

Aus der Medizinischen Klinik  
der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. G. Ertl

---

**Entwicklung und Konstruktion eines pulsatilen Herzmodells  
zur Evaluierung von Volumen- und Massenbestimmungen  
mittels dreidimensionaler Echokardiographie**

Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der

Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Sönke Matthias Kraak  
aus Laufach

Würzburg, Oktober 2003

Referent: Professor Dr. med. W. Völker

Korreferent: Professor Dr. med. C.A. Greim

Dekan: Professor Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 28.10.03

Der Promovend ist Arzt im Praktikum.

Meinen Eltern



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
1.1	Klinische Anwendung der Echokardiographie.....	1
1.1.1	Indikationen der Echokardiographie .....	1
1.1.2	Limitationen der zweidimensionalen Echokardiographie .....	1
1.1.3	Vorteile der dreidimensionalen Echokardiographie .....	2
1.1.4	Limitationen der dreidimensionalen Echokardiographie .....	3
1.2	Aufgabenstellung.....	3
<b>2</b>	<b>Technische Grundlagen der Echokardiographie .....</b>	<b>4</b>
2.1	Physikalische Grundlagen .....	4
2.2	Grundlagen der ein- und zweidimensionalen Echokardiographie.....	4
2.2.1	Der eindimensionale A-Mode .....	4
2.2.2	Der M-Mode und die zweidimensionale Echokardiographie.....	5
2.3	Die dreidimensionale Echokardiographie .....	5
2.3.1	Raumortungssysteme.....	6
2.3.2	Dreidimensionale Rekonstruktion .....	8
<b>3</b>	<b>Materialien und Methoden .....</b>	<b>10</b>
3.1	Beschreibung des Pumpantriebs.....	10
3.1.1	MEDOS-VAD Pumpen .....	10
3.1.2	MEDOS-VAD Antrieb .....	12
3.2	Schallkammer .....	14
3.3	Versuchsordnung .....	16
3.4	Modell aus Gummiballons .....	17
3.5	Modell aus Schaumstoffen .....	18
3.5.1	Materialien.....	18
3.5.2	Verarbeitung .....	19
3.6	Modell aus dem Silikon SILBIONE® RTV 4411 A/B .....	21
3.6.1	Materialeigenschaften des Silikons .....	21
3.6.2	Herstellung der Kunstventrikel.....	22
3.6.2.1	Positivvorlage und Negativform.....	22
3.6.2.2	Das Ventrikelmodell.....	23
3.7	Bewertung der Schalleigenschaften .....	27

<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>29</b>
4.1	Bewertung der Gummiballons.....	29
4.2	Bewertung der Schaumstoffe .....	31
4.3	Beurteilung der Silikon-Ventrikel .....	37
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>45</b>
5.1	Bisherige Herzmodelle für echokardiographische Versuche .....	45
5.2	Vorteile des pulsatilen Herzmodells aus Silikon.....	46
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>51</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>53</b>

# **1 Einleitung**

## **1.1 Klinische Anwendung der Echokardiographie**

### **1.1.1 Indikationen der Echokardiographie**

Die Echokardiographie ist eine der wichtigsten Untersuchungsmethoden in der Kardiologie geworden (5,10,24).

Die Hauptindikationen der Echokardiographie bestehen in der Evaluation der linksventrikulären Funktion sowie der Beurteilung der Klappenfunktion (2,24,48,49). Für den Nachweis und die quantitative Beurteilung von Herzklappenfehlern wie Klappenstenosen und Klappeninsuffizienzen besitzt die Doppler-Echokardiographie eine hohe Sensitivität (3).

Auch die Messung der linksventrikulären Wanddicke stellt eine aussagekräftige Methode zur kardiovaskulären Risikoabschätzung dar (26,31,42). Die Framingham-Studie hat gezeigt, dass eine erhöhte linksventrikuläre Masse mit einer erhöhten kardialen Morbidität und Mortalität einhergeht (17,18,19,25).

Nach einem Myokardinfarkt kann das Ausmaß der Kontraktionsstörung und die Funktion der nicht betroffenen Ventrikelanteile beurteilt werden (24,45). Die dilatativen, hypertrophen und hypertroph-obstruktiven Kardiomyopathien können durch Quantifizierung der Ventrikelgrößen, eventuellen funktionellen Mitralregurgitationen oder Ausflusstrakt-obstruktionen in der Echokardiographie voneinander unterschieden werden (45). Auch in der Diagnostik kongenitaler Herzvitien sowie der Planung des operativen Eingriffes zu deren Behebung findet die Echokardiographie Anwendung (10,45). Neben dem Nachweis eines Perikardergusses gestattet die Echokardiographie auch die Beurteilung der rechtsventrikulären Funktion, die durch den Erguss behindert sein kann (45). Ebenfalls können kardiale Thromben und Tumoren wie benigne Myxome nachgewiesen werden (13,24).

### **1.1.2 Limitationen der zweidimensionalen Echokardiographie**

In der zweidimensionalen Echokardiographie kann immer nur eine Schnittebene des Organs betrachtet werden. Der Untersucher muss mehrere zweidimensionale Schnitte

integrieren, um einen Eindruck der dreidimensionalen Anatomie und Pathologie zu erlangen (6,20). Dies ist ineffizient und führt zu einer hohen Untersuchervariabilität und zu Fehldiagnosen (11,40). Die Darstellung eines dreidimensionalen Datensatzes erlaubt eine räumliche Vorstellung der anatomischen Gegebenheiten. Auch ist es in der zweidimensionalen Echokardiographie schwierig, die Schnittebenen exakt zu positionieren und die gleiche Ebene später wiederzufinden. Daraus resultiert eine schlechte Reproduzierbarkeit der Untersuchung. (33,42).

In der ein- und zweidimensionalen Echokardiographie erfolgt die Quantifizierung von Massen und Volumina anhand von Algorithmen, die mit geometrischen Näherungsmodellen die Form des Ventrikels beschreiben (4,15,16,20,25,35). Bei symmetrisch geformten Ventrikeln sind diese Formeln ausreichend genau. Bei asymmetrisch geformten Ventrikeln treffen diese geometrischen Annahmen jedoch nicht mehr zu. Daher ist die Quantifizierung mit einer verhältnismäßig hohen Messvariabilität verbunden (15,20,22,26).

### **1.1.3 Vorteile der dreidimensionalen Echokardiographie**

Die dreidimensionale Echokardiographie eignet sich hervorragend zur Quantifizierung von Ventrikelvolumina (7,50). Durch die freie Wahl der Blickperspektive kann der Klappenapparat in der Aufsicht betrachtet und so beispielsweise die Befundung eines Mitralsegelprolapses erleichtert werden (40,50). Komplexe dreidimensionale anatomische Relationen bei kongenitalen Herzvitien wie Vorhof- oder Ventrikel-Septum-Defekten werden durch die dreidimensionale Darstellung für den Untersucher leichter erfassbar (15,20,21,29). Zweidimensionale Schnittbilder können in einem dreidimensionalen Datensatz standardisiert und so besser interpretiert werden (30). Die dreidimensionale Echokardiographie erlaubt somit eine exakte und frei wählbare Positionierung der Schnittebene bei hoher Reproduzierbarkeit (7,9,11,15,22,40).

Die dreidimensionale Echokardiographie benötigt zur Volumenquantifizierung keine geometrischen Näherungsmodelle. Es kann die tatsächliche Form des Ventrikels ohne ein Zurückgreifen auf Hilfsrechnungen erfasst werden (2,16,22,23,25,30,36,38). Daher ist von einer exakteren Quantifizierung von Volumina und Massen auszugehen

(16,20,50). In mehreren Studien wurde die Überlegenheit der dreidimensionalen Echokardiographie bereits gezeigt (12,14,17).

#### **1.1.4 Limitationen der dreidimensionalen Echokardiographie**

Nachteilig wirken sich in der dreidimensionalen Echokardiographie die im Moment notwendigen langen Untersuchungszeiten aus (14,36).

Durch die Bewegung und Atmung des Patienten kann es zu einem Qualitätsverlust der Abbildung und zu Artefakten kommen (12,43).

Die Qualität der Rekonstruktion hängt in erster Linie von der Qualität des Rohdatensatzes ab (52). Bei schlechten Schallbedingungen kann daher teilweise keine dreidimensionale Rekonstruktion erfolgen (48,50).

### **1.2 Aufgabenstellung**

Es wurden bereits mehrere Modelle zur Evaluierung der Messgenauigkeit der dreidimensionalen Echokardiographie beschrieben (17,18,25,26,27,28,29,37,39,46,47). Diese arbeiten aber entweder nicht pulsatil, verwenden symmetrische Körper zur Volumen- und Massenbestimmung oder weisen eine unphysiologisch dünne Wandstärke auf.

Ziel dieser Arbeit war es nun, ein Modell zu entwickeln, mit dem die Messgenauigkeit der Volumen- und Massenbestimmung bei ungleichmäßig geformten Ventrikeln und bei unterschiedlichen Pumpfrequenzen bestimmt werden kann. Auch sollte es möglich sein, mit einem Modell gleichzeitig eine Messung des Kammervolumens und der Masse der Ventrikelwand durchzuführen.

Die unterschiedlichen Lösungsansätze wurden vier Untersuchern zur Beurteilung der Schallqualität vorgelegt. Die Beurteilung erfolgte durch ein Punktevergabesystem. Dabei wurde die Darstellung der Oberfläche, der Hinterwand und der Innenwand sowie die Qualität des Binnenechos und die Compliance der Materialien bewertet.

## **2 Technische Grundlagen der Echokardiographie**

### **2.1 Physikalische Grundlagen**

Das Prinzip der Echokardiographie beruht darauf, dass Schallwellen menschliches Gewebe mit einer Geschwindigkeit von 1540 m/s durchdringen (29) und an Grenzflächen ganz oder teilweise reflektiert werden. Die Frequenzen des Ultraschalls liegen in dem nicht mehr hörbaren Bereich von 16.000 bis  $10^{10}$  Hz. Zur Erzeugung und zum Empfang der Schallwellen dienen piezoelektrische Kristalle, die durch elektrische Spannung in Schwingungen versetzt werden.

Je höher die Frequenz der ausgesandten Schallimpulse gewählt wird, desto größer wird das räumliche Auflösungsvermögen. Mit steigender Frequenz nimmt die Eindringtiefe der Schallwellen jedoch ab. Man verwendet daher als Kompromiss zwischen Auflösungsvermögen und Eindringtiefe Schallfrequenzen von 2,25 – 3,5 MHz in der transthorakalen und 5,0 – 7,5 MHz in der transösophagealen Echokardiographie (51).

Der piezoelektrische Kristall befindet sich im Schallkopf (Transducer). Pro Sekunde werden durch die schwingenden Kristalle etwa 1000 Impulse gesendet. Diese werden an einer Grenzfläche absorbiert, gestreut oder reflektiert. Der piezoelektrische Kristall registriert sowohl die Laufzeit der reflektierten Schallwellen (Echos), woraus sich die Entfernung vom Schallkopf ermitteln lässt, als auch die Amplitude der Echos, also deren Intensität. Die Grundinformation der Echokardiographie besteht somit in der Erfassung eines akustischen Impedanzsprunges in einer messbaren Entfernung vom Schallgeber (12).

### **2.2 Grundlagen der ein- und zweidimensionalen Echokardiographie**

#### **2.2.1 Der eindimensionale A-Mode**

Mit dem eindimensionalen A-Mode begann die Echokardiographie. Die relative Entfernung der Grenzfläche, an der das Schallsignal reflektiert wird, wird als vertikale Auslenkung des horizontal verlaufenden Elektronenstrahls eines Oszilloskops darge-

stellt. Dabei ist mit zunehmender Intensität des Signals der Amplitudenausschlag höher (22).

### **2.2.2 Der M-Mode und die zweidimensionale Echokardiographie**

Im B-Mode-Verfahren werden die Auslenkungen des A-Mode als Bildpunkte verschiedener Graustufen dargestellt (22).

Die M-Mode Echokardiographie ist die Anzeige der Bildpunkte des B-Mode als eine Funktion der Zeit. Hierzu wird die Zeit auf der x-Achse, die Entfernung auf der y-Achse und die Intensität als Graustufe kodiert aufgetragen. Der M-Mode besitzt ein sehr hohes Auflösungsvermögen (22,51). Ein mitgeschriebenes EKG liefert den zeitlichen Orientierungsmaßstab.

Real-time-Scanner registrieren die Position des Schallstrahls, während er mit hoher Geschwindigkeit fächerförmig durch einen Sektor bewegt wird. Die B-Mode Echo-signale werden entsprechend ihrer Lage im Sektor in Echtzeit auf dem Monitor zu einem planaren, zweidimensionalen Querschnittsbild kohärent zusammengefügt (12,22). Die fächerförmige Bewegung des Schallstrahls kann auf mechanische oder elektronische Weise erreicht werden. Bei einem mechanischen Schallkopf wird ein einzelner Kristall kontinuierlich über den Sektor geschwenkt. Im elektronischen Verfahren werden multiple Kristalle nacheinander so in Schwingung versetzt, dass geschwenkte Schallfronten entstehen. Diese so genannten phased-array-Schallköpfe erzeugen 20 – 30 Bilder pro Sekunde (51). Die gewonnenen tomographischen Schnittbilder eignen sich auch dazu, den M-Mode zu positionieren (34).

### **2.3 Die dreidimensionale Echokardiographie**

Die grundlegenden Schritte der 3D-Rekonstruktion sind die Datengewinnung, die Datenverarbeitung, das dreidimensionale Bild-Rendering und die Darstellung (40,43). Die Rekonstruktion der dreidimensionalen Abbildung erfolgt momentan noch „offline“, das heißt, die Berechnung des Datensatzes wird nach der Ultraschalluntersuchung durchgeführt. Manche Autoren sprechen bei der dynamischen Darstellung der drei-

dimensionalen Daten im cine-loop-Format, d.h. in der sich ständig wiederholenden Darstellung eines kompletten Herzzyklus, von vierdimensionaler Echokardiographie (44,50).

### 2.3.1 Raumortungssysteme

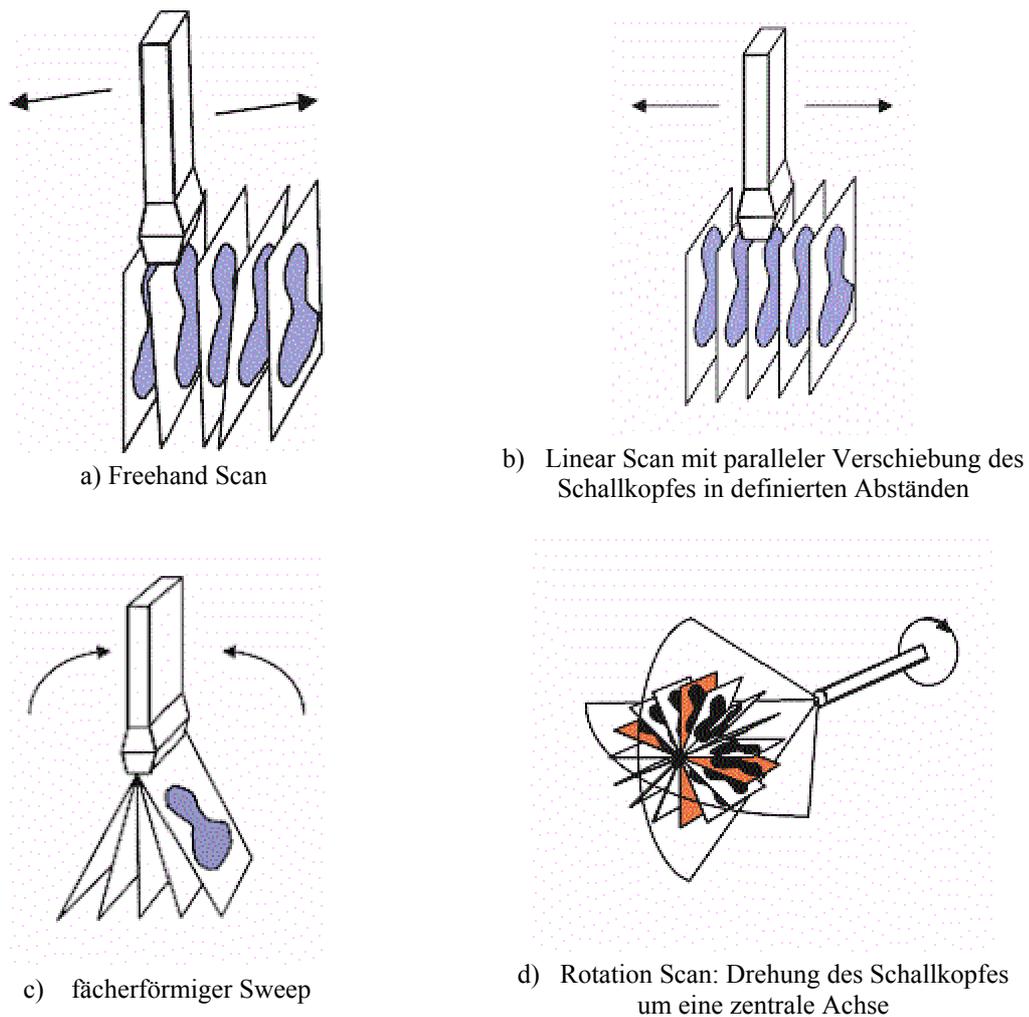
Ein System zur dreidimensionalen Echokardiographie registriert neben den zweidimensionalen Abbildungen zusätzlich die Position und Ausrichtung des Schallkopfes und damit auch der Bildebene im Raum (6,17).

Interne Referenzsysteme werden über einen Punkt am Schallkopf oder dessen Drehachse definiert. Diese Koordinatensysteme sind nicht fest im Raum abgegrenzt, sondern ändern sich mit der Bewegung des Schallkopfes (12). Daher können bei diesen Systemen keine Aufnahmen aus verschiedenen Schallfenstern kombiniert werden (22). Der stabil positionierte Transducer führt eine vordefinierte Bewegung durch, die durch einen computergesteuerten Motor durchgeführt wird.

Mit diesem Prinzip arbeiten beispielsweise die so genannten Rotation-Scans. Der Schallkopf wird hierbei in einem Halbkreis von 180 Grad um eine zentrale Achse rotiert (Abb. 1d). Die Bewegung der Schnittebene erfolgt dabei in der Regel in Zwei-Grad-Schritten (8,36,42,50). Die Aufnahme erfolgt EKG- und atemgetriggert. Es entsteht eine kegelförmige Abbildung (14,20). Im Vergleich mit dem Linear Scanning und dem fächerartigen Sweep ist beim Rotation-Scan ein relativ kleineres Schallfenster notwendig (44).

Auch das Linear Scanning (Abb. 1b) verwendet ein internes Referenzsystem. Diese Art der Aufnahme ist gut zur transösophagealen Echokardiographie geeignet. Die Querschnitte sind hier parallel angeordnet und der Zwischenabstand ist immer gleich (43). Der Datensatz erhält eine Prismenform (44).

Durch eine fächerartige Führung des Transducers in festgelegten Winkeln entsteht eine pyramidenförmige Abbildung (Abb. 1c). Nachteilig bei diesem Sweep sind die schallkopffern größer werdenden Zwischenräume der Schnittebenen. Es gehen Strukturinformationen in diesem Gebiet verloren, und die Auflösung nimmt ab.



**Abbildung 1:** Raumortungssysteme (aus 11)

Externe Referenzsysteme registrieren während der Aufnahme die Bewegung des Schallkopfes im Verhältnis zu einem fixen Referenzpunkt im Raum (22). King et al. beschrieben ein akustisches Ortungssystem (17,23). Drei fest auf dem Schallkopf montierte Schallgeber senden hier Schallwellen zu vier in einem Quadrat angeordneten Mikrofonen. Aus den unterschiedlichen Laufzeiten errechnet ein Computer die Schallkopfposition.

Die Lokalisationsbestimmung mittels elektromagnetischer Ortung (41) erlaubt den größten Bewegungsspielraum. Mit diesem System ist uneingeschränktes „free-hand-scanning“, also die freie Schallkopfpositionierung, möglich (Abb. 1a). Die Schallkopfposition und –ausrichtung werden ununterbrochen im Koordinatensystem des Transmitters (x-, y-, z-Achse) verfolgt. Da sich das Referenzkoordinatensystem nicht verschiebt, können Aufnahmen aus verschiedenen Schallfenstern miteinander kombiniert

werden (29). Bei der Bildgewinnung mit dem sog. freehand-scan ist es wichtig, dass die Abstände zwischen den aufgenommenen Schnittebenen nicht zu groß werden. Dies hätte einen erheblichen Qualitätsverlust zur Folge (11,22,44). Mit abnehmender Qualität der Aufnahmen sinkt aber auch die Qualität der 3D-Rekonstruktion. Schwierigkeiten bei der Bestimmung der Ventrikelvolumina sind die Folge (28). Prinzipiell gestattet die volle Bewegungsfreiheit des Schallkopfs im Raum eine ausreichende Datengewinnung zur zufriedenstellenden Rekonstruktion (53).

Beim Einsatz eines mechanischen Gelenkarms mit Bewegungssensoren erfolgt die Raumorientierung der Schnittebenen ebenfalls in einem externen Koordinatensystem (33). Diese Methode ist aber technisch sehr aufwendig und schränkt die Bewegungsfreiheit ein (43).

Ein Problem stellt die Bewegung des Herzens im Raum dar. Durch die derzeit notwendigen langen Aufnahmezeiten kommt es durch unbeabsichtigte Bewegung und durch Atemexkursionen des Patienten zu einer Verschiebung zwischen Schallkopf und dem Herz des Patienten. Daraus resultieren Bewegungsartefakte, die die Qualität der aufgenommenen Schnittebenen mindern. Durch Registrierung der Atemlage mittels Messung der Thoraximpedanz („Atemgating“) wird versucht, diese Störfaktoren zu minimieren (12,14,20). Das EKG-Gating mittels 3-Pol-EKG dient der zeitlichen Positionierung des Schnittbildes.

### **2.3.2 Dreidimensionale Rekonstruktion**

Die zweidimensionalen Bilder werden zusammen mit den Positionsangaben digital gespeichert und nach ihrer räumlichen und zeitlichen Abfolge wieder angeordnet. Hierzu werden zeitlich korrespondierende, EKG-getriggerte Schnittbilder aus verschiedenen Herzzyklen zu einem dreidimensionalen Datensatz zusammengefasst. Die Lücken zwischen den einzelnen Schnitten werden mit unterschiedlichen Interpolationsalgorithmen vom Computer aufgefüllt (7,11). Die Pixel der zweidimensionalen Bilder werden in Voxel im dreidimensionalen Datensatz umgewandelt. Es entsteht eine statische dreidimensionale Abbildung des Herzens, aus der beliebig viele zweidimensionale Querschnittansichten berechnet werden können (7,14,43). Im „Anyplane-Modus“ können beliebige, im „Paraplane-Modus“ parallele Schnittebenen durch das

abgebildete Volumen gelegt werden. In diesen zweidimensionalen Abbildungen können Distanzen und Flächen nach manueller Konturierung gemessen werden (14). Durch die „Volume-Rendering-Technik“ können mit Schattierungsalgorithmen dreidimensionale Oberflächen dargestellt werden (20). Ein dynamisch animiertes dreidimensionales Echokardiogramm kann durch Aneinanderreihung von etwa zehn statischen Bildern gleicher räumlicher, aber unterschiedlicher zeitlicher Position im Herzzyklus dargestellt werden (12,43,50). Der Herzzyklus kann im cine-loop-Format von beliebigen Betrachtungspunkten im Raum aus begutachtet werden. Es entsteht ein besserer räumlicher Eindruck, eine exakte quantitative Analyse ist in den oberflächenrekonstruierten Bildern bisher aber nicht möglich (14).

## **3 Materialien und Methoden**

### **3.1 Beschreibung des Pumpantriebs**

Als Pumpe für das Modell dient eine Blutpumpe zur temporären Unterstützung des menschlichen Herzens. Es handelt sich hierbei um das „MEDOS – VAD System“ (ventricular assist device) der Firma Medos Medizintechnik GmbH (Stolberg, Germany). Das System ist als parathorakales Ventrikelunterstützungssystem konzipiert. Es besteht aus den zwei Blutpumpen (linksventrikuläre [L-VAD] und rechtsventrikuläre Blutpumpe [R-VAD] jeweils in verschiedenen Größen) und dem Antrieb (Driving- und Supply-System). Sowohl der univentrikuläre als auch der biventrikuläre Einsatz sind möglich. Da es sich bei dem beschriebenen Versuchsaufbau um ein Ein-Ventrikel-Modell handelt, wurde das Gerät im univentrikulären Modus verwendet. Ein EKG-getriggter Betrieb kann über eine EKG-Anschlussbuchse erfolgen.

#### **3.1.1 MEDOS-VAD Pumpen**

Die MEDOS-VAD Pumpen funktionieren als parakorporale, pneumatisch angetriebene, pulsatil fördernde Verdrängerpumpen. Es werden drei Grundgrößen (Säuglinge, Kinder, Erwachsene) angeboten (54). Für jede Grundgröße sind zwei Ausführungsformen erhältlich (L-VAD und R-VAD, s.o.). Für das Modell wurde ein R-VAD für Erwachsene mit einem Volumen von 54 ccm verwendet.

Eine doppellagige Membran teilt den Innenraum des Pumpengehäuses in eine Antriebsseite und eine Blutseite (Flüssigkeitsseite). Zwischen den beiden Blättern der Doppelmembran vermindert Silikonöl die entstehende Reibung während des Betriebs. Nach dem Prinzip einer Membranpumpe überträgt die Doppelmembran die Antriebsenergie bei intraoperativer Anwendung auf das Blut beziehungsweise im Versuch auf die Blutersatz-Flüssigkeit. Durch die alternierende Verkleinerung und Vergrößerung des Arbeitsraums entsteht ein Volumenfluss, der durch ein Einlass- und ein Auslassventil gerichtet wird (Abb. 2).

Die Bulbenventile zur Erzeugung eines gerichteten Blutflusses sind in Aufbau und Funktion der natürlichen Aortenklappe mit ihren drei Taschen nachempfunden.

Die blutführenden Komponenten des transparenten Kunstventrikels bestehen aus thermoplastischem Polyurethan (TPU), die Konnektoren aus Polycarbonat. Letztere haben einen Durchmesser von ½ Zoll.

Da sich der Klappenmechanismus bereits am VAD befindet, war eine Konstruktion von Ventilen direkt am Silikon-Kunstventrikel nicht erforderlich. Es war daher möglich, nur eine Öffnung am Modell zum Ein- und Auslass zu belassen, um die Kegelform des Ventrikels betonen zu können. Die Zu- und Ableitung aus dem VAD wurde mittels eines T-Stückes kurzgeschlossen.

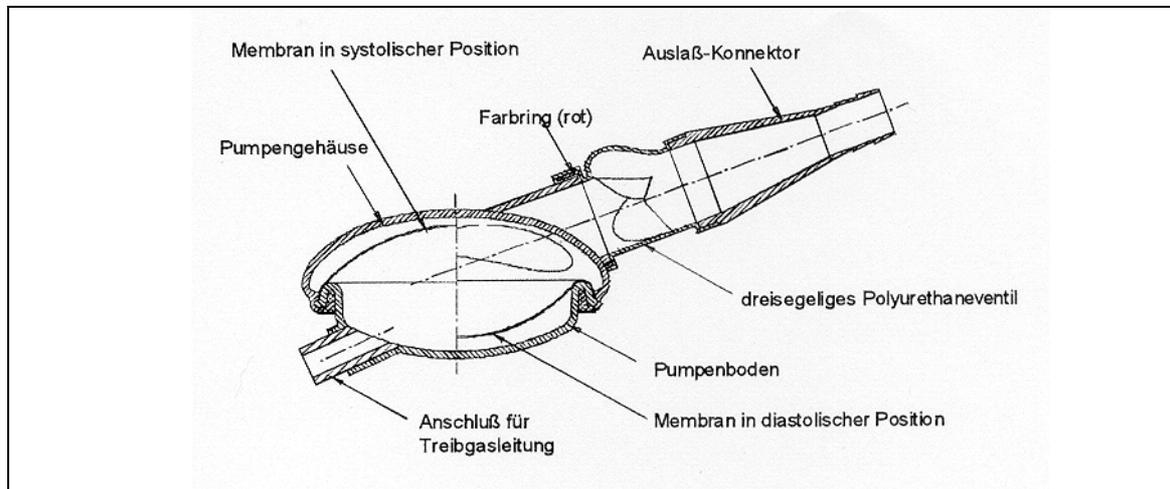
Bei korrekter Druckaussteuerung und Durchflutung der MEDOS-VAD Pumpen (Full-Fill / Full-Empty-Modus) ergibt sich mit dem verwendeten R-VAD mit 54ccm Schlagvolumen ein Herzzeitvolumen (HZV) von 5,4 l/min bei einer Schlagfrequenz von  $100 \text{ min}^{-1}$ . Die Toleranz der Ventrikelvolumen wird vom Hersteller mit  $\pm 5 \%$  angegeben. Der R-VAD erlaubt Pulsraten von 40 bis  $130 \text{ min}^{-1}$ . Der Einstellbereich der Systole beträgt 20 % bis 50 % der Pulsdauer. Die Herstellerangaben zur Genauigkeit betragen  $\pm 30 \text{ ms}$ . Der systolische Druck-Einstellbereich beläuft sich von + 50 mmHg bis + 300 mmHg, der diastolische von – 1 mmHg bis – 99 mmHg.

Zur Versuchsanordnung wird die Pumpkammer auf der Flüssigkeitsseite entlüftet und über den Konnektor auf der Einlassseite mit destilliertem Wasser befüllt. Durch Drehen und Beklopfen des Pumpkammergehäuses wird die Luft über die Auslassseite entfernt. Während des Entlüftens und Befüllens darf keine Flüssigkeit auf die Antriebsseite und in die Treibgasleitung gelangen.

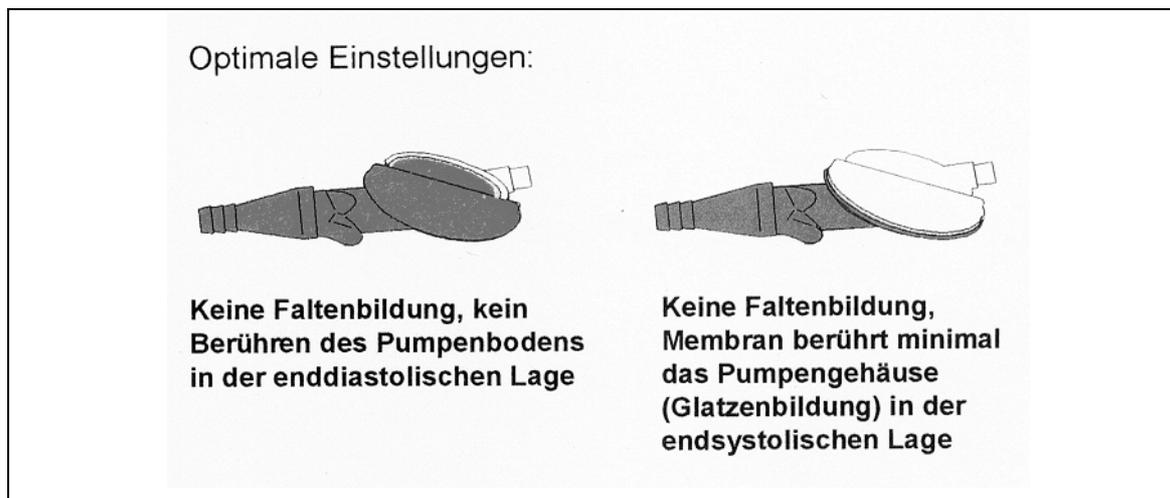
Der richtige Füllzustand des Systems wird visuell überprüft. Ein optimaler Füllzustand liegt vor, wenn die Doppelmembran des VAD in der enddiastolischen Lage keine Falten aufweist und den Pumpenboden (Pneumatikseite des VAD) knapp nicht berührt. In der endsystolischen Lage soll die Doppelmembran ebenfalls keine Falten bilden und das Pumpengehäuse (Flüssigkeitsseite) minimal berühren. Am Berührungspunkt von Membran und Pumpengehäuse ist dann eine blanke Stelle („Glatzenbildung“) zu sehen (Abb. 3).

Das Füll- und Entleerungsverhalten der VAD Pumpe kann durch Variieren des systolischen Treibdruckes, des diastolischen Fülldruckes und der Systolendauer optimiert werden. Eine Erhöhung des systolischen Treibdruckes verbessert das Auswurfverhalten, eine Erhöhung des diastolischen Unterdruckes das Füllverhalten. Durch Ver-

kürzung der Systolendauer kommt es zu einem besseren Füllverhalten. Allerdings sollten extreme Drücke vermieden werden, um eine Überdehnung der Membran zu vermeiden. Eine hohe Pumpfrequenz hat negative Auswirkungen auf das Füll- und Entleerungsverhalten der Pumpe.



**Abbildung 2:** Schnitt durch den VAD (aus 54)



**Abbildung 3:** Optimale Füllung des VAD (aus 54): Die Membran berührt in der enddiastolischen Lage nicht das VAD-Gehäuse; in der endsystolischen Lage wird das VAD-Gehäuse leicht berührt.

### 3.1.2 MEDOS-VAD Antrieb

Der MEDOS-VAD Antrieb besteht aus 2 Funktionselementen: dem Driving-Element (Steuermodul) und dem Supply-Element (Versorgungsmodul zur Druck-/Vakuumerzeugung). Die Verbindungen zwischen dem Supply- und dem Driving-Element

ment werden über 2 Druckschläuche aus Polyurethan hergestellt. Über diese Schläuche erfolgt die interne Druck- und Vakuumversorgung durch das Versorgungsmodul.

An der Rückseite des MEDOS-VAD Antrieb-Steurelements befinden sich je eine Anschlussbuchse für eine links- und rechtsventrikuläre Blutpumpe, die Anschlüsse für die beschriebene pneumatische Verbindung mit dem Supply-Element, ein Anschluss für die elektrische Verbindung zwischen beiden Modulen, eine optische Schnittstelle zur Datensicherung in einem externen Rechner sowie eine EKG-Anschlussbuchse. Die Steuerung des MEDOS-VAD Systems erfolgt über einen touch-screen an der Vorderseite des Steuermoduls. Hierüber können die einzelnen Parameter wie Druck und Vakuum getrennt für jede der beiden MEDOS-VAD Pumpen eingestellt werden. Die Schlagfrequenz und die Systolendauer können im biventrikulären Modus nur für beide VAD Pumpen synchron angegeben werden.

Auf dem Monitor werden verschiedene Parameter dargestellt. Neben dem systolischen und diastolischen Druck werden die Pulsfrequenz und als Prozentwert die Systolendauer angezeigt.

Der „HZV-Ideal-Wert“ ist ein errechneter Wert, der sich aus dem Produkt von Pulsfrequenz und Ventrikelvolumen ergibt und in der Einheit [L/min] angegeben wird. Es handelt sich hier also um den Zielwert des Herzminutenvolumens. Er entspricht *nicht* dem tatsächlich geförderten HZV.

Der „HZV-Ist-Wert“ wird aus der Fördermenge der Pneumatikleitung zwischen dem Steuerungsmodul und dem R-VAD errechnet. Er repräsentiert also die Pumpleistung des Ventrikels. Doch besitzt der HZV-Ist-Wert nach Herstellerangaben eine Abweichung vom tatsächlich geförderten Flüssigkeitsvolumen von +/- 10%.

Der systolische Druck für L-VAD und/oder R-VAD gibt den Entleerungsdruck der VAD-Pumpen in [mmHg] an, der die Pumpensystole auslöst.

Beim diastolischen Druck für L-VAD und/oder R-VAD handelt es sich um einen Unterdruck, der den Füllungsdruck der VAD-Pumpen bestimmt. Er wird ebenfalls in [mmHg] angegeben und kann wie der systolische Druck für die links- und rechtsventrikuläre VAD-Pumpe getrennt angesteuert werden.

Des weiteren können die Systolendauer (prozentualer Anteil der Systolen am Herzzyklus) und die Schlagfrequenz (Puls) verändert werden. Dabei sind die minimalen bzw. maximalen Pulsraten für die VAD-Pumpen zu beachten. Für die hier verwendeten

VAD-Pumpen mit 54 ccm werden vom Hersteller Pulsraten von 40 bis 130  $\text{min}^{-1}$  angegeben.

Das VAD-System kann in zwei verschiedenen Betriebsmodi betrieben werden: Im „FIX-Betrieb“ wird das System ohne EKG-Triggerung nach einer vorgewählten starren Pulsfrequenz betrieben. Aber auch ein Betrieb mit EKG-Triggerung ist möglich. Dazu wird ein EKG-Vorverstärker benötigt. Der Triggerzeitpunkt ist hierbei im Herzzyklus frei wählbar.

Auf der Vorderseite des Supply-Elements befinden sich der Betriebsschalter sowie diverse Warnleuchten für die Strom- und Druckluftversorgung. Auf dessen Rückseite liegen die Anschlüsse für die Verbindungen der Druck- und Vakuumversorgung des Steuermoduls. Des Weiteren finden sich hier die Netzanschlussbuchse mit Netzschalter sowie die Anschlüsse für die externe Vakuum- und Druckluftversorgung. Im Versorgungsmodul befindet sich eine Batterie, die einen netzunabhängigen Betrieb des VAD-Systems für 40 bis 120 Minuten ermöglicht.

### **3.2 Schallkammer**

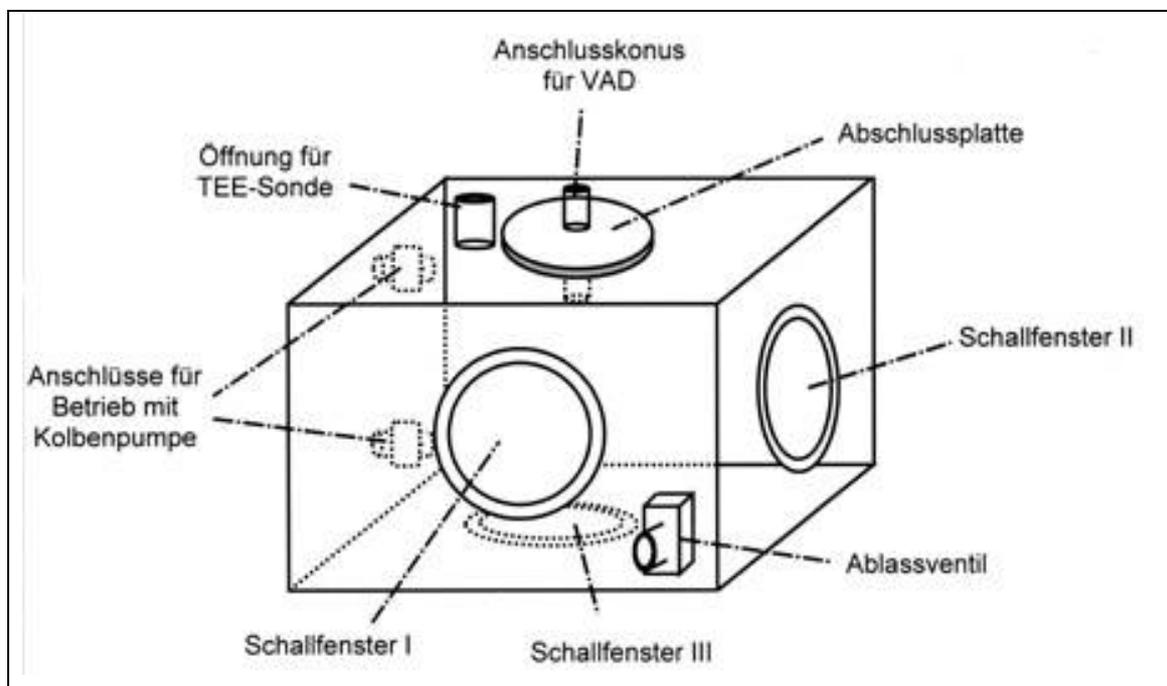
Die von Smith et al. beschriebene (46,47) Schallkammer diente als Vorlage für unsere Versuchsanordnung. Die Wände der Kammer wurden aus durchsichtigem Plexiglas (Methylmethacrylat) gefertigt.

Die Schallkammer hat eine Breite und Tiefe von je 240 mm und eine Höhe von 160 mm.

Der Zugang zur Schallkammer erfolgt über eine runde Öffnung an der Oberseite (Durchmesser 70 mm), die durch eine passgenaue Platte mit einem Dichtungsring aus Gummi verschlossen wird. An dieser Verschlussplatte befinden sich an der Innenseite der Befestigungskonus für den Modellventrikel und an der Außenseite der Anschluss für die Zuleitung der Pumpe.

Als Verbindung von der VAD-Pumpe zum Anschlusskonus der Schallkammer wird ein handelsüblicher Schlauch mit einem Durchmesser von 12 mm verwendet. Der Durchlass der Abschlussplatte hat einen Innendurchmesser von 7 Millimetern.

Eine weitere Öffnung mit kurzem Führungsrohr wurde neben dem Anschluss des Silikon-Ventrikels belassen, um auch Versuche mit einer TEE-Sonde zu ermöglichen. Sie hat einen Durchmesser von 20 mm.



**Abbildung 4:** Schemazeichnung der Schallkammer

In drei gegenüberliegende Wände wurden zentral runde Öffnungen mit einem Durchmesser von je 80 mm gesägt. Diese sind durch eine straff gespannte Polyethylenmembran verschlossen. Durch diese Schallfenster erfolgt die Untersuchung mit dem Schallkopf. Die Membranen lassen den Schall ungehindert passieren. Die Schallfenster stehen auf exakt senkrechten Achsen zueinander. Eines der Schallfenster befindet sich gegenüber des Anschlusses im Boden der Kammer, um das Ventrikelmodell von „apikal“ untersuchen zu können (Abb. 4).

Auf der Frontseite der Schallkammer befindet sich am unteren Rand ein Ablassventil mit einem genormten Anschluss (Durchmesser 16 mm). Zum einen kann dort die Schallkammer entleert werden. Zum anderen wird an diesem Anschluss ein Glaszylinder mit geeichter Messskala über einen Schlauch angeschlossen. Das Schlagvolumen des Kunstventrikels kann über die Wasserverdrängung in der Schallkammer und im Glaskolben an der Messskala des Glaszylinders abgelesen werden.

An der freien Wand der Plexiglaskammer befinden sich zwei weitere genormte Anschlüsse für Gartenschläuche mit einem Durchmesser von 16 mm. Durch diese Anschlüsse wird ein Pumpbetrieb des Modellventrikels durch Volumen- und Druckveränderung in der Plexiglaskammer ermöglicht. Durch eine Volumenerhöhung in der Schallkammer erfolgt eine Drucksteigerung. Dadurch wird der Modellventrikel komprimiert. Das destillierte Wasser im Ventrikellumen wird über den Durchlass in der Abschlussplatte in einen Ausgleichsbehälter gepresst. Durch ein Abpumpen von destilliertem Wasser aus der Schallkammer entsteht ein Sog auf den Ventrikel, das Wasser aus dem Ausgleichsbehälter fließt in den Ventrikel zurück. Dieser Antriebsmodus eignet sich zum Betrieb mit einer Kolbenpumpe.

Es stehen mit dieser Schallkammer also zwei unterschiedliche Möglichkeiten des Pumpbetriebs zur Verfügung. Während der Versuche wurde der Betrieb mit einer Kolbenpumpe jedoch nicht verwendet, da der Betrieb durch die MEDOS-VAD-Pumpe mit direkter Förderung des Ventrikelvolumens weniger aufwendig ist.

### **3.3 Versuchsanordnung**

Die Plexiglaskammer mit dem Ventrikelmodell wird auf einer quadratischen Grundplatte mit einer Seitenlänge von 50 cm fest fixiert, um Bewegungsartefakte durch einen unfesten Stand der Kammer zu vermeiden. Die Platte besitzt in der Mitte eine kreisrunde Öffnung, um Zugang zum Schallfenster im Boden des Schallkastens zu erlangen.

Auf den Seiten der beiden anderen Schallfenster befinden sich starre Führungsschienen, in denen Winkel exakt und fest platziert werden können. Die Winkel besitzen eine Messskala. So wird eine gleichmäßige, lineare Schallkopfführung ermöglicht. Durch die starre Anordnung der Führungsschienen und die exakte Anordnung der Schallfenster in x-,y-,z-Achse ist die dreidimensionale Rekonstruktion in einem starren Koordinatensystem möglich. Die Verwendung eines magnetischen Raumortungssystems ohne starre Vorgaben der Koordinaten wird durch diese Versuchsanordnung nicht beeinträchtigt, da der Transducer frei bewegt werden kann.

Die Plexiglaskammer wird mit destilliertem Wasser befüllt. Nach der Befestigung des Modellventrikels an der Verschlussplatte wird diese eingesetzt und verschraubt (s.o.). Die mittels T-Stück kurzgeschlossene Zuleitung der VAD-Pumpe wird ebenfalls angeschlossen.

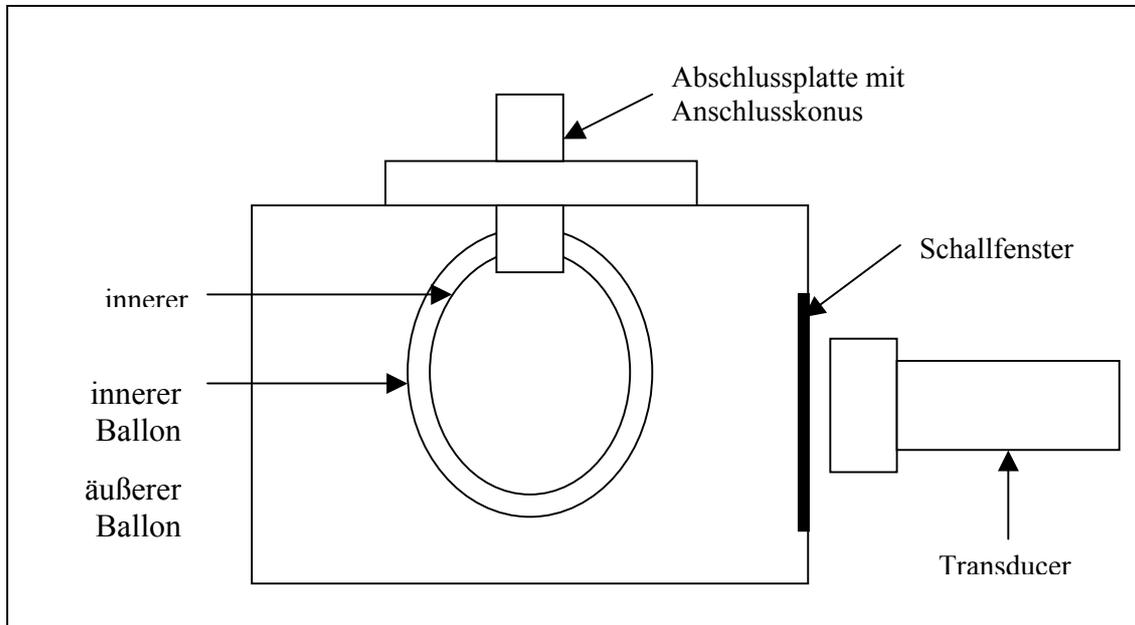
Eine Venenverweilkanüle (18 G) wird im spitzen Winkel durch die Wand des Kunststoffschlauchs der Zuleitung ins Lumen vorgeschoben. Ein Drei-Wege-Hahn wird angeschlossen. Über diesen Zugang erfolgt die Entlüftung und Befüllung des Schlauchsystems und des Modellventrikels mit destilliertem Wasser. Eine Zugabe von Kontrastmittel ist ebenfalls möglich. Sobald sich im Schlauchsystem keine Luftblasen mehr befinden, verbleibt der Drei-Wege-Hahn in geschlossener Stellung. Durch den flachen Verlauf der Venenverweilkanüle in der Schlauchwand wird der Einstichkanal abgedichtet. Während der Versuche trat kein Wasser aus.

### **3.4 Modell aus Gummiballons**

Zur exakten Messung der Wandmasse und des Volumens wird ein kleiner Gummiballon in einem größeren positioniert. Es handelt sich dabei um handelsübliche Luftballons. Diese besitzen eine Wandstärke von circa 0,3 Millimeter. Zwischen die beiden dünnen Gummilagen der Ballonwände wird eine definierte Menge destillierten Wassers (6 ml) gegeben. Durch die Befestigung der Öffnungskoni beider Ballons an der Abschlussplatte der Schallkammer wird der Zwischenraum dicht abgeschlossen. Durch die Alteration des Volumens des inneren Ballons und den sich damit ändernden Druckverhältnissen kann es daher zu keiner Änderung der Flüssigkeitsmenge zwischen den beiden Ballons kommen. Die Pulsationen des inneren Luftballons werden direkt auf den äußeren übertragen. Der innere Ballon wurde über die Abschlussplatte an der VAD-Pumpe angeschlossen (Abb.5).

Dieses Modell eignet sich sowohl zur Volumen- als auch zur Massenbestimmung am bewegten Modell. Die geometrischen Formen des Ventrikellumens und der Ventrikelwand sind rotationssymmetrisch, so dass die Methoden zur Volumenbestimmung, die sich geometrische Näherungsmodelle wie die Rotationssymmetrie zu Nutze machen (z.B. Flächen-Längen-Methode), eine hohe Korrelation mit dem tatsächlichen Volumen

in vitro aufweisen. Die Korrelation mit dem Volumen im asymmetrischen Modell ohne Rotationssymmetrie fällt in vivo wie in vitro mit diesen Messmethoden deutlich geringer aus (3, s.o.).



**Abbildung 5:** Schemazeichnung der Versuchsanordnung für die Bewertung des Ballonmodells in der Seitenansicht

## 3.5 Modell aus Schaumstoffen

### 3.5.1 Materialien

Alle verwendeten Schaumstoffmaterialien besitzen eine offenzellige Struktur. Das heißt, im Schaumstoff befinden sich keine abgeschlossenen Poren ohne Verbindung zur Umgebungsluft. Sämtliche Poren sollten evakuiert und mit Wasser befüllt werden können. Eine geschlossenzellige Struktur gibt dem Schaumstoff unter Umständen ein besseres Dehnungsverhalten. Die in den Poren eingeschlossene Luft verhindert aber das Durchdringen der Schallwellen durch die Schaumstoffwand.

Vor den Versuchen wird der Schaumstoffkörper in ein Wasserbad gegeben und unter Wasser mehrmals zusammengepresst, um die in den Poren eingeschlossenen

Luftblasen zu entfernen. Nach mehrmaliger Kompression treten keine Luftblasen mehr auf. Dies ist ein Anzeichen dafür, dass die Luft wirksam aus den Zellen entfernt wurde.

Schaumstoffe, die einen relativ hohen Grad an Steifigkeit aufwiesen, der eine Verwendung in einem pulsatilem Herzmodell unmöglich machte, wurden nicht untersucht.

Die Schaumstoffmuster wurden von den Herstellern entweder als unterschiedlich große Blöcke (ca. 10 cm x 20 cm) oder als dünne Tafeln mit einer Stärke von 4 mm geliefert.

Es handelte sich um Schaumstoffe folgender Hersteller:

- Otto Bock Schaumstoffwerke, Postfach 15 69, 37108 Duderstadt
- Metzeler Schaum GmbH, Postfach 16 53, 87686 Memmingen
- Eurofoam Deutschland GmbH – Schaumstoffe-Werk K.F. Müller, Rosenauer Str. 28, 96487 Dörfles-Esbach

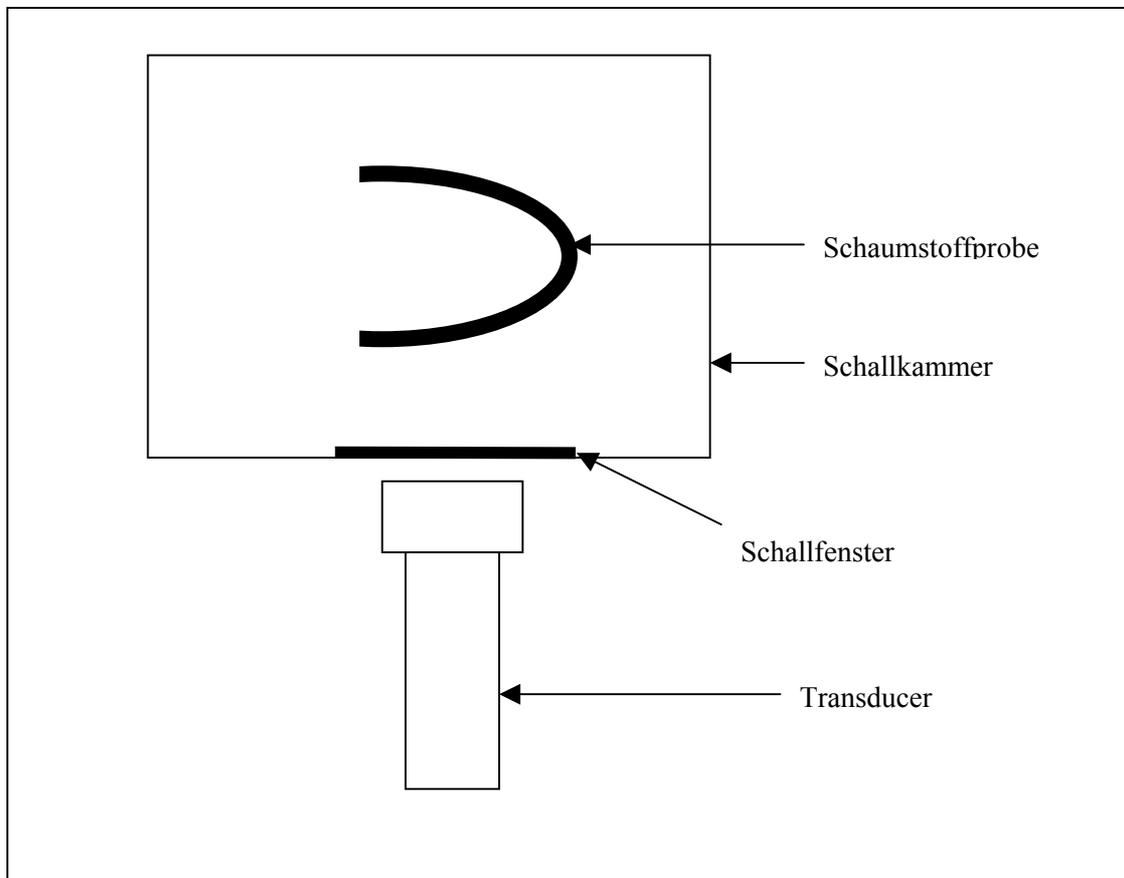
### **3.5.2 Verarbeitung**

Aufgrund der teilweisen Lieferung von dünnen und kleinen Schaumstofftafeln (8 cm x 5 cm) werden aus den gelieferten Blöcken ebenfalls Tafeln mit gleichen Abmessungen geschnitten. Da in diesem Stadium der Versuche zunächst ausschließlich die Schalleigenschaften und nicht die Dehnbarkeit und die Retraktionskräfte (Compliance und Resistance) im Vordergrund stehen, können auch die dünnen Tafeln bewertet werden.

Wichtige Aspekte bei der Beurteilung der Schalleigenschaften sind die Schalldichte des untersuchten Materials und die damit zusammenhängende Demarkierung der Wanddicke und die Darstellung einer weiteren Wand hinter der Schallkopf nahen Schaumstoffwand. Um die Schalldichte bei den dünnen Schaumstofftafeln beurteilen zu können werden die Tafeln hufeisenförmig gebogen. Es entstehen eine Vorder- und eine Hinterwand, die aufrecht mit einem Abstand von zwei Zentimetern in das Wasserbad gestellt werden (Abb.6).

Zur Fertigung von Ventrikelphantomen aus Schaumstoff mit einer offenzelligen Struktur muss das Kavum mit einer dünnen Latex- oder Silikonschicht ausgekleidet werden. Bei Füllung der Ventrikel im Wasserbad würden diese sich sonst nicht ausdehnen, da die Flüssigkeit durch die offenen Poren der Ventrikelwand in den Behälter

entweichen würde. Eine gute Bindung zwischen der Latexauskleidung und dem Schaumstoff der Ventrikelwand ist aber schwer zu erreichen. Auch das Dehnungsverhalten der Schaumstoffe wird durch die Auskleidung negativ verändert.



**Abbildung 6:** Schemazeichnung der Versuchsanordnung für die Bewertung der Schaumstofftafeln in der Aufsicht

Aus einem Schaumstoffblock wurde ein Modellventrikel geformt. Die Aushöhlung des Kavums erwies sich als schwierig, da das Material leicht einreißt. Die Exkavation der Ventrikelspitze erforderte sehr viel Geschick. Die Öffnung an der Ventrikelbasis muss sich über den gesamten Basisdurchmesser erstrecken, da sonst eine komplette Aushöhlung des Kavums nicht möglich war. Die innere Latexauskleidung löste sich immer wieder vom Schaumstoff. Aufgrund der großen Öffnung war eine dichte Befestigung des Schaumstoff-Ventrikels am Befestigungskonus der Abschlussplatte nicht zu erreichen. Es strömte Flüssigkeit aus dem Pumpsystem in die Schallkammer. Eine exakte Bestimmung des geförderten Volumens war somit unmöglich. Wegen der

mangelhaften Darstellung im Ultraschall und der komplizierten Verarbeitung der Schaumstoffe wurden aus den Schaumstoffen keine weiteren Modellventrikel gefertigt.

### **3.6 Modell aus dem Silikon SILBIONE® RTV 4411 A/B**

#### **3.6.1 Materialeigenschaften des Silikons**

Die Kunstventrikel werden aus einem Zwei-Komponenten-Silikon gefertigt. Es handelt sich hierbei um ein handelsübliches Silikon, wie es zum Tampondruckverfahren in der Druckindustrie verwendet wird oder in der Orthopädie zur Herstellung von Linern.

Das hier verwendete *SILBIONE® RTV 4411 A / B* der Firma Rhodia Silikon GmbH, 23566 Lübeck, ist ein additionsvernetzender Zweikomponenten-Silikonkautschuk, der bei Raumtemperatur (23°C) vulkanisiert. Die Zubereitung basiert auf einem  $\alpha$ - $\omega$ -Divinylpolydimethylsioxan und einem Polymethylsiloxan. In sehr geringer Konzentration ist ein Platinkatalysator enthalten. Nach dem Mischen der beiden Komponenten entsteht eine niedrigviskose Masse, die zu einem widerstandsfähigen, gummielastischen Vulkanisat vernetzt.

Durch Erwärmen auf bis zu 150°C lässt sich die Vernetzungsreaktion beschleunigen. Der gleichmäßige Verlauf der Vernetzungsreaktion wird weder durch die Dicke des gefertigten Teils noch durch Erwärmen beeinträchtigt. Der Kontakt zu schwefelhaltigen Stoffen und verschiedenen organischen Lösungsmitteln wie Keton und Alkohol können die Vulkanisation verzögern oder verhindern und ist daher zu vermeiden. Um beim Abformen ein Anhaften des Silikons an der Form zu reduzieren, können Vaseline, Acryllack oder Kernseife als Trennmittel verwendet werden.

EIGENSCHAFTEN	SILBIONE RTV 4411 A	SILBIONE RTV 4411 B
<b>Aussehen</b>	niedrigviskose Flüssigkeit	niedrigviskose Flüssigkeit
<b>Farbe</b>	transluzent od. fleischfarben	transluzent
<b>Dichte bei 23°C</b>	ca. 1,07 g/cm <sup>3</sup>	ca. 1,07 g/cm <sup>3</sup>
<b>Viskosität bei 23°C</b>	ca. 7 500 mPa · s	ca. 7 500 mPa · s

**Tabelle 1:** Technische Daten der nichtkatalysierten Masse (Herstellerangaben)

<b>Shore A-Härte (DIN 53 505)</b>	11
<b>Reißfestigkeit (DIN 53 504)</b>	3,0 N/mm <sup>2</sup>
<b>Reißdehnung (DIN 53 504)</b>	800 %
<b>Weiterreißwiderstand (DIN 53 515)</b>	15 N/mm

**Tabelle 2:** Mechanische Eigenschaften des Vulkanisat (gemessen nach 1 Stunde bei 120°C; Herstellerangaben)

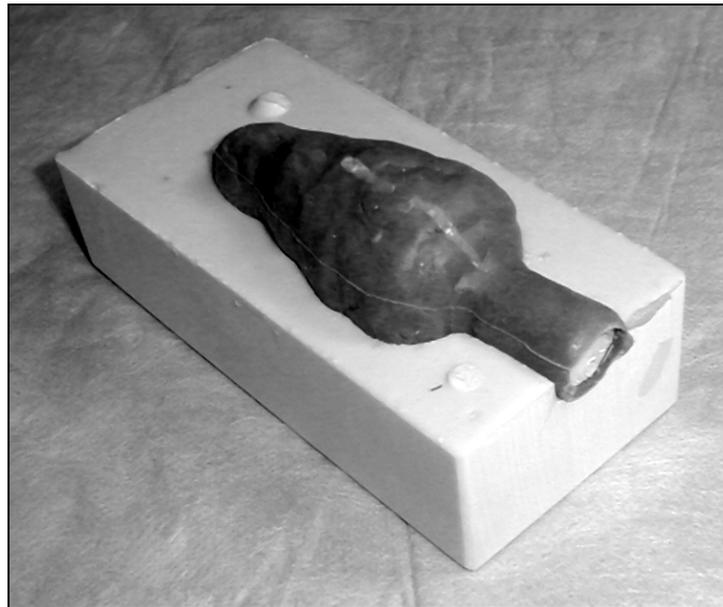
## 3.6.2 Herstellung der Kunstventrikel

### 3.6.2.1 Positivvorlage und Negativform

Zunächst werden mehrere solide Modelle der Ventrikel in verschiedener Größe als Positivvorlagen aus Knetmasse, wie sie in Spielzeuggeschäften erhältlich ist, angefertigt. Sie besitzen die Form eines Kegels. An dessen Basis befindet sich der Anschlusskonus für die Zuleitung der Pumpe. Dieser hat einen Durchmesser von ungefähr 15mm.

Diese Vorlage wird an der Spitze und Basis mit einem Nagel in einer Schale fixiert. Die Schale wird mit schnell aushärtendem flüssigen Kunstharz auf Epoxidbasis gefüllt, bis das Modell aus Knetmasse zur Hälfte von dem Fließharz umgeben ist. Die Aushärtung des Kunstharzes dauert bei normaler Umgebungstemperatur circa 20 bis 30 Minuten. Auf das ausgehärtete Harz wird erneut flüssiges Kunstharz gegossen, bis die Vorlage vollkommen bedeckt ist. Nach einer weiteren halben Stunde ist die Form komplett ausgehärtet, und die Schale kann entfernt werden. Die Form besteht durch diese Vorgehensweise aus zwei Teilen und kann nun geöffnet werden (Abb. 7).

Die Vorlage hat in dem ausgehärteten Harz einen Negativabdruck der Außenform des Ventrikels hinterlassen. Das Positiv aus Knetmasse kann ohne Trennmittel leicht entnommen werden. Sie wird verworfen. Die Negativform wird mit einem trockenen Tuch und gegebenenfalls etwas Lösungsmittel gründlich gereinigt. Es sollten sich keine Fettrückstände in der Form befinden.



**Abbildung 7:** Positivform aus Knetmasse in ausgehärteter Negativform auf Epoxidharz-Basis

### 3.6.2.2 Das Ventrikelmodell

Die beiden Komponenten des Silikons werden nun im Verhältnis 1:1 gemischt. Zur Fertigung eines Modellventrikels werden je nach Größe von jeder Komponente 40 bis 60 Gramm benötigt. Die Teile werden gut miteinander vermengt. Nach dem Mischen werden 1 bis 2 Gramm einer Härtersubstanz hinzugegeben und untergerührt, damit die Gebrauchsdauer von circa 60 auf 30 Minuten verkürzt wird (Abb. 8).

Die winzigen Lufteinschlüsse, die sich durch das Rühren in dem Silikon bilden, verschlechtern die bildliche Darstellung des Modellventrikels im Ultraschall erheblich. Daher wird die flüssige Silikonmasse in einem Exsikkator für circa 1 Minute in einem Vakuum von 30 – 50 mbar inkubiert. Im Vakuum dehnt sich die Masse auf das drei- bis vierfache ihres Ausgangsvolumens aus. Es wird daher empfohlen, ein Gefäß mit einem mindestens vierfachen Ausgangsvolumen zu verwenden. Die Lufteinschlüsse steigen

an die Oberfläche und zerplatzen. Innerhalb 5 bis 10 Minuten fällt die Masse auf ihr ursprüngliches Volumen zusammen.



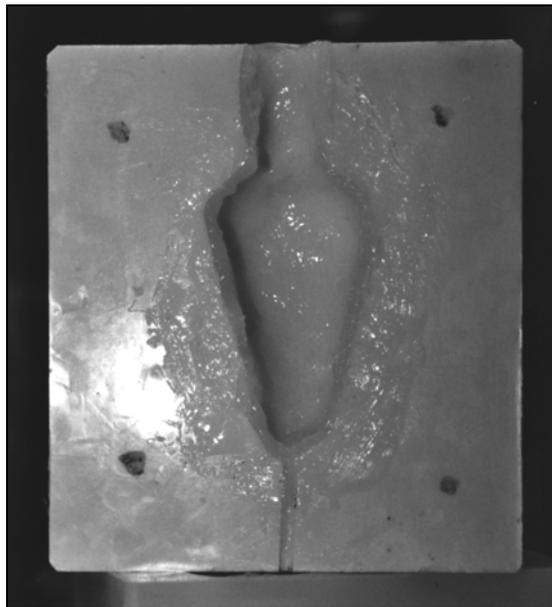
**Abbildung 8:** Utensilien zur Verarbeitung des Silikons: Pinsel, Messbecher, Negativform, Zwei-Komponenten-Silikon (große Behälter), Härtersubstanz (kleiner Behälter)



**Abbildung 9:** Verstreichen der flüssigen Silikonsubstanz mit einem Pinsel

Die zähflüssige Silikonmasse wird mit einem Pinsel auf beide Hälften der Form in einer Dicke von 3 bis 8 mm aufgetragen und verstrichen (Abb. 9).

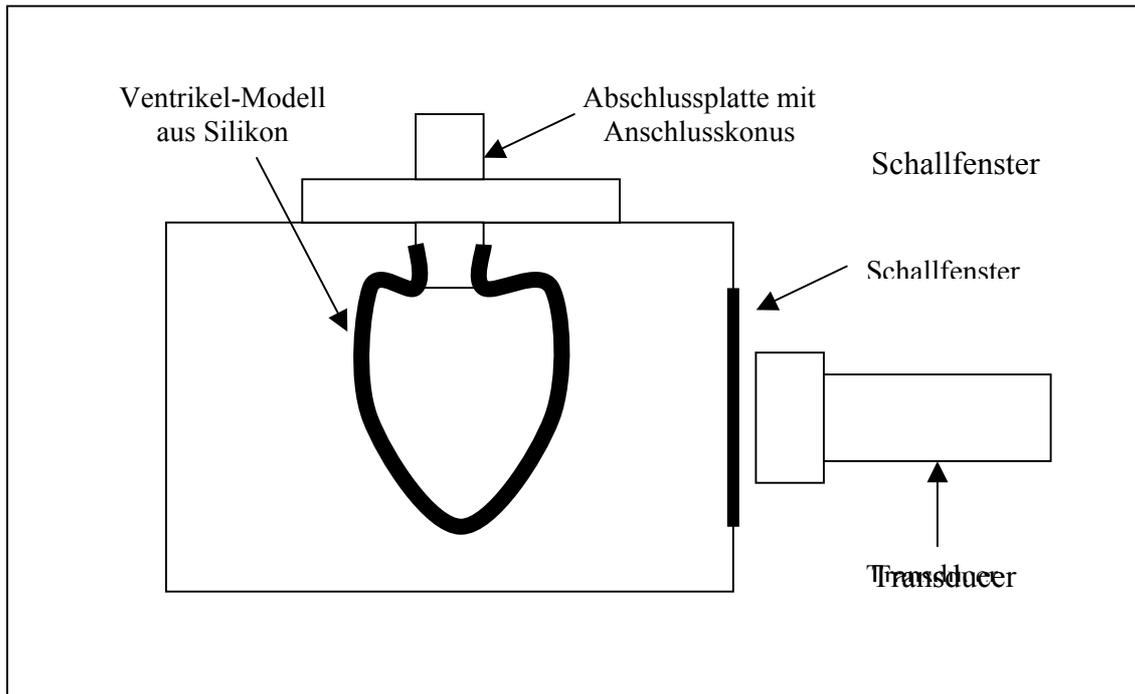
Es ist darauf zu achten, dass keine Risse und Lücken in der Wand entstehen. Auch zu dicke oder zu dünne Wandabschnitte sollten vermieden werden. Damit sich die beiden Hälften des Modells gut miteinander verbinden, wird das Silikon einige Zentimeter über den Rand des Modellabdrucks in der Negativform ausgestrichen (Abb. 10).



**Abbildung 10:** Das Silikon wird einige Zentimeter über den Rand des Abdrucks hinaus ausgestrichen

Das Silikon wird in den offenen Formteilen unter Wärme für circa 10 Minuten zum Anhärten gebracht. Während dieser Zeit sind vorsichtige Korrekturen der Wandstärke und der Gestaltung der Innenfläche möglich. Anschließend werden die beiden Formteile zusammengefügt und mit Schraubzwingen fest aneinander gepresst. In der Form wird das Silikon für 45 bis 60 Minuten bei 90<sup>0</sup>C in einem Ofen inkubiert. Danach ist der Modellventrikel soweit ausgehärtet, dass er nach kurzer Abkühlung an der Umgebungsluft warm aus der Form genommen werden kann. Bei genauer Inspektion fallen gegebenenfalls Wandabschnitte auf, deren Wanddicke zu gering ausgefallen ist. Hier kann nachträglich von außen mit einem Pinsel ein wenig Silikonmasse auftragen werden. In diesem Fall ist der Silikon-Ventrikel ohne Form nochmals für einige Minuten in den Ofen zu geben. Nach dem vollständigen Auskühlen werden die Überstände am Ventrikel mit einem scharfen Messer entfernt.

Es wurden insgesamt sechs Formen auf Epoxid-Kunstharzbasis hergestellt. Mit diesen wurde je ein Silikon-Ventrikelmodell gefertigt (Phantom A bis F). Am Anschlusskonus wurde eine Markierung angebracht, um bei wiederholten Versuchen den Modellventrikel immer in gleicher Position in der Schallkammer zu bringen. Nur so können gleiche Bedingungen bei der Bewertung der Schalleigenschaften garantiert werden.



**Abbildung 11:** Schemazeichnung der Versuchsanordnung für die Bewertung der Silikon-Ventrikel in der Seitenansicht

Die Befestigung des Silikon-Ventrikels am Konus der Innenseite der Abschlussplatte erfolgt durch eine Schlauchschelle. Dieser Konus hat einen Außendurchmesser von 12 Millimetern. Durch das Legen von Verbandmull zwischen der Schelle und dem Ventrikel werden Beschädigungen des Silikons vermieden.

Nach der Befestigung des Silikon-Ventrikels an der Platte wird mit dieser der Zugang zur Schallkammer verschlossen und durch eine Fixierung der Platte mittels Schrauben abgedichtet.

### **3.7 Bewertung der Schalleigenschaften**

Die unterschiedlichen Modellmaterialien wurden von vier unabhängigen Untersuchern bezüglich der Qualität der Darstellung im Ultraschall bewertet. In einem Auswertungsbogen wurden für jedes Material definierte Parameter der Schallqualität mit einem semiquantitativen Score bewertet. Dabei bedeuten 0 Punkte mangelhafte und 5 Punkte eine hohe Qualität des betreffenden Parameters. Die in den Ergebnistabellen enthaltenen Werte stellen Mittelwerte der vergebenen Punkte dar.

In die Bewertung flossen die folgenden Merkmale ein:

- **Kontrast:** Als Kontrast wird die Schärfe der ventralen und der dorsalen Grenzfläche der Vorderwand bewertet. Ein starker Kontrast ist für die eindeutige Erkennung und exakte Demarkierung der Grenzflächen des Modellventrikels essenziell.

- **Darstellung dorsale Wand:** Durch eine eventuelle erhebliche dorsale Schallabschwächung hinter der Vorderwand beziehungsweise eine übermäßige Schallreflexion an einer Grenzfläche der Vorderwand kann die Hinterwand unter Umständen nicht mehr ausreichend beurteilt werden. Mit diesem Parameter wird die Erkennbarkeit der Hinterwand bewertet.

- **Binnenecho:** Um eine harmonische Abbildung zu erhalten, ist ein homogenes Binnenecho des untersuchten Materials notwendig. Eine hohe Punktzahl bedeutet hierbei eine gleichmäßige Darstellung der Strukturen, die im Idealfall dem Herzmuskel ähnelt. Eine niedrige Punktzahl beschreibt dagegen eine Überstrahlung oder Auslöschung einzelner Wandabschnitte.

- **Compliance:** Unter der „Compliance“ wird die Dehnbarkeit des Materials sowie dessen Rückstellkräfte bewertet. Um einen relativen Vergleich erzielen zu können, wurden vor der Punktebewertung zunächst alle Materialien durch die Untersucher von Hand in die Länge gezogen. Es erfolgte dann eine zweite Zugprüfung mit Punktevergabe. Eine hohe Dehnbarkeit und stärkere Rückstellkräfte ergeben hierbei eine höhere Bewertung.

Nach der Bestimmung der Schallqualität der Materialien in unbewegtem Zustand werden bei den Modellen mit guter Schallqualität die Motilität und Kontraktilität des Materials mit Hilfe des VAD-Pumpantriebs untersucht. Da nur die Gummiballons und die Silikon-Ventrikel eine ausreichende Qualität der Schalleigenschaften aufweisen,

werden nur diese im pulsatilen Betrieb bewertet. Bei den Schaumstoffen entfällt dieses Kriterium.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Bewertung der Gummiballons

**Kontrast:** Die Schalleigenschaften der Luftballons sind sehr zufriedenstellend. Es zeigt sich eine gute Reflexion der Schallwellen an den Grenzflächen mit scharfer Konturierung. Es findet sich keine Überstrahlung der vorderen Wand.

**Darstellung dorsale Wand:** Eine dorsale Schallauslöschung wird nicht beobachtet. Sowohl der innere Ballon als auch die dorsale Wand des äußeren Ballons sind sehr gut gegenüber der Umgebung abgrenzbar. Allerdings wird die Stärke der Gummischicht überschätzt. Die tatsächliche Wandstärke beträgt ungefähr 0,3 Millimeter. In der Vermessung in der sonographischen Abbildung ergab sich eine Wandstärke von über 1 Millimeter (Abb. 12).



**Abbildung 12:** Ein kleinerer Gummiballon wurde in einen größeren gestülpt. Deutliche Darstellung der Grenzflächen; symmetrische Form der Innen- und Außenwand. Zwischen den beiden Ballons befinden sich 6 ml Aqua dest.

**Binnenecho:** Das Binnenecho des Myokardäquivalents, also der Raum zwischen dem äußeren und inneren Ballon (Epikard- und Endokardäquivalent), stellt sich wegen der Füllung mit destilliertem Wasser als homogen schwarze Fläche ohne Schallreflexion dar. Ein dem biologischen Myokard ähnliches Echomuster fehlt. Durch Befüllen des Zwischenraums mit normalem Leitungswasser nimmt die Schärfe der Kontur

des inneren Ballons ab. Die Qualität der Darstellung bleibt aber ausreichend, so dass eine exakte Demarkierung der inneren und äußeren Grenze möglich bleibt (Abb. 13).



**Abbildung 13:** Bei Füllung des Zwischenraums mit normalem Leitungswasser findet sich ein Verlust an Schärfe der Kontur des inneren Ballons

**Compliance:** Die Dehnbarkeit und die Rückstellkräfte der Ballons sind ausreichend. Die VAD-Pumpe kann deren Dehnungswiderstand überwinden. Sie folgen den Volumenalterationen des inneren Hohlraums praktisch ohne Zeitverzögerung.

	KONTRAST	DARSTELLUNG DORSALE WAND	BINNENECHO	COMPLIANCE
<b>Ballon-Modell</b> (Aqua dest.)	5	5	entfällt	5
<b>Ballon-Modell</b> (Leitungswasser)	4	4	entfällt	5

**Tabelle 3:** Punktbewertung der Materialeigenschaften des Ballon-Modells

## 4.2 Bewertung der Schaumstoffe

Die Hinterwand kann aufgrund einer unterschiedlich stark ausgeprägten dorsalen Schallauslöschung bei fast keinem der untersuchten Schaumstoffe befriedigend beurteilt werden. Die Schaumstoff-Typen mit einer totalen dorsalen Schallauslöschung sind in den Ergebnistabellen in der Spalte „Darstellung dorsale Wand“ kenntlich gemacht. Bei diesen Typen ist eine Hinterwand nicht mehr zu erkennen (Tabellen 4 bis 6).

**Kontrast:** Nur zwei der 33 untersuchten Schaumstoffe weisen Schalleigenschaften auf, die eine zufriedenstellende Abgrenzung der Wandkonturen gegenüber der Umgebung erlauben. Die meisten Schaumstoffe zeigen eine starke Reflexion der Schallwellen, so dass die Vorderwand überstrahlt und deutlich verbreitert dargestellt wird.

Die sieben Schaumstoffproben der Firma *Eurofoam Deutschland GmbH* zeigen alle mangelhafte Schalleigenschaften. So kann bei keiner dieser Proben durch die Überstrahlung der Vorderwand und die damit verbundene Unschärfe der Grenzflächen eine eindeutige Abgrenzung der Schaumstofftafel zur Umgebung erfolgen.



**Abbildung 14:** Metzeler Schaum GmbH, MA 3835 R: homogenes Binnenecho und gleichmäßige Wandstärke im Ultraschallbild bei gutem Kontrast zur Umgebung.

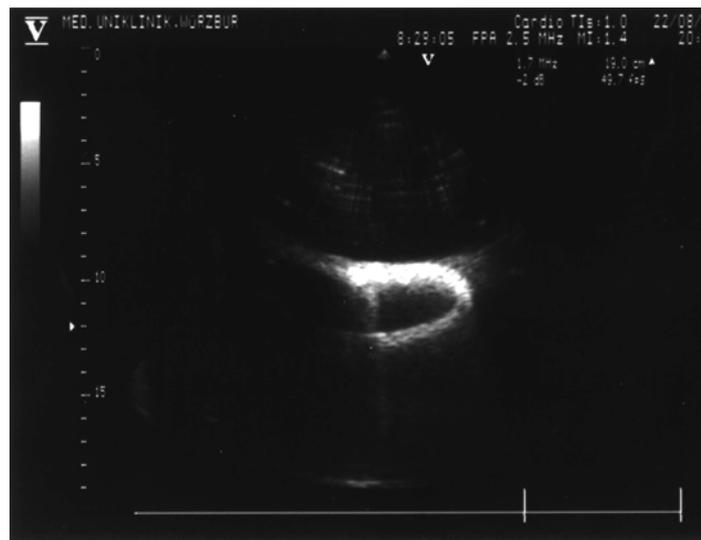
Von der Firma *Metzeler Schaum GmbH* wurden acht unterschiedliche Schaumstoffmuster zur Verfügung gestellt. Bei sieben Schaumstoffproben werden wie bei den Schaumstoffproben der Firma *Eurofoam Deutschland GmbH* wegen der übermäßigen Reflexion der Schallwellen und der damit verbundenen Überstrahlung keine scharfen

Grenzflächen dargestellt. Einzig der Schaumstoff *MA 3835 R* besitzt gute Schalleigenschaften. Die sowohl die Konvex- als auch die Konkavseite des Schaumstoffbogens können gut demarkiert werden (Abb. 14).

Die *Otto Bock Schaumstoffwerke* lieferten 18 Materialproben. Bei fünf Schaumstofftypen kommt es zu einer übermäßigen Schallreflexion. Einzig bei dem Schaumstoff *B 35 X-RT* ist ein ausreichend scharfer Kontrast zu erkennen (Abb. 15).

**Darstellung dorsale Wand:** Bei allen Schaumstoffproben der Firma *Eurofoam Deutschland GmbH* ist aufgrund einer Überstrahlung oder dorsalen Schallauslöschung eine Beurteilung der Hinterwand nicht möglich.

Auch bei sieben der acht Schaumstoffen der Firma *Metzeler Schaum GmbH* kann keine dorsale Wand abgebildet werden. Einzig der Schaumstoff *MA 3835 R* lässt eine Abgrenzbarkeit der Hinterwand erkennen.



**Abbildung 15:** Otto Bock, B 35 X-RT: deutlich bessere Darstellung der Vorder- und Hinterwand, wobei die Vorderwand relativ zur Hinterwand verbreitert dargestellt wird

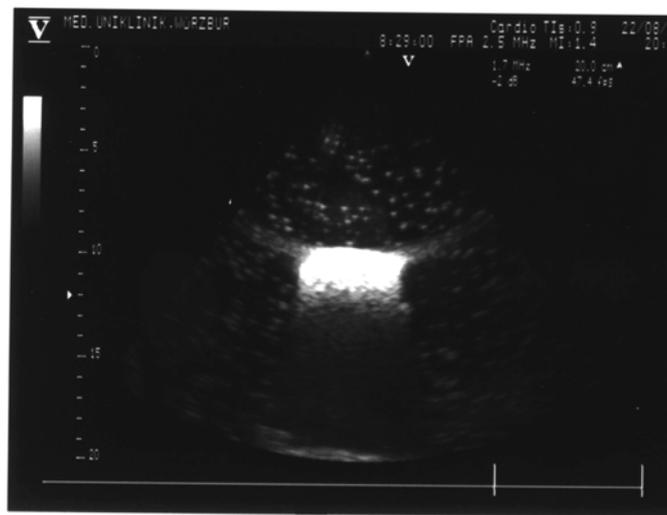
Bei fünf Schaumstofftypen der Firma *Otto Bock Schaumstoffwerke* kommt es zu einer absoluten dorsalen Schallauslöschung. Hier ist der hintere Abschnitt des Schaumstoffbogens dann ebenfalls nicht zu beurteilen (Abb. 16). Auch die anderen Schaumstoffe erlauben – mit Ausnahme des Schaumstoffs *B 35 X-RT* – trotz einer weniger starken Schallabschwächung an der Vorderwand keine gute Abbildung der Hinterwand.

**Binnenecho:** Wegen der sehr starken Reflexion der Schallwellen ist das Binnenecho bei den Schaumstoffen der Firma *Eurofoam Deutschland GmbH* zu hell. Es

erfolgt keine Grauwerteabstufung durch das Echokardiographiegerät. Das Binnenecho hat keinerlei Ähnlichkeit mit dem von Herzmuskelgewebe.

Der Schaumstoff *MA 3835 R* der Firma *Metzeler Schaum GmbH* zeigt ein relativ homogenes Binnenecho über der gesamten Schnittfläche. Alle anderen Schaumstoffe können nicht überzeugen.

Der Schaumstoff *B 20 HM* der Firma *Otto Bock Schaumstoffwerke* lässt ein ausreichendes Binnenecho erkennen (Abb. 15). Obwohl das Binnenecho des Schaumstoffs *B 35 X-RT* im Durchschnitt noch mit drei bewertet wurde, ist auch hier auf Grund der Überstrahlung der Vorderwand bereits ein ausgeprägter Verlust der Darstellbarkeit der Hinterwand feststellbar (Abb. 17). Bei allen anderen Schaumstoffen vergaben die Untersucher nur mangelhafte Bewertungen für das Binnenecho.



**Abbildung 16:** Otto Bock, B 40 GP: Überstrahlung der Vorderwand, eine Abgrenzung der Grenzflächen zur Umgebung ist nicht möglich, die Hinterwand wird aufgrund der dorsalen Schallauslöschung nicht dargestellt

**Compliance:** Die Elastizitätseigenschaften der Schaumstoffmuster der Firma *Eurofoam Deutschland GmbH* sind mangelhaft. Bei einigen Schaumstoffproben ist keine ausreichende Dehnung gegeben, so dass der Schaumstoff frühzeitig reißt (B 40 160; T 2842). Bei anderen Proben sind die Retraktionskräfte zu schwach.

Die meisten Schaumstoffe der Firma *Metzeler Schaum GmbH* zeigen ausreichende bis zufriedenstellende Dehnungs- und Rückstelleigenschaften. Nur zwei Schaumstoffe besitzen eine mangelhafte Compliance (*MA 2532* und *MR 5050*).



**Abbildung 17:** Otto Bock, B 20 HM: deutliche Überstrahlung der Vorderwand, sie wird deutlich verbreitert dargestellt. Die Hinterwand wirkt unscharf und zu schmal

Die Dehnungseigenschaften der Schaumstoffe der Firma *Otto Bock Schaumstoffwerke* können bis auf zwei Ausnahmen (*B 75 N* und *B 29 A/F/O*) nicht überzeugen. Der Schaumstoff *B 35 X-RT* hat bei zufriedenstellenden Schalleigenschaften nur eine ausreichende Compliance.

	<b>KONTRAST</b>	<b>DARSTELLUNG DORSALE WAND</b>	<b>BINNENECHO</b>	<b>COMPLIANCE</b>
<b>B 35 100</b>	0	0	0	1
<b>B 37 130</b>	0	0	0	2
<b>B 40 160</b>	0	1	1	0
<b>T 2522</b>	0	0	0	1
<b>T 2540</b>	0	0 (Auslöschung)	0	1
<b>T 2842</b>	0	0	0	0
<b>T 3050</b>	0	0	0	1

**Tabelle 4:** Punktebewertung der Materialeigenschaften; Schaumstoffproben der *Eurofoam Deutschland GmbH – Schaumstoffe-Werk K.F. Müller*

	<b>KONTRAST</b>	<b>DARSTELLUNG DORSALE WAND</b>	<b>BINNENECHO</b>	<b>COMPLIANCE</b>
<b>MA 2216</b>	0	0	0	4
<b>MA 2532</b>	0	0	0	1
<b>MA 3034</b>	0	0	0	4
<b>MA 3537</b>	0	0	0	3
<b>MA 3835 R</b>	<b>5</b>	<b>5</b>	<b>5</b>	<b>3</b>
<b>ME 3145</b>	0	0	0	4
<b>ME 3745 FA</b>	0	0	0	3
<b>MR 5050</b>	0	0	0	1

**Tabelle 5:** Punktebewertung der Materialeigenschaften; Schaumstoffproben der *Metzeler Schaum GmbH*

	<b>KONTRAST</b>	<b>DARSTELLUNG DORSALE WAND</b>	<b>BINNENECHO</b>	<b>COMPLIANCE</b>
<b>B 20 HM</b>	3	2	3	0
<b>B 20 N</b>	1	1	0	2
<b>B 20 N/H</b>	0	0	0	2
<b>B 22 N</b>	0	0	1	1
<b>B 25 H</b>	1	1	1	3
<b>B 25 N</b>	2	1 (Auslöschung)	1	2
<b>B 28 H</b>	0	0	1	1
<b>B 28 N</b>	0	0	0	2
<b>B 29 A/F/O</b>	2	2	1	4
<b>B 29 AE</b>	1	2	1	2
<b>B 32 ST</b>	2	1	1	3
<b>B 35 A/GP</b>	0	0 (Auslöschung)	0	3
<b>B 35 AE</b>	0	0 (Auslöschung)	0	3
<b>B 35 X-RT</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>3</b>
<b>B 40 GP</b>	0	0 (Auslöschung)	0	2
<b>B 45 N</b>	0	0	0	3
<b>B 55 N</b>	0	0 (Auslöschung)	0	0
<b>B 75 N</b>	0	0	0	4

**Tabelle 6:** Punktebewertung der Materialeigenschaften; Schaumstoffproben der *Otto Bock Schaumstoffwerke*

### **4.3 Beurteilung der Silikon-Ventrikel**

**Kontrast:** Alle Modelle können gut von der Umgebung abgegrenzt werden. Es zeigt sich eine scharfe Konturierung der Ventrikelwand zur Umgebung. Die Vorderwand wird nicht durch eine übermäßig starke Reflexion überstrahlt dargestellt und die Schallwellen werden dorsal kaum abgeschwächt. Eine Schärfeabnahme durch eine Streuung der Schallwellen kann nicht erkannt werden. Bis auf eine Ausnahme (Phantom F – 4 Pkt.) wurde für dieses Kriterium nur die maximale Punktzahl von 5 Punkten vergeben.

**Darstellung dorsale Wand:** Die Hinterwand des Modellventrikels kann sowohl in der langen als auch in der kurzen Achse eindeutig demarkiert werden. Ihre innere und äußere Grenzfläche werden deutlich abgebildet. Es werden praktisch keine Wandabschnitte „ausgelöscht“, die Qualität der Darstellung erreicht fast das Niveau der Vorderwand. Das Ventrikelkavum kann manuell in der zweidimensionalen Schnittbild-darstellung ohne große Interpolation durch den Untersucher umfahren werden. Lediglich das Phantom F zeigt im Lange-Achse-Schnitt einen mäßigen Qualitätsverlust in der Darstellung der Hinterwand (Abb. 28). Dieses Kriterium wurde daher hier nur mit 3 Punkten bewertet. Dennoch sind auch hier die Grenzen des Ventrikelkavums gut zu erkennen.

**Binnenecho:** Das bei allen Modellen über die gesamten Wandabschnitte sehr homogene Binnenecho ähnelt dem des Herzmuskels sehr. Dieses wurde von den Untersuchern als sehr positiv bewertet. Siebenmal wurden 5, viermal 4 Punkte vergeben.

Die unebene, stellenweise aufgeworfene Innenfläche des Ventrikelkavums erscheint im Kurz-Achsen-Schnitt wie ein angeschnittener Papillarmuskel, was den naturgetreuen Eindruck der Abbildung des Silikon-Ventrikels noch verstärkt (vgl. Abb. 19 und 29).

**Compliance:** Die Compliance wird sowohl in der Längs- als auch in der Querachse des Silikon-Ventrikels überprüft. Auch wird die Motilität während des Pumpbetriebs visuell und im Ultraschall bewertet. Alle Modelle zeigen eine ausreichende Weichheit (Shore A-Härte), die eine Ausdehnung des Kavums in der diastolischen Phase zulassen. Die VAD-Pumpe überwindet den Widerstand problemlos. Die Retraktionskräfte der gedehnten Silikonwand sind für eine schnelle Rückstellung in die endsystolische

Neutralstellung ausreichend. Sowohl in der visuellen Beurteilung als auch in der Darstellung im Ultraschall sind die Bewegungen des Modells und die Phasen des Pumpzyklus gut erkennbar.

	KONTRAST	DARSTELLUNG	BINNENECHO	COMPLIANCE
		DORSALE WAND		
<b>Phantom A - LA</b>	5	5	5	5
<b>Phantom A - SA</b>	5	4	5	5
<b>Phantom B - LA</b>	5	5	5	4
<b>Phantom B - SA</b>	5	4	4	4
<b>Phantom C - LA</b>	5	5	5	4
<b>Phantom C - SA</b>	5	5	5	4
<b>Phantom D - LA</b>	5	4	5	5
<b>Phantom D - SA</b>	5	5	4	5
<b>Phantom E - LA</b>	5	5	4	4
<b>Phantom E - SA</b>	5	5	5	3
<b>Phantom F - LA</b>	4	3	4	5
<b>Phantom F - SA</b>	5	5	4	5

**Tabelle 7:** Gerundete Mittelwerte der Punktwerte der einzelnen Silikon-Ventrikel-Phantome (LA = long axis view; SA = short axis view)



**Abbildung 18:** Phantom A, Schnittebene Lange Achse (long axis = LA)



**Abbildung 19:** Phantom A, Schnittebene Kurze Achse (short axis = SA)



Abbildung 20: Phantom B - LA



Abbildung 21: Phantom B - SA

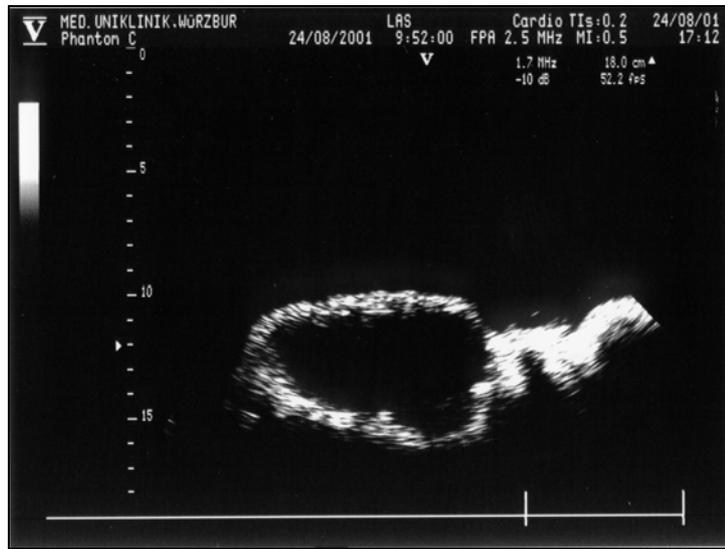


Abbildung 22: Phantom C - LA

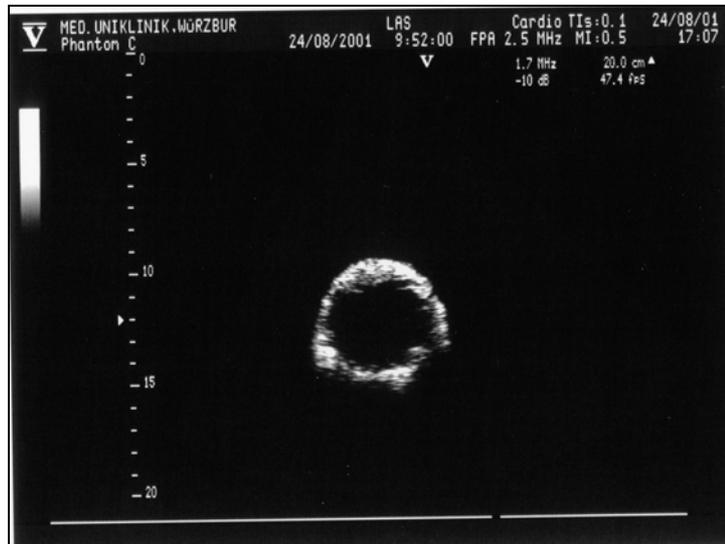
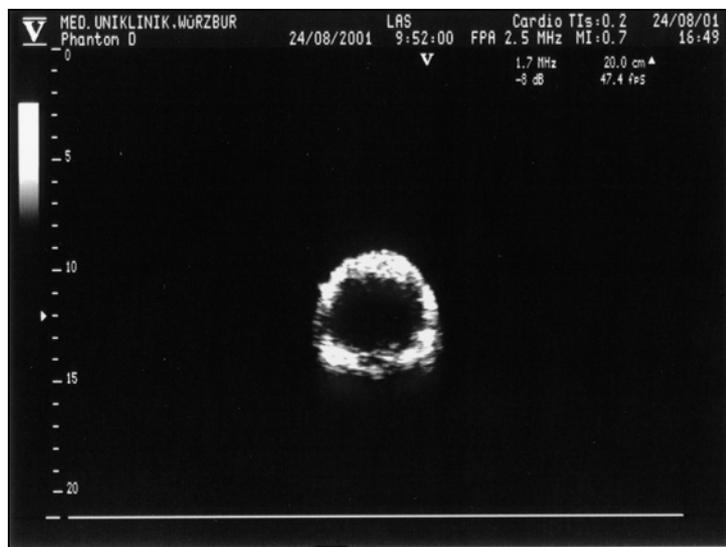


Abbildung 23: Phantom C - SA



**Abbildung 24:** Phantom D - LA



**Abbildung 25:** Phantom D - SA



Abbildung 26: Phantom E - LA

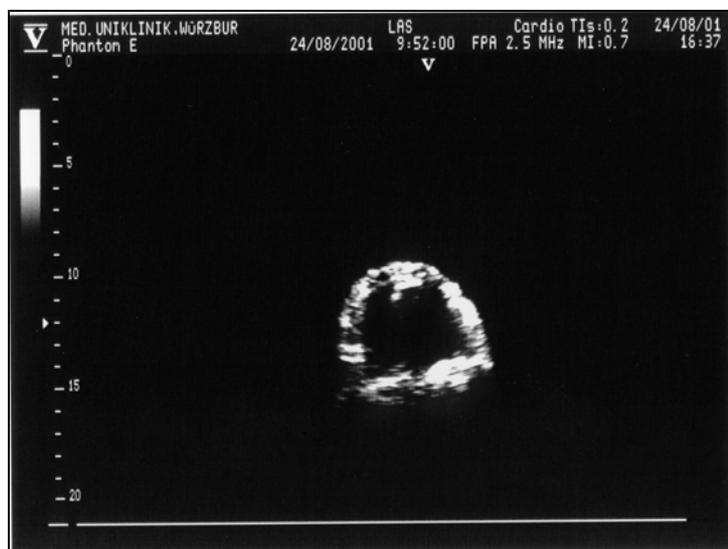


Abbildung 27: Phantom E - SA



Abbildung 28: Phantom F - LA



Abbildung 29: Phantom F - SA

## 5 Diskussion

### 5.1 Bisherige Herzmodelle für echokardiographische Versuche

Verschiedene Versuche wurden unternommen, um die Zuverlässigkeit und Messgenauigkeit der dreidimensionalen Echokardiographie in vitro zu bestimmen. Die beiden wichtigsten Nachteile der bisherigen Modelle liegen entweder in der dünnen Wandstärke, die eine Massenbestimmung der Ventrikelwand unmöglich machen oder in der starren Versuchsanordnung mit nicht pulsatilen Ventrikeln.

Die Messung der Ventrikelvolumina oder der Myokardmasse mittels dreidimensionaler Echokardiographie wurde unter anderem mit explantierten Tierherzen vorgenommen. Dies hat den Vorteil, dass ähnliche Schalleigenschaften wie beim menschlichen Herzen bestehen. Die explantierten Herzen wurden in Formalinlösung fixiert (21,29,38,39). Ein Zusammenfallen der Herzkammern wurde durch eine Füllung mit Agaroselösung verhindert (39,42). Es wurden Herzen von Schafen (39), Schweinen (21,49), Kälbern (29) oder Hunden und Kaninchen (38) verwendet. Diesen Versuchsanordnungen ist gemeinsam, dass sie ausschließlich in unbewegtem Zustand untersucht wurden. Es handelt sich also um nicht-pulsatile Modelle.

Gopal et al. bestimmten die linksventrikuläre Myokardmasse bei Patienten, die auf eine Herztransplantation warteten, vor deren Operation durch die zwei- und dreidimensionale Echokardiographie sowie durch das M-Mode-Verfahren. Die genaue Bestimmung erfolgte dann durch Präparation und Wiegen der explantierten Herzen (18).

Lange et al. entwickelten ein pulsatile Herzmodell mit EKG-getriggter Pumpe. Sie verwendeten einen 10 mm dicken dehnbaren Schaumstoff als Myokardäquivalent. Ein dünner Latexballon diente der Endokarddarstellung (28). Ein ähnliches Ventrikelmodell wurde auch von Smith et al. beschrieben (46).

Ein anderes Modell aus Schaumstoff entwickelten Nowicki et al. Es handelt sich hierbei um eine Versuchsanordnung zur Messung des myokardialen Geschwindigkeitsgradienten mittels tissue doppler imaging. Auch hier wurde ein 10 mm dicker, mit einer dünnen Latexschicht ausgekleideter Schaumstoff verwendet (37). Durch die Zylinderform und die Befestigung der Stirnseiten des Schaumstoffmodells an der Schallkammer eignet sich diese Versuchsanordnung allerdings nicht zur Volumen- und Massenbestimmung.

Zur reinen Volumenbestimmung eignen sich Modelle aus Ballons. Durch die dünne Wandung kann hier allerdings keine Massenbestimmung der Wand erfolgen. Smith et al. verwendeten hierzu einen Polymer-Sack mit einem Volumen von 100 ml, der ursprünglich als LVAD entwickelt wurde. Es handelt sich um segmentiertes Polyurethan mit einer Wandstärke von einem Millimeter. Wegen der dünnen Wand sind die Ergebnisse bei Versuchen ohne Kontrastmittel unbefriedigend. Der Antrieb des pulsatilen Modells erfolgt mit einer Pumpe (46,47).

Ein pulsatile Modell aus dünnen Gummiballons entwickelten Kühl et al.(26). Allerdings haben diese Modelle eine symmetrische Form, so dass die Messgenauigkeit der dreidimensionalen Echokardiographie bei asymmetrischen Formen, wie sie beispielsweise bei Herzwandaneurysmata auftreten, nicht bestimmt werden kann. Des Weiteren ist auch hier eine Massenbestimmung der Ventrikelwand nicht möglich.

Auch wir verwendeten ein Modell aus Gummiballons. Allerdings sollte durch die Anordnung von zwei ineinander liegenden Ballons eine stärkere Ventrikelwand nachgebildet werden (siehe Kap. 3.4). Auch hier handelt es sich um ein rotations-symmetrisches Ein-Ventrikel-Modell ohne Unregelmäßigkeiten zwischen der Innen- und Außenwand. Der Abstand zwischen dem inneren und äußeren Ballon ist überall nur geringen Schwankungen unterworfen. Diese Versuchsanordnung eignet sich zur möglichst exakten Bestimmung von Masse und Volumen mittels unterschiedlicher zwei- und dreidimensionaler echokardiographischer Techniken in vitro. Eine Klassifizierung der Messgenauigkeit bei ungleichmäßig geformten Ventrikeln in vitro, die möglichst exakt die Bedingungen in vivo widerspiegeln sollen, ist nicht möglich.

## **5.2 Vorteile des pulsatilen Herzmodells aus Silikon**

Mit dem hier beschriebenen Verfahren können beliebig viele und unterschiedliche reproduzierbare Modellventrikel angefertigt werden. Die Verarbeitung des Silikons erweist sich als einfach und komplikationslos. Alle hergestellten Silikon-Ventrikel konnten in die Versuchsreihe aufgenommen werden, da bei keinem der Modelle die Wand Risse oder ausgeprägte Schwankungen in der Stärke aufwies. Es werden keine teuren Werkzeuge oder Werkstoffe benötigt. Die Fertigung einer Form und eines

Silikon-Ventrikels erfordert einen relativ geringen Zeitaufwand von ungefähr drei Stunden.

Die Konstruktion des Modells gestaltet sich einfach. Da der komplizierte Klappenmechanismus bereits in der R-VAD-Pumpe der Firma Medos integriert ist, muss ein solcher nicht konstruiert und angefertigt werden. Lediglich ein kegelförmiger Ventrikel mit Anschlusskonus muss geformt werden.

Die quantitative Bestimmung der linksventrikulären Ejektionsfraktion ist eine essenzielle Komponente der kardialen Diagnostik (48) und fällt unter anderem in das Aufgabengebiet der Echokardiographie. Das ausgeworfene Blutvolumen errechnet sich aus der Differenz des enddiastolischen und des endsystolischen Ventrikelvolumens. Die Ejektionsfraktion ist definiert als der Quotient aus gefördertem und enddiastolischem Volumen (3).

In der zweidimensionalen Echokardiographie wird das Volumen des Ventrikelkavums in der Regel mittels der Flächen-Längen-Methode bestimmt. Die Volumenbestimmung erfolgt durch Drehung der Fläche des Ventrikelkavums um die lange Achse (3). Allerdings setzen die geometrischen Näherungsmodelle, auf denen diese Methode der Volumenberechnung basiert, rotationssymmetrische Hohlräume voraus. Bei Ausbuchtungen der Ventrikelwand oder bei unregelmäßig geformten Ventrikeln werden die Messungen zunehmend ungenauer. Eine weitere Fehlerquelle ist eine Unterschätzung der Längsachse durch tangentielle Anlotung des Herzens (32).

In der dreidimensionalen Echokardiographie erfolgt die Berechnung der Ventrikelvolumina unter anderem mit der Scheibchen-Summations-Methode (Simpson-Methode). Die Endokardgrenzen werden hierbei manuell in aufeinanderfolgenden Schnitten in der parasternalen kurzen Achse bestimmt (43). Wegen der manuellen Demarkierung des Ventrikelkavums können auch asymmetrische, aneurysmatische Ventrikel genauer vermessen werden. Die Volumenquantifikation erhält man durch die Summation der Voxel in dem markierten Gebiet mit nachfolgender Addierung der Subvolumina jeder Scheibe bei bekannter Scheibendicke (43).

Die meisten der bisher veröffentlichten Herzmodelle zur Volumenquantifizierung bestehen wie bereits dargestellt entweder aus symmetrisch geformten pulsatilen Ventrikeln oder es handelt sich um biologische Modelle, die nicht pulsatil sind. Daher war ein direkter Vergleich von zwei- und dreidimensionaler echokardiographischer

Volumenquantifizierung am bewegten, asymmetrischen In-vitro-Modell nicht möglich. Bisher wurde die echokardiographische Volumenmessung bei pathologisch geformten, pumpenden Ventrikeln in vivo an Patienten durchgeführt und mit einem so genannten Goldstandard wie der Kernspintomografie (19), der Angiographie (26) oder mit bereits etablierten nicht-invasiven echokardiographischen Methoden (17,48) verglichen. Dieser Goldstandard besitzt aber selbst bereits einen gewissen Messfehler und eine Untersuchervariabilität und somit eine variable Streubreite der Ergebnisse. Eine Bestimmung der Korrelation der Messergebnisse mit den tatsächlichen endsystolischen und enddiastolischen Volumina und der Wandmasse am pulsatilen In-vitro-Modell war nicht möglich.

Durch die Möglichkeit der freien Formgebung der Vorlage aus Knetmasse können bei dem beschriebenen Silikon-Modell auch sehr asymmetrische Modelle erstellt werden. Einzelne Wandaussackungen können anmodelliert werden. Schwankungen in der Wanddicke werden während des Ausstreichens des Silikons in der Negativform eingearbeitet. Da die Wandstärke des Silikon-Ventrikels fast die Dicke des menschlichen Herzmuskels erreicht, ist bei diesem Modell auch eine Messung der Wandmasse möglich. Die errechnete Masse kann direkt dem tatsächlichen Gewicht des Silikon-Ventrikels gegenübergestellt werden. Es können nun die ermittelten Ergebnisse verschiedener Messverfahren des Volumens und Masse am ungleichmäßig geformten pulsatilen In-vitro-Modell mit dem tatsächlichen Volumen oder der tatsächlichen Masse ohne eine Annäherung über einen Goldstandard verglichen werden.

Ein Ausweichen auf tierische oder explantierte humane Herzen zur Untersuchung der Messgenauigkeit bei Myokardmassenbestimmungen in der Echokardiographie ist nicht notwendig. Die biologischen Modelle wurden in Formalinlösungen fixiert und waren starr. Messungen am sich bewegendem Objekt waren nicht möglich. Durch die Elastizität des verwendeten Silikons *SILBIONE® RTV 4411 A/B* und den dadurch möglichen Betrieb mit einer VAD-Pumpe kann eine Evaluierung am pulsierenden Modell erfolgen, was die Realitätsnähe der In-vitro-Versuche erhöht. Eine begrenzte Haltbarkeit der Silikon-Ventrikel wurde nicht festgestellt. Die Versuchsbedingungen können nahezu unbegrenzt reproduziert werden, was ein Vergleichen unterschiedlichster Messmethoden auch in mehrzeitigen Versuchsserien möglich macht.

Aufgrund des homogenen, herzmuskelähnlichen Binnenechos des Silikon-Ventrikels ist die Benutzung der Versuchsanordnung auch zu Übungszwecken in der zwei- wie dreidimensionalen Echokardiographie möglich. Eine Einweisung in die unterschiedlichen Vermessungsfunktionen verschiedener Echokardiographie-Geräte oder das Erlernen und Vergleichen der verschiedenen Messprinzipien kann erfolgen. Die anfangs schwierige Vorstellung der Lage der Schnittebenen im Raum kann anhand des einfachen und klaren Versuchsaufbaus leichter verdeutlicht werden.

Die hervorragende Darstellung des Modells im Ultraschall aufgrund der ausgesprochen guten Schalleigenschaften des eingesetzten Silikons führt zu hochwertigen Datensätzen, die eine gute dreidimensionale Rekonstruktion erlauben. Eine nahezu originalgetreue dreidimensionale volumengerenderte Visualisierung des pumpenden Modells im cine-loop-Format ist möglich.

Dagegen konnten die untersuchten Schaumstoffe nicht überzeugen. Sowohl die Materialeigenschaften als auch das Schallreflexionsverhalten sind bedeutend minderwertiger als die der Silikon-Ventrikel. Die Verarbeitung der Schaumstoffe gestaltet sich als problematischer als die des Silikons. Zur Formung eines Ventrikels ist sehr viel Geschick notwendig. Die Reißfestigkeit der Schaumstoffe ist gering. Die Aushöhlung des Ventrikelkavums gelingt nur bedingt. Die Verbindung der inneren Latexauskleidung mit dem Schaumstoff ist ungenügend. Da eine dichte Befestigung des Schaumstoff-Ventrikels am Anschlusskonus nicht erreicht wird, kann eine exakte Messung der gepumpten Flüssigkeitsvolumina nicht erfolgen. Die schlechten Schalleigenschaften mit der starken ventralen Schallreflexion und der dorsalen Schallauslöschung machen eine Demarkierung des Ventrikelkavums unmöglich. Die untersuchten Schaumstoff-Typen sind zur Fertigung eines Modellventrikels für sonographische Versuche nicht geeignet.

Lange et al. spezifizieren den von ihnen verwendeten Schaumstoff nicht näher. Auch machen sie keine Angaben über die Qualität der sonographischen Abbildungen des Schaumstoffs (28). Die Abbildungen des Schaumstoff-Modells von Nowicki et al. (37) zeigen relativ unscharfe Wandkonturen an den Grenzflächen.

Sowohl in der Handhabung und Verarbeitung sowie in der Qualität der Abbildung ist das Modell aus dem Silikon *SILBIONE*<sup>®</sup> *RTV 4411 A/B* den gestesteten Schaumstoffen überlegen.

Durch die Verwendung zwei verschieden großer Ballons wird die Messung einer Wandmasse möglich. Als Myokardäquivalent dient hier das Wasser zwischen den beiden Ballons. Durch Zugabe von Kontrastmittel in den Raum zwischen den beiden Ballons kann eine noch bessere Demarkierung des Myokardäquivalents von der Umgebung und dem Kavum erreicht werden. Somit können mit dieser Versuchsanordnung Massen- und Volumenbestimmungen durchgeführt werden. Die von Kühl et al. (26) sowie von Smith et al. (46,47) beschriebenen Modelle aus einzelnen Gummi- beziehungsweise Polyurethan-Ballons lassen aufgrund der dünnen Wandstärke keine solche Messung zu. Mit Hilfe dieser Ballons kann ausschließlich das Volumen eines symmetrischen Hohlraums ermittelt werden. Der Vorteil aller Modelle aus dünnen Ballons ist die Möglichkeit eines Pumpbetriebs. Durch die in vitro vorhandene Symmetrie der Formen wird aber die Aussagekraft über die Messgenauigkeit der verschiedenen zwei- und dreidimensionalen Messmethoden der Masse und des Volumens in asymmetrischen Ventrikel in vitro und in vivo stark eingeschränkt. Der Vorteil dieser Versuchsanordnung ist der sehr einfache und schnelle Aufbau. Es sind keine aufwendigen Vorbereitungen notwendig.

## 6 Zusammenfassung

Es wurden drei verschiedene Stoffgruppen zur Fertigung eines pulsatilen Ventrikelmodells zur Evaluierung echokardiographisch erhobener Volumen- und Massenmessungen untersucht und miteinander verglichen. Es handelte sich dabei um Gummiballons, Schaumstoffe und Silikon.

Die untersuchten Schaumstoffe konnten weder in den Materialeigenschaften noch im Reflexionsverhalten der Schallwellen überzeugen. Die Materialien rissen zu leicht und besaßen nur eine mangelhafte Elastizität. Wegen der übermäßigen Reflexion der Schallwellen an der Oberfläche kam es zu einer ausgeprägten dorsalen Schallabschwächung bis zur Schallauslöschung. Die Schaumstoffe eigneten sich daher nicht für eine Versuchsanordnung.

Mit Hilfe von zwei Gummiballons kann ein pulsatile Modell zur Massen- und Volumenmessung konstruiert werden. Allerdings sind die Modelle rotations-symmetrisch. Daher ist eine Untersuchung der Genauigkeit echokardiographischer Messmethoden an ungleichmäßig geformten Ventrikel nicht möglich.

Durch die Verwendung des additionsvernetzenden Zwei-Komponenten-Silikons *SILBIONE RTV 4411 A/V* der Firma Rhodia Silicon GmbH, Lübeck, konnte eine Versuchsanordnung aufgebaut werden, die sowohl eine Massenbestimmung der Ventrikelwand als auch eine Volumenmessung des Ventrikelkavums mit echokardiographischen Methoden zulässt. Die Versuche können am ruhenden und am pumpenden Modell durchgeführt werden. Das Binnenecho des Silikons ähnelt dem des menschlichen Herzmuskels. Durch die Formung von kleinen Aufwerfungen im Kavum des Modellventrikels kann die Ähnlichkeit zum biologischen Ventrikel weiter erhöht werden. Die Möglichkeit der individuellen Formgebung der Vorlage aus Knetmasse erlaubt die Fertigung asymmetrischer Ventrikelmodelle. Durch die niedrige Shore A-Härte von 11 besitzt das Silikon ein hohes Dehnungsvermögen bei relativ geringem Widerstand. Dadurch wird ein Betrieb durch eine Kreislauf-Unterstützungspumpe als pulsatile Ein-Ventrikel-Modell möglich.

Als Pumpetrieb dient eine rechtsventrikuläre Pumpe zur temporären Unterstützung des menschlichen Kreislaufs mit einem Volumen von 54 ccm. Es handelt sich dabei um

ein so genanntes ventricular assist device (VAD) der Firma Medos Medizintechnik GmbH, Stolberg.

Die Silikon-Ventrikel erfüllen alle Anforderungen der Aufgabenstellung. Die Versuchsanordnung kann zu weitreichenden Messungen mittels sonographischer Methoden verwendet werden.

## 7 Literaturverzeichnis

- 1 *Ahmad M, Xie T, McCulloch M, Abreo G, Runge M*: Real-time three-dimensional dobutamine stress echocardiography in assessment of ischemia: comparison with two-dimensional dobutamine stress echocardiography (Abstract)  
JACC 2001;37:1303-1309
- 2 *Altmann K, Shen Z, Boxt LM, King DL, Gersony WM, Allan LD, Apfel HD*: Comparison of Three-Dimensional Echocardiographic Assessment of Volume, Mass and Function in Children With Functionally Single Left Ventricles With Two-Dimensional Echocardiography and Magnetic Resonance Imaging  
Am J Cardiol 1997;80:1060-1065
- 3 *Böhmeke*: Checkliste Echokardiographie  
Thieme, Stuttgart 2001
- 4 *Buck T, Hunold P, Wentz KU, Tkalec W, Nesser HJ, Erbel R*: Tomographic Three-dimensional Echocardiographic Determination of Chamber Size and Systolic Function in Patients With Left Ventricular Aneurysm – Comparison to Magnetic Resonance Imaging, Cineventriculography, and Two-dimensional Echocardiography  
Circulation 1997;96:4286-4297
- 5 *Cheitlin et al.*: ACC/AHA Guidelines for the Clinical Application of Echocardiography  
JACC 1997;29:862-879
- 6 *Collins SM, Chandran KB, Skorton DJ*: Three-Dimensional Cardiac Imaging Echocardiography 1988; 5:311-319
- 7 *De Castro S, Jiefen Y, Pandian NG*: Three-Dimensional Echocardiography : Clinical Relevance and Application  
Am J Cardiol 1998,81(12A):96G-102G
- 8 *De Simone R, Glombitza G, Vahl CF, Meinzer HP, Hagl S*: Three-dimensional Doppler – Techniques and clinical applications  
Eur Heart J 1999;20:619-627
- 9 *DeMaria AN*: Future Developments in Cardiac Ultrasound: Possibilities and Challenges  
Am J Cardiol 1992;69:2H-5H
- 10 *Erbel R, Kneissl GD, Schweizer P, Lambertz HJ, Engberding R*: Qualitätsleitlinien in der Echokardiographie – herausgegeben vom Vorstand der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie – Herz- und Kreislaufforschung  
Z Kardiol 1997;86:387-403

- 11 *Fenster A, Downey DB: Three-dimensional ultrasound imaging*  
SPIE: Medical Physics 1999;3659:2-11
- 12 *Flachskampf FA, Franke A, Kühl HP, Krebs W, Hoika J, Hanrath P: 3D-Echokardiographie: technisches Spielzeug auf der Suche nach klinischer Anwendung oder logische Weiterentwicklung des diagnostischen Instrumentariums?*  
Z Kardiol 86:336-345 (1997)
- 13 *Flasnoeker: TIM: Thiemes Innere Medizin: Kap. 5 Kardiologie*  
Thieme Stuttgart 1999; S. 1033-1283
- 14 *Franke A, Kühl HP, Hanrath P: Dreidimensionale Rekonstruktion echokardiographischer Schnittbilder – Methodik, klinischer Stellenwert und Zukunftsperspektiven*  
Dtsch. Med. Wschr. 1998;123:1245-1249
- 15 *Franke A, Kühl HP, Hanrath P: Bildgebende Verfahren in der Kardiologie: 3D-Echokardiographie*  
Z Kardiol 2000; 89:150-159
- 16 *Geil S, Rao L, Menzel T, Genth-Zotz S, Wittlinger T, Voigtländer T, Mohr-Kahaly S: Linksventrikuläre Muskelmassenbestimmung bei Patienten mit dilatativer Kardiomyopathie mittels transthorakaler dreidimensionaler Echokardiographie*  
Z Kardiol 1999; 88:922-931
- 17 *Gopal AS, Keller AM, Shen Z, Sapin PM, Schroeder KM, King, DL jr., King DL: Three-Dimensional Echocardiography : In Vitro an In Vivo Validation of Left Ventricular Mass and Comparison With Conventional Echocardiographic Methods*  
J Am Coll Cardiol 1994;24:504-513
- 18 *Gopal AS, Schnellbaecher MJ, Shen Z, Akinboboye OO, Sapin PM, King DL: Freehand Three-Dimensional Echocardiography for Measurement of Left Ventricular Mass: In Vivo Anatomic Validation Using Explanted Human Hearts*  
J Am Coll Cardiol 1997;30:802-810
- 19 *Gopal AS, Schnellbaecher MJ, Shen Z, Boxt LM, Katz J, King DL: Freehand Three-Dimensional Echocardiography for Determination of Left Ventricular Volume and Mass in Patients with Abnormal Ventricles: Comparison with Magnetic Resonance Imaging*  
J Am Soc Echocardiogr 1997;10:853-861
- 20 *Hofmann T, Franzen O, Knap M, Koschyk DH, Meinertz T: Dynamische dreidimensionale Rekonstruktion des Herzens mittels multiplaner transösophagealer Echokardiographie*  
Herz 1997;22:176-178

- 21 *Kardon RE, Cao QL, Masani N, Sugeng L, Supran S, Warner KG, Pandian NG, Marx GR*: New Insights and Observations in Three-Dimensional Echocardiographic Visualization of Ventricular Septal Defects – Experimental and Clinical Studies  
*Circulation* 1998;98:1307-1314
  
- 22 *King DL, Gopal AS, Sapin PM, Schroeder KM, DeMaria AN*: Three-Dimensional Echocardiography  
*Am J Card Imaging* 1993;7(3):209-220
  
- 23 *King DL, King DL jr., Shao M*: Three-Dimensional Spatial Registration and Interactive Display of Position and Orientation of Real-Time Ultrasound Images  
*J Ultrasound Med* 1990;9:525-532
  
- 24 *Köhler E*: Klinische Echokardiographie – Lehrbuch und Video-Atlas  
Enke Stuttgart, 4. Neubearb. Aufl. 1996; S. 57-65, 74-93, 213-229
  
- 25 *Kühl HP, Franke A, Frielingsdorf J, Flaskamp C, Krebs W, Flachskampf FA, Hanrath P*: Determination of Left Ventricular Mass and Circumferential Wall Thickness by Three-Dimensional Reconstruction: In Vitro Validation of a New Method That Uses a Multiplane Transesophageal Transducer  
*J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10:107-119
  
- 26 *Kühl HP, Franke A, Janssens U, Merx M, Graf J, Krebs W, Reul H, Rau G, Hoffmann R, Klues HG, Hanrath P*: Three-Dimensional Echocardiographic Determination of Left Ventricular Volumes and Function by Multiplane Transesophageal Transducer: Dynamic In Vitro Validation and In Vivo Comparison with Angiography and Thermodilution  
*J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11:1113-1124
  
- 27 *Kuroda T, Kinter TM, Seward JB, Yanagi H, Greenleaf JF*: Accuracy of Three-dimensional Volume Measurement Using Biplane Transesophageal Echocardiographic Probe: In Vitro Experiment  
*J Am Soc Echo* 1991;4:475-484
  
- 28 *Lange A, Palka P, Nowicki A, Olszewski R, Anderson T, Adamus J, Sutherland GR, Fox K*: Three-dimensional echocardiographic evaluation of left ventricular volume: Comparison of Doppler myocardial imaging and standard gray-scale imaging with cineventriculography - an in vitro and in vivo study  
*Am Heart J* 1998;135:970-979
  
- 29 *Leotta DF, Munt B, Bolson E et al*: Quantitative Three-Dimensional Echocardiography by Rapid Imaging from Multiple Transthoracic Windows : In Vitro Validation and Initial In Vivo Studies  
*J Am Soc Echo* 1997;10:830-839
  
- 30 *Levine RA, Weyman AE, Handschumacher MD*: Three-Dimensional Echocardiography: Techniques and Applications  
*Am J Cardiol* 1992;69:121H-130H

- 31 *Levy D, Savage DD, Garrison RJ, Anderson KM, Kannel WB, Castelli WP: Echocardiographic Criteria for Left Ventricular Hypertrophy: The Framingham Heart Study*  
Am J Cardiol 1987;59:956-960
- 32 *Moltzahn S: Ein- und zweidimensionale Echokardiographie – Eine Einführung*  
Thieme Stuttgart, 1992
- 33 *Moritz WE, Shreve PL: A Microprocessor Spatial-Locating System for Use with Diagnostic Ultrasound*  
Proc IEEE 1976;64:966-974
- 34 *Netter FH: Farbatlanten der Medizin Bd.1: Herz*  
Thieme Stuttgart, 1990
- 35 *Nosir YFM, Lequin MH, Kasprzak JD, van Domburg RT, Vletter WB, Yoa J, Stoker J, Cate FJT, Roelandt JRTC: Measurements and Day-to-Day Variabilities of Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction by Three-Dimensional Echocardiography and Comparison With Magnetic Resonance Imaging*  
Am J Cardiol 1998;82:209-214
- 36 *Nosir YFM, Stoker J, Kasprzak JD, Lequin MH, Dall'Agata A, Cate FJT, Roelandt JRTC: Paraplane analysis from precordial three-dimensional echocardiographic data sets for rapid and accurate quantification of left ventricular volume and function: A comparison with magnetic resonance imaging*  
Am Heart J 1999;137:134-143
- 37 *Nowicki A, Olszewski R, Etienne J, Karłowicz P, Adamus J: Assessment of wall velocity gradient imaging using a test phantom*  
Ultrasound Med Biol 1996;22:1255-1260
- 38 *Ota T, Fleishman CE, Strub M, Stetten G, Ohazama CJ, von Ramm OT, Kisslo J: Real-Time, Three-Dimensional Echocardiography: Feasibility of Dynamic Right Ventricular Volume Measurement With Saline Contrast*  
Am Heart J 1999;137:958-966
- 39 *Pini R, Giannazzo G, Di Bari M, Innocenti F, Rega L, Casolo G, Devereux RB: Transthoracic three-dimensional echocardiographic reconstruction of left and right ventricles: In vitro validation and comparison with magnetic resonance imaging*  
Am Heart J 1997;133:221-229
- 40 *Pinto FJ, Veiga F, Lopes MG, de Padua F: Three Dimensional Echocardiography*  
Rev Port Cardiol 1998; 17:59-63
- 41 *Raab FH, Blood EB, Steiner TO, Jones HR: Magnetic Position and Orientation Tracking System*  
IEEE Trans Aerospace Elec Sys 1979, 15: 709-718

- 42 *Rodevand O, Bjornerheim R, Kolbjornsen O, Ihlen H, Kjekshus J*: Left Ventricular Mass Assessed by Three-Dimensional Echocardiography Using Rotational Acquisition  
Clin Cardiol 1997;20:957-962
- 43 *Roelandt J, Yoa J, Kasprzak JD*: Three-dimensional echocardiography  
Current Opinion in Cardiology 1998;13:386-396
- 44 *Roelandt JRTC*: Three-dimensional echocardiography: the future today!  
Acta Cardiol 1998; 53:323-336
- 45 *Schettler G, Greten H*: Innere Medizin  
Thieme Stuttgart, 9. Aufl. 1998; S. 17-25
- 46 *Smith SW, Combs MP, Adams DB, Kisslo JA*: Improved Cardiac Anthropomorphic Phantom  
J Ultrasound Med 1994,13:601-605
- 47 *Smith SW, Rinaldi JE*: Anthropomorphic Cardiac Ultrasound Phantom  
IEEE Trans Biomed Eng 1989;36:1055-1058
- 48 *Takuma S, Ota T, Muro T, Hozumi T, Sciacca R, Di Tullio MR, Blood DK, Yoshikawa J, Homma S*: Assessment of left ventricular function by real-time 3-dimensional echocardiography compared with conventional non-invasive methods (Abstract)  
J Am Soc Echocardiogr 2001;14:275-84
- 49 *Tam JW, Nichol J, MacDiarmid AL, Lazarow N, Wolfe K*: What is the Real Clinical Utility of Echocardiography? A Prospective Observational Study (Abstract)  
J Am Soc Echocardiogr 1999;12:689-697
- 50 *Wang X, Li Z, Cheng T, Xie M, Hu G, Deng Y, Liu L, Lu Q*: Four-dimensional echocardiography : Methods and clinical application  
Am Heart J 1996;132:672-684
- 51 *Willerson JT, Cohn JN*: Cardiovascular Medicine  
Churchill Livingstone Philadelphia, 2000
- 52 *Wollschläger H*: 3D-Echocardiography: Mathematical Basis and Technical Realization  
Herz 1995;20:225-235
- 53 Discussion VI: Three-Dimensional Reconstruction  
Am J Cardiol 1992;69:131H-134H
- 54 MEDOS-Handbuch



## Danksagung

Ich bedanke mich sehr herzlich bei Herrn **Prof. Dr. W. Voelker** für die Überlassung des spannenden Themas und der guten Unterstützung während der Arbeit.

Herzlichen Dank an Herrn **Prof. Dr. C.A. Greim** für die freundliche Übernahme des Korreferates.

Ohne die unermüdliche Hilfe und gute Betreuung von Frau **Dr. K. Harre** und Herrn **Priv.-Doz. Dr. J. Strotmann** wäre die Arbeit nicht möglich gewesen. Vielen Dank für alles!

Danke auch an Frau **E. Hofmann**, der treuen Mitstreiterin.

Mit Rat, Tat und auch technischen Know How und Material standen mir Herrn **G. Weyrether** von der Fa. Ebalta und Herrn **F. Hirsch mit seinem Team** der Modelltischlerei der Eisenwerke Düker, Laufach, zur Seite. Auch ihnen sage herzlichen Dank. Herrn **A. Geis II** danke ich für das Knüpfen der entscheidenden Kontakte bei der Materialfindung und -verarbeitung.

Die **Fa. MEDOS** überlies uns freundlicher Weise die VAD-Pumpe, die die Lösung für das Antriebsproblem darstellte.



# Lebenslauf

## Persönliche Angaben

Name: Sönke Matthias Kraak  
Geburtsdatum: 30. März 1976  
Geburtsort: Aschaffenburg  
Eltern: Vater: Ove-Jens Kraak, Landgerichtsvizepräsident  
Mutter: Margit Kraak, geb. Kunkel, Lehrerin

## Schulbildung

1982 - 1986 Grundschule Laufach  
1986 - 1995 Kronberg Gymnasium Aschaffenburg  
Abschluss: Abitur

## Zivildienst

08/1995 - 08/1996 Malteser Hilfsdienst Aschaffenburg

## Hochschulausbildung

10/1996 - 09/1998 Vorklinisches Studium an der Universität Würzburg  
10/1998 - 03/2002 Klinisches Studium an der Universität Würzburg  
04/2002 - 03/2003 Praktisches Jahr  
24.04.2003 Ablegen des Dritten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung

## Famulaturen

03/1999 Anästhesie im Ambulanten Operations-Zentrum Hanau  
10/1999 Notfallambulanz des Flughafens Frankfurt/Main  
03/2000 Chirurgie am Frere Hospital, East London, Südafrika  
04/2000 Pädiatrie am Frere Hospital, East London, Südafrika  
02/2001 Rechtsmedizin am Institut für Rechtsmedizin der Universität Würzburg

## Praktisches Jahr

1. Tertial Chirurgie am Ipswich Hospital, Ipswich, GB und  
Royal Hallamshire Hospital, Sheffield, GB  
2. Tertial Innere Medizin am Juliusspital, Würzburg  
3. Tertial Pädiatrie an der Universitäts-Kinderklinik, Würzburg