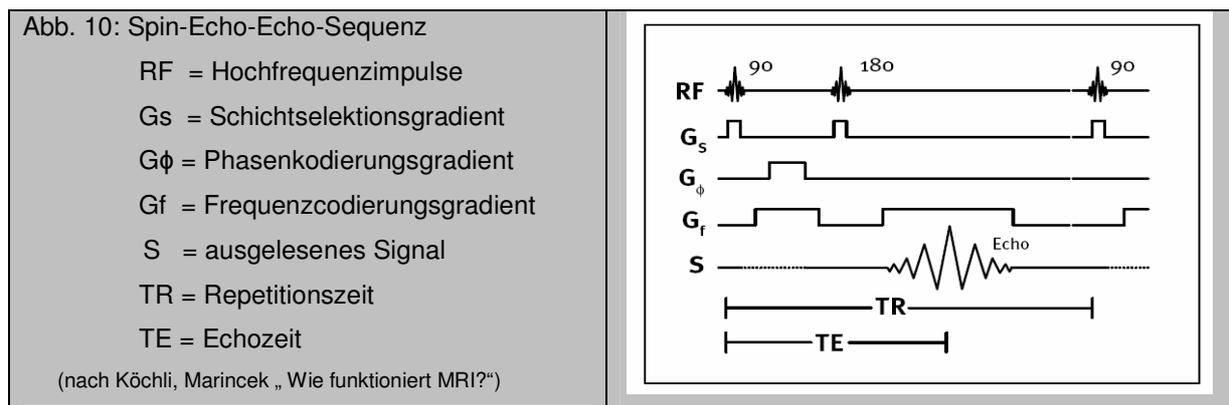
#### **3.3.5.1. Pulssequenzen**

Es existiert eine Vielzahl von unterschiedlichen Messesequenzen, die wiederum mehrfach variieren. Je nachdem, welche Körperregion untersucht werden soll, können die einzelnen Parameter auf die jeweiligen Ziele abgestimmt werden. Die ersten eingesetzten Sequenzen sind die T1- und T2-gewichteten Sequenzen (SE).

#### **3.3.5.2. Spin- Echo- Sequenzen**

Die Signalintensitäten der Spinechosequenzen (SES) enthalten beide Relaxationszeiten T1- und T2. Zunächst werden die Spins in XY-Richtung abgelenkt. Dies geschieht als erstes durch einen 90°- RF- Impuls, dem dann ein 180°- RF- Impuls folgt. Wie bereits beschrieben, beginnen die Atome nun ihre einheitliche Richtung zu verlieren. Durch Unregelmäßigkeiten des äußeren Magnetfeldes geraten sie außer Phase. Um dies zu verhindern wird ein 180°- Impuls angelegt, der die Spins refokussiert und in Y- Richtung

umklappen lässt. Der 180°-Impuls kehrt die Reihenfolge der Spins um und bewirkt, dass diejenigen, die vorher vorne waren, nachher hinten sind und umgekehrt. Der Unterschied zwischen den Spins wird durch die Feldinhomogenitäten verursacht. Diese sind vorhanden, sodass die Spins, die anfangs die ersten waren, wiederum schneller präzidieren als die anderen. Die schneller präzidierenden Spins holen die langsamer präzidierenden sozusagen wieder ein, sodass sich zu einem bestimmten Zeitpunkt wiederum alle Vektoren in Phase befinden. Dieser Prozess wird auch als Rephasierung bezeichnet. Auf die Rephasierung folgt der Phasenverlust. Die Spins geben dann ein messbares Echo ab, das auf der Wechselwirkung zwischen Rephasierung und Dephasierung beruht. Die Zeit zwischen dem ersten 90°-Impuls und der Echospitze wird TE oder Echozeit genannt. Die Echozeiten (TE) lassen sich variieren, so dass die Signale in unterschiedlichem Maße T2-gewichtet werden. Die Zeit zwischen zwei aufeinander folgenden Anregungen wird Repetitionszeit (TR) genannt und hat Einfluss auf den Kontrast (Abb.10). [30]



### **3.3.5.3. Fast- Spin- Echo- Sequenzen**

Die Fast- Spin- Echo- Sequenzen (FSSES) können die Bildaufnahmezeiten im Vergleich zu konventionellen Spin- Echosequenzen erheblich reduzieren. In den FSSES werden mehrere 180° Impulse pro TR appliziert, wobei zwischen den einzelnen Echos der Phasencodiergradient jedes Mal kurz eingeschaltet wird. Somit kann man mehrere Messungen mit unterschiedlichen Phasenkodierungen pro Anregung aufnehmen, was eine Serie von Spin- Echos hervorruft. Dabei verkürzt sich die Aufnahmezeit nicht unerheblich. Die Bildaufnahmezeit ist wie folgt definiert:

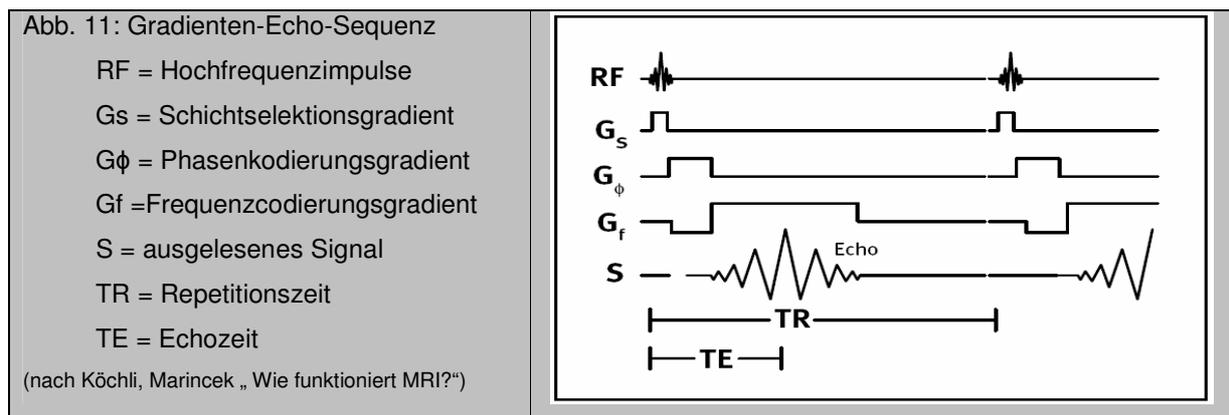
$$\text{Bildaufnahmezeit} = \frac{\text{TR} \times \text{Matrix in Phasenrichtung} \times \text{Anzahl Messungen}}{\text{ETL}}$$

ETL : Echo Train Length (Anzahl der Echos im Echozug)

Die FSES unterscheiden sich von den SES auch durch längere TR- Zeiten und damit den vielen  $180^\circ$ - Impulsen. Die TR- Zeiten der FSES liegen zwischen 4000 ms und mehr, die von den SES zwischen 2000 – 5000 ms. Dies macht verständlich, dass die FSES vor allem für T2- gewichtete Bilder geeignet sind. Die Echozeiten von FSES für T2- gewichtete Bilder sind ebenfalls länger. Für diese Art der SE-Sequenzen werden von den Herstellern unterschiedliche Namen verwendet. An Scannern der Firma Philips wird der Name Turbo Spinecho Sequenz mit unterschiedlichen Turbofaktoren, der im englischen Sprachgebrauch „echo train length“ genannt wird, verwendet. Um auch GE- Sequenzen noch weiter zu beschleunigen wird dasselbe Prinzip angewandt. Die Technik wird Echo Planar Imaging (EPI) genannt [69, 70].

### **3.3.5.4. Gradientenechosequenzen**

Gradientenechosequenzen sind relativ neue Sequenzen, die nicht mit einem  $180^\circ$  HF-Impuls, sondern durch Umkehr des Gradientenfeldes stimuliert werden. Nachteilig hierbei ist, dass das Signal – Rauschverhältnis reduziert ist. Hierbei entstehen sehr schnelle HF-Pulse, die einen Drehwinkel von  $90^\circ$  oder weniger aufweisen. Diese Sequenzen ermöglichen eine geringe Messdauer, wobei der Kontrast T1- und T2- gewichteten Bildern entspricht. Als Beispiel dienen Fast Low Angle Shot Sequenzen (FLASH) und Fast Imaging mit Steadystate Processing Sequenzen (FISP).



### **3.3.6. Repetitions- (TR) und Echozeit (TE) und ihr Einfluß auf die Kontrastierung**

Bei Magnetfeldstärken von 1,5 T gelten Werte unter 600 ms als kurze und Werte über 1500 ms als lange Repetitionszeiten. Je länger die Repetitionszeit ist, desto länger haben die Spins Zeit, in die Z- Richtung umzukippen. Das bedeutet, dass bei langer TR mehr Spins in Z-Richtung kippen als bei kurzer. Daraus folgt eine größere Längsmagnetisierung bei längerer Repetitionszeit, die für die nächste Anregung zur Verfügung steht. Je mehr Längsmagnetisierung besteht, desto größer ist das Signal der nächsten Anregung. In der T1- Gewichtung spielt die Repetitionszeit eine große Rolle. Wird nun eine kurze TR eingestellt, so geben Gewebe mit kurzem T1 nach schneller Relaxation und daraufhin erneuter Anregung viel Signal ab. Sie erscheinen im Bild hell. Gewebe mit langem T1 relaxieren langsamer, so dass bei erneuter Anregung nicht so viele Spins zur Längsmagnetisierung zur Verfügung stehen. Es wird weniger Signal abgegeben, wodurch diese Gewebe im Bild dunkler erscheinen. Bei langer Repetitionszeit hingegen geben alle Gewebe ähnlich viel Signal ab, da alle Spins genug Zeit haben, wieder zurückzukippen. Hier ist dann der Bildkontrast gering. Während das Bild vorher mit kurz gewählter Repetitionszeit T1- gewichtet war, also viel T1- Information enthielt, hat bei dem Bild mit langer Repetitionszeit die T1- Gewichtung abgenommen. So kann man durch die Wahl der Repetitionszeit die T1- Gewichtung festlegen. Zusammenfassend lässt sich also feststellen, dass Gewebe mit kurzem T1 auf T1- gewichteten Bildern hell und Gewebe mit langem T1 auf T1- gewichteten Bildern dunkel erscheinen. Außerdem besteht bei kurzem TR eine starke T1- Gewichtung und bei langem TR eine geringe T1-Gewichtung. Wie oben beschrieben entsteht das Echo, wenn die dephasierten Spins wieder in Phase kommen. Als Echozeit (TE) wird die Zeitspanne vom Anfang der Anregung bis zur Messung des MR-Signals bezeichnet. Die Länge der Echozeit ist bedeutend für die T2- Gewichtung. Bei einer TE von weniger als etwa 30 ms ist die T2- Gewichtung gering, die Signale sind noch nicht stark abgeklungen und die Signalintensitätsunterschiede sind damit gering. Die Unterschiede in den verschiedenen Geweben werden deutlich bei einer TE von ca. 60 ms. Jene mit langem T2 weisen immer noch relativ viel Signal auf, während die mit kürzerem T2 schon die meiste Signalintensität verloren haben. Dies bedeutet, dass Gewebe mit kurzem T2 auf T2- gewichteten Bildern dunkel und solche mit langem T2 hell erscheint.

Außerdem sind Bilder mit kurzer Echozeit gering T2- gewichtet, während Bilder mit langer Echozeit dagegen stark T2- gewichtet sind.

### **3.3.7. Bildkontrast**

Der Kontrast eines Bildes wird durch die Protonendichte sowie die T1- und die T2-Zeit eines Gewebes bestimmt. Nun kann man in den verschiedenen Messsequenzen diese unterschiedlichen Parameter betonen oder vernachlässigen. Es ist bereits ohne Kontrastmittel möglich, die unterschiedlichen Gewebe aufgrund von spezifischen Merkmalen voneinander abzugrenzen und einen Gewebe- zu- Gewebe- Kontrast herzustellen. Die MRT basiert auf dem Unterschied der Protonendichte und deren Relaxationszeit in einzelnen Körperregionen sowie auf dem Kontrastunterschied zwischen darzustellender Körperregion und Umgebung. Die CT ist dagegen im Gegenteil zur MRT nur auf den Dichteunterschied der einzelnen Gewebe angewiesen. Durch die geeignete Auswahl bzw. Kombination dieser Parameter lassen sich die MRT- Bilder erzeugen, deren Signalunterschiede und damit Bildkontraste vorzugsweise von einem der drei Gewebeparametern gesteuert werden. So entstehen protonengewichtete-, T1- und T2- gewichtete Aufnahmen. Es besteht die Möglichkeit, durch Manipulation der Parameter die Signalintensität zu ändern. Zwischen der Protonenkonzentration und Signalintensität besteht ein linearer Zusammenhang, so dass die protonengewichteten Aufnahmen in ihren Bildkontrasten eher gering sind. Die Relaxationszeit und die Signalintensität stehen dagegen in exponentiellem Zusammenhang, wodurch man schon in Nativaufnahmen stärkere Kontraste erreichen kann.

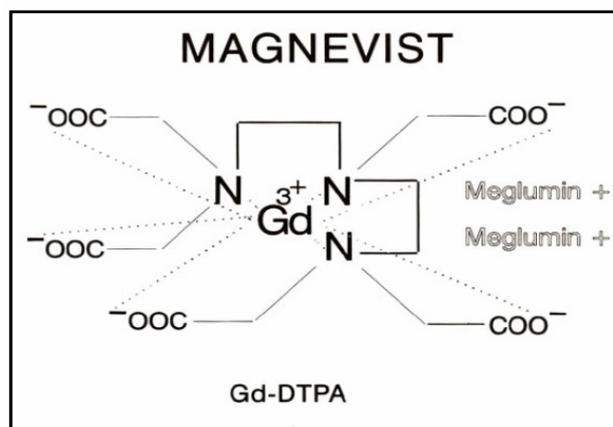
### **3.3.8. Kontrastmittel**

Die in der MRT intravenös applizierten Kontrastmittel bringen in vielen Fällen relevante Zusatzinformationen. Dabei stellen die als sicher geltenden Gadoliniumchelate die größte Gruppe der MR- Kontrastmittel dar. Für den klinischen Einsatz stehen verschiedene Substanzgruppen zur Verfügung. Hierzu zählen neben den niedermolekularen bzw. höherkonzentrierten Gadoliniumchelate, die superpara-magnetische Eisenoxidpartikel und hepatobiliäre Kontrastmittel.

Prinzipiell werden positive und negative Kontrastmittel unterschieden, wobei positive die T1- Relaxationszeit von Kontrastmittel aufnehmenden Gewebestrukturen verkürzen. Dabei

erhöhen die MR- Kontrastmittel die Signalintensität und führen damit zur Verbesserung der diagnostischen Information. Es sind paramagnetische Substanzen, die in ihrer Elektronenhülle mindestens ein ungepaartes Elektron wie z.B. Metallionen aufweisen und dadurch ein magnetisches Moment erzeugen. Sie eignen sich daher, die Relaxation benachbarter Protonen wie Wasserstoffkerne von Fett- oder Eiweißmolekülen zu forcieren und damit die Relaxationszeit zu verkürzen. Die intrinsische Eigenschaft des Gewebes wird verändert. Sie wirken durch die direkte Veränderung der Protonendichte und indirekt durch Veränderung des lokalen Magnetfeldes und damit der T1- und / oder T2- Zeiten. Die Wechselwirkungen sind umso größer, je näher die Protonen der paramagnetischen Substanz und je höher deren Konzentration ist. Mathematisch lässt sich die Relaxationsrate  $1/T1$  in Abhängigkeit von paramagnetischen Substanzen folgendermaßen charakterisieren: Mit steigender Konzentration wird die T2 - Relaxation ebenfalls verkürzt, womit das Signal abgeschwächt wird. Prinzipiell kann man bei der MRT zwischen dem hervorragend verträglichen, seit über 15 Jahren und bei mehr als 10 Millionen Patienten angewandten paramagnetischen GD - DTPA (Magnevist®) und anderen, zum Teil organspezifischen Kontrastmitteln mit Positiv- und Negativkontrast unterscheiden [53].

Das KM besteht aus ionischen Gadolinium-Chelatkomplexen, die an Diemethylentriaminpenthän – Essigsäure gebunden sind. Gadolinium- DTPA (Abb. 12.) war das erste für die intravenöse Applikation zugelassene Kontrastmittel und gehört zur Gruppe der seltenen Erden. Es ist als freies Element giftig, jedoch aufgrund der Komplexbindung im KM für den Menschen ungefährlich [74]. Bei der i.-v.- Gabe tritt das KM rasch in den Extrazellulärraum, so dass die Plasmakonzentration innerhalb weniger Minuten auf 70% sinkt.



**Abb. 12:** Magnevist ®: Gadolinium- DTPA- Dimeglumin Strukturformel

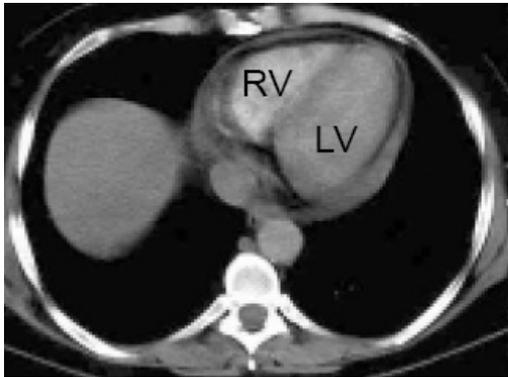
Durch die verkürzte T1 Relaxationszeit im entzündeten oder tumorösen Gewebe kommt es zu einer Signalanhebung mit Positivkontrast. Im Gegenteil steht der Negativkontrast mit z.B. supramagnetischen Eisenoxiden, die zu einer Verlängerung der T2 – Zeit und damit zur Reduktion der Signalintensität führen. Die paramagnetischen Kontrastmittel werden meistens intravenös verabreicht. Es gibt auch wenige Ausnahmen mit peroraler oder direkt gespritzter Applikation. Anders als bei den jodhaltigen Kontrastmitteln aus der konventionellen Radiologie kommt es bei der Applikation von Gadolinium - DTPA nur zu einer schwachen Aktivierung des Komplementsystems, so dass anaphylaktische Reaktionen wesentlich seltener sind. Diese belaufen sich bei der Verabreichung von MR-Kontrastmittel im Bereich von 1:505 bis 1:606 und werden damit als sehr selten eingestuft. Die Plasmahalbwertszeit beträgt 12 min, wodurch die Verweildauer des Gadolinium- DTPA im Organismus sehr kurz ist. Das KM wird innerhalb von 24h zu 95% renal eliminiert. Eine Biotransformation findet nicht im großen Maße statt. Die Standarddosis von Gadolinium-DTPA beträgt 0,1 mmol/kg Körpergewicht und die maximal zulässige Dosis 0,3 mmol/kg Körpergewicht. Eine spezielle Vorbereitung des Patienten ist nicht notwendig. Die erforderliche Dosis sollte als intravenöse Einzelinjektion verabreicht werden. Um eine vollständige Injektion des Kontrastmittels zu gewährleisten, kann die Kanüle mit 5 ml 0,9 %iger Natriumchloridinjektionslösung durchgespült werden. Es sind keine klinischen Folgen von Überdosierungen berichtet worden und bei Patienten mit normaler Nierenfunktion sind toxische Wirkungen unwahrscheinlich. Eine Wechselwirkung mit anderen Medikamenten ist nicht bekannt [22, 49, 86, 87, 88]. Im Rahmen dieser Arbeit wurde auf KM verzichtet.

### **3.4. kardiale Referenzdiagnostik**

#### **3.4.1. konventionelle Röntgendiagnostik**

Seit der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen vor mehr als 100 Jahren ist die konventionelle Röntgenuntersuchung unverzichtbar geworden. Anhand der Röntgenuntersuchungen können anatomische Veränderungen und pathologische Prozesse diagnostiziert und dokumentiert werden. Bei der Durchleuchtung wird durch eine Bildverstärker – Fernsehkette die zu untersuchende Körperregion nach einem Befund abgesehen oder ein Bewegungsablauf dargestellt. Mit der Zeit hat die Schnittbildtechnik einen großen Stellenwert in der Diagnostik erlangt. Durch Schwächung der Röntgenbündel

beim transversalen Durchgang durch den Körper werden diese durch Detektoren gemessen und mit Hilfe eines Computers zu einem Bild rekonstruiert.



**Abb. 13:** Axiales CT-Bild eines Patienten mit Perikarderguss. Der den rechten (RV) und linken Ventrikel (LV) umgebende Herzbeutel ist deutlich erweitert. Ein Nachteil von CT-Verfahren ist die Strahlenbelastung der Patienten aufgrund der zur Bildgebung eingesetzten Röntgenstrahlen.

Die meisten Röntgen-Thoraxaufnahmen werden im Stehen in Hardstrahltechnik im p.a. Strahlengang mit einem bewegten Raster in zwei Ebenen angefertigt. Die Einführung der digitalen Lumineszenzradiographie reduzierte die Anzahl der fehlbelichteten Aufnahmen unter 1%. Dabei ist die Möglichkeit der digitalen Bildverarbeitung und Nachbearbeitung am Monitor ohne die erneute Belastung des Patienten mit Röntgenstrahlen gegeben. Die präoperative Screeninguntersuchung des Röntgenbildes des Thorax im p.a. und seitlichem Strahlengang bleibt im Kosten/Nutzenfaktor unübertroffen.

**Tab. 2:** Unterschiedliche Verfahren zur Beurteilung des Herzens

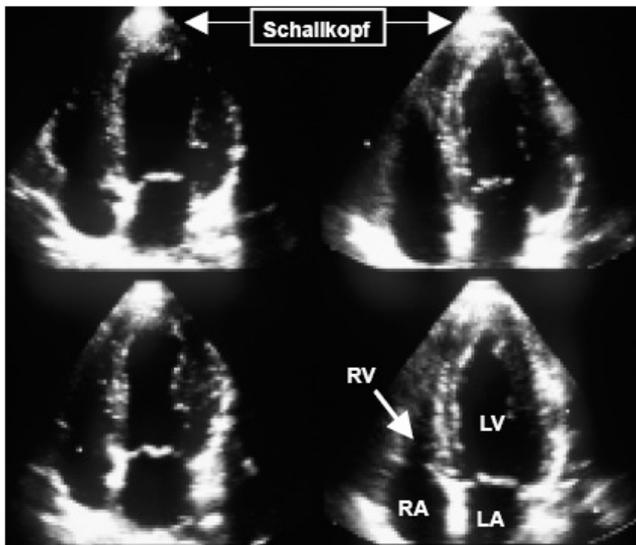
Verfahren	Herzgröße	Kontur	Myokard	Koronargefäße	Herzklappen
<b>Röntgenthorax</b>	+/++	+++	-	-	- (Kalk)
<b>Echokardiographie</b>	+++	++/+++	+++ (morph.)	-	+++
<b>Szintigraphie</b>	-	-	+++ (funkt.)	-	-
<b>Ventrikulographie</b>	+++ (Binnen-)	++ (Binnen-)	+	+	++ (funkt.)
<b>Koronarangiographie</b>	-	-	-	+++	-
<b>Computertomographie</b>	+++	+++	++	++	-

### **3.4.2. transthorakale Echokardiographie**

Die Echokardiographie ist ein nicht-invasives Routineverfahren der Kardiologie zur Beurteilung von Anatomie und Funktion des Herzens. Der hierbei benutzte Ultraschall wird

von piezoelektrischen Kristallen, die sich im Schallkopf des Untersuchungsgerätes befinden, erzeugt. Diese Elemente dienen gleichzeitig als Empfänger der Schallwellen, die an Grenzflächen verschiedener Gewebe, abhängig von deren Dichte und spezifischer Schalleitfähigkeit, weitergeleitet, gebrochen, absorbiert oder reflektiert werden.

Mit Hilfe der Farbdoppler-Echokardiographie lassen sich hypo-, dys- und akinetische Infarktareale lokalisieren und Strömungsgeschwindigkeiten und -richtungen auch farbkodiert veranschaulichen. Die Untersuchungsergebnisse sind in Echtzeit zugänglich und erlauben neben der Beurteilung der linksventrikulären Funktion auch die Bestimmung der globalen Herzleistungsparameter *SV* und *EF*.



**Abb. 14:** Vier Momentaufnahmen der Herzkontraktion bei einer Ultraschalluntersuchung am Herzen im Vier-Kammer-Blick. Die Position des Schallkopfes ist im oberen Bildteil angedeutet. Aus end-systolischen und enddiastolischen Bildern dieser Art werden Innenflächen des linken (LV) und rechten Ventrikels (RV) bestimmt und unter Verwendung eines elliptischen Volumenmodells zur Berechnung globaler Herzleistungsparameter herangezogen. (LA: linker Vorhof, RA: rechter Vorhof)

Schwerwiegender Nachteil ist die eingeschränkte Befunddokumentation und die hohe Inter-Observer Varianz, sowie bei manchen Patienten eine große Einschränkung bei Luftüberlagerung.

### **3.4.3. konventionelle und digitale Angiographie**

Die Angiographie ermöglicht die Darstellung der Herzbinnenräume, ihrer Größe und Funktionsfähigkeit, den Nachweis und die Bestimmung von evtl. Shuntvolumina und bei selektiver Sondierung die Darstellung der Koronararterien. Die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) wird mit Speichermedien mit großer Kapazität durchgeführt, so dass digitalisierte Videobilder in ausreichender Anzahl gespeichert werden und mit einer Frequenz von 25 oder 50 pro Sekunde verarbeitet werden können. Es ist ein Verfahren zur

Verbesserung der Darstellbarkeit von Kontrastmittelgefüllten Gefäßen, bei dem von einer Füllungsaufnahme eine Lehraufnahme oder Maske subtrahiert wurde. Die Subtraktion erfolgt photographisch, wobei alle Strukturen mit Ausnahme der Kontrastmittelgefüllten Gefäße unterdrückt werden. Das Verfahren setzt voraus, dass die beiden subtrahierten Bilder exakt deckungsgleich sind. Die DSA weist prinzipiell die gleichen Nachteile wie die CT auf, wobei die Strahlenexposition und die applizierte KM – Menge meist größer sind als bei der CT. In den letzten Jahren hat die DSA als aufwändigstes diagnostisches Röntgenverfahren an Stellenwert verloren, da die Aussagekraft der modernen Schnittbildverfahren größer geworden ist.

## **4. Patienten und Methoden**

### **4.1. Untersuchungskollektive**

#### **4.1.1. Probandenkollektiv**

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit mussten, um die Untersuchungstechnik zu optimieren, zunächst verschiedenen Techniken und Untersuchungsabläufe an gesunden Probanden evaluiert werden. Die Untersuchungen wurden in einem Zeitraum von Januar 1999 bis Januar 2000 mit einem Kollektiv aus 10 Probanden (mittleres Alter von 23,1 Jahren) durchgeführt. Aufgrund der Literaturangaben sowie eigener Voruntersuchungen bezüglich der Atem-, Puls- und EKG- gesteuerten Triggertechniken erschien die EKG- Triggerung als Basis für die geplanten Untersuchungen am besten geeignet. Daher wurden in einem ersten Durchgang (Messreihe 1) die Einflüsse auf die Bildqualität durch EKG- Triggerung, verschiedene Elektrodenpositionierung (Brust, Rücken) und die Körperlage (Rückenlage, Bauchlage, Seitenlage) überprüft. In einem weiteren Schritt wurden die Sequenzprotokolle bei denselben 10 Probanden optimiert (Messreihe 2a). Alle Probanden wurden bei der Messreihe 1 zunächst an einem offenen Kernspintomographen (Siemens Magnetom, Open Concerto 0,2T) untersucht. Alle Untersuchungen wurden mittels eines speziellen für die Herzdiagnostik optimierten Untersuchungsprotokolls durchgeführt. Dabei wurden insgesamt je 30 Cine –, 60 Körperlage-, und 20 Triggersequenzen angefertigt und ausgewertet. Die Probandenuntersuchungen wurden ohne Kontrastmittel durchgeführt.

In einem speziellen Dokumentationsbogen wurden die Verwachsungsformationen und Lokalisationen in einer übersichtlichen Tabelle systematisch erfasst (Abb. 20).

Zur weiteren realitätsgetreuen Simulation wurden nochmals dieselben 10 Probanden, diesmal jedoch an einem geschlossenen hochauflösendem Kernspintomographen (Siemens Magnetom Sonata, 1,5 T), untersucht. Hier sollten auch später die Patienten untersucht werden. Hier erfolgte erneut in einem ersten Durchgang (Messreihe 1b) die Überprüfung des Einflusses auf die Qualität durch oben aufgeführten Parameter. Der zweite Schritt wurde bei denselben 10 Probanden für die Sequenzprotokollierung durchgeführt (Messreihe 2b). Insgesamt haben wir - wie auch zuvor 10 MRT – Untersuchungen durchgeführt. Auch diese Untersuchungen wurden mittels eines speziellen für die Herzdiagnostik optimierten Untersuchungsprotokolls durchgeführt. Dabei wurden ebenfalls insgesamt je 30 Cine –, 60 Körperlage-, und 20 Triggersequenzen angefertigt und ausgewertet. Die durchgeführten Probandenuntersuchungen wurden ohne Kontrastmittel durchgeführt. In einem weiteren Schritt wurden die Bildinformationen in einer Schicht über dem gesamten Herzzyklus akquiriert und in dem Cinemode gezeigt. Mittels schneller Gradienten- Echo- Sequenzen hat sich die Cine- MRT zur Evaluation der Herzfunktion etabliert. Sie dient mittlerweile als Referenzdiagnostik für neue MRT- Techniken. Die Cine- MRT erlaubt nicht nur die Erfassung der linksventrikulären Funktion und Masse, sondern gibt zusätzlich eine exakte Darstellung regionaler Wandbewegungsstörungen und Änderungen der Wanddicke. Die „True Fast Imaging with Steady State Precession“ – Sequenz hat sich als optimale MRT- Sequenz für die Cine- MRT etabliert (trueFISP). An demselben Kernspin-tomographen wurde ebenfalls die Sichtbarkeit der Membran in einem Rindersteak erprobt.

#### **4.1.1.1. Messreihe 1a (Triggertechnik)**

Die MR- Untersuchungen erfolgten an einem Siemens Magnetom, Open Concerto 0,2T mit der Standardkörper- und / oder einer Oberflächenspule in Abhängigkeit vom Thoraxdurchmesser.

Um eine korrekte Untersuchung des Thorax durchzuführen, mussten technisch einwandfreie EKG- Ableitungen zur Befunderhebung und Auswertung von MRT– Untersuchungen gewährleistet sein. Hierbei ergaben sich aber im Routinebetrieb mit entsprechendem Zeitdruck nicht selten erhebliche Probleme. Zur Optimierung der Untersuchungstechnik wurden daher bei 10 Probanden der Einfluss der Elektrodenpositionierung und Patientenlagerung überprüft. Es wurden wechselnde Positionierungen der Elektroden im Brust- und Rückenbereich bei konventioneller

Rückenlagerung a), bei Bauchlagerung b) und bei Seitlagerung c) mit jeweils der gleichen Abfolge von Sequenzen überprüft. Das Untersuchungsprotokoll umfasste eine prospektiv getriggerte transversale Spinechosequenz, eine ohne Triggerung und eine retrospektiv getriggerte parasagittale Gradienten- Echo- Sequenz. Die entsprechend gekennzeichneten MR- Bilder wurden danach optisch ausgewertet.

Tab. 3: Untersuchungsprotokoll des Probandenkollektivs

	Rückenlage	Seitenlage
<b>EKG Brustwand</b>	je 3 SQ (1x TSE, 2xGE)	je 3 SQ (1xTSE, 2xGE)
<b>EKG Rücken</b>	je 3 SQ (1x TSE, 2xGE)	je 3 SQ (1xTSE, 2xGE)

#### **4.1.1.2. Messreihe 2a (Sequenzprotokolloptimierung)**

Bei der MRT entfällt das aufwändige Umlagern der zu untersuchenden Person wie bei der konventionellen radiologischen Untersuchung, da im MRT beliebige Raumachsen per Computer wählbar sind. Dies ist ein erheblicher Vorteil bei der kardiovaskulären und thorakalen Diagnostik, da sich die Gefäße sowie andere Organstrukturen im Thorax in jeglicher Richtung befinden und durch die Wahl der Raumachsen optimal interpretiert werden können. Der limitierende Faktor ist die Messzeit bei Anwendung der multiplanaren MRT, da dies zur optimalen Interpretation der angulierten Schichtführung erforderlich ist. Zur Optimierung der Sequenzprotokolle wurden daher bei den 10 Probanden mehrere Sequenztypen in verschiedenen Orientierungsrichtungen (Tab. 4) angewandt und optisch ausgewertet, so dass Patienten in einem schlechten Allgemeinzustand eine schnelle und optimale Untersuchung bekamen. Wir verwendeten Turbo- Spin- Echo- Sequenzen, welche die Bildaufnahmezeiten im Vergleich zu konventionellen Spin- Echo- Sequenzen erheblich reduzieren. In schnellen Spin- Echo- Sequenzen wurden mehrere 180°- Impulse pro TR appliziert, wobei zwischen den einzelnen Echos der Phasencodiergradienten jedes Mal kurz eingeschaltet wurde. Somit können mehrere Messungen mit unterschiedlichen Phasenkodierungen pro Anregung aufgenommen werden, was eine Serie von Spin- Echos hervorruft. Dabei verkürzte sich die Aufnahmezeit nicht unerheblich. Die Untersuchungen erfolgten ohne Kontrastmittel. Später wurden die abschließenden Bilder bezüglich ihres Informationsgehaltes und ihrer Aussage über den Retrosternalraum miteinander verglichen. In der MR - Auswertung wurde die Dichte der retrosternalen Strukturen anhand

unterschiedlicher Graustufenfarbtöne gedeutet. Dies wurde untereinander mittels der Graustufen in den statischen Spin- Echo- Sequenzen und den dynamischen Echo- Sequenzen miteinander verglichen. Die Hypothese war, dass die hellgrauen Farben ein Beweis für eine niedrigere Dichte und dunkles Grau für Areale mit hoher Dichte standen. Die transversalen und sagittalen EKG- getriggerten statischen T1- gewichteten Spin- Echo- Sequenzen wurden für die Morphologie verwendet. Für die Analyse der dynamischen Änderungen in der Systole und Diastole wurden Cine- Sequenzen erstellt.

Tab. 4: Sequenzprotokoll

Orientierung transversal	Spinechosequenzen
	T1- / T2- Gewichtung
sagittal	T1- / T2- Gewichtung
koronar	T1- / T2- Gewichtung

Der Retrosternalraum konnte später durch die maximale Bewegung des Herzens quantitativ an der sternalen Rückseite durch Messen des Abstandes zwischen Myokard und Rückseite des Sternums in den diastolischen und systolischen Bildern in den Filmsequenzen hervorgehoben werden.

## **4.1.2. Messreihe II**

### **4.1.2.1. Probandenkollektiv 1b (Triggertechnik)**

Hier erfolgten die Untersuchungen an einem geschlossenen hochauflösendem Kernspintomographen (Siemens Magnetom Sonata, 1,5 T). Zur weiteren realitätsgetreuen Simulation wurden nochmals die selben 10 Probanden untersucht.

Im ersten Durchgang wurde, erneut in der Messreihe 1b die Qualitätsbeeinflussung des MRT-Bildes durch EKG- Triggerung, Elektrodenpositionierung und der Körperlage untersucht. Zunächst erfolgte die reine Bildgebung mit Turbospinecho-Sequenzen (TSE). Die EKG-getriggerten TSE-Sequenzen erfolgten in transversaler und koronarer Schnitfführung in Atemmittellage mit folgenden Parametern: Mittleres TR = 857 ms (in Abhängigkeit von der Herzfrequenz), TE = 40 ms, Turbofaktor 8, Triggerdelay 0 ms, Schichtdicke 3-5 mm, Matrix 256:256, maximales FOV 400, Untersuchungszeit: 7-12 Minuten. Anhand der TSE Bilder erfolgte eine Beurteilung der Herzachse, der Stellung der großen Gefäße und Form der Ventrikel.

#### **4.1.2.2. Messreihe 2b (Sequenzprotokolloptimierung)**

Der zweite Schritt wurde für die Sequenzprotokollierung bei denselben 10 Probanden durchgeführt (Messreihe 2b). Insgesamt wurden wie auch zuvor 10 MRT – Untersuchungen durchgeführt. Auch diese Untersuchungen wurden wieder mittels des speziellen optimierten Untersuchungsprotokolls durchgeführt.

Das Untersuchungsprotokoll sah vor, dass die Bildgebung mit maximaler Auflösung (T1-gewichtete Aufnahmen) in den transversalen, axialen und sagittalen Schnitten durch EKG-getriggerte Impulse durchgeführt wurde, wodurch die störende Pulsation des Herzens weitgehend kompensiert wurde. Durch die langen Aufnahmezeiten, die noch im Minutenbereich liegen, war eine gewisse Atemunschärfe bedingt. Anschließend wurden die Reihenfolgen der sagittalen, axialen und transversalen Positionen bestimmt, um eine optimale Aussage bezüglich des Mediastinums in den verschiedenen Schnittebenen zu bekommen. Weiterhin wurde eine optimale Lagerung an dem Probanden erprobt, um ein überlagerungsfreies Mediastinum und ein optimal eingestelltes Bild zu erhalten. Die durchgeführten Probandenuntersuchungen wurden ohne Kontrastmittel durchgeführt. Nach Lagerung des Probanden in Rückenlage wurden die EKG-Elektroden auf die Brustwand geklebt. Dann wurde die Spule auf der Brust zentriert und befestigt. Bei der Oberflächenspule von Siemens handelte es sich um eine 4 Kanal Phased Array „CP- Body-Array“. Herzfrequenz und Herzrhythmus wurden während der gesamten Messung dokumentiert. Die Untersuchung wurde während des Scannens bis zum Abschluss der Untersuchung mit einem Mikrophon überwacht. Die Messungen erfolgten in Kurzachsenschnittführung. Hierfür wurden zunächst so genannte Scout- Schnitte in Sagittal-, Transversal- und Frontalebene durchgeführt. a) sagittal b) transversal c) frontal. Der Transversalschnitt wurde mit einer Schnittebene durch den linken Ventrikel geplant, und zwar an der Stelle der maximalen Längsausdehnung. Der Transversalschnitt liegt in der RAO (right-anterior-oblique)- Ebene. Entlang der vertikalen Längsachse durch Apex und Mitralklappe wurde die Vierkammerschnittebene positioniert. Dieser Vierkammerblick ist die Grundlage zur Planung des Zweikammerblicks. Dieser wird parallel zur Klappenebene basal, mittventrikulär und apikal geplant. Nachdem auf diese Weise die Kurzachsenschnitte bestimmt wurden, begann für jeden Probanden die Durchführung des gleichen Studienprotokolls. Verwendete Sequenzen:

### 1. Turbo-Spinechösequenz (TSE) – anatomische Darstellung

TR = 571 - 1091 ms, TE = 11 - 40 ms, Turbofaktor = 5 - 8, Schichtdicke 5 mm,  
Matrix=256, FOV = 250 - 400 mm, EKG-getriggert – trigger delay 0 ms

### 2. Gradientenechösequenz in Atemanhaltetechnik

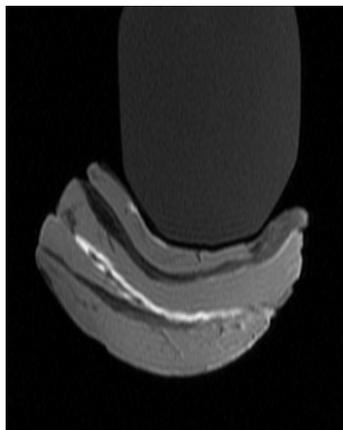
TR = 5.6 ms, TE = 2 ms, Flipwinkel = 25°, Schichtdicke 5 mm,  
Matrix 128:256 maximales FOV 350 mm, 20 - 30 Phasen pro Herzzyklus,  
prospektive EKG-Triggerung

## **4.1.3. In vitro Untersuchung an einem Rindersteak**

Um eine Membran im MR darstellen zu können, haben wir diese unter denselben Bedingungen versucht, innerhalb eines sandwichartigen Rindersteaks, darzustellen (Abb. 15 a-c). Hierbei wurde der Ganzkörpertomograph von Siemens Magnetom Symphoni, mit einer statischen Magnetfeldstärke von 1,5 T verwendet. Bei der Untersuchung wurde die bereits bestehende Ganzkörperspule verwendet.



a) sagittal



b) transversal



c) koronar

#### **Abb. 15 a-c:**

Versuchte Darstellung der Membran in a) sagittaler, b) transversaler und c) koronarer Schichtebene

Zur Optimierung der Sequenzprotokolle wurden mehrere Sequenztypen in verschiedenen Orientierungsrichtungen angewandt und optisch ausgewertet. Das Untersuchungsprotokoll beinhaltet eine, als Vertreter der 2D-Sequenztypen, FISP 2D-Sequenz, die in retrospektivem Triggermodus bei der klinischen Diagnostik der thorakalen Gefäße und des

Myokards eine große Rolle spielt. Diese wurden jeweils in sagittaler, transversaler und koronarer Schichtführung angefertigt. Das ebenfalls verwendete Gradientensystem erlaubt Gradientenstärken von 24,5 mT/m bei einer Anstiegszeit von 600 ms. Die Matrixgröße betrug 380 x 512 mit Schichtdicken von 3mm und 5 mm und einem Überlappungsfaktor von 1mm. Das Rindersteak mit der eingelegten nicht-resorbierbaren Membran wurde vollständig durchgeschichtet. Die Sequenztypen entsprachen den Fast-Spin-Echo-Sequenzen, welche die Bildaufnahmezeiten im Vergleich zu konventionellen Spin-Echo-Sequenzen erheblich reduzieren. Die Aufnahmen wurden in der transversalen, sagittalen und axialen Schicht durchgeführt. Wir verwendeten hier auch FAT-SET-Sequenzen, um ein deutliches Hervorheben der Membran vom umliegenden Fettgewebe des Steaks zu erreichen.

Tab. 5: Untersuchungsprotokoll beim Rindersteak

Sequenztypen	FISP 2D, FAT-SET, TSE
Schichtebene	Transversal, sagittal, koronar
Schichtdicke	3mm, 5mm

#### **4.1.4. Patientenkollektiv**

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden 34 Patienten (24 Männer [70,6%]; mittleres Alter  $68 \pm 10$  Jahre) zwischen Januar 2000 und Oktober 2002 untersucht. Alle Patienten waren innerhalb des letzten Jahres einer Herzoperation unterzogen wurden, so dass die die Untersuchung erfolgte, um retrosternale und perikardiale Adhäsionen zu diagnostizieren (Tab. 6a und 6b, Abb.16.).

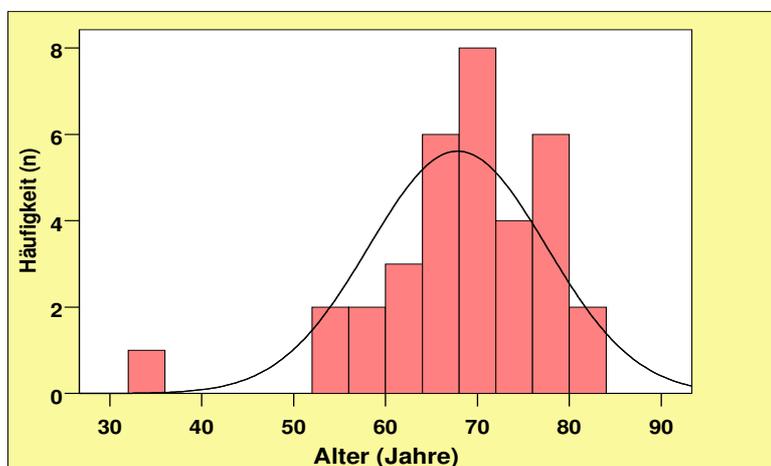


Abb. 16: Altersverteilung

**Tab. 6a:** Alter

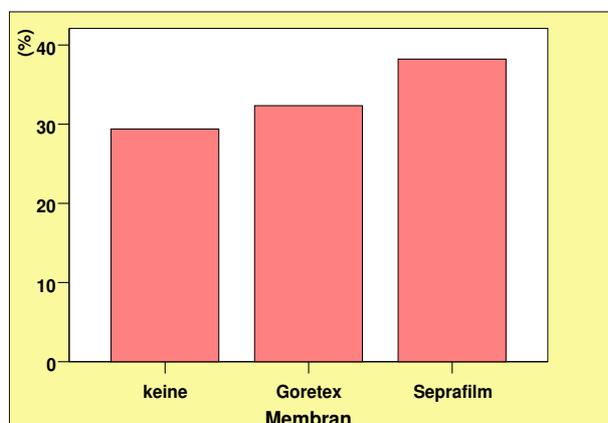
N	Gültig	34
	Fehlend	0
Mittelwert		67,85
Median		68,50
Standardabweichung		9,671
Minimum		35
Maximum		82
Perzentile	25	63,50
	50	68,50
	75	75,50

**Tab. 6b:** Geschlecht

	Häufigkeit	Prozent
männlich	24	70,6
weiblich	10	29,4
Gesamt	34	100,0

Das Patientenkollektiv wurde in drei Teilkollektive unterteilt. Vor dem sternalen Verschluss wurden zwei Patiententeilkollektiven zwei unterschiedlichen Arten von pericardialen Membranen als Adhäsionsschutz implantiert. Bei dem ersten Patiententeilkollektiv benutzten wir eine bioresorbierbare mit Natrium - Hyaluronat modifizierte, Carboxymethylcellulose und nicht modifizierte USP glycerol – Membran (CV seprafilm®) von Genzyme, Cambridge, MA, USA als perikardialen Ersatz. Das zweite Patiententeilkollektiv erhielt eine nicht -resorbierbare Polytetrafluoroäthylen (PTFE) - Membran (Preclude®) der Firma Gore, Flagstaff, AZ, USA. In der Kontrollgruppe (drittes Patiententeilkollektiv) erhielten die Patienten keine Membran. Zwanzig der Patienten erhielten eine präoperative MR- Untersuchung.

Die Patiententeilkollektive waren wie folgt zusammengefasst (Abb. 17): Patienten ohne Adhäsionsmembran im Teilkollektiv 1 (n=10), Patienten mit bioresorbierbaren Adhäsionsschutz im Teilkollektiv 2 (n=13) und die mit nichtresorbierbarem Adhäsionsschutz im Teilkollektiv 3 (n=11). Vier Patienten des Gesamtkollektivs sind im Untersuchungszeitraum verstorben.

**Abb. 17:** Membranen

**Tab. 7a:** Membran

	Häufigkeit	Prozent
keine	10	29,4
Goretex	11	32,4
Seprafilm	13	38,2
Gesamt	34	100,0

**Tab. 7b:** Tod

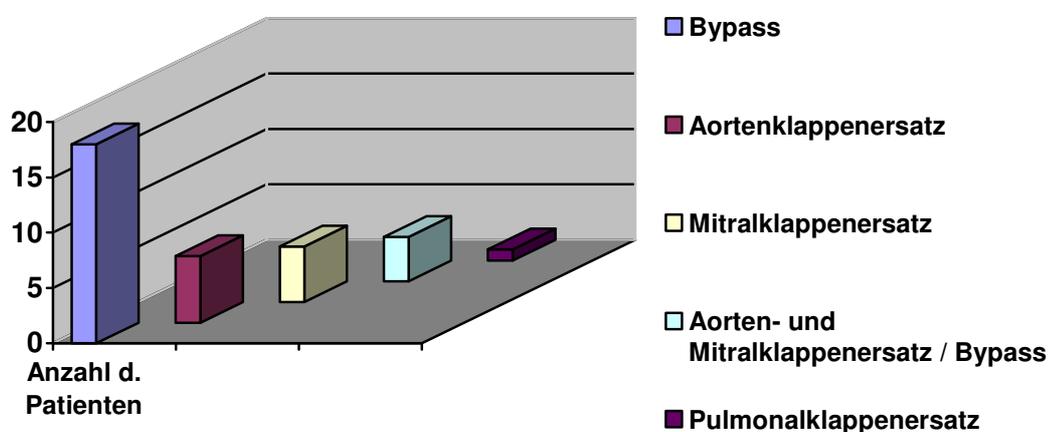
	Häufigkeit	Prozent
nein	30	88,2
ja	4	11,8
Gesamt	34	100,0

Die biologisch resorbierbare Membran wurde zwischen dem Sternum und der vorderen Wand des rechten Ventrikels, sowie der Aorta und Apex implantiert. Die PTFE Membrane wurde zusätzlich am Perikard von vier Polypropylen- Nähten befestigt und in gleicher Weise implantiert. Danach wurde das vordere Mediastinum mit mediastinalem Gewebe so gut wie möglich ausgefüllt. Das Sternum wurde dann durch sieben Drahtcerclagen verschlossen. Das Protokoll sah vor, daß bei 20 Patienten vor dem operativen Eingriff ein MRT durchgeführt wurde, während ein Jahr postoperativ alle 30 Patienten randomisiert eine MR – Untersuchung bekamen. Die prä- und postoperative MR- Auswertung wurde ohne ein Wissen von intraoperativen Resultaten durchgeführt. Die präoperative MR- Auswertung wurde mit dem intraoperativen Befund sowie postoperativ im MRT verglichen. Das Protokoll sah vor, dass transversale- und sagittale T1- gewichtete und EKG- getriggerte Spin- Echo- Sequenzen, sowie transversale- und sagittale retrospektive Gradienten- Echo- Sequenzen durchgeführt wurden. Um eine Analyse über die Ausdehnung der Adhäsionen festzustellen, wurden die Cine- Sequenzen für die Analyse der dynamischen Änderungen in der Systole und Diastole erstellt. 2/3 der Patienten machten ein präoperatives MRT. In die Studie wurden nur Patienten mit vorhergehender mittlerer Sternotomie eingeschlossen. Zur Zeit der Studie haben 18 Patienten eine Bypass- Operation, 6 einen Aortenklappenersatz und 5 einen Mitralklappenersatz erhalten, während andere 4 Patienten an beiden Herzklappen und Bypass operiert waren. Einer der Patienten hatte einen Pulmonalklappenersatz (Tab.8, Abb. 18).

**Tab. 8:** Patientenkollektiv / Operationsart mit jeweils mittlerer Sternotomie

Art der Operation mit mittlerer Sternotomie	Anzahl der Patienten
Bypass	18
Aortenklappenersatz	6
Mitralklappenersatz	5
Aorten- und Mitralklappenersatz / Bypass	4
Pulmonalklappenersatz	1

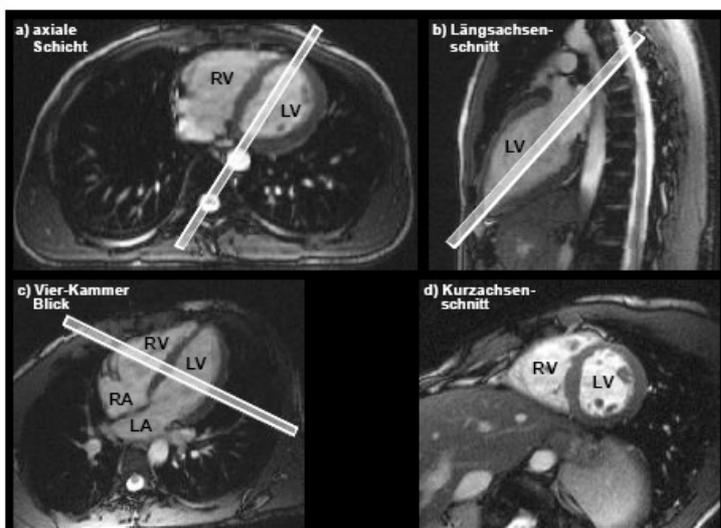
Alle Patienten, die an dieser Studie teilgenommen haben, haben dieser nach ausführlicher Aufklärung und Information ihre Zustimmung gegeben. Zur Analyse der retrosternale Adhäsionen wurden in die Studie diejenigen Patienten eingeschlossen, die bereits einen thorakalen Eingriff hatten, um ein optimiertes Protokoll für die MR – Bildgebung und daraus resultierende MR- Auswertung der retrosternalen Adhäsionen zu bekommen. Ausgeschlossen von der Studie waren die Patienten mit Herzschrittmacher oder anderen elektronischen Implantaten, da das Magnetfeld zu Funktionseinbußen dieser Geräte führen kann. Auch ferromagnetische Gefäß- Clips oder Splitterverletzungen stellten eine Kontraindikation dar.



**Abb. 18:** Patientenkollektiv / Operationsart mit jeweils mittlerer Sternotomie

Der verwendete Ganzkörpertomograph war ein Siemens Magnetom Symphoni mit einer statischen Magnetfeldstärke von 1,5 T. Das verwendete Gradientensystem erlaubt Gradientenstärken von 24,5 mT/m bei einer Anstiegszeit von 600 ms. Die Matrixgröße betrug 380 x 512 mit einer Schichtdicke von 5 mm. Bei der verwendeten Oberflächenspule von Siemens handelte es sich um eine 4 Kanal Phased Array „CP- Body- Array“. Vor der MRT- Untersuchung erhielten die Patienten eine Röntgen-Thorax- Aufnahme zur Lagekontrolle der Gefäßclips und zur Fremdkörperkontrolle. Das Monitoring schwerkranker Patienten ist während der Untersuchung nur bedingt möglich, der Zugang zum Patienten ist erschwert, so daß ebenfalls klinisch instabile Patienten von der Studie ausgeschlossen wurden. Nach Lagerung des Patienten in Rückenlage auf dem Untersuchungstisch wurden dem Patienten EKG-Elektroden auf die Brustwand geklebt. Jetzt wurde die Spule auf der Brust des Patienten zentriert und befestigt. Danach konnten die Patienten in das Gerät

hineingefahren werden. Herzfrequenz und Herzrhythmus wurden während der gesamten Messung gemessen. Körperliche Beschwerden während des Scannens oder bis zum Abschluss der Untersuchung wurden durch ein Mikrofon überwacht. Bevor die eigentlichen Messungen zur Abbildung der Herzfunktion und –morphologie begannen, werden Übersichtsmessungen mit Pulssequenzen (sog. Scout- Schnitte in Sagittal-, Transversal- und Frontalebene durchgeführt: sagittal, transversal, frontal) durchgeführt, um die Hauptorientierungen des Herzens zu suchen und darzustellen. Dazu gehören die lange Herzachse, die kurze Herzachse und der Vier-Kammer-Blick. Abb. 19 zeigt exemplarisch die unterschiedlichen Schichtführungen. Ausgehend von einer axialen Schicht in der Höhe des Herzens wird wie in Abb. 19 (a), angedeutet durch Positionierung einer orthogonalen Schicht parallel zum Septum, ein MR-Bild entlang der Längsachse (b) erzeugt. Um in den Vier-Kammer-Blick (c) zu gelangen wird eine weitere Messung senkrecht zur neuen Bildebene durchgeführt. Der Vierkammerblick dient zur gleichzeitigen Darstellung der beiden Herzkammern (Ventrikel) und ihrer Vorhöfe. Um reproduzierbare Positionierung der MR-Bilder zu gewährleisten, wird bei funktionellen Untersuchungen zur Beurteilung der Kontraktilität des Herzmuskels üblicherweise die Kurzachsenebene (d) als Schichtorientierung gewählt, die senkrecht zum Vier-Kammer-Blick liegt. Diese Schichtführung erlaubt außerdem die Darstellung von einfließendem Blut in den Herzkammern zur Vermeidung von Flussartefakten sowie die Transformation von myokardialen Bewegungsparametern in ein dem Herz angepassten Koordinatensystem.



**Abb. 19:** Standardisierte Schichtführungen für kardiale Herzuntersuchungen. Zur Positionierung in der Kurzachsen-ebene werden ausgehend von einer axialen Schicht die Schritte (a) bis (d) nacheinander ausgeführt. LV: linker Ventrikel, RV: rechter Ventrikel, RA: rechter Vorhof, LA: linker Vorhof.

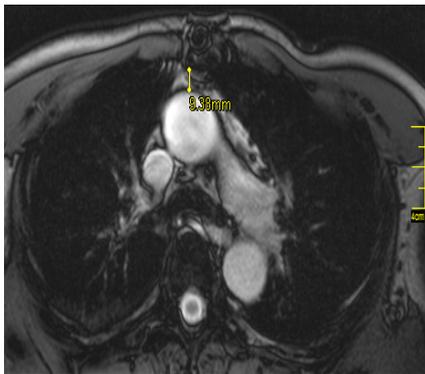
Nachdem auf diese Weise die Kurzschnittschnitte bestimmt wurden, begann für jeden Patienten die Durchführung des gleichen Studienprotokolls. Es wurde keine Kontrastmittel verwendet.

Wir stufen postoperativ nach Re-Thorakothomie den Grad der perikardialen Adhäsionen in 5 Gruppen ein: Keine - (0), minimale - (1), mäßige - (2), schwere- (3) und extrem schwere Adhäsionen (4). Dies wurde dann auch intraoperativ verglichen. Die perikardialen Adhäsionen wurden an fünf Positionen ausgewertet: entlang der großen Gefäße (Aorta ascendens und A. pulmonalis), am rechten Atrium, an ventralen Wand des rechten Ventrikels, an der Apex und an der diaphragmalen Oberfläche. Hierzu wurde ein Dokumentationsbogen angefertigt:

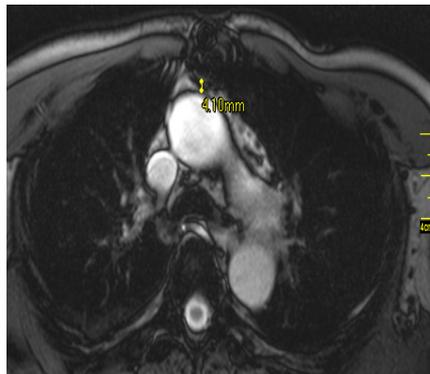
<p><b>Dokumentationsbogen</b>  <u>Intraoperative Evaluation retrosternaler Verwachsungen</u></p>						
<p>Name:                  Geb. Datum:                  Operation:                  OP-Datum:</p>				<div style="border: 1px solid black; width: 100%; height: 100%; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">                 Patientenaufkleber             </div>		
<p><u>Verwachsungsvormationen</u></p>						
<u>Lokalisation</u>		<u>Stärke der Verwachsungen (Score 0-4)</u>				
		0 keine Adhäsion	1 mit Finger lösbar	2 leicht mit Schere lösbar	3 schwer mit Skalpell (Schere) lösbar	4 nicht lösbar
Große Gefäße (Aorta, V. anonyma)						
Herzvorderwand zum Sternum						
Rechter Vorhof zum Perikard						
Diaphragmale und postero-laterale Wand						
Anterolateral und Apex cordis						

**Abb.20:** Dokumentationsbogen Intraoperative Evaluation retrosternaler Verwachsungen

Das Ausmaß der retrosternalen Adhäsionen konnte durch die maximale Bewegung des Herzens quantitativ hervorgehoben werden. Dies erfolgte durch ausmessen des retrosternalraums in den diastolischen und systolischen Bildern in den Filmsequenzen. (Abb. 21a – 21f)

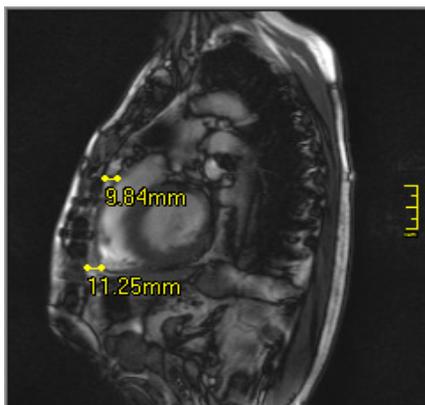


21a

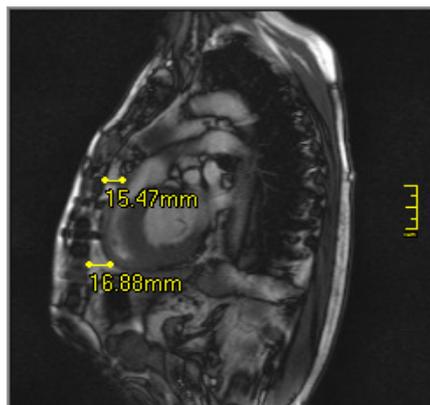


21b

**Abb. 21a und b:**  
Ausmaß der retrosternalen Adhäsionen in der Cine-Sequenz. Messung der maximalen Bewegung des Herzens (Große Gefäße – Aorta) im Retrosternalraum in den diastolischen- (21b) und systolischen- (21a) Phasen in der transversalen Schichtführung.

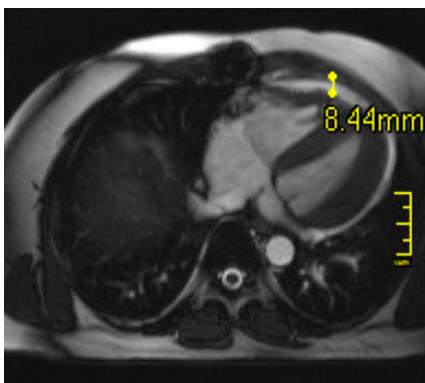


21c

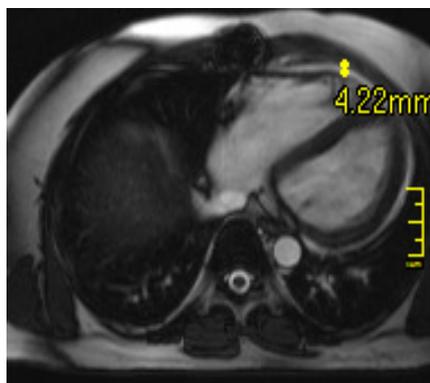


21d

**Abb. 21c und d:**  
Ausmaß der retrosternalen Adhäsionen in der Cine-Sequenz. Messung der maximalen Bewegung des Herzens (apical und große Gefäße) im Retrosternalraum in den diastolischen- (21c) und systolischen- (21d) Phasen in der sagittalen Schichtführung.



21e



21f

**Abb. 21e und f:**  
Ausmaß der retrosternalen Adhäsionen in der Cine-Sequenz. - Vierkammerblick - Messung der maximalen Bewegung des Herzens (rechter Ventrikel) im Retrosternalraum in den diastolischen- (21d) und systolischen- (21e) Phasen in der sagittalen Schichtführung.

Weniger Bewegung von der Rückseite des Sternums zum örtlich festgelegten Punkt des Herzens während eines Herzschlags wurde mit einer höheren Dichte von Adhäsionen erklärt. Niveaus, auf denen die Abstände gemessen wurden, sind: ascendierende Aorta und A. pulmonalis Abb. 21 a und b, Wand des rechten Ventrikels Abb. 21e und f und Spitze des Herzens Abb. 21 c und d. Dieser Untersuchungsgang dauerte ca. 1 Stunde, abhängig vom Puls des Patienten.

## **4.2. myokardiale MRT- Untersuchung**

Im Vergleich zu anderen anatomischen Regionen sind bei der kardialen MRT einige Besonderheiten zu berücksichtigen, die die Bildgebung erschweren. Hierzu gehören vor allem die Herz- und Zwerchfellbewegung. Aus diesem Grunde wurden im Verlauf der letzten zwei Dekaden verschiedene Techniken entwickelt, die zum Teil noch Gegenstand der Entwicklung oder klinischen Erprobung sind. Zunächst wurden die Standardsequenzen für andere, sich nicht bewegende Körperregionen für die kardiale MRT adaptiert [86]. Die einfache Übertragung von schnellen SE-Sequenzen alleine würde allerdings insbesondere bei T2-gewichteten Aufnahmen nicht verwertbare Bilder durch Bewegungsartefakte ergeben. Aus diesem Grunde musste die Datenakquisition den verschiedenen Bewegungsphasen des Herzens angepasst werden. Die einfachste Variante ist es, die Datenakquisition auf die Diastole zu beschränken, in der die Herzbewegung am geringsten ausgeprägt ist. Hierzu muss zusammen mit der Datenakquisition die Ableitung eines Oberflächen- EKG erfolgen, was auch in der vorliegenden Studie erfolgte.

### **4.2.1. Patientenaufklärung und allgemeine Vorbereitungen**

Vor jeder MRT-Untersuchung wurde mindestens 24h vor der geplanten Untersuchung eine Aufklärung durchgeführt, an deren Anschluss der Patient eine schriftliche Einverständniserklärung zur Untersuchung erteilte. Im Rahmen des Aufklärungsgesprächs wurde der Patient über die Notwendigkeit der Untersuchung, über Vor- und Nachteile sowie Alternativuntersuchungen zur MRT in Kenntnis gesetzt. Weiterhin wurde gezielt erfragt, ob dem Patient Metallteile implantiert worden sind (Schrittmacher- oder ICD-Aggregate, Gefäßklips oder kürzlich implantierte koronare Stents, Knie- oder Hüftgelenksprothesen, Metallsplitter durch Kriegsverletzungen, etc.).

Eine wesentliche Untersuchungsvorbereitung bestand darin, alle Metallteile vom Patienten zu entfernen (z.B. künstliches Gebiss, Ohrringe, Brillen, Büstenhalter, Hörgeräte, Uhren, usw.) Weiterhin wurde dem Patienten mitgeteilt, wie die Untersuchungsmodalitäten bezüglich Bekleidung, Geräuschpegel und Kommunikation sind [17, 39, 59]. Die Oberbekleidung wurde abgelegt, da Artefakte durch Reißverschluss oder Gürtelschnallen entstehen können. Da der Patient während der Untersuchung ruhig liegen musste, wurde er bequem in Rückenlage gelagert. Bei ängstlichen Patienten wurde gegebenenfalls eine milde Sedierung verabreicht. Vor Untersuchungsbeginn erfolgte die Positionierung und Einstellung der Maschine, wobei die zu untersuchende Körperpartie möglichst zentrumsnah eingestellt wurde.

#### **4.2.2. Kontraindikationen zur MRT- Untersuchung**

In der vorliegenden Studie wurde streng auf das Vorliegen von Kontraindikationen geachtet. Sobald mögliche Kontraindikationen zur MRT- Untersuchung gefunden wurden, wurde der Patient nicht in die Studie eingeschlossen, um den Patienten keiner Gefahr auszusetzen.

Das stationäre Magnetfeld  $B_0$  eines MR- Tomographen kann extrem stark sein und eine Feldstärke von 1,5-2,0 Tesla erreichen, was große Gefahren für den Menschen bedeutet. Die beim Tomographen verwendeten Frequenzen liegen im UKW- Bereich und sind aufgrund der geringen Energieentwicklung nicht ionisierend und weisen keinerlei Strahlenbelastung auf. Es werden trotzdem kleinere Energiemengen im Gewebe deponiert, so dass Wärme entsteht. Deshalb begrenzen die Richtlinien die maximale Energieexposition auf 1 W/kg Körpergewicht, da hierbei kein Schaden entstehen kann. Es werden absolute und relative Kontraindikationen unterschieden.

Bei den **absoluten Kontraindikationen** werden MRT-Untersuchungen aufgrund hoher Risiken für die Gesundheit des Patienten nicht durchgeführt. Diese sind z.B.:

- Insulin- und Schmerzpumpen
- Herzschrittmacher / Defibrillatoren
- Neurostimulatoren.

Eine große Gefahr stellen die hochfrequenten Magnetfelder bei Herzschrittmacher-Patienten. Dabei wirkt die Elektrode des Schrittmachers als Antenne, welche die Hochfrequenzen aufnehmen und dadurch Arrhythmien und Verbrennungen verursachen

kann. Zudem kann der Schrittmacher gestört oder durch den Magnetschalter ausgeschaltet werden.

Bei Vorliegen von **relativen Kontraindikationen** wird das MRT nach individueller Abwägung von Nutzen und Risiko durchgeführt. Zu den relativen Kontraindikationen zählen z.B.:

- größere Metallsplitter (z.B. Granatsplitter aus Kriegsverletzungen),
- Aneurysmaclips
- ferromagnetische Endoprothesen
- künstliche Herzklappen mit ferromagnetischen Bestandteilen
- Klaustrophobie

Gefährlich sind z.B. früher verwendete ferromagnetische Aneurysmaclips, die sich aus ihrer Position lösen könnten und massive Blutungen auslösen können. Gefährlich sind auch Metallsplitter, vor allem wenn Sie im Auge sitzen und Schäden am Sehnerv verursachen könnten. Außerdem kann jeder ferromagnetische Gegenstand in der Nähe des Tomographen zu einer großen Gefahr werden (Missile Effekt). Des weitern sind magnetische Wechselfelder zu beachten, die von den Gradientenspulen erzeugt werden. Diese können optische Halluzinationen sowie Stimulationen peripherer Nerven verursachen. Die möglichen Schäden auf den menschlichen Foetus sind noch nicht vollständig geklärt.

Sternumcerclagen, die nach Thorakotomien verwendet werden, stellen in der Regel keine Kontraindikation gegen eine MRT dar.

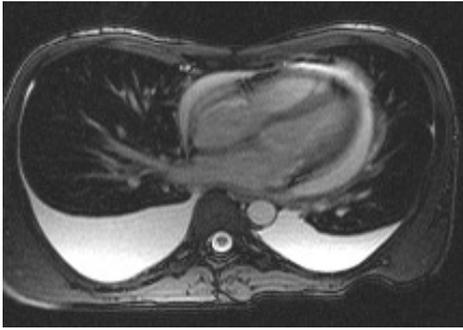
### **4.2.3. EKG- , puls- und atemgesteuerte Triggertechniken**

Aufgrund der unvermeidbaren hochgradigen Pulsations-, Fluss- und Atemartefakte ist bei der thorakalen MRT zumindest eine Triggertechnik notwendig. Allgemein hat sich die EKG Triggerung etabliert, da eine Atemtriggerung für viele Patienten unzumutbar ist und die Untersuchung zu lange dauern würde.

In dieser Arbeit wurde zur Minimierung der Bewegungsartefakte durch die Herzaktion der EKG- getriggerten Untersuchungstechnik Vorrang gegeben, da es bei der atemgesteuerten Triggertechnik zu unzumutbarer langer Untersuchungszeit gekommen wäre. Die EKG- Triggertechnik gehört mittlerweile zur Standardausrüstung eines MRT. Sie muss speziell für das MRT tauglich sein. Die EKG-Ableitungen bestehen in der Regel aus Kohlefaserkabeln, um keine Artefakte zu erzeugen [76]. Das EKG kann sowohl durch das statische Magnetfeld, als auch durch die Gradientenschaltung beeinflusst werden. Zur Triggerung wird die R- Zacke verwendet, wobei bei den meisten Systemen die erste positive Zacke mit der größten

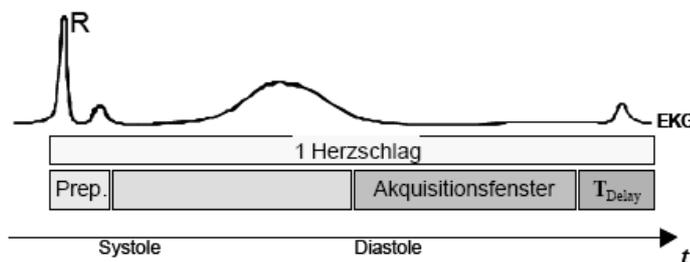
Amplitude als R- Zacke interpretiert wird (Abb.23). Deshalb sollte eine möglichst hohe Amplitude der R-Zacke eingestellt werden. Die Datenakquisition erfolgt mit einem gewissen Abstand (trigger dilay TD) zur R-Zacke, d.h. die TR- Zeit der Einzelechosequenzen orientieren sich an diesem TD und der Länge des RR- Intervalls. Somit können Einzelschichten auf vorher definierte Phasen des Herzzyklus getriggert werden. Sollen Aufnahmen zu verschiedenen Phasen des Herzzyklus mit unterschiedlichen TR Intervallen aufgenommen werden, wird das "gaten" verwendet. Eine Sonderform des "gaten" stellt das "retrospective gating" dar. Das EKG wurde während der Akquisitionszeit kontinuierlich aufgenommen und erst in der Rekonstruktionsphase dem jeweiligen Bild zugeordnet. Mit dieser Art der Sequenzsteuerung können Aufnahmen des Herzen über den gesamten Herzzyklus mit unterschiedlicher zeitlicher Auflösung gewonnen werden, was insbesondere für funktionelle Untersuchungen wie Wandbewegungsanalysen und Flussmessungen von Vorteil ist [87]. Sollte ein EKG-Triggerung wegen unzureichender Ableitung nicht möglich sein, kann diese Art der Steuerung auch für eine Pulstriggerung angewendet werden. In der Regel wird jedoch eine prospektive Triggerung für die reine Bildgebung mittels SE- Sequenzen mit einem fixen Trigger delay (TD) von der R-Zacke des Oberflächen II. EKG verwendet [73]. Die abgeleiteten Signale werden sowohl durch das statische Magnetfeld als auch durch den RF- Puls und die Gradientenschaltung beeinflusst. Hierbei ist es jedoch wichtig zu berücksichtigen, dass die Oberflächenelektroden auch andere elektrische Ströme registrieren, z.B. solche, die durch das magnetische Feld des Blutstromes selbst in Aorta und Kammern induziert werden. Dieses Feld kann so ausgeprägt sein, dass es vom System als T-Welle oder sogar als R-Zacke fehlinterpretiert wird. In der Regel können solche Effekte bei Positionierung der Elektroden erkannt und durch andere Platzierung behoben werden. Trotzdem wurden andere Triggerverfahren wie „pressure gating“ oder die Pulsoxymetrie [74, 75] entwickelt.

Die Pulsmessung erfolgt je nach Ableitbarkeit mit einem Infrarotsensor an der Fingerbeere oder Fussendgliedern. Die Pulsmessung stellt somit eine weitere Möglichkeit der Sequenzsteuerung dar, die bei starken Artefakten durch das statische Magnetfeld oder die Gradientenschaltung bzw. bei niedriger R-Amplitude anstelle der EKG- Steuerung eingesetzt werden kann. Fehlermöglichkeiten dieser Steuerung ergaben sich natürlich bei Pulsdefiziten z.B. bei bestehendem Vorhofflimmern.



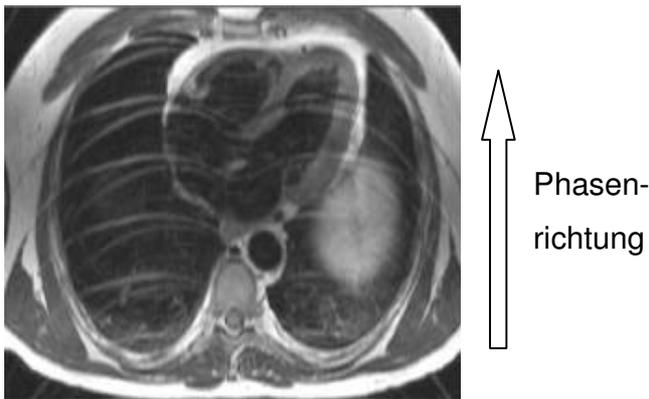
**Abb. 22:** Axiales MR-Bild eines Patienten mit Perikarderguss und Flüssigkeits-einlagerungen im Rückenbereich. Potenzielle Artefakte aufgrund von Atmung und der Eigenbewegung des Herzens sind durch EKG-getriggerte Messung im Atemstillstand und Datenakquisition in der späten Diastole weitgehend eliminiert.

Der zeitliche Abstand der Pulswelle von der R-Zacke muss bei der Einstellung des TD berücksichtigt werden. Die Elektroden werden ventral oder dorsal in Abhängigkeit der elektrischen Herzachse angelegt. Die Registrierung erfolgt meistens mit drei Elektroden. Bei der Qualität der EKG– Aufzeichnung gibt es deutliche Einschränkungen, die sich z.B. bei Patienten mit Vorhofflimmern ergeben. Dabei ist keine Abstimmung der Repetitionszeit auf das RR– Intervall möglich und die Aufzeichnung ist für die Untersuchung unbrauchbar. In diesem Zusammenhang ist auch eine spezifische Reaktion von Patienten zu verzeichnen, bei denen nach dem Einschalten der Triggerung das eigene herzfrequenzsynchrone Untersuchungsgeräusch Angstzustände auslöste und die Untersuchung abgebrochen werden musste. Bei den meisten Systemen erfolgt die EKG-Registrierung mit drei Ableitungen. Neuere Techniken [77], die eine Echtzeitbildgebung erlauben, können sogar ganz auf eine Triggerung verzichten.



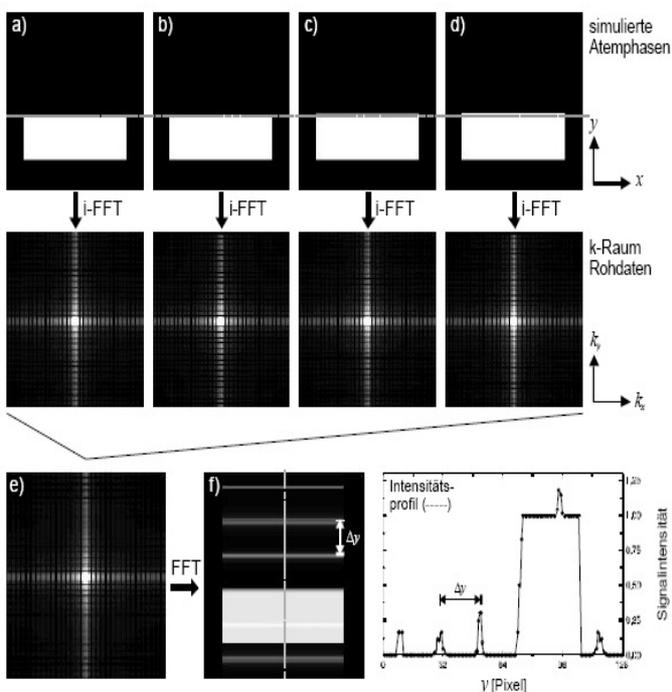
**Abb.23:** Schematische Darstellung der EKG-getriggerten morphologischen Bildgebung. Die Datenakquisition wird in eine späte Phase der Herzaktion (Diastole) gelegt.

Aufgrund der Atmung kann sich das Herz in der Größenordnung von 2-3 cm bewegen, was bei nicht an die Atembewegung angepassten Aufnahmetechniken so genannte Geisterbilder und Unschärfe im Bild zur Folge haben kann.



**Abb. 24:** Typische Atemartefakte bei einer MR-Untersuchung. Durch die periodische Atembewegung während der Datenaufnahme entstehen Geisterbilder der sich bewegenden Bauchdecke. Anzahl und Abstand dieser Geisterbilder in Phasenrichtung stehen in direktem Zusammenhang mit den Messparametern und der Atemfrequenz.

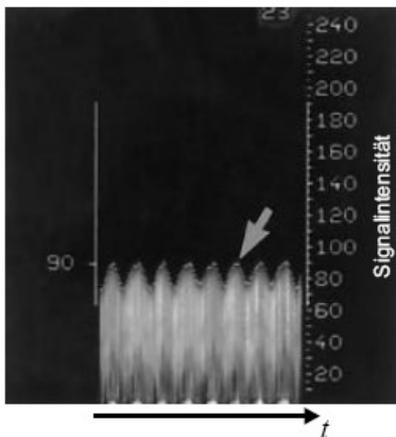
Bei MR-Untersuchungen ohne Anpassung an die Atembewegung werden einzelne k- Raum Zeilen zu verschiedenen Atemphasen akquiriert. Damit wird die Rohdatenmatrix entlang der Phasenrichtung mit periodisch modulierten MR-Signalen, unterschiedlichen Atempositionen entsprechend, aufgefüllt. Diese Periodizität findet sich umgekehrt proportional in Abstand und Anzahl von so genannten Geisterbildern der sich bewegenden Körperregionen im rekonstruierten MR-Bild wieder.



**Abb. 25:** Atemartefakte mit einem simulierten Rechteckobjekt dessen Ausdehnung in  $y$ -Richtung vier unterschiedlichen 'Atemphasen' (a-d) entspricht. Nach jeweils inverser Fouriertransformation (i-FFT) wurden die k-Raum Zeilen aus verschiedenen Atemphasen in der Reihenfolge a b c d c b a in eine neue k-Raum Datenmatrix einsortiert (e), so dass diese der Datenakquisition bei periodischer 'Atembewegung' mit einer Periodendauer  $Dk$   $y$  in der kombinierten Rohdatenmatrix (e) entspricht. Nach Fast-Fourier-Transformation (FFT) sind im rekonstruierten MR-Bild (f) typische Atemartefakte mit einer Periodizität von  $y$   $Dy = N Dk$  erkennbar, wobei  $Ny$  die Anzahl der k-Raum Zeilen entlang der Phasenkodierrichtung bezeichnet. In der hier gezeigten Simulation, bei einer Periodizität von  $D = 6$  Pixel  $y$   $k$  in der kombinierten Rohdatenmatrix (e), ergeben sich periodische Streifenartefakte im Abstand  $Dy = 22 \frac{1}{3}$  Pixel. Der Graph unten rechts zeigt das Intensitätsprofil entlang der gestrichelten Linie in Bild (f).

Um diese Artefakte zu minimieren existieren verschiedene Ansätze [51-58]: Nach Atemphasen geordnete Phasenkodierung (Respiratory Ordered Phase Encoding, ROPE),

Navigator-Techniken oder durchführen der gesamten Messung während einer Atem-anhaltephase. Der ROPE Algorithmus ist für funktionelle Untersuchungen jedoch nicht geeignet, da die Geisterbilder zwar eliminiert werden können, aber immer noch Unschärfe im MR-Bild bestehen bleibt. Im Falle der Datenakquisition mit Navigator- Techniken wird durch kurze, regelmäßig wiederholte Messungen einer Projektion des Intensitätsverlaufs am Lunge-Zwerchfell-Übergang und Auftragung als Funktion der Zeit (Abb. 26) ein Navigatorsignal generiert, dessen periodischer Verlauf die Atembewegung widerspiegelt. Durch Definition eines Messfensters, das einer bestimmten Atemposition entspricht, kann die Messung so gesteuert werden, dass die MR-Daten nur innerhalb dieses Fensters akquiriert werden. Allerdings ist neben der Anfälligkeit auf Patientenbewegung mit dieser Messmethode eine lange Gesamtuntersuchungszeit (5–10 Minuten) verbunden, da zusätzlich das EKG-Signal aufgezeichnet werden muss und nur bei Koinkidenz beider Meßfenster die Datenakquisition erfolgen kann. Die Untersuchungsdauer kann etwas verkürzt werden, indem während der gesamten Messzeit Daten akquiriert werden und das Navigatorsignal für die Rekonstruktion der MR-Bilder verwendet wird, indem die Phasen mit der meisten Atembewegung in die äußeren Bereiche des k-Raum gelegt werden, um deren Einfluss auf den Bildkontrast zu minimieren.



**Abb. 26:** Navigatorsignal zur Atemtriggerung. Die Messung der Projektion der Signalintensitäten einer Schicht orthogonal zum Lunge-Zwerchfell-Übergang repräsentiert als Intensitäts-Zeit-Verlauf die Atembewegungun kann als Triggersignal für die Messung selbst oder nach Aufzeichnung zur Steuerung der Bildrekonstruktion verwendet werden.

Die Untersuchung im Atemstillstand ist einfachste Methode und hat den Vorteil, dass die Position des Herzens für wiederholte Messungen bis auf wenige Millimeter reproduziert werden kann, wenn die Untersuchungen in Endexpiration durchgeführt werden. Hier kann im Vergleich zu den anderen Methoden die beste Bildqualität erzielt werden, da die Atembewegung während der Messung vollständig ausgeschaltet wird. Nachteilig wirkt sich

hingegen aus, dass die Gesamtdauer einer Messung 15-20 Sekunden nicht überschreiten darf. Dieses Zeitfenster limitiert die mögliche räumliche und zeitliche Auflösung sowie das Signal-Zug-Rausch-Verhältnis und stellt zudem hohe Anforderungen an die Hardware des MR-Systems, da schnelle Pulssequenzen mit kurzer Wiederholzeit  $TR$  für die Datenakquisition nötig sind.

#### **4.2.4. Untersuchungsmethodik und getriggerte Sequenzen**

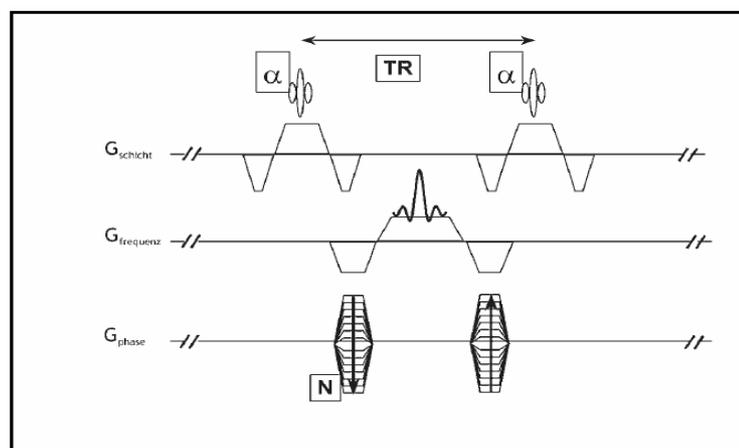
Zu Beginn einer MRT-Untersuchung des Thorax wurde eine transversale EKG-getriggerte multiphasische T1-gewichtete Schichtführung mit einer Schichtdicke von 2-5mm gewählt. Mit einem Distanzfaktor von 5% wurde das Herz in der Regel von der Ventilebene bis zur Apex mittels einer einzelnen transversalen Spin-Echo-Sequenz mit 12-18 Schichten dargestellt. Bei allen transversalen Ebenen ist es sinnvoll, schichtparallele Ebenen (d.h. kranial und kaudal der Schichten platzierte Ebenen) zu verwenden, um Fluss- und Vorsättigungspulse zu reduzieren oder völlig zu vermeiden. Es wurden zwei aneinander T1-gewichtete Spin-Echosequenzen verwendet, um eine kontinuierliche Schichtung des Thorax von der oberen Thoraxapertur bis zum Zwerchfell zu erlangen. Als Überlappungsbereich der Sequenzen hat sich die Ventilebene des Herzens erwiesen. Die Parameter wie Schichtposition, Distanzfaktor, Schichtdicke und Bildmatrix müssen während des gesamten Untersuchungsablaufs in transversaler Schichtebene beibehalten werden, um Rekonstruktionen und Nachbearbeitungsverfahren anwenden zu können. Die Repetitionszeit bei den T1- und T2-gewichteten Sequenzen muss der Herzfrequenz unbedingt angepasst werden, um die Bildqualität konstant zu halten. Hierbei ergibt die ideale Repetitionszeit eine Reduktion des einfachen RR-Abstandes um 10%, so dass in Abhängigkeit der Herzfrequenz die Repetitionszeit bei 500 - 1000 ms liegt. Bei einer Matrix von 192 / 256 x 512 und 4 Akquisitionen ergibt sich eine Messzeit von 5 - 8 Minuten. Bei T2-gewichteten Sequenzen ist die Repetitionszeit länger und muss mit einem 2 - 3 x RR-Abstand mit 10% berechnet werden. Die Akquisitionszeit wird hierbei reduziert, um eine gleiche Bildqualität im selben Zeitraum zu bekommen. T2-gewichtete Sequenzen spielen bei Routineuntersuchungen des kardiovaskulären Systems eine untergeordnete Rolle, sofern keine raumfordernden, inflammatorischen, aneurysmatischen und thrombotischen Veränderungen vorliegen.

### 4.2.5. Cine-MRT

In dem Cinemode werden die Bildinformationen in einer Schicht über dem gesamten Herzzyklus akquiriert. Der retrospektive Triggermodus beruht auf einer kontinuierlichen und gleichzeitigen EKG- Aufzeichnung. Nachdem die Sequenz beendet ist, wird das RR- Intervall in 12 - 36 Herzphasen unterteilt und dann erst den entsprechenden Abbildungen zugeordnet. Man kann dann die Bilder im Anschluss in ein Cinemode- Programm laden und sich diese bewegten Bilder als Kurzfilm anschauen. Mittels schneller Gradienten- Echo- Sequenzen hat sich die Cine- MRT zur Evaluation der Herzfunktion etabliert. Sie dient mittlerweile als Referenzdiagnostik für neue MRT- Techniken. Die Cine- MRT erlaubt nicht nur die Erfassung der linksventrikulären Funktion und Masse, sondern gibt zusätzlich eine exakte Darstellung regionaler Wandbewegungsstörungen und Änderungen der Wanddicke. [ 63, 64, 65 ]

Die „True Fast Imaging with Steady State Precession“ – Sequenz hat sich als optimale MRT- Sequenz für die Cine- MRT etabliert (trueFISP). [66, 67, 68, 71, 72, 89, 90]

Bei den klassischen Spin- Echo- Sequenzen wie z.B. der „Fast low Angle Shot “ Sequenz (FLASH) kommt nach mehreren Kleinwinkelanregungen durch die Abhängigkeit der T1– Zeit vom Auslesewinkel zu einem dynamischen Gleichgewichtszustand der longitudinalen Magnetisierung zwischen Relaxation und Auslenkung. Durch das so genannte Spoiling wird die verbliebene transversale Magnetisierung nach jeder Auslenkung zerstört, um Artefakte zu vermeiden. Gegenteilig hierzu werden bei trueFISP- Sequenzen Gradienten zur Refokussierung der durch die Schichtwahl und Ortskodierung erzeugten Dephasierung eingesetzt (Abb. 27).



**Abb. 27:** trueFISP- Sequenz

Hier kommt auch zur Ausbildung eines Gleichgewichtszustandes der transversalen Magnetisierung, wobei man viele Signale bei extrem kurzer Repetitionszeit TR erhält.

Der Kontrast zwischen Myokard und Blut hängt bei den Spoil- Gradienten- Echo- Sequenzen in erster Linie vom Einstrom des ungesättigten Blutes in die Schicht ab. Dies ist insbesondere bei niedriger Flussgeschwindigkeit wie bei eingeschränkter linksventrikulärer Funktion wichtig, da dann relativ lange Repetitionszeiten erforderlich sind. Hauptsächlich dient die trueFISP Sequenz zur Bestimmung des Myokard- Blut- Kontrastes. Eine wesentliche Reduktion der Aquisitionszeit in der trueFISP Cine- MRT konnte bei gleicher räumlicher Auflösung und deutlicher Verbesserung der (Signal zu Rausch Verhältnis = Signal- to- noise- ratio) SNR in mehreren Studien bewiesen werden. [89,90,71,72]

#### **4.2.6. HF- Elektronik und Spulen**

Die HF-Elektronik eines MR-Systems hat die Aufgabe, die gepulste HF-Leistung für die Anregung der Kernresonanz zu erzeugen und die von der Empfangsspule registrierten Signale für die Weiterverarbeitung zur Bildrekonstruktion aufzubereiten. HF-Spulen erzeugen das magnetische Wechselfeld zur Anregung der Kernspinresonanz und empfangen die von der präzidierenden transversalen Magnetisierung in der Spule induzierte Spannung. Da es bei der Bildgebung nicht erforderlich ist HF-Pulse einzustrahlen und gleichzeitig MR-Signale zu empfangen, kann eine einzige Spule sowohl Sende- als auch Empfangseinheit sein (Transmit-Receive (T/R) Coils). Es ist aber genauso möglich, separate Spulen zum Senden bzw. Empfangen einzusetzen. HF-Spulen können in zwei Gruppen eingeteilt werden: Volumenspulen, die auf die Homogenität des eingestrahlten HF-Feldes im Bereich der für die Bildgebung relevanten Regionen optimiert sind und Oberflächenspulen, deren Stärke in verbessertem Signal-zu Rausch- Verhältnis auf Kosten der HF-Homogenität liegt. Daher wird bei Messungen mit Oberflächenspulen üblicherweise eine separate Volumenspule zur Erzeugung der HF-Pulse verwendet.

### **4.2.7. HF- Sendespule**

Innerhalb der Gradientenspule befindet sich die HF-Sendespule, die in einem Sender erzeugte HF-Pulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Kernresonanzanregung des zu untersuchenden Objekts umwandelt. Mit Hilfe des Hochfrequenzsenders wird die für den Magnetresonanzvorgang notwendige Anregungsenergie auf die Kernspins übertragen, wobei die Frequenz des Hochfrequenzsenders auf die Resonanzfrequenz der Kernspins abgestimmt ist.

### **4.2.8. Empfangsspulen**

Die Resonanzsignale der Protonenspins werden durch eine in einen Schwingkreis integrierte Spule registriert, die in die Nähe der zu untersuchenden Probe gebracht wird. In dieser Empfangsspule werden durch die präzedierende Quermagnetisierung Spannungssignale induziert, die digitalisiert und je nach Aufnahmetechnik (Pulssequenz) entsprechend weiterverarbeitet werden. Die für diese Arbeit relevanten Messungen wurden unter Verwendung einer 4-Element- Phased-Array Körperspule durchgeführt, die aus einer geeigneten Anordnung von vier Oberflächenspulen besteht. Um das Signal-zu-Rausch Verhältnis zu erhöhen wird bei diesen Spulen eine Anordnung kleinerer Spulenelemente im Gegensatz zu einer einzigen großen Spule verwendet.

Die Anordnung ist so gewählt, dass wie bei großen Einzelspulen auch größere Volumina abgedeckt werden können. Üblicherweise führt die Untersuchung eines Objekts mit mehreren, räumlich nahe beieinander liegenden Oberflächenspulen zu Interferenzen, die in Signalauslöschungen und schlechter Bildqualität resultieren. Für bestimmte geometrische Anordnungen können diese Interferenzen jedoch vermieden werden, so dass die einzelnen Spulenelemente als unabhängig betrachtet werden können. Die in den einzelnen Elementen empfangenen Signale können dann kombiniert werden, wobei sich deren Intensitäten addieren, während die Rauschanteile nur proportional zur Wurzel aus der Anzahl der Spulenelemente wachsen. Das Signal-zu-Rausch Verhältnis wird daher im Vergleich zu einer Empfangseinheit mit einer Einzelspule bei gleicher Volumenabdeckung deutlich verbessert. Ein Nachteil bei der Verwendung von Oberflächenspulen ist die Intensitätsabschwächung des Signals in Abhängigkeit vom Abstand zur Spulenebene. Diese Inhomogenität kann aber leicht durch Nachverarbeitung mit entsprechenden Filtern korrigiert werden.

### **4.3. Beschreibung der statistischen Methoden**

Die statistischen Auswertungen wurden mit Hilfe von SPSS für Windows, Version 14.0 (SPSS Inc., U.S.A.) durchgeführt. Die Darstellung der kontinuierlichen Variablen erfolgte als Mittelwerte, während als Streumaße die Standardabweichungen und Standardfehler gewählt wurden. Die kontinuierlichen Variablen wurden mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests hinsichtlich ihrer Normalverteilung überprüft. Alle der getesteten Variablen wiesen eine Normalverteilung auf (Kolmogorov-Smirnov-Test:  $p > 0,05$ ). Bei den Mittelwertvergleichen wurden daher Tests für normalverteilte Stichproben herangezogen. Beim Vergleich von 2 unabhängigen, normalverteilten Stichproben wurde der t-Test verwendet, während beim Vergleich von mehr als 2 unabhängigen, normalverteilten Stichproben die einfaktorielle ANOVA Anwendung fand. Bei allen durchgeführten Tests erfolgte eine zweiseitige Signifikanzüberprüfung, wobei für alle statistischen Tests ein p-Wert  $< 0,05$  als statistisch signifikant angenommen wurde. In den graphischen Darstellungen, die ebenfalls mit SPSS erstellt wurden, wurden zur Veranschaulichung der Mittelwerte Fehlerbalken verwendet, wobei als Streumaß aufgrund der großen Streubreite die Standardfehler aufgeführt wurden. Die kategorisierten Daten wurden graphisch mit Hilfe von Balkendiagrammen dargestellt.

### **4.4. Kardio MRT – Die Kosten**

In Anbetracht der der Finanzierungsprobleme im Gesundheitswesen ist auch die Frage von Bedeutung, welche Vorteile die MRT gegenüber anderen Bildgebenden Untersuchungsverfahren hat, aber auch welche Kosten dafür zu veranschlagen sind.

Die kernspintomographische Diagnostik des Herzens im beschriebenen Umfang wird zur Zeit von den gesetzlichen Krankenkassen nicht übernommen. Insofern handelt es sich bis auf wenige spezielle Ausnahmen um eine privatärztliche Leistung, die dem Patienten persönlich in Rechnung gestellt werden muss. Von den privaten Krankenkassen werden die Kosten in der Regel unbeanstandet erstattet. Die Höhe der Kosten richtet sich nach dem Untersuchungsaufwand und der individuellen Fragestellung. Durch die größere Produktionsserien sind MRT-Scanner erheblich billiger geworden, dabei ist die Feldstärke des Scanners für den Preis ausschlaggebend. Die Anschaffungspreise für die MRT – Scanner liegen zwischen 1 Mio. € und 2,5 Mio. €. Die Angaben dienen zur groben Orientierung und sind stark von der Ausstattung des jeweiligen Gerätes abhängig [148].

## **5. Ergebnisse**

### **5.1. Probandenkollektiv**

#### **5.1.1. Probandenkollektiv 1a und 2a (Triggertechnik)**

Bei diesem Kollektiv wurden die MRT- Bilder im offenen „Siemens Magnetom, Open Concerto 0,2T“ (Probandenkollektiv 1a) und im geschlossenen Kernspintomographen „Siemens Magnetom Symphoni“, mit einer statischen Magnetfeldstärke von 1,5 T (Probandenkollektiv 2a) hinsichtlich der Eignung der verschiedenen Kombinationen von Patientenlagerung und Elektrodenpositionierung zur EKG– Triggerung unter Berücksichtigung aller Einzelbilder und Probandenuntersuchungen bewertet. Es wurde nach Vorhandensein von Artefakten sowie der Erkennbarkeit von Detailstrukturen in vier Qualitätskategorien unterteilt:

Kombination von Probandenlagerung und Elektrodenpositionierung: Nicht geeignet (0), mäßig geeignet (1), gut geeignet (2), und optimal geeignet (3).

Zu erwarten wäre, aufgrund der Einschränkung der Thoraxexkursion in Bauchlage, dass eine Reduktion der Atemartefakte und damit eine Verbesserung der Untersuchungsqualität stattfindet. Eine Abweichung von der erwarteten theoretischen Untersuchungsqualität und damit artefaktärmeren Bildqualität, ist auf die unbequeme Bauchlage im Gegensatz zur Rückenlage zurückzuführen. Durch zusätzliche und individuell angepasste Lagerungshilfen haben sich die Bewegungsartefakte nicht bessern oder eliminieren lassen. Im Allgemeinen lässt sich als Ergebnis dieses Probandenkollektivs festhalten, dass eine unkonventionelle Körperlagerung in der MRT keine Verbesserung der Untersuchungs- und somit der Bildqualität bringt. Gegenteilig zeigt jedoch die Probandenserie, dass bei schlechtem Triggerergebnis in konventioneller Lagerungs- Elektroden- Kombination (Rückenlage / Brustelektroden) der Versuch eines Wechsels der Elektrodenposition und / oder der Körperlagerung nicht von vornherein aussichtslos erscheint (Tabelle 9). Davon unabhängig betrachtet man die Patienten mit Vorhofflimmern oder andere Arrhythmien, da bei diesen Patienten die Triggerung sich nur sehr selten einstellen und verbessern lässt. Hierbei könnten ultraschnelle Spin- Echo- Sequenzen mit geringerer Störanfälligkeit bei Arrhythmien Abhilfe schaffen. Während die Rückenlagerung mit Anbringung der EKG – Elektroden an der Brustwand (Kombination 1) sich für optimal für die Durchführung der Untersuchungen erwies, zeigte sich als nicht geeignete Technik, die Bauchlagerung mit Anbringung der EKG- Elektroden im Brustbereich (Kombination 3).

**Tab. 9:** Beurteilung der verschiedenen Kombinationen von Körperlagerung und Elektrodenpositionen

	<b>Kombination 1</b> Rückenlagerung Brustelektroden	<b>Kombination 2</b> Rückenlagerung Rückenelektroden	<b>Kombination 3</b> Bauchlagerung Brustelektroden	<b>Kombination 4</b> Bauchlagerung Rückenelektroden
Aorta ascendens	3	3	2	2
Aorta descendens	2	2	1	2
Tc. brachioceph.	1	2	1	1
Tc. pulmonalis	2	2	2	1
Aa. pulmonalis	2	2	2	2
V. cava superior	1	1	1	1
V. azygos	1	0	0	0

Legende: 0= nicht geeignet; 1= mäßig geeignet; 2= gut geeignet; 3= optimal geeignet

Bei der Kombination 3 mussten sich die Probanden auf die Elektroden bzw. die Zuführenden Kabel legen was ebenfalls als unangenehm empfunden worden ist. Daher entschlossen wir uns für die Anbringung der EKG – elektroden nach Kombination 1 was sich auch im späteren Verlauf der Studie als Günstig erwies.

## **5.2. Messreihe II**

### **5.1.1. Messreihe 1b und 2b**

Gemäß dem Untersuchungsprotokoll in den Probandenkollektiven 1b und 2b erzielten Ergebnisse wurden hinsichtlich ihrer Eignung zur Darstellung der thorakalen Gefäße und des Retrosternalraums beurteilt. Entsprechend dieser Beurteilung wurden minimale und erweiterte Sequenzprotokolle zur optimalen Untersuchung des Retrosternalraums und der thorakalen Gefäße erstellt (Tab. 10).

**Tab. 10:** Probandenkollektive 1b und 2b

Bewertung der verschiedenen Bildebenen zur Darstellung der Großen Gefäße und Mediastinums in SE= Spinechotechnik (T1-Gewichtung, prospektive EKG-Trigg.) und E= Gradientenechotechnik

<b>Darstellung</b>	<b>Angewandte Schichtorientierung</b>		
	<b>Sagittal (SE/GE)</b>	<b>Koronar (SE/GE)</b>	<b>Transversal (SE/GE)</b>
Aorta ascendens	1/1	1/1	3/2
Isthmus aortae	2/2	1/1	1/1
Aorta descendens	2/2	2/2	3/3
Tc. pulmonalis	3/3	2/2	3/3
Rechter Ventrikel	3/3	2/2	3/3
Aae. pulmonalis	0/0	3/3	1/1
Vv. cavae	2/2	2/2	3/3
Apex cordis	2/2	1/1	3/3

Legende: 0= nicht geeignet; 1= mäßig geeignet; 2= gut geeignet; 3= optimal geeignet

Wie bereits schon erwähnt, dauerte dieser Untersuchungsgang sehr lang (ca. 1 Stunde). Im offenen Kernspintomographen ist die Untersuchungsdauer noch länger, da hier die Bildqualität und Auflösung sich auf den zeitlichen Verlauf niederschlägt. Die Untersuchungszeit ist außerdem von der Herzfrequenz des Probanden abhängig. Zudem besteht hier außerdem die Problematik, dass die an der Studie teilnehmenden Patienten aufgrund ihrer kardialen Erkrankungen oftmals nur zeitlich bedingt flach auf dem Rücken im Tomographen liegen konnten. Dies war ebenfalls ein Faktor, welcher sich auch auf die Auflösung der Bilder niederlegte. Die Untersuchungszeit verlängerte sich zudem noch mehr bei der Bildgebung im offenen MR – Tomographen. Aus diesem Grund wurde die Bildgebung in sagittaler und transversaler T1- gewichteter und EKG getriggelter Schnittbildtechnik an dem geschlossenen MR- Tomographen (Siemens Sonata, 1,5 T) durchgeführt.

### **5.3. In vitro Untersuchung an einem Rindersteak**

Die MRT – Untersuchung des Adhäsionsschutzes in einem Rindersteak zeigte, dass die bisher angewandten Sequenzen auch unter optimalen Bedingungen, unabhängig von der Schichtorientierung, die Membran nicht erkennen und darstellen konnte. Zusammenfassend stellten wir fest, daß die zu untersuchende Membran nicht darzustellen ist, da die räumliche Auflösung des Gerätes nicht ausreicht.

### **5.4. Patientenkollektive**

Das zu untersuchende Kollektiv bestand aus 30 Patienten, wobei zum Zeitpunkt der Re-Operation keiner der 30 Patienten frei von retrosternalen- und intrapericardialen Adhäsionen war. Dies wurde auch seitens der Operateure anhand des intraoperativen Befundes bestätigt. Hinsichtlich der Operationszeiten, die durch die Schnitt- Hautnaht- Zeit, Abklemm- Zeit der großen Gefäße sowie der Bypass- Zeit dokumentiert waren, gab es zwischen den Gruppen ohne Membran, bzw. mit bioresorbierbarer Membran oder nicht resorbierbarer Membran keine klinisch relevanten Unterschiede (Tab. 11). Während der Operation wurden keine negativen Ereignisse wie Blutungen, Tamponaden oder ähnliche Komplikationen beobachtet. Die präoperative MR- Auswertung erfolgte durch optische Analyse der verschiedenen Graustufen in diastolischen und systolischen Messungen.

**Tab. 11:** Dokumentation der Operationszeiten  
n = Anzahl; min. = Minuten

n =	keine Membran	bioresorbierbare Membran	nicht resorbierbare Membran
	10	10	10
Bypass-Zeit:	99 ± 37 min.	144 ± 63 min.	139 ± 49 min.
Abklemm-Zeit:	62 ± 34 min.	78 ± 47 min.	66 ± 26 min.
Operationszeit:	206 ± 61 min.	249 ± 74 min.	284 ± 49 min.

Die erhobenen Befunde korrelierten gut mit den intraoperativen Erkenntnissen hinsichtlich der Lage und Formation der Adhäsionen. Dagegen waren die im MR prognostizierten Dichten der Adhäsionen weniger zuverlässig im Vergleich zu den intraoperativen Angaben (Tab. 12).

**Tab. 12:** Intraoperative Einschätzung von pericardialen Adhäsionen mit intraoperativem Score (0-4) und präoperativem MR Score  
Adhäsionsscore: 0=keine, 1=minimal, 2=mäßig, 3=schwer, 4=extrem schwer

Adhäsion	intraoperative Auswertung					präoperative MR Auswertung				
	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4
Große Gefäße		5	8				2	6	5	
Rechter Ventrikel		5	8					6	7	
Apex	1	7	3	4				6	7	

Ein Jahr nach der Operation waren die präoperativ MR- tomographisch erkannten Adhäsionen an denselben Stellen sichtbar, wobei der geschätzte Grad der Adhäsionen bei einigen Patienten etwas niedriger war (Punkte 0-1).

Die Befunde wurden - wie in der präoperativen MR – unabhängig von verwendeten Membranen erhoben (Tab. 13).

**Tab. 13:** Prä- und postoperative MR- Auswertung von pericardialen Adhäsionen  
Adhäsionsscore: 0=keine, 1=minimal, 2=mäßig, 3=schwer, 4=extrem schwer

Adhäsion	präoperative MR- Auswertung					postoperative MR- Auswertung				
	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4
Große Gefäße		2	6	5		1	3	5	11	
Rechter Ventrikel			6	7		1	3	9	7	
Apex			6	7			2	6	12	

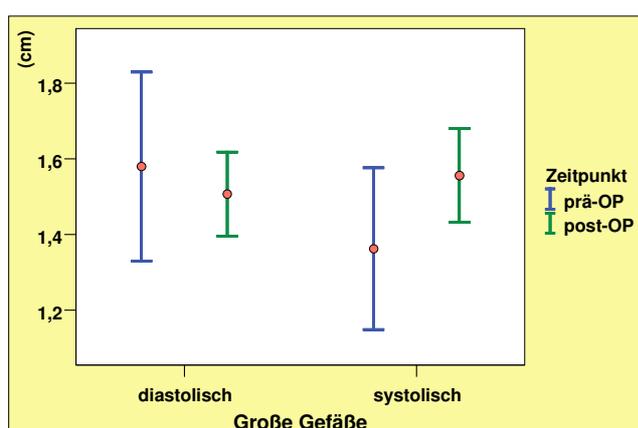
Dies zeigte sich ebenfalls in unseren durchgeführten Messungen in den Cine– Sequenzen. Die perikardialen Adhäsionen wurden an fünf Positionen prä- und postoperativ ausgewertet: (1.) Entlang der großen Gefäße (Aorta ascendens und A. pulmonalis), am rechten (2.) Atrium, an der (3.) ventralen Wand des rechten Ventrikels und an der (4.) Spitze hin zur diaphragmalen Oberfläche (posterolateral).

Das Ausmaß der retrosternalen Adhäsionen wurde durch die maximale Bewegung des Herzens quantitativ an der sternalen Rückseite durch das Messen des Abstandes zwischen dem Herz und der Rückseite des Sternums auf mehrfachen Niveaus in der diastolischen und systolischen Phase in den Filmsequenzen gemessen (Abb. 28a-28d und Tab. 14a-14d).

Dies wurde bei 20 Patienten prä- und postoperativ und bei 10 Patienten nur postoperativ durchgeführt. Die präoperative MR- Auswertung der Adhäsionen in den durchgeführten Filmsequenzen korrelierte mit dem intraoperativ gesehenen Befund hinsichtlich der Lokalisation und der Adhäsionsanordnung. Jedoch sind die vorausgesagten Dichten der Adhäsionen im MR– Bild, die wir ebenfalls bestimmen konnten, weniger zuverlässig im Vergleich mit dem intraoperativen Befund.

Die Adhäsionen, die als minimal im MR gekennzeichnet waren, waren auch leicht intraoperativ zu lösen, während im Gegensatz dazu die als stärker eingestuft Adhäsionsgrade auch dementsprechend schwerer zu lösen waren.

## 5.5. Vergleich der Messungen prä- vs. post-OP



**Abb. 28a:** Große Gefäße prä- und post-OP

**Tab. 14 a:** Vergleich der große Gefäße prä- und post-OP

Zeitpunkt	p
diastolisch	<b>0,793</b>
systolisch	<b>0,443</b>

Wie in Abb. 28a ersichtlich, wurden in den großen Gefäßen postoperativ diastolisch allenfalls geringfügig niedrigere Werte gemessen ( $1,5 \pm 0,9$  cm vs.  $1,5 \pm 0,6$  cm), während

systolisch etwas höhere Messwerte postoperativ erhoben werden konnten ( $1,6 \pm 0,7$  vs.  $1,4 \pm 0,7$ ). Weder diastolisch noch systolisch konnte dabei eine Signifikanz berechnet werden (Tab. 14a).

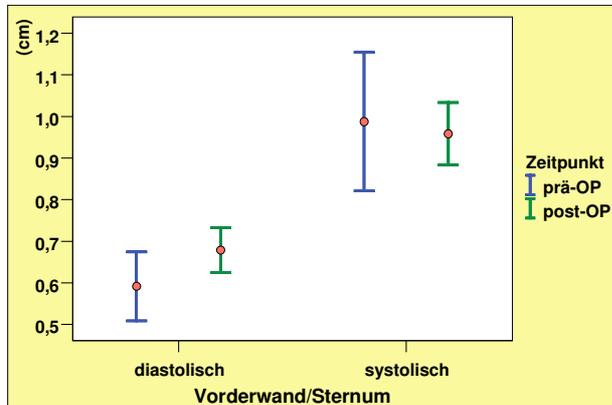


Abb. 28b Vorderwand/Sternum prä- und post-OP

Tab. 14 b: Vorderwand/Sternum prä- und post-OP

Zeitpunkt	p
diastolisch	<b>0,39</b>
<b>systolisch</b>	<b>0,875</b>

Im Bereich der Vorderwand wurden prä- und postoperativ für die diastolischen und systolischen Messungen keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen (Tab. 14b). So betragen die diastolischen Werte präoperativ  $0,6 \pm 0,3$  cm und postoperativ  $0,7 \pm 0,3$  cm und die systolischen Messungen  $1,0 \pm 0,6$  cm bzw.  $1,0 \pm 0,4$  cm (Abb. 28b).

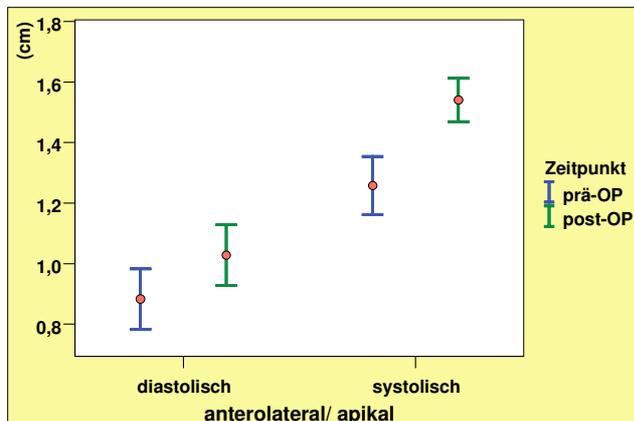


Abb. 28 c: anterolateral/apikal prä- und post-OP

Tab. 14c: anterolateral/apikal prä- und post-OP

Zeitpunkt	p
diastolisch	<b>0,314</b>
<b>systolisch</b>	<b>0,027</b>

Anterolateral/apikal wurden diastolisch präoperative Größen von  $0,9 \pm 0,3$  cm und postoperativ  $1,0 \pm 0,5$  cm ( $p=0,31$ ) dokumentiert, während systolisch die postoperative Messung signifikant höher ausfiel als die präoperative ( $1,5 \pm 0,4$  cm vs.  $1,3 \pm 0,3$  cm;  $p=0,03$ ).

## 5.6. Gesamte Messungen aller Lokalisationen

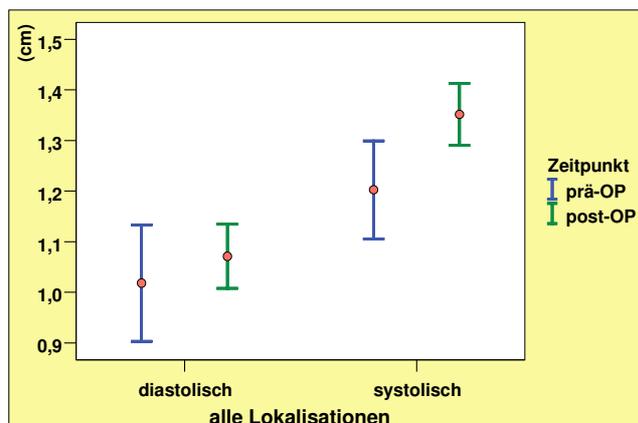


Abb. 28d: alle Lokalisationen prä- und post-OP

Tab. 14d: alle Lokalisationen prä- und post-OP

Zeitpunkt	p
diastolisch	0,689
systolisch	0,198

Wie der Abb. 28d zu entnehmen ist, konnten bei Analyse der Messungen aller Lokalisationen weder systolisch noch diastolisch signifikante Unterschiede nachgewiesen werden (prä- vs. postoperativ=  $1,0 \pm 0,7$  cm vs.  $1,1 \pm 0,6$  diastolisch bzw.  $1,2 \pm 0,6$  vs.  $1,4 \pm 0,6$ ; p für alle Vergleiche n.s).

## 5.7. Vergleich der 3 Gruppen

Nachfolgend (Tab. 15a-15i und Abb. 29a-29c) werden die Differenzen zwischen prä- und post-OP verglichen (= post- minus prä-OP).

Tab. 15a: Große Gefäße

Membran	Differenz diastolisch (cm)	Differenz systolisch (cm)
keine (n=2)	-0,09±0,20	0,05±0,06
Goretex (n=6)	-0,07±0,17	0,10±0,45
Seprafilm (n=3)	-0,12±0,22	0,14±0,45
Insgesamt (n=11)	-0,0882±0,17	0,10±0,38

Aufgrund der geringen Fallzahl ist eine Überprüfung auf signifikante Unterschiede wenig sinnvoll.

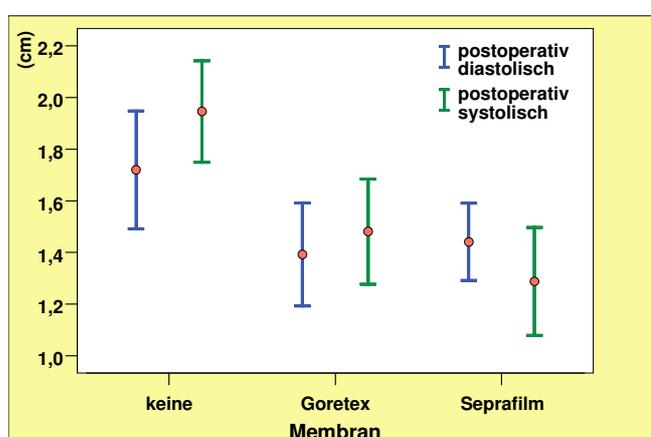
Tab. 15b: Vorderwand

Membran	Differenz diastolisch (cm)	Differenz systolisch (cm)
keine (n=2)	-0,02±0,08	-0,22±0,42
Goretex (n=6)	0,002±0,13	0,01±0,39
Seprafilm (n=3)	0,07±0,16	0,16±0,16
Insgesamt (n=11)	0,02±0,12	0,01±0,34

**Tab. 15c:** anterolateral/ apikal

Membran	Differenz diastolisch (cm)	Differenz systolisch (cm)
keine (n=2)	0,06±0,01	0,02±0,10
Goretex (n=6)	0,12±0,43	0,29±0,29
Seprafilm (n=3)	0,49±0,55	0,61±0,58
Insgesamt (n=11)	0,21±0,43	0,33±0,39

Aufgrund der geringen Fallzahlen wird auch hier auf einen statistischen Vergleich der Differenzen verzichtet. Nachfolgend wird jedoch der postoperative Messwert der einzelnen Gruppen miteinander verglichen:

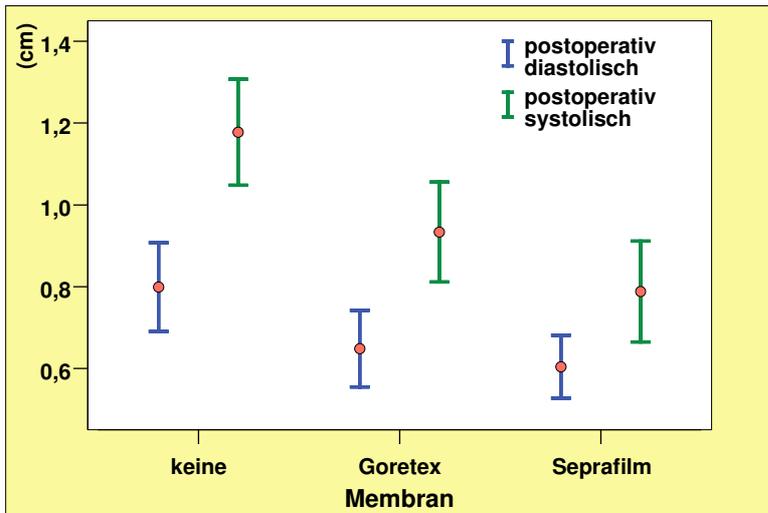
**Abb. 29a:** diastolische und systolische postoperative Werte in den großen Gefäßen bei unterschiedlichen Membranen

In Bezug auf die Dichte der Adhäsionen, die präoperativ mit den Cine- Sequenzen und ein Jahr postoperativ mit der MR- Bildgebung analysiert wurden, gab es postoperativ minimal weniger Adhäsionen bei Patienten mit der biologisch resorbierbaren Membran in Ebene der aufsteigenden Aorta und der Pulmonalarterien. Dies war aber ohne statistische Relevanz.

**Tab. 15d:** Große Gefäße

Membran	post-OP diastolisch (cm)	post-OP systolisch (cm)
Keine (n=9)	1,72±0,68	1,95±0,59
Goretex (n=11)	1,39±0,66	1,48±0,68
Seprafilm (n=10)	1,44±0,47	1,29±0,66
Insgesamt (n=30)	1,51±0,61	1,56±0,68

Beim Vergleich der postoperativen Ergebnisse bei unterschiedlichen Membranen zeigt sich, dass bei Patienten ohne Membranen postoperativ tendenziell höhere Messungen dokumentiert wurden als bei Patienten mit Goretex- oder Semprafilm-Membranen, wobei keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden konnte (ANOVA, p diastolisch = 0,46 und p systolisch = 0,10).

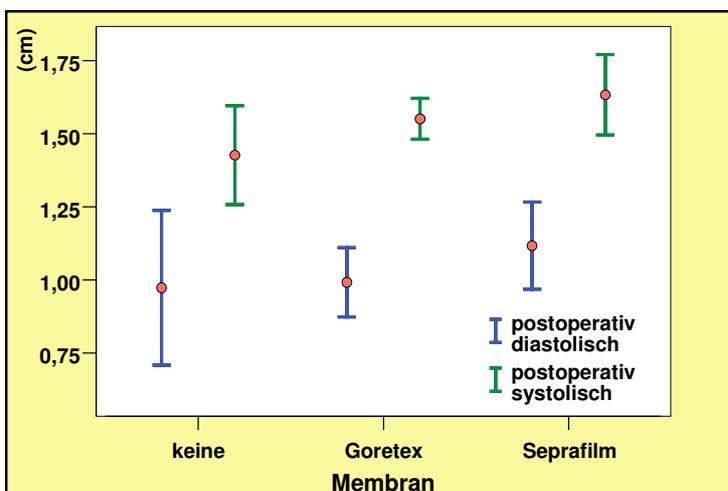


**Abb. 29b:** diastolische und systolische postoperative Werte der Vorderwand bei unterschiedlichen Membranen

**Tab. 15f:** Vorderwand

Membran	post-OP diastolisch (cm)	post-OP systolisch (cm)
Keine (n=9)	0,80±0,33	1,18±0,39
Goretex (n=11)	0,65±0,31	0,93±0,41
Seprafilm (n=10)	0,60±0,24	0,79±0,39
Insgesamt (n=30)	0,68±0,30	0,96±0,41

Beim Vergleich der postoperativen Ergebnisse bei unterschiedlichen Membranen ist diastolisch und systolisch ein Trend zu höheren Messwerten bei Patienten ohne Membranen als mit Goretex- oder Semprafilm-Membranen ersichtlich, wobei keine statistische Signifikanz berechnet werden konnte (ANOVA, p diastolisch = 0,34 und p systolisch = 0,12).



**Abb. 29c:** diastolische und systolische postoperative Werte anterolateral/apikal bei unterschiedlichen Membranen

**Tab. 15h:** anterolateral/apikal

Membran	Apex post-OP diastolisch (cm)	Apex post-OP systolisch (cm)
Keine (n=9)	0,97±0,80	1,43±0,51
Goretex (n=11)	0,99±0,39	1,55±0,23
Seprafilm (n=10)	1,12±0,47	1,63±0,43
Insgesamt (n=30)	1,03±0,55	1,54±0,39

Apikal lassen sich weder diastolisch noch systolisch signifikante Unterschiede anterolateral/apikal bei unterschiedlichen Membranen erkennen (ANOVA, p diastolisch = 0,83 und p systolisch = 0,54).

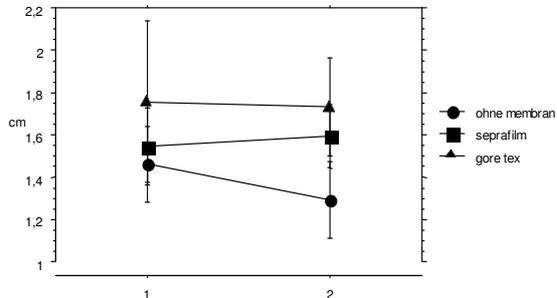
Bei der Dichtemessung der Adhäsionen in der Film- Gradientenechosequenz präoperativ und ein Jahr postoperativ waren die Dichten bei den Patienten mit der bioresorbierbaren Membran auf dem Niveau der aufsteigenden Aorta und A. pulmonalis geringer, wobei keine statistische Relevanz berechnet werden konnte (Abb. 30a und 30b).

Auf dem Niveau des rechten Ventrikels zeigte sich bei den Patienten mit bioresorbierbarer Membran nach einem Jahr postoperativ eine größere Dichtezunahme als bei den Patienten mit der nicht- resorbierbaren Membran und der Kontrollgruppe (Abb. 30c und 30d).

Auf den anderen definierten Ebenen zeigten sich postoperativ weniger dichte Strukturen in allen drei Gruppen, wobei hierfür ebenfalls keine statistische Bedeutung gefunden wurde. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die postoperativen MR- Ergebnisse der Patienten mit der biologisch resorbierbaren Membran (Seprafilm ®) und der nichtresorbierbaren (Preclude ®) Membran keinen signifikanten Unterschied zur Kontrollgruppe zeigten (Abb 30e und 30f).

**Abb. 30a:**

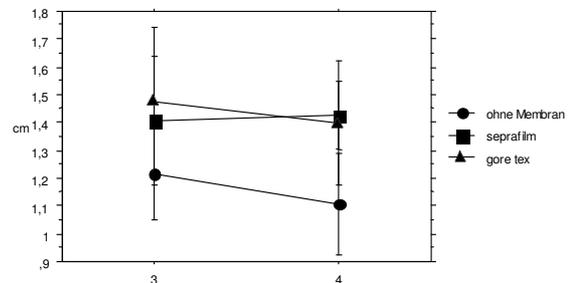
MR- Distanzmessung zu den großen Gefäßen in der Systole prä- und 1 Jahr postoperativ;  $p > 0.05$  NS



1= präoperatives MR in Systole, große Gefäße; 2 = postoperatives MR in Systole, große Gefäße; cm = Zentimeter

**Abb. 30b:**

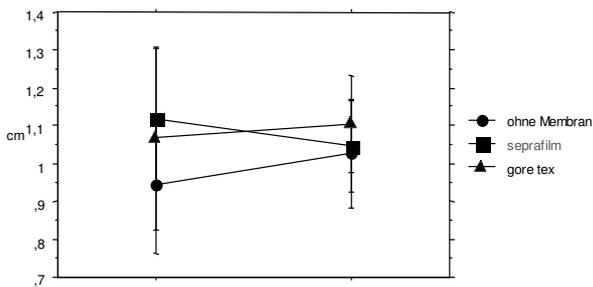
MR- Distanzmessung zu den großen Gefäßen in der Diastole prä- und 1 Jahr postoperativ;  $p > 0.05$  NS



3= präoperatives MR in Diastole, große Gefäße; 4 = postoperatives MR in Diastole, große Gefäße; cm = Zentimeter

**Abb. 30c:**

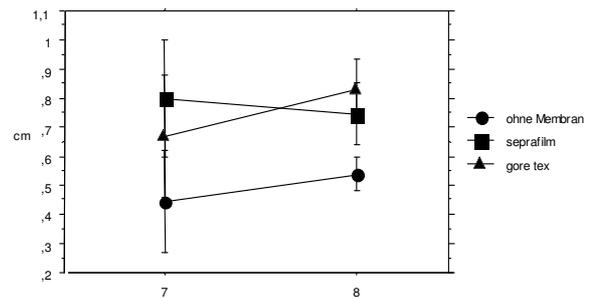
MR- Distanzmessung zum rechten Ventrikel in der Systole prä- und 1 Jahr postoperativ;  $p > 0.05$  NS



5 = präoperatives MR systolisch, rechter Ventrikel; 6 = postoperatives MR systolisch, rechter Ventrikel; cm = Zentimeter

**Abb. 30d:**

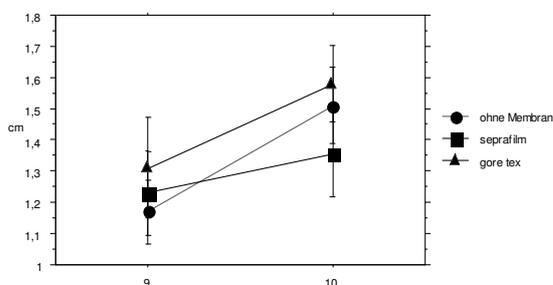
MR- Distanzmessung zum rechten Ventrikel in der Diastole prä- und 1 Jahr postoperativ;  $p > 0.05$  NS



7=präoperatives MR diastolisch, rechter Ventrikel; 8=postoperatives MR diastolisch, rechter Ventrikel; cm = Zentimeter

**Abb. 30e:**

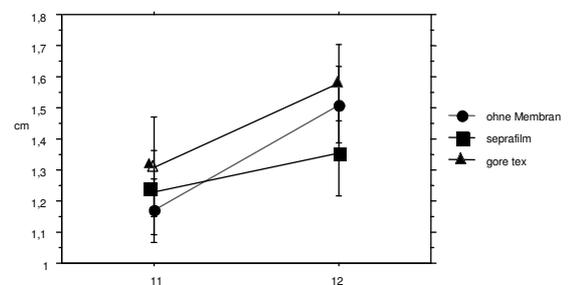
MR- Distanzmessung zum anterolateralen Anteil und zum Apex cordis in der Systole prä- und 1 Jahr postoperativ;  $p > 0.05$  NS



9 = präoperatives MR systolisch, anterolateraler Anteil, Apex cordis; 10 = postoperatives MR systolisch, anterolateraler Anteil, Apex cordis; cm = Zentimeter

**Abb. 30f:**

MR- Distanzmessung zum anterolateralen Anteil und zum Apex cordis in der Diastole prä- und 1 Jahr postoperativ;  $p > 0.05$  NS



11= präoperatives MR diastolisch, anterolateraler Anteil, Apex cordis; 12= postoperatives MR diastolisch, anterolateraler Anteil, Apex cordis; cm = Zentimeter

## **6. Diskussion**

Als nicht-invasive Verfahren, bei dem Patienten keiner Strahlenbelastung ausgesetzt sind, nehmen kernspintomographische Untersuchungen auch bei kardialer Diagnostik an Bedeutung zu [54]. Weitere Vorteile der MR-Tomographie gegenüber anderen Modalitäten liegen in der hohen räumlichen Auflösung, dem hohen Weichteilkontrast sowie der Möglichkeit der multiplanaren Abbildung der untersuchten Körperregion. Darüber hinaus können aufgrund der intrinsischen Geschwindigkeitssensitivität der MRT funktionelle Parameter wie zum Beispiel Blutfluss oder Bewegung quantitativ erfasst werden [55,143-147]. Durch verbesserte Sequenz- und Gerätetechnik lässt sich heute das schlagende Herz bildgebend verfolgen. Dabei werden MR-Bilder zu verschiedenen Zeitpunkten der Herzaktion akquiriert, die als Film (CINE-Modus) abgespielt werden können und so eine qualitative Beurteilung der Herzfunktion erlauben. Zur quantitativen Charakterisierung der Leistung des Herzens können durch Nachverarbeitung dieser Bilder nicht nur globale Leistungsparameter wie die Ejektionsfraktion ermittelt, sondern auch lokale Maße der Herzwand wie regionale Wandverdickung und tangentielle Wandverkürzung berechnet werden, die Lokalisierungen von Pathologien ermöglichen. In Bezug auf die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit dieser Parameter ist die MRT inzwischen als Gold-Standard etabliert, wobei die teilweise zeitaufwändige Bildnachverarbeitung zu deren Bestimmung die Anwendung in der klinischen Routine noch erschwert [54]. Zur weiteren Differenzierung von Wandbewegungsstörungen können zusätzlich Messungen unter pharmakologischer Belastung, vergleichbar mit der Stressechokardiographie, durchgeführt werden.

### **6.1. Wertung der Ergebnisse der Probandenuntersuchung**

Die Ergebnisse der Probandenuntersuchungen bestätigen die klinische Erfahrung, dass vor dem Einbringen des Patienten in das Magnetfeld eine Optimierung der EKG Triggerung für die thorakale MRT erforderlich ist. Die konventionelle Kombination in Rückenlage mit Brustelektroden erwies sich als am wenigsten stör anfällig, wobei keine der möglichen Kombinationen von Körperlagerung und Elektrodenpositionierung einen prinzipiellen Vorteil bietet. Bei schlechten Resultaten mit der konventionellen Lagerung muß jedoch eine Optimierung mit einer unkonventionellen Lagerung und Elektrodenpositionierung geprüft werden. Ein Vorteil der Positionierung der Elektroden entlang der elektrischen Herzachse konnte nicht erbracht werden. Die in einer Linie links parasternal angeordneten Elektroden

stimmten nur in Ausnahmefällen mit der elektrischen Herzachse überein, haben aber den Vorteil, dass die EKG- Ableitungen in dieser Elektrodenpositionierung und Kombination weniger durch das Magnetfeld beeinflusst werden. Die EKG- Ableitungen bleiben in dieser Kombination und bei solch einer Magnetfeldexposition beständiger als bei einer von der Z-Achse des Magneten ab-weichenden Elektrodenpositionierung. Die Veränderungen durch das Magnetfeld sind bei den zur Untersuchung zugelassenen Feldstärken von 1,5 T, wie allen anderen Auswirkungen auf den Menschen, unmittelbar nach Beendigung der Magnetfeldexposition reversibel und klinisch ohne jede Bedeutung [136-140].

Bei der Beurteilung des EKG's erwies sich als besonders wichtig, dass die Potentialdifferenzen zwischen der T-Welle und R-Zacke gleichbleibend groß waren, da bei einer geringen Potentialdifferenz die T- Welle der einen elektrischen Herzaktion als die nächste R-Zacke interpretiert worden wäre. Bei der Messung würde letztendlich die doppelte Herzfrequenz der tatsächlichen registriert. Falls eine Optimierung der EKG-Ableitung nicht gesichert werden konnte, so empfiehlt es sich hier auf eine Pulstriggerung umzusteigen, wobei hierbei jedoch erhebliche Qualitätseinbußen in Kauf zu nehmen sind. Bei älteren Generationen von MR- Tomographen sind daher kardiovaskuläre Untersuchungen ohne ausreichende EKG- Triggerung nur dann wertvoll, wenn beispielsweise Kontraindikationen für andere bildgebende Verfahren (z.B. CT, DSA) bestehen und somit die Untersuchungen an diesen Geräten nicht durchgeführt werden können. Bei neueren Generationen von MR- Tomographen ist diese Einschränkung im geringeren Ausmaß, da hier die Datenaquisition unabhängig von der Herzphase resultiert (Echo-Planar-Imaging). Höhergradige Bewegungsartefakte werden bei unzureichender EKG- Ableitung vermieden. Eine optimale Bildqualität wird jedoch auch bei diesen Geräten nur bei guter EKG- Triggerung erreicht. Mit Hilfe der prospektiv getriggerten „fastcard-Sequenz“ im Vergleich zur konventionellen T1-gewichteten Sequenz konnte Hernandez et al in einer Studie an 20 Kindern mit kardiovaskulären Anomalien zeigen, dass eine Befundbeurteilung möglich ist [141]. Eine besonders hervorragende Abbildung des Herzen mittels Echo-Planar-Technik gelang Davis et al [142]. Hierbei wurde zudem festgestellt, dass die Darstellung der Morphologie die SE-Echo-Planar-Technik und zur Darstellung der dynamischen Vorgänge dagegen die GE-Echo-Planar-Technik von Nutzen ist.

Bei den Probandenuntersuchungen bezüglich der Schichtorientierung konnten spezielle minimale und erweiterte Protokolle entworfen werden, deren Eignung für die Patientenuntersuchungen überprüft wurden. Um eine optimale Abbildungsqualität zu

gewährleisten, sollte der Untersucher, um bestimmte Strukturen im Thorax sichtbar zu machen, bestimmte Standardorientierungen auswählen. Zum Beispiel sind hier die parasagittalen Schichtungen für den Aortenbogen entsprechend der LAO- Projektion des Herzkatheters, oder die parakoronaren Schichten für den linken Vorhof zu empfehlen. Die Untersuchungsdauer war bei der durchgeführten Studie ein limitierender Faktor.

Im offen Kernspintomographen war die Untersuchungsdauer länger als im geschlossenen MRT, da hier die Bildqualität und Auflösung sich auf den zeitlichen Verlauf niedergeschlagen hatte und eine wesentliche Rolle spielte. Die Untersuchungszeiten waren zudem noch von der Herzfrequenz des jeweiligen Probanden abhängig. Zudem besteht außerdem die Problematik, dass die an der Studie teilnehmenden Patienten an einer symptomatischen Herz- und Gefäßerkrankung litten und nur bedingt zeitlich flach auf dem Rücken im Tomographen liegen konnten. Dies war ebenfalls ein Faktor, welcher sich auch auf die Auflösung der Bilder niederlegte. Die Untersuchungszeit verlängerte sich zudem noch mehr bei der Bildgebung im offenen MR- Tomographen. Aus diesem Grund wurde die Bildgebung in sagittaler und transversaler T1- gewichteter und EKG- getriggelter Schnittbildtechnik an dem geschlossenen MR- Tomographen (Siemens Sonata, 1,5 T) durchgeführt.

## **6.2. Wertung der Ergebnisse der Patientenuntersuchung**

Ein Ziel dieser prospektiv randomisierten Arbeit war es, das etablierte Verfahren der Kernspintomographie hinsichtlich ihrer Möglichkeiten in der Diagnostik von möglichen retrosternalen und perikardialen Adhäsionen nach medialen Sternotomien und Re-Operationen zu vergleichen. Es steht fest, dass die mittlere Sternotomie und Perikardiotomie zu Adhäsionen und narbigen Anordnungen mit entzündlichen Prozessen nach herzchirurgischen Eingriffen einhergeht [2-6, 8-12, 100, 128-134, 138]. Dabei kann eventuell eine Verletzung des umliegenden Gewebes während der Re- Operation hervorgerufen werden [4, 131]. Die Leistungsfähigkeit der nicht resorbierbaren und bioresorbierbaren Membranen in der postoperativen Anwendung zur Verringerung der perikardialen und retrosternalen Adhäsion wurde lediglich bei experimentellen Tierversuchen erforscht [8-10]. Es gab jedoch zusätzliche Studien, in denen zum Beispiel durch Einbringung von unter Druck stehender Kochsalzlösung, bzw. durch Gele und Polyactidefilmen in den Retrosternalraum Adhäsionen vermindert werden sollten [100,128-129].

Eine multizentrisch klinische Studie bei Patienten nach uteriner Myomektomie zeigte ein initial positives Resultat zur Verkleinerung der Adhäsion durch bioresorbierbare Membranen [12]. Dennoch zeigten sich kurze Zeit später in Re-Operation Adhäsionen in allen Studien.

Trotz möglichst schonender OP-Techniken entstehen Adhäsionen. Sie stellen ebenfalls ein großes Problem in fachübergreifenden operativen Fächern dar, da sie in nicht wenigen Fällen z.B. Infertilität oder chronische Schmerzen hervorrufen und noch Jahre nach der Operation z.B. im abdominellen Bereich zu einem Ileus führen können. Eine epidemiologische Studie in Schottland an 8849 Frauen mit offener gynäkologischer Operation 1986 hat gezeigt, dass 1/3 davon im Laufe von 10 Jahren insgesamt 5433 Mal rehospitalisiert werden musste. 4,5% der Wiedereinweisungen waren direkt adhäsionsbedingt und weitere 35% möglicherweise komplikationsbedingt [2].

Sehthem et al haben über perikardiale Verdickungen nach kardiochirurgischen Eingriffen im MR als Bildgebungsverfahren beschrieben. Hierbei wurde durch die vermehrte Entwicklung von perikardialen Adhäsionen die perikardiale Flüssigkeit vermindert, da der perikardiale Raum mit Narbengewebe ausgefüllt wurde [6].

Dies konnten wir ebenfalls in unserem durchgeführten prä-operativen MR feststellen und zusätzlich im intraoperativen Befund nachweisen. Bei all unseren Patienten war keine Perikardflüssigkeit sichtbar. Es gab eine Korrelation zwischen der präoperativen MR - Auswertung der Adhäsion an den definierten Punkten und dem intraoperativen Befund, während die Dichte der Adhäsionen im intraoperativen Befund nicht immer mit der berechneten Intensität des Narbengewebes im MR (T1- gewichtete Sequenz) zu vergleichen war. Die größte Fehlinterpretation der Dichte der Adhäsionen durch Intensitätsmessungen im MR war im Bereich des Diaphragmas. Die Ursache ist wegen des Mangels an Fett und der niedrigeren Intensität der diaphragmalen Muskulatur. Dies ist ebenfalls von vielen anderen Autoren beschrieben worden [6].

Vielen Autoren zeigen neue Perspektiven im Bereich des Adhäsionsschutzes nach Thorakothomien [92-100, 128-134, 138] und stoßen doch immer wieder an Grenzen, so dass hiernoch ein großer Forschungsbedarf besteht.

Die Problematik bei der Darstellung des Retrosternalraums war, dass wir bedingt durch die Empfindlichkeit des MR auf Metall, Artefakte und Überlagerungen durch Cerklagen aus der Brustbeinregion in den Sequenzen hatten und somit es hier Einschränkungen in der Beurteilung gab. Damit setzte sich Duvernoy et al allerdings in einer ähnlichen Studie

mittels eines Computertomographen auseinander [92]. Hierbei wurden die Sequenzen als unbrauchbar gewertet. Wir allerdings haben aufgrund der freien Schichtwahl dieses Problem umgehen können.

Die durchgeführte MR- Funktionsdiagnostik des Herzens verfolgte als Ziele die Beurteilung der regionalen Wandbewegungen und die Erfassung der globalen ventrikulären Funktion. Als standardisiertes Untersuchungsverfahren zur Untersuchung von Adhäsionen sind Cine-Sequenzen in transversaler und sagittaler Schnittebene, die eine zeitaufgelöste Darstellung einer Schicht erlauben, abgespielt worden. Die Zeitauflösung sollte dabei mindestens 50 ms betragen. Die Kontrasteigenschaften müssen so gewählt werden, dass eine hohe Signaldifferenz zwischen Myokard und dem Blut besteht. Die Größe des Gesichtfeldes muss dem Herzen angepasst werden und so gewählt werden, dass keine Einfaltungsartefakte das Herz überlagern. Die Schichtdicke darf höchstens 10 mm betragen, bei der volumendeckenden Untersuchung der Ventrikel z.B. sollte der Schichtabstand zwischen 0-3 mm betragen. Einschränkend muss gesagt werden, dass dieses Protokoll lediglich die Erfassung globaler und regionaler Bewegungsstörungen erlaubt, bei zusätzlicher Fragestellung muss eine dünnere Schichtdicke gewählt werden.

Grundsätzlich ist zu fordern, dass die Aufnahmen in Atemstillstand des Patienten angefertigt werden. Dies ist uns nicht immer gelungen, da die Patienten an einer symptomatischen kardiovaskulären Erkrankung gelitten haben und in der Regel bei flacher Lagerung dyspnoeisch waren, so dass EKG- getriggerte Sequenzen erforderlich waren. Die T1- gewichteten Sequenzen des MR ein Jahr postoperativ unterschieden sich nur unwesentlich hinsichtlich der Adhäsionsanordnungen zum präoperativ durchgeführten MR. Während es bei einigen Patienten ohne Relevanz war, ob eine Membran eingesetzt wurde oder nicht, zeigten einige Patienten einen niedrigeren Grad an Adhäsionen (Score 0-1) im postoperativem MR. Die Filmsequenzen und die gemessenen Abstände vom Sternum zu den definierten Positionen am Myokard während der Systole und Diastole, die ein Jahr postoperativ gesehen wurden, gaben keine wesentlichen Unterschiede im Vergleich zu den präoperativen Befunden. Im postoperativen MR entdeckten wir bei den Patienten mit der bioresorbierbaren Membran (Seprafilm®) und der nichtresorbierbaren (Preclude®) Membran im Vergleich zur Kontrollgruppe keinen bedeutsamen Unterschied. Wegen der Resultate des präoperativen und postoperativen MR- Befundes und unserem intraoperativen Vergleich können wir sagen, dass die MRT eine angemessen diagnostische Methode ist, um retrosternale und perikardiale Adhäsionen zu ermitteln und zu lokalisieren.

Anhand unserer Resultate stellen wir fest, dass der perikardiale Ersatz, wie die bioresorbierbare oder nicht resorbierbare Membran, nicht die Fähigkeit hat, Adhäsionen innerhalb eines Jahres zu verhindern. Dies bewies uns der gemessene Abstand ausgehend von der Rückseite des Sternums zu den verschiedenen definierten Positionen am Herz während der Systole und Diastole – in der Filmsequenz. Dieses wurde bei allen Patienten in den drei unterschiedlichen Gruppen (ohne Membrane, bioresorbierbare und nicht resorbierbare Membrane) prä- und postoperativ mit der MR festgestellt.

In den Studien, in denen sehr vielversprechende Ergebnisse der bioresorbierbaren oder nicht- resorbierbaren PTFE Membran zur Adhäsionsprophylaxe beschrieben wurden, erfolgten die postoperativen Nachuntersuchungen in einem kurzen Zeitabschnitt von wenigen Wochen bis zu einigen Monaten [5,8,11]. Innerhalb dieses Zeitabschnittes scheinen der perikardiale Ersatz, insbesondere mit der bioresorbierbaren Membran aus Natriumhyaluronat und Karboxymethylzellulose, Adhäsionen effektiv zu verhindern, während sich in unserer Studie nach einem längeren Intervall keine Adhäsionsprophylaxe durch Membrane mehr nachweisen ließ.

Zur Reduktion des Verwachsungsrisikos in der kritischen Wundheilungsperiode von 4–5 Tagen postoperativ können diese sogenannten Adhäsionsbarrieren eingesetzt werden. Die bioresorbierbaren Membrane als feste Barrieren, mit denen die Wundflächen abgedeckt werden können, sind nur beschränkt lokal wirksam und ihr Handling ist teilweise aufwändig und bei laparoskopischen Eingriffen erschwert. Flüssige Barrieren dagegen sind einfacher zu handhaben und bieten einen wesentlich umfassenderen Schutz. Seit kurzem ist eine visköse Flüssigbarriere (4% Icodextrin) verfügbar, die in einem Volumen von einem Liter nach Ende der Operation in die Bauchhöhle instilliert wird. Das erhöhte Flüssigkeitsvolumen im Peritonealspalt führt zu einer besseren Trennung der Peritonealflächen und ermöglicht eine Hydroflotation der Organe, was der Adhäsionsbildung in der gesamten Bauchhöhle entgegenwirkt. Icodextrin wird als polymeres Molekül nur sehr langsam resorbiert und nach Resorption schnell zu Oligosacchariden und zu Glucose abgebaut. Nach 4 Tagen ist noch ca. 50% der Flüssigkeit im Bauchraum vorhanden [123]. Eine 4%ige Icodextrinlösung (Adept®) reduzierte in Standard-Tiermodellen (Uterushorn- und Abdominalwandmodell am Kaninchen) die Inzidenz, das Ausmaß und den Schweregrad der Adhäsionen um 50–70% und war einem Instillat von Ringer-Lactat- oder NaCl-Lösung hochsignifikant überlegen [123].

In einer klinisch randomisierten Studie an 62 Patientinnen mit laparoskopischen Eingriffen an den Adnexen und einer Second Look OP nach 6–12 Wochen hemmte der Adhäsionsschutz „Adept®“ die Inzidenz, das Ausmaß und den Schweregrad der Adhäsionen um 20–56% im Vergleich zum Adhäsionssitus beim First Look, wohingegen in der Kontrollgruppe mit Ringer-Laktat sich eine Verschlechterung von 25–30% bezüglich Inzidenz und Schweregrad zeigte [124]. In einem europaweiten Register (ARIEL) wurde Durchführbarkeit, Sicherheit und Verträglichkeit von Adept® bei routinemäßiger Anwendung standardisiert an über 4000 Patienten dokumentiert. Die Auswertung zeigt ein insgesamt sehr gutes Verträglichkeits- und Sicherheitsprofil [124]. Die Sicherheit des Wirkstoffes wird durch die langjährigen Erfahrungen (mehr als 36000 Patientenjahre) mit dem chronischen Einsatz einer 7,5%igen Icodextrinlösung als Peritonealdialysat unterstrichen [124]. Insgesamt kann daher 4%ige Icodextrinlösung als eine sehr einfach anzuwendende Adhäsionsbarriere mit einer vielversprechenden Nutzen-Risiko-Relation bewertet werden. Weitere randomisierte, doppelblinde klinische Wirksamkeitsstudien in gynäkologischen Indikationen mit Second Look laufen derzeit.

Die Anwendung von Adhäsionsbarrieren in Form von Membranen ist vom Vorteil, wenn mit der Notwendigkeit des kurzfristigen reoperativen Eingriffs gerechnet werden muss. Eventuelle Adhäsionen können dann meist problemlos entfernt werden, da die PTFE Membranen eine feste Schicht zwischen dem Sternum und dem Herz aufbauen und auf diese Art einen Schutzschild auf der Oberfläche des Herzens bilden. Dies wird als offensichtlicher Nutzen betrachtet, falls es zu Re-Sternotomien kommt. Andererseits sind die nicht resorbierbaren und sowie die bioresorbierbaren Membranen nicht geeignet, um Adhäsionen für eine lange Zeit zu verringern und zu verhindern. Folglich sehen wir eine Notwendigkeit zu Langzeitstudien mit größeren Kollektiven, um den angenommenen Nutzen der Membranen in ihrer Fähigkeit zu überprüfen, Adhäsionen über Jahre zu verhindern. Dies gilt besonders in der Herzchirurgie, in der retrosternale und perikardiale Adhäsionen einen besonders schwerwiegenden Risikofaktor darstellen und zahlreiche Komplikationen induzieren.

Basierend auf unseren Ergebnissen kommen wir jedoch zu dem Schluss, dass perikardiale Ersatzstoffe wie biologisch resorbierbare oder nichtresorbierbare Membranen offenbar nicht in der Lage sind, Adhäsionsformationen für einen Zeitraum von einem Jahr zu verringern oder zu vermeiden. Unsere Studienergebnisse erlauben kein abschließendes

Urteil über die Effizienz der Membranen, da wir die Adhäsionsformationen möglicherweise nach der verfolgten Zeitspanne nicht vollständig entwickelt sind.

In unserer Studie zeigte sich die MRT als zuverlässiges Verfahren zur Beurteilung von Adhäsionen und in der Beurteilung des Retrosternalraums. Bewegte Cine –Sequenzen erlaubten weiterhin Aussagen zur Ausdehnung und Morphologie des Myokards. Die Ergebnisse sind nicht in Übereinstimmung mit den Befunden zu sehen, die in ähnlichen Versuchsansätzen ebenfalls eine valide Einsetzbarkeit der MRT bei der perikardialen Diagnostik beschrieben haben. Als Nachteil wurden aber oftmals übereinstimmend die hohen Kosten angeführt, die im Vergleich zur konventionellen Röntgendiagnostik um ein Vielfaches höher sind [148].

## **7. Ausblick**

Die kardiale MRT hat sich durch den enormen technischen Fortschritt der letzten Dekaden als nicht-invasives diagnostisches Verfahren in der Kardiologie etabliert, wobei sich die Methode zumeist als Entscheidungshilfe im oberen Bereich der kardiologischen Diagnoseleiter Verwendung befindet. Mittels MRT können bei fast allen kardialen Erkrankungen relevante Zusatzinformationen gewonnen werden. Bei selektiven Indikationen werden darüber hinausgehend etablierte Verfahren nicht nur ergänzt, sondern teilweise sogar ersetzt. Fortlaufend werden aufgrund des großen klinischen Nutzens Modifikationen und neue Anwendungsgebiete dieser nicht-invasiven Verfahren beschrieben. Zu den Vorteilen der Methode zählen unter anderen die fehlende Invasivität und Strahlenbelastung, beliebige Schichtführung, großes Gesichtsfeld mit gleichzeitiger Beurteilung parakardialer Strukturen sowie Integration von Anatomie, Morphologie und Funktion in einem Untersuchungsgang. Die Rolle der MRT in der kardiologischen Diagnostik wurde von internationalen Fachgesellschaften hinlänglich dokumentiert und definiert [54]. Auch die Untersuchung und Beurteilung der myokardialen Perfusion lässt sich mit schnellen Gradientenecho-Techniken realisieren, die eine zeitlich hochaufgelöste Verfolgung eines injizierten Kontrastmittels erlauben. Aus den so gewonnenen Intensitäts-Zeit-Verläufen lassen sich qualitative und semiquantitative Parameter zur Beurteilung der Myokardperfusion und deren räumliche Verteilung gewinnen [125,127].

Darüber hinaus werden bei der MRT zur Erfassung weiterer funktioneller Parameter bewegungssensitive Phasenkontrast- oder Tagging-Verfahren eingesetzt. Diese erlauben

eine Beurteilung der regionalen und globalen Herzwandbewegung auf der Basis von Gitterdeformation bzw. direkt gemessenen Geschwindigkeitsvektorfeldern. Die Limitationen der MRT liegen vor allem in Ausschlusskriterien, die bei bestimmten Patientengruppen keine MR-Untersuchung oder nur eine eingeschränkte diagnostische Aussage erlauben. Aufgrund des hohen Hauptmagnetfeldes gelten implantierte Herzschrittmachersysteme als absolute Kontraindikationen für die MR-Tomographie. Die Gefährlichkeit von Gefäßclips und anderen metallischen Materialien hängt von deren ferromagnetischen Eigenschaften und Leitfähigkeit sowie deren Position im menschlichen Körper ab. Metallbedingte Bildartefakte können aber in jedem Fall die diagnostische Aussagekraft einer MR-Untersuchung beeinträchtigen.

## **8. Zusammenfassung**

Ein Ziel dieser prospektiven, randomisierten Arbeit war es, das etablierte Verfahren der Kernspintomographie hinsichtlich ihrer Möglichkeiten in der Diagnostik von möglichen retrosternalen und perikardialen Adhäsionen nach medialen Sternotomien und Re-Operationen zu vergleichen.

Bei 10 Patienten benutzten wir eine bioresorbierbare mit Natrium - hyaluronat modifizierte, Carboxymethylcellulose und nicht modifizierte USP glycerol – Membran (CV seprafilm ®) von Genzyme, Cambridge, MA, USA als perikardialen Ersatz. Die anderen 10 Patienten erhielten eine nichtresorbierbare Polytetrafluoroäthylen (PTFE) - Membran (Preclude ®) der Firma Gore, Flagstaff, AZ, USA. In der Kontrollgruppe waren weitere 10 Patienten, die keine Membranen erhielten.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden 34 Patienten zwischen Januar 2000 und Oktober 2002 nach dem Zufall für das MRI postoperativ innerhalb eines Jahres zugewiesen, um mögliche retrosternale und perikardiale Adhäsionen postoperativ zu beurteilen. Weiterhin sah das Protokoll vor, dass bei 20 Patienten vor dem operativen Eingriff ein MRT durchgeführt wurde, während alle Patienten ein Jahr postoperativ eine MR – Untersuchung bekommen sollten. Da vier Patientenn verstorben waren wurde die MR Untersuchung bei 30 Patienten. Durchgeführt. Die prä- und postoperative MR- Auswertung wurde ohne das Wissen von intraoperativen Resultaten durchgeführt.

Die präoperative MR- Auswertung wurde mit dem intraoperativen Befund sowie postoperativ im MRT verglichen. Die Untersuchung wurde mit einem Siemens Magnetom Symphony mit einer Feldstärke von 1,5 Tesla durchgeführt. Das Protokoll sah vor, dass

transversale- und sagittale T1- gewichtete und EKG- getriggerte Spin- Echo- Sequenzen, sowie transversale- und sagittale retrospektive Gradienten- Echo- Sequenzen durchgeführt wurden.

Wir klassifizierten den Grad der perikardialen Adhäsionen in 5 Gruppen: nicht vorhanden (0), minimale (1), mäßig (2), schwere (3), extrem schwer (4). Die perikardialen Adhäsionen wurden an fünf Positionen gemessen und ausgewertet: entlang der großen Gefäße (Aorta ascendens und A. pulmonalis), am rechten Atrium, an ventralen Wand des rechten Ventrikels, an der Herzspitze und an der diaphragmalen Oberfläche (posterolateral).

Zum Zeitpunkt vor der Re- Operation war keiner der 30 Patienten frei von retrosternalen und intrapericardialen Adhäsionen. Die präoperative MR- Auswertung der retrosternalen Adhäsionen korrelierte mit dem intraoperativen Befund, während die prognostizierte Dichte der Adhäsionen ebenfalls visuell gemessen und im MRT bewertet weniger zuverlässig im Vergleich zu den intraoperativen Befunden war. Die post-operativen MR- Ergebnisse der Patienten mit der biologisch resorbierbaren Membran (Seprafilm ®) und der nichtresorbierbaren (Preclude ®) Membran zeigte keinen signifikanten Unterschied zur Kontrollgruppe.

Aufgrund der Ergebnisse der prä- und postoperativen MR- Bildgebung sowie der intraoperativen Befunde gehen wir davon aus, dass die Kernspintomographie eine angemessene diagnostische Methode zur Erkennung und zur Lokalisation von retrosternalen perikardialen Adhäsionen darstellt. Basierend auf unseren Ergebnissen kommen wir jedoch zu dem Schluss, dass perikardiale Ersatzstoffe wie biologisch resorbierbare oder nichtresorbierbare Membranen nicht in der Lage sind, Adhäsionsformationen für einen Zeitraum von über einem Jahr zu verringern oder zu vermeiden.

Unser Studienergebnis erlaubt es nicht ein abschließendes Urteil über die Effizienz der Membranen zu geben, da wir der Auffassung sind, dass die Adhäsionsformationen möglicherweise nach dem Beobachtungszeitraum von einem Jahr nicht vollständig entwickelt sind. Die sehr viel versprechenden Ergebnisse bei der Verhütung von Adhäsionen mit biologisch resorbierbaren oder nichtresorbierbaren Membranen (PTFE) wurden alle nach einem Beobachtungszeitraum von wenigen Wochen bis zu einem Monat erbracht. Innerhalb dieser kurzen Zeit eignet sich der Stellvertreter vor allem der biologisch resorbierbaren Membran mit Natriumhyaluronat und Carboxymethylcellulose zur Verhinderung von Adhäsionen. Diese Tatsache ist von Vorteil für Operationen mit der

Notwendigkeit des kurzfristigen reoperativen Eingriffes z.B. im Bauch- oder sogar Perikardraum, die jedoch innerhalb einer berechenbaren gewissen Zeit entfernt werden können. Die PTFE Membranen zeigt jedoch einen festen Aufbau einer Schicht zwischen dem Brustbein und dem Herz. Auf diese Weise bildet sie eine Art Schutzschild auf der Oberfläche des Myokards. Im Bezug auf unsere Erfahrung stellt dies einen deutlichen Vorteil im Falle von Resternotomie dar.

Andererseits zeigen die nichtresorbierbaren Membranen wie als auch die biologisch resorbierbaren Membranen keine Verringerung und Vermeidung von Adhäsionen für einen längeren Zeitraum. Deshalb sehen wir eine klare Notwendigkeit von Langzeitstudien mit größeren Studienkollektiven, um die bisher angenommenen Vorteile dieser Art von Membranen im Hinblick auf ihre Fähigkeit zur langfristigen Adhäsionsprophylaxe zu untersuchen. Dies gilt besonders in der Herzchirurgie, wo retrosternale und perikardiale Adhäsionen für ein hohes Risiko für Re-Operationen maßgeblich sind.

Weiterhin erwiesen sich die MRT – Untersuchungen in unserer Studie als klinisch gut einsetzbares Verfahren zur Beurteilung von Adhäsionen, des Retrosternalraums und der Morphologie des Herzen, während sich als Nachteil der deutlich höhere Kostenfaktor im Vergleich zur konventionellen Röntgenuntersuchung anführen lässt.

## **9. Summary**

In this prospective, randomized study we tried to find out whether two different pericardial membranes, a bioresorbable membrane of carboxymethylcellulose or a nonresorbable membrane of polytetrafluoroethylene (PTFE), which we inserted patients that were admitted for cardiac reoperation, could reduce postoperative pericardial, retrosternal adhesions in comparison to a control group without an implanted membrane. The bioresorbable membrane was placed between the sternum and the anterior wall of the right ventricle, ascending aorta and the apex. The PTFE membrane, which was additionally fixed to the pericardium by four polypropylene sutures, was placed as well. After that the anterior mediastinum was covered with remaining mediastinal tissue as good as possible before, the sternum was closed with seven wires.

We used MR imaging to evaluate adhesion formations preoperatively and postoperatively after a year in order to validate the ability to detect adhesions by magnet resonance tomography. Additionally the findings were correlated with the intraoperative evaluated adhesion score.

Between January 2000 and October 2002 thirtyfour patients who were admitted for cardiac reoperation were randomly assigned for MR imaging of the chest one year postoperatively to assess possible retrosternal, pericardial adhesions. Twenty of them underwent MR imaging preoperatively as well. Only patients with previous median sternotomy and a first operation, dated at least one year before reoperation, were included in this study.

The examinations consisted of transverse and sagittal T1-weighted prospective ECG gated spin-echo (SE) sequences and transverse and sagittal retrospective gated gradient-echo (GE) sequences, performed on a Siemens Magnetom Symphony with a field-strength of 1.5 Tesla. At the time of reoperation we classified the degree of pericardial adhesions into 5 groups: absent (0), minimal (1), moderate (2), severe (3), extreme severe (4). Pericardial adhesions were evaluated at five locations: along the great vessels (ascending aorta and pulmonary artery), at the right atrium, at the anterior wall of the right ventricle, around the apex and down the diaphragmal (posterolateral) surface. At the time of reoperation none of the 30 patients were free of retrosternal, intrapericardial adhesions.

Preoperative MR evaluation of adhesions (visually analyzed by interpreting different colour shades and diastolic/systolic measurements) correlated well with intraoperative findings concerning the location of adhesion formations, whereas the predicted density of adhesions

also measured and visually evaluated by MR was less reliable compared to the intraoperative adhesion score.

Concerning the density of adhesions analyzed in the movie gradient-echo sequences in pre- and one year postoperative MR imaging, there was minimal less density in patients with the bioresorbable membrane at the level of the ascending aorta and pulmonary artery postoperatively but without statistical significance. At the level of the right ventricle patients with bioresorbable membrane showed one year postoperatively even more density than patients with nonresorbable membrane and patients in the control group. At other defined levels postoperatively less density was seen in all three different groups including the control group where no membrane was inserted also without statistical significance.

The postoperative MR findings of the patients with bioresorbable membranes (Septrafilm®) and nonresorbable (Preclude®) membranes showed no significant difference to the control group. Due to the results of preoperative and postoperative MR imaging and our intraoperative findings, we assume that magnetic resonance tomography is an appropriate diagnostical method to detect and locate retrosternal and pericardial adhesions one year after cardiac surgery. Based on our results, we conclude that pericardial substitutes like bioresorbable or nonresorbable membranes do not seem to have the ability to prevent adhesion formations for a period of a year.

From our point of view, we are not able to make a final statement on the efficiency of membranes since we have to consider that adhesion formations may not have been entirely developed after such a short period of time. The very promising findings in preventing adhesions with bioresorbable or non resorbable PTFE membranes described in animal models result from the fact that all data was evaluated in a rather short period of time, some weeks to one month. Within this period of time the substitutes and especially the bioresorbable membranes of sodium hyaluronate and carboxymethylcellulose seem to be save and are appropriate to prevent adhesion formations effectively. This fact is of advantage for operations with the necessity of short-term reoperation like abdominal stomata or even cardiac assist devices that can be removed within a predictable certain amount of time. Since PTFE membranes build up a solid layer between the sternum and the heart and in this way form some kind of protection shield on the surface of the heart, there will be regarding to our experience an evident benefit in case it comes to resternotomy. But on the other hand these nonresorbable membranes are like

bioresorbable membranes not qualified when it comes to reducing and preventing adhesions for a long time. Therefore we see a definite need for long-term studies in order to verify the presumed benefits of these kinds of membranes in terms of their ability to prevent adhesions over years. Especially requirement is in cardiac surgery where retrosternal and pericardial adhesions are responsible for the high risk of cardiac reoperations.

## **10. Anhang**

### **10.1. Literaturverzeichnis**

- (1) Dobell ARC., Jain AK. Catastrophic hemorrhage during redo sternotomy. Thorac , Surg. 1984;37:273-8
- (2) Macmanus Q, Okies JE, Phillips SJ, Starr A. Surgical consideration in patients undergoing repeat median sternotomy. Thorac Cardiovasc Surg. 1975;69:138-143
- (3) English TAH, Milstein BB. Repeat open intracardiac surgery. Analysis of fifty operations. Thoracic Cardiovasc Surg. 1978; 76:56-60
- (4) Duncan DA, Yaacobi Y, Goldberg EP. Prevention of postoperative pericardial adhesions with hydrophilic polymere solutions. Surg Res. 1988; 45:44-9
- (5) Okuyama N, MD, Wang CY, MD, Rose EA, MD, Rodgers KE, PhD, Pines E, PhD, diZerega GS, MD, Oz MC, MD. Reduction of retrosternal and pericardial adhesions with rapidly resorbable polymer films. Ann Thorac Surg 1999; 68:913-8
- (6) Duvernoy O, Malm T, Thuomas KA, Lasson SG, Hansson HE. CT and MR evaluation of pericardial and retrosternal adhesions after cardiac surgery. J Comput Assist Tomogr. 1991;15(4):555-60
- (7) Wideman FE, Blackstone EH, Kirklin JW, Karp RB, Kouchoukosn NT, Pacifico AD. Hospital mortality of re-replacement of the aortic valve. Incremental risk factors. J Thorac Cardiovasc Surg 1981;82:692-698
- (8) Okuyama N, Wang CY, Rose EA, Rodgers KE, Pines E, diZerega GS, Oz MC. Reduction retrosternal and pericardial adhesions with rapidly resorbable polymer films. Ann Thorac Surg 1999;68:913-918
- (9) Okuyama N, Rodgers KE, Wang CY, Girgis W, Oz M, St. Amand K, Pines E, DeCherney AH, Rose EA, Cohn D, diZerega GS. Prevention of retrosternal adhesion formation in Rabbit model using bioresorbable films of polyethylene glycol and polylactic acid. J Surg Res 1998;78:118-122
- (10) Revuelta JM, Garcia-Rinaldi R, Val F, Crego R, Duran CMG. Expanded polytetrafluoroethylene surgical membrane for pericardial closure. J Thorac Cardiovasc Surg 1985;89:451-455
- (11) Mitchel JD, Lee R, Vlahakes GJ. Reduction in experimental pericardial adhesions using a hyaluronic acid bioresorbable membrane. Eur J Cardio-thorac Surg 1994;8:149-152
- (12) Diamond PD. Reduction of adhesions after uterine myomectomy by Seprafilm membrane (HAL-F): a blinded, prospective, randomized, multicenter clinical study. Fertil Steril® 1996;66:904-10

- (13) Stark DD, Higgins CB, Lanzer P, et.al.. Magnetic resonance imaging of the pericardium: normal and pathologic findings. Radiology 1984;150:469-74
- (14) Sechtem U, Tscholakoff D, Higgins CB. MRI of the abnormal pericardium. AJR 1986;147:245-52
- (15) Sechtem U, Pflugfelder PW, White RD, Gould RG, Holt W, Lipton MJ, Higgins MW. Cine MR imaging: potential for the evaluation of cardiovascular function. AJR 1987;148(2):239-246
- (16) Van Dijk P. Direct cardiac NMR imaging of heart wall and blood flow velocity. J Comput Assist Tomogr 1984; 8: 429-436
- (17) Bryant DJ, Payn JA, Firmin DN, Longmore DB. Measurement of flow with NMR imaging using a gradient pulse and phase difference technique. J Comput Assist Tomogr 1984; 8: 588-593
- (18) Bloch F, Nuclear Induction, Physical Review 1946, 70: 460-473
- (19) Purcell Edward M., H.C. Torrey, R.V. Pound  
Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moment in a solid  
Physical Review 1946, 69: 37-43
- (20) Lauterbur PC. Image Formation by induced Local Interactions: Examples employing Nuclear Magnetic Resonance, Nature 1973, 242: 190-191
- (21) Damadian R, L Minkoff, M Goldsmith, M Stanford,  
Fields Focus Nuclear Magnetic Resonance: Visualization of a Tumor in a Live Animal, J Clin Invest 1976, 57: 1430-1432
- (22) Edelmann PR, JR Hesselink, Clinical Magnetic Resonance Imaging  
Philadelphia 1990, Saunders: 110-182
- (23) Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B, Wie funktioniert MRI. 3. Auflage
- (24) Wedeen VJ, AM Reto, RR Edelman. Projektive Imaging of pulsative blood flow with magnetic resonance, Science 1985, 230 : 946 – 948  
Radiologie 1996; 36 : 406 - 412
- (25) Didier D, Higgins CB, Fischer MR, Osaki L, Silvermann NH, Cheitlin MD.,  
Congenital Heart disease. Gadolinium MR images in 72 Patients.  
Radiology 1986; 158: 227-235
- (26) Felix R, Bittner R, Schörner W, Weiss T,  
Magnetic resonance tomography (MRT) in bronchial cancer.  
Röntgenblätter 1988; 41 (3): 99-105

- (27) Hahn D, Seelos K, Nagele M,  
Value of magnetic resonance tomography in the diagnosis of thoracic aorta disease, *Röfo* 1988; 148 (4): 359-362
- (28) Heitzmann ER,  
The mediastinum: radiologic correlation with anatomy and pathologie.  
Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1988: 7-309
- (29) Higgins CB, Byrd BF, Farmer DW, Osaki L, Silverman NH, Cheitlin MD  
MRI in patients with congenital heart disease.  
*Circulation* 1984; 70 851-860
- (30) Lissner J, Seiderer M. *Klinische Kernspintomographie*  
Ferdinand Enke Verlag Stuttgart 1990, 570-607
- (31) Seeger, Leanne L. *Physical Principles of Magnetic Resonance Imaging*  
*Clinical Orthopädis and Related Ressearch* 1988, 244:7-16
- (39) Suto Y, Y Ohuchi: Single breathholding 3D magnetic resonance portography with bolus injection of GD-DTPA in subjects with normal liver;  
*Br J Radiology* 67 : 1078 – 1082
- (49) Stehling MK, Holzknrecht NG, Laub G, Bohm D, von Smekal A, Reiser M.: Single-shot T1- and T2-weighted magnetic resonance imaging of the heart with black blood: preliminary experience. *MAGMA*. 1996 Sep-Dec; 4(3-4): 231-240
- (50) Bosmans H, Bogaert J, Duerinckx AJ, Rademakers. *Magnetic Resonance of the Heart and Great Vessels. Clinical Applications. Techniques for Cardiac MRI*. 1999; 1.26
- (51) Murray DM, Hannan PJ, Jacobs DR, McGovern PJ, Schmid L, Baker WL, Gray C.: Assessing intervention effects in the Minnesota Heart Health Program. *Am J Epidemiol*;1994; 139: 91–103.
- (52) Higgins CB, Hricak H, Helms CA (Eds.): *Magnetic Resonance Imaging of the Body*. Raven 2<sup>nd</sup> Ed. (1992)
- (53) Niendorf HP, Alhassan A, Geens VR, Glaus W: Safety review of gadopentetate dimeglumine: Extended clinical experience after more then five milion applications. *Invest. Radiology* 29, 2 (1994) 179-182
- (54) Lissner J, Seiderer M: *Klinische Kernspintomographie*. Enke, Stuttgart 1990, Hosten N., Lemke A.J., Felix R.: *Kernspintomographie, kompendium und Atlas*, Ecomed (1999) Teil II-2 (1)
- (55) Schmidt M, Crnac J, Dederichs B, Theissen P, Schicha H, Sechtem U: *Magnetic Resonance Imaging in Valvular Heart Disease*. *Int J Card Imaging* 13:219-31,1997

- (56) Globits S, Pacher R, Frank H, Pacher B, Mayr H, Neuhold A, Glogar D. Comparative assessment of right ventricular volumes and ejection fraction by thermodilution and magnetic resonance imaging in dilated cardiomyopathy. *Cardiology* 1995; 86: 67–72.
- (57) Lorenz CH, Walker ES, Morgan VL, Klein SS, Graham TP Jr. Normal human right and left ventricular mass, systolic function, and gender differences by cine magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Magn Reson* 1999; 1:7–21.
- (58) Fujita N, Duerinckx AJ, Higgins CB. Variation in left ventricular regional wall stress with cine magnetic resonance imaging: normal subjects versus dilated cardiomyopathy. *Am Heart J* 1993; 125: 1337–45.
- (59) Nonoperative dilation of coronary artery stenosis: percutaneous transluminal coronary angioplasty Gruenzig AR, Senning A, Siegenthaler WE. *N Engl J Med.* 1979, 301:62
- (60) Gu K, Cowie CC, Harris MI. Diabetes and decline in heart mortality in US adults. *J Am Med Assoc* 1999; 28: 1291–7.
- (61) Gavaghan TP., GebSKI V., Baron DW. Immediate postoperative aspirin improves vein graft patency early and late after coronary artery bypass graft surgery. A placebo-controlled, randomized study. *Circulation.* 1991, 83: 1526
- (62) WHO, Health21 – a new opportunity for action. WHO Europe 2002.
- (63) Higgins CB. Which standard has the gold? *J Am Coll Cardiol* 1992: 1608-1609.
- (64) Rumberger JA, Behrenbeck T, Bell MR, et al. (1997) Determination of ventricular ejection fraction: a comparison of available imaging methods. The Cardiovascular Imaging Working Group. *Mayo Clin Proc* 72: 860-870.
- (65) Ichikawa Y, Sakuma H, Kitagawa K, et al. (2003) Evaluation of left ventricular volumes and ejection fraction using fast steady-state Cine MR imaging: comparison with left ventricular angiography. *J Cardiovasc Magn Reson* 5: 333-342.
- (66) Oppelt A, Graumann R, Barfuss A. (1986) FISP: a new fast MRI sequence. *Electromedica* 54: 15-18
- (67) Zur Y, Wood ML, Neuringer LJ (1990) Motion-insensitive, steady-state free precession imaging. *Magn Reson Med* 16: 444-459.
- (68) Duerk JL, Lewin JS, Wendt M, Petersilge C (1998) Remember true FISP? A high SNR, near 1-second imaging method for T2-like contrast in interventional MRI at .2 T. *J Magn Reson Imaging* 8: 203-208.
- (69) Edelmann R, Wielopolski P, Schmitt F. Echo planar MR- imaging. *Radiology* 1994; 192: 600-612

- (70) Davis CP, Mckinnon GC, Debatin JF, Duewell S, von Schulthess G. Single-shot versus interleaved echo-planar MR imaging: application to visualization of cardiac valve leaflets. *J Magn, Reson Imaging* 1995; 5: 107-112
- (71) Higgins CB. Overview of MR of the heart. *Am J Roentgenol* 1986; 146: 907-918
- (72) Gutberlet M, Oellinger H, Vogel M: MRT bei angeborenen Herzfehlern. In Hosten, Lemke, Felix: *Kernspintomographie*. Ecomed Verlag 1999
- (73) Lanzer P, Barta C, Bovinick EH. ECG-synchronized cardiac MR imaging: method and evaluation. 1985; 155: 681-686
- (74) Pirolo JS, Branham BH, Creswell LL, Perman WH, Vannier MW, Pasque MK. *Radiology* 1992; 183: 487-492
- (75) Denslow S, Buckles DS. Pulse oximetry-gated acquisition of cardiac MR images in patients with congenital cardiac abnormalities. *AJR* 1993; 160: 831-833
- (76) van Genderingen HR, Sprenger M, De Ridder JW, van Rossum AC. Carbon-fiber electrodes and leads for electrocardiography during MR imaging. *Radiology* 1989; 171: 852
- (77) Spuentrup E, Kuehl HP, Wall A. Visualization of cardiac myxoma mobility with real-time spiral magnetic resonance imaging. *Circulation* 2001; 104 (19): E101
- (78) Markiewicz W, Sechtem U, Higgins. Evaluation of the right ventricle by magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 1987; 113: 326-334
- (79) Pattynama PM, Lamb HJ, van der Velde EA, van der Geest RJ, van der Wall EE, De Roos A. Reproducibility of MRI-derived measurements of right ventricular volumes and myocardial mass. *Magn Reson Imaging*. 1995; 13: 53-63
- (83) Friedrich MG, Schulz-Menger J, Strohm O, Dick AJ, Dietz R. The diagnostic impact of 2D- versus 3D- left ventricular volumetry by MRI in patients with suspected heart failure. *MAGMA* 2000; 11: 16-19.
- (84) Debatin JF, Nadel SN, Sostmann HD, Spritzer CE, Evans AJ, Grist TM. Magnetic resonance imaging-cardiac ejection fraction measurements: phantom study comparing four different methods. *Invest Radiol* 1992; 27: 198-204
- (86) Carr JC, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn JP (2001) Cine MR angiography of the heart with segmented true fast imaging with steady-state precession. *Radiology* 219: 828-834.
- (87) Lee VS, Resnick D, Bundy JM, Simonetti OP, Lee P, Weinreb JC (2002) Cardiac function: MR evaluation in one breath hold with real-time true fast imaging with steady-state precession. *Radiology* 222: 835-842.

- (88) Vorobiov M, Basok A, Tovbin D, Shnaider A, Katchko L, Rogachev B. Iron-mobilizing properties of the gadolinium–DTPA complex: clinical and experimental observations *Nephrol Dial Transplant* (2003) 18: 884-887
- (89) Fuchs F, Laub G, Othomo K (2003). TrueFISP--technical considerations and cardiovascular applications. *Eur J Radiol* 46: 28-32.
- (90) Barkhausen J, Ruehm SG, Goyen M, Buck T, Laub G, Debatin JF (2001) MR evaluation of ventricular function: true fast imaging with steady-state precession versus fast low-angle shot Cine MR imaging: feasibility study. *Radiology* 219: 264-269.
- (91) Killip T., Passamani E., Davis K., CASS principal investigators and their associates coronary artery surgery study (CASS): a randomized trial of coronary bypass surgery. Eight years follow up and survival in patients with reduced ejection fraction. *Circulation*. 1985, 72 (suppl V): V 102
- (92) Duvernoy O, Malm T, Thuomas KA, Larsson SG, Hansson HE. CT and MR evaluation of pericardial and retrosternal adhesions after cardiac surgery. *J Comput Assist Tomogr*. 1991 Jul-Aug;15(4):555-60.
- (93) Gabbay S, Guindy AM, JF Andrews, Amato JJ, Seaver P, Khan MY. New outlook on pericardial substitution after open heart operations. *Ann Thorac Surg*. 1989 Dec;48(6):803-12
- (94) Mitchell JD, Lee R, Hodakowski GT, Neya K, Harringer W, Valeri CR, Vlahakes GJ. Prevention of postoperative pericardial adhesions with a hyaluronic acid coating solution. Experimental safety and efficacy studies. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1994 Jun;107(6):1481-8.
- (95) Milgalter E, Uretzky G, Siberman S, Appelbaum Y, Shimon DV, Kopolovic J, Cohen D, Jonas H, Appelbaum A, Borman JB. Pericardial meshing: an effective method for prevention of pericardial adhesions and epicardial reaction after cardiac operations. *Thorac Cardiovasc Surg*. 1985 Aug;90(2):281-6.
- (96) Bunton RW, Xabregas AA, Miller AP. Pericardial closure after cardiac operations. An animal study to assess currently available materials with particular reference to their suitability for use after coronary artery bypass grafting. *Thorac Cardiovasc Surg*. 1990 Jul;100(1):99-107.
- (97) Liermann A, Lachat M, von Segesser LK, Turina M. Resorbable pericardial replacement -an experimental study. *Helv Chir Acta*. 1992 Jan;58(4):515-9
- (98) Kajihara N, Eto M, Oishi Y, Boku N, Kuwahara K, Nishiguchi N, Kotani C. Three-layered synthetic pericardial substitutes reduce postoperative pericardial adhesions. *Thorac Cardiovasc Surg*. 2005 Jan;129(1):18-24.

- (100) Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Knez A, Kopp AF, Fukuda K, Reiser MF. Cardiac Imaging with Rapid, Retrospective ECG Synchronized Multilevel Spiral CT. *Radiologie* 40:111-7, 2000
- (101) Golombeck MA, Dossel O. MR-tomography on patients with heart pacemakers- a numerical study. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2004;2:1076-9
- (102) Takaro T, Peduzzi P, Detre KM, Hultgren HN, Murphy ML, Bel-Kahn J, Thomsen J, Meadows WR. Survival in subgroups of patients with left main coronary artery disease. *Circulation.* 1982, 66: 14
- (103) diZerega GS. Contemporary adhesion prevention. *Fertil. Steril.* 1994, 61, 219:235
- (104) Lüdeke H. Bauchfellverwachsungen. *Med Klein.* 1961, 56, 520
- (105) Schwemmler K. Paralytischer und postoperativer Ileus . *Münch. Med.Wischr.*1976;118, 219
- (106) diZerega GS. Biochemical events in peritoneal tissue repair. *Eur J Surg Suppl.*1997, 577,10:16
- (107) diZerega GS. Peritoneal repair and post-surgical adhesion formation . *Hum Reprod Update* 2001. 2001 , 7 (6), 545:555 ,
- (108) Kathleen ER, diZerega GS. Function of Peritoneal Exudate Cells after Abdominal Surgery . *Journal of investigative Surgery.* 1993, 6, 9:23 ,
- (109) Liakakos T.; Young R.L. : Peritoneal Adhesions: Etiology, Pathology, and Clinical Significance . *Digestiv Surgery* . 2001 , 18, 260:273 ,
- (110) Menzies D. Peritoneal adhesions: Incidence, cause and prevention. *Surg Annu Surg* . 1992 , 24, 27:45 ,
- (111) Vipond MN., Whawell SA. Peritoneal fibrinolytic activity and intraabdominal adhesions. *Lancet.* 1990, 335, 1120:2
- (112) diZerega. The peritoneum: postsurgical repair and adhesion formation. *Femal reproductive surgery.* 1992, 2:18 ,
- (113) Thompson JN. Reduced human peritoneal plasminogen activating activity: possible mechanism of adhesion formation. *Br J Surg.* 1989, 76, 382:384
- (114) Payr E : Biologisches zur Entstehung, Rückbildung und Vorbeugung von Bauchfellverwachsungen. : *Band Zentralbl Gynäkol* . 1924 , 14 , 718.
- (115) Treutner K.-H.: Adhäsionsprophylaxe Wunsch und Wirklichkeit. *Chirurg* 2000,71, 510:517
- (116) Aysan E. The role of intra-peritoneal honey administration in preventing post-operative peritoneal adhesions. *Eur J Obst Gyn* 2002, 104, 152–155
- (117) Treutner K.-H.: Prophylaxe und Therapie intraabdomineller Adhäsionen: eine Studie an 1200 Kliniken in Deutschland *Der Chirurg*1995, 66, 398-403

- (118) von Dembowski T. (1889) Ueber die Ursachen der peritonealen Adhäsionen nach chirurgischen Eingriffen mit Rücksicht auf die Frage des Ileus nach Laparotomien. Langenbecks Arch Chir.1889 , 37, 745
- (119) Taylor HA, Deumite NJ, Chaitman BR, Davis KB, Killip T, Rogers W. Asymptomatic left main coronary artery disease in the coronary artery surgery study (CASS), Circulation. 1989, 79:1171
- (120) Holmdahl L. The Role of Fibrinolysis in Adhesion Formation. . Eur J Surg; Suppl. 1997, 577, 24:31
- (121) Renz H. Tumor necrosis factor-alpha, interleukin 1, eicosanid hydrogen peroxid release from macrophages exposed to glove strach particles. Clin Immunol Immunopathol. 1993, 68, 21:28
- (122) Duron JJ. Post-operative Peritoneal Adhesions and Foreign Bodies. Eur J Surg Suppl. 1997, 163, 579, 15:1
- (123) Verco SJS et al, Human Reprod 2000, 15: 1764–72;
- (124) Menzies D, Hidalgo M, Walz MK, Duron JJ, Tonelli F, Crowe A, Knight A. Use of Icodextrin 4% Solution in the Prevention of Adhesion Formation Following General Surgery: From the Multicentre ARIEL Registry Ann R Coll Surg Engl. 2006 July; 88(4): 375–382.
- (125) van Ruggie FP, Boreel JJ, van der Wall EE, van Dijkman PR, van der Laarse A, Doornbos J, de Roos A, den Boer JA, Brusckhe AV, van Voorthuisen AE: Cardiac First-Pass and Myocardial Perfusion in Normal Subjects Assessed by Sub-Second Gd-DTPA Enhanced MR Imaging. J Comput Assist Tomogr 15:959-65, 1991
- (126) Myllärniemi H. Adhesion and granuloma formation after abdominal operations. Int Surg. 1966, 131, 312:318
- (127) Wintersperger BJ, Penzkofer HV, Knez A, Huber A, Kerner M, Meininger M, Knesewitsch P, Scheidler J, Haberl R, Reiser M. Myocardial Perfusion at Rest and During Stress. MR Signal Characteristics of Persistent and Reversible Myocardial Ischemia. Radiologe 40:155-61, 2000
- (128) Mejia R, Saxena P, Tam R (2005) Hydrodissection in re- sternotomies , Ann Thorac Surg. 2005 Jan;79(1):363-4.
- (129) Iliopoulos J, Cornwall GB, Evans RO, Manganas C, Thomas KA, Newman DC, Walsh WR. Evaluation of a bioabsorbable polylactide film in a large animal model for the reduction of retrosternal adhesions. J Surg Res. 2004 May 15;118(2):144-53
- (130) Krause TJ, Zazanis G, Malatesta P, Solina A. Prevention of pericardial adhesions with N-O carboxymethylchitosan in the rabbit model. J Invest Surg. 2001 Mar-Apr;14(2):93-7
- (131) Lahtinen J, Satta J, Lähde S, Suramo I, Nissinen J, Pokela R, Juvonen T Computed tomographic evaluation of retrosternal adhesions after pericardial substitution. Ann Thorac Surg. 1998 Oct;66(4):1264-8

- (132) Okuyama N, Rodgers KE, Wang CY, Girgis W, Oz M, St Amand K, Pines E, DeCherney AH, Rose EA, Cohn D, diZerega GS Prevention of retrosternal adhesion formation in a rabbit model using bioresorbable films of polyethylene glycol and polylactic acid. *J Surg Res.* 1998 Aug;78(2):118-22
- (133) Duvernoy O, Malm T, Ramström J, Bowald S. A biodegradable patch used as a pericardial substitute after cardiac surgery: 6- and 24-month evaluation with CT. *Thorac Cardiovasc Surg.* 1995 Oct;43(5):271-4.
- (134) Mathisen SR, Wu HD, Sauvage LR, Walker MW. Prevention of retrosternal adhesions after pericardiotomy *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1986 Jul;92(1):92-8
- (135) Monk BJ. Adhesion-related complications of radical hysterectomy. *Proc 24<sup>th</sup> Annu Meet of the Felix Ruthledge Society.* Laguna Beach, 1993
- (136) Vogl TJ, Dobmeier D, Krimmel M, Seiderer M, Lissner J. Experimental studies on the influence of MR imaging on central body temperature and peripheral temperature in humans. *SMRM, V. Annual meeting, Montreal, Canada Books of abstracts 1986; 3: 1034-1035*
- (137) Vogl TJ, Fuchs A, Krimmel M, Paulus M, Lissner J. Influence of high-field-MR-imaging on evoked potentials and nerve conduction in Humans. *Radiology 1988; 186:283*
- (138) Duncan DA, Yaacobi Y, Goldberg EP, Mines M, O'Brien D, Congdon F, Carmichael MJ. Prevention of postoperative pericardial adhesions with hydrophilic polymer solutions. *J Surg Res.* 1988 Jul;45(1):44-9
- (139) Vogl TJ, Krimmel M, Seiderer M, Lissner J. Effects of MR-Imaging on evoked potentials and nerve conduction in humans *Radiology 1988; 186:276*
- (140) Vogl TJ, Krimmel M, Seiderer M, Stephan G, Lissner J Wirkung der KST auf den menschlichen Organismus. Abhängigkeit von den Feldarten. *MR 85, Symposium Garmisch, Referatabend 1985: 335-340*
- (141) Hernandez R, Aisen A, Foo T, Beekmann R. Thoracic cardiovascular anomalies in children: Evaluation with a fast gradient-recalled-echo sequence with triggered segmented acquisition. *Radiology 1993; 188: 775-780*
- (142) Davis CP, Mckinnon GC, Debatin JF, Wetter D, Eichenberger AC, Duewell S, von Schulthess G.C. Normal heart: Evaluation with Echo-planar- MR-Imaging *Radiology 1994; 191: 691-696*
- (143) Knez A, Becker C, Becker A, Leber A, Haberl R, Reiser M, Steinbeck G: Diagnostic Imaging in Cardiac Diagnosis. *Radiologe 40:103-110, 2000*

- (144) Haacke EM, Li D, Kaushikkar S: Cardiac MR Imaging: Principles and Techniques. Top Magn Reson Imaging 7:200-17, 1995
- (145) McVeigh ER: MRI of Myocardial Function: Motion Tracking Techniques. Magn Reson Imaging 14:137-50, 1996
- (146) Pattynama PM, de Roos A: MR Evaluation of Myocardial Ischemia and Infarction. Top Magn Reson Imaging 7:218-31, 1995
- (147) Reichek N: Magnetic Resonance Imaging for Assessment of Myocardial Function. Magn Reson Q 7:255-74, 1991
- (148) Hosten N, Lembke AJ, Felix R. Kernspintomographie - Kompendium und Atlas. Ecomed Verlagsgesellschaft AG 1999, II-1, 4

## **10.2. Abkürzungsverzeichnis**

Abb.	Abbildung
a.p.	anterior posteriorer
B1	Pulsstärke
Bh	breathhold, Messung in Atemstillstand
CT	Computertomographie
CE-MRA	contrast-enhanced MRA
e	Constante (2,7183)
EF	Ejektionsfraktion
FATSAT	fatsaturated sequenz, Fettunterdrückung
FISP	Fast Imaging steady state processing sequenz
Gd-DTPA	Gadolinium-Diethylentriaminpentacetat
GRE	Gradientenecho
Go	Grundmagnetfeld
X	Gyromagnetisches Verhältnis
HF	Hochfrequenz
IR	Inversion Recovery
K	Kappa
K	Bolzmannkonstante
$\pi$	Konstante (3,14)
KG	Körpergewicht
KM	Kontrastmittel

LAO	Left anterior oblique
M	Magnetfeld
$\mu$	magnetischer Moment
MR	Magnetresonanz
MRA	Magnetresonanzangiographie
MRCP	Magnetresonanzcholangiopankreatikographie
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Anzahl der Protonen
p.a.	posterior anteriorer
ROI	Region of Interest
Fo	Resonanzfrequenz, Larmofrequenz
OP	Operation
S/R	Signal/Rausch
SE	Spinecho
SES	Spinechosequenzen
t	Zeit in Sekunden
T	absolute Temperatur, formelabhängig
T	Pulslänge in Sekunden, formelabhängig
T1	Spin- Gitter- Relaxationszeit
T2	Spin- Spin- Relaxationszeit
Tab.	Tabelle
TE	Time of Echo, Echozeit
TR	Time of Repetition, Wiederholungszeit
TSE	Turbospinecho
Z.n.	Zustand nach

### **10.3. Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die zur Verwirklichung der vorliegenden Arbeit beigetragen haben.

Mein aufrichtiger und besonderen Dank gilt Herrn Professor Dr. med. Th. Vogl, Direktor des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie am Klinikum der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität in Frankfurt am Main, für die großzügige Überlassung des Dissertationsthema und die wissenschaftliche Betreuung.

Weiterhin möchte ich meine Betreuern Dres. med. Th. Diebold, D. Müller und A. Wetter für die Beratung und Betreuung und ihrer Mithilfe bei der Durchführung der Untersuchungen danken.

Ebenfalls danke ich dem Team vom Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Johann Wolfgang Goethe Universität, Frankfurt am Main und den Kollegen der Herz- und Thoraxchirurgie der Johann Wolfgang Goethe Universität.

Weiterhin möchte ich mich bei der Medizinisch - Technischen Assistentin Frau Brindlinger für die wertvolle Unterstützung bei der technischen Durchführung der Untersuchungen bedanken.

Mein besonderer Dank gilt meiner Frau und Kollegin Nina Matić, die mich in meinem beruflichen Werdegang auch in schweren Zeiten immer sehr einfühlsam unterstützt hat und mir Mut und Kraft zugesprochen und alle Belastungen mit mir gemeinsam getragen hat.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern, Schwiegereltern und meiner ganzen Familie in Deutschland und Ex- Jugoslawien für die stetige und großzügige Unterstützung, die ich von Ihnen erhalten habe, bedanken.

## **10.4. Lebenslauf**

### Persönliche Daten:

Name:	Predrag Matić
Anschrift:	Osannstraße 49, 64285 Darmstadt
Geburtsdatum:	24.07.1974
Geburtsort:	Wuppertal
Familienstand:	verheiratet
Eltern:	Ljiljana und Radovan Matić
Bruder	Sascha Matić

### Ausbildung:

1982	Einschulung in die Grundschule Merklingshausstrasse in Wuppertal
1985	Abschluss der Grundschule und Wechsel in die Städtische Realschule im Schulzentrum Ost in Wuppertal
1990	Abschluss der Realschule mit Erreichen der Sekundarstufe II
1990	Wechsel auf das Gymnasium "Vera Blagojević" in Šabac (Serbien)
1993	Abitur im naturwissenschaftlich- mathematischen Bereich
1994	Nichtanerkennung des in Šabac erlangten Abiturs, daher Einschreibung in das Städtische Abendgymnasium in Wuppertal. Gleichzeitig Beginn der Berufsausbildung als medizinisch-technischer Radiologieassistent am Klinikum Wuppertal
1997	Deutsches Abitur mit Erlangen der Allgemeinen Hochschulreife
1997	Staatsexamen für technische Assistenten in der Medizin

- 1997 Immatrikulation an der Katholische Unversitejt von Nijmegen (NL) / Medizin
- 1998 Immatrikulation an der J. W. Goethe-Universität Frankfurt
- 2001 Ärztliche Vorprüfung
- 2003 Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung.
- 2004 Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
- 2004 Praktisches Jahr im Klinikum Darmstadt im Institut für Strahlendiagnostik und Interventionelle Radiologie als Wahlfach, Chirurgische Klinik I und II sowie Medizinische Klinik I,II und III. Durchgehend berufstätig als medizinisch- technischer- Radiologie-assistent in der Fachrichtung Röntgendiagnostik und Computertomographie. Qualifikation als Fachassistent für diagnostische Radiologie und Computertomographie.
- 11/2005 3. Staatsexamen
- 11/2005 Assistenzarzt in der Allgemein- Thorax – und Gefäßchirurgischen Klinik I im Klinikum Darmstadt bei Prof. Dr. med. Chr. Petermann
- 06/2006 Assistenzarzt in der Medizinischen Klinik I ( Kardiologie ) im Klinikum Darmstadt bei Prof. Dr. med. G.S. Werner  
Zusatzqualifikation in Flugmedizin, Reisemedizin,  
Tauch- und Überdruckmedizin, Betriebsmedizin

Unterschrift:

## **10.5. schriftliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die im Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel:

**" MR Auswertung der pericardialen und retrosternalen  
Adhäsionen vor und nach Einpflanzung von Membranen in der  
reoperativen Herzchirurgie "**

in dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie unter der Betreuung und Anleitung von Professor Dr. med. Thomas Vogl, Oberarzt Dr. med. Thomas Diebold und Oberarzt Dr. med. Axel Wetter ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht. Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

Vorliegende Arbeit wurde in der Röfo veröffentlicht.

Darmstadt, 04.11.2008

Unterschrift: