

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für  
Anästhesiologie und operative Intensivmedizin  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. H. Van Aken-

Echokardiographische Bestimmung  
der Aortenklappenöffnungsfläche  
zur Bestimmung des Herzzeitvolumens

## Inaugural - Dissertation

zur  
Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von  
**Flottmann, Christian**  
aus Bad Oeynhausen

2005

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
WESTFÄLISCHEN WILHELMS-UNIVERSITÄT MÜNSTER

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.- Prof. Dr. E. Berendes

2. Berichterstatter: Univ.- Prof. Dr. C. Schmid

Tag der mündlichen Prüfung: 01.07.2005

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für  
Anästhesiologie und operative Intensivmedizin  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. H. Van Aken-  
Referent: Univ.- Prof. Dr. E. Berendes  
Koreferent: Univ.- Prof. Dr. C. Schmid

## Zusammenfassung

### Echokardiographische Bestimmung der Aortenklappenöffnungsfläche zur Bestimmung des Herzzeitvolumens

Christian Flottmann

Das Herzzeitvolumen kann heute mit hoher Genauigkeit wenig invasiv mittels Echokardiographie auf Ebene der Aortenklappe bestimmt werden. Trotzdem fehlt es an einer standardisierten Methode zur Bestimmung der hierzu erforderlichen Aortenklappenöffnungsfläche (AoVA).

Nach Zustimmung der zuständigen Ethikkommission wurde in einer prospektiven klinischen Verlaufsbeobachtung bei einer konsekutiven Stichprobe von 233 herzchirurgischen Patienten beiderlei Geschlechts die AoVA präoperativ mittels transösophagealer Echokardiographie (TEE) bestimmt.

Allgemein werden zur Berechnung der AoVA aus einer Aufnahme der kontinuierlich wechselnden Aortenklappenöffnung zwei weit verbreitete Methoden benutzt: 1) das Dreieckmodell (DM) und 2) das Kreismodell (KM). DM nimmt für die AoVA die Form eines gleichseitigen Dreieckes an. Die Länge der drei Taschen der Aortenklappe wird durch eine Einstellung in der transversalen kurzen Achse (Bildwinkel 30-50°) bestimmt. Die durchschnittliche Taschenlänge (L) wird nach der Formel  $AoVA = 0,5 \cdot \cos 30^\circ \cdot L^2$  berechnet. KM dagegen nimmt die Form eines Kreises an. Der Durchmesser (D) der Aortenklappe wird in einer mittösophagealen Einstellung des linksventrikulären Ausflusstraktes in langer Achse gemessen (Bildwinkel 130-145°) und in die Formel  $AoVA = (D/2)^2 \cdot \pi$  eingefügt.

Ergebnisse:

Die AoVA konnte bei allen Patienten problemlos bestimmt werden. Die nach DM bestimmte AoVA betrug  $2,82\text{cm}^2 \pm 0,59$  (Mittelwert  $\pm$  SD). Bei Verwendung der KM wurde die AoVA mit  $3,50\text{cm}^2 \pm 0,81$  bestimmt. Diese Resultate waren signifikant unterschiedlich (gepaarter t-Test,  $p < 0,001$ ).

Zusammenfassung:

Die beiden weithin gebräuchlichen Methoden zur Bestimmung der Aortenklappenöffnungsfläche mittels TEE stimmen nicht miteinander überein. Deshalb muss die Messung des Herzzeitvolumens auf Ebene der Aortenklappe neu überdacht werden.

*Meinen Eltern*

## Inhaltsverzeichnis

|                       |    |
|-----------------------|----|
| Zusammenfassung ..... | V  |
| Abkürzungen .....     | IX |

|  |          |
|--|----------|
| <b>Kapitel 1: Einleitung .....</b>                                     | <b>1</b> |
| 1.1 Einführung .....   | 1        |
| 1.2 Die echokardiographische HZV-Messung .....                         | 4        |
| 1.2.1 Dopplerechokardiographische HZV-Messung an der Aortenklappe .... | 17       |
| 1.2.2 Das Dreieckmodell .....  | 19       |
| 1.2.3 Das Kreismodell .....  | 20       |
| 1.3 Andere Verfahren der HZV-Messung .....                             | 21       |
| 1.3.1 Ficksches Prinzip .....  | 21       |
| 1.3.2 Indikatorverdünnung .....  | 22       |
| 1.3.3 Der Pulmonalarterienkatheter .....                               | 23       |
| 1.3.4 Thermodilution .....   | 29       |
| 1.3.5 Kontinuierliche HZV-Messung .....                                | 33       |
| 1.3.6 Thorakale Bioimpedanz .....                                      | 34       |
| 1.4 Fragestellung .....  | 34       |

|   |           |
|---|-----------|
| <b>Kapitel 2: Methodik .....</b>                          | <b>35</b> |
| 2.1 Patientenkollektiv und Kriterien .....                | 35        |
| 2.2 Anästhesiologisches Vorgehen und Messzeitpunkte ..... | 35        |
| 2.3 Bestimmung der Aortenklappenöffnungsfläche .....      | 36        |
| 2.4 Statistik und Auswertungsmodalitäten .....            | 53        |

|  |           |
|--|-----------|
| <b>Kapitel 3: Ergebnisse</b> .....                                 | <b>54</b> |
| 3.1 Übersicht .....  | 54        |
| 3.2 Datentabelle .....   | 54        |
| 3.3 Graphik zum Verlauf der TEE-Parameter.....                     | 59        |
| 3.4 T-Tests .....  | 60        |
| 3.5 Korrelationen von TEE-Parametern und Flächenberechnungen ..... | 61        |
| 3.6 Intra- und Interobserver Variability .....                     | 63        |
| <br>   |           |
| <b>Kapitel 4: Diskussion</b> .....                                 | <b>68</b> |
| 4.1 Diskussion .....   | 68        |
| 4.2 Zusammenfassung.....   | 70        |
| <br>   |           |
| <b>Kapitel 5: Anhang</b> .....                                     | <b>71</b> |
| 5.1 Medizinische Geräte und Materialien .....                      | 71        |
| 5.2 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis .....                      | 72        |
| 5.3 Danksagung .....   | 74        |
| 5.4 Lebenslauf.....  | 75        |
| <br>   |           |
| <b>Kapitel 6: Literaturverzeichnis</b> .....                       | <b>77</b> |

## Abkürzungen

|                  |   |
|------------------|---|
| Abb.             | Abbildung                                       |
| AVA              | Aortic Valve Area (cm <sup>2</sup> )            |
| BSA              | body surface area (m <sup>2</sup> )             |
| C                | Celsius   |
| ca.              | circa   |
| CABG             | Coronary Artery Bypass Graft                    |
| CaO <sub>2</sub> | arterieller Sauerstoffgehalt des Blutes (ml/dl) |
| CI               | Cardiac Index (l/min/m <sup>2</sup> )           |
| CO               | Cardiac Output (l/min)                          |
| CWD              | Continuous Wave Doppler                         |
| D                | Durchmesser                                     |
| dl               | Deziliter                                       |
| DM               | Dreieckmodell                                   |
| HF               | Herzfrequenz (min <sup>-1</sup> )               |
| Hg               | Hydrargyrum                                     |
| Hz               | Hertz   |
| HZV              | Herzzeitvolumen (l/min)                         |
| IOV              | Intra-/Interobserver Variability                |
| KM               | Kreismodell                                     |
| kg               | Kilogramm                                       |
| KG               | Körpergewicht (kg)                              |
| L                | durchschnittliche Seitenlänge (cm)              |
| l                | Liter   |
| LA               | linker Vorhof                                   |
| LV               | linker Ventrikel                                |
| MAP              | mittlerer arterieller Blutdruck (mmHg)          |
| min              | Minute  |
| Mg               | Milligramm                                      |
| Mio.             | Million   |
| ml               | Milliliter                                      |

|                  |                                    |
|------------------|------------------------------------|
| mm               | Millimeter                         |
| M mode           | echokardiographischer Motion Modus |
| MW               | Mittelwert                         |
| n                | Stichprobenumfang                  |
| p                | Signifikanzniveau                  |
| PA               | Pulmonalarterie                    |
| PAK              | Pulmonalarterienkatheter           |
| PCWP             | Pulmonary Capillary Wedge Pressure |
| PWD              | Pulsed Wave Doppler                |
| r                | Korrelationskoeffizient            |
| s.a.             | siehe auch                         |
| SVO <sub>2</sub> | gemischtvenöse Sauerstoffsättigung |
| SVR              | systemischer vaskulärer Widerstand |
| SV               | Schlagvolumen (ml)                 |
| Tab.             | Tabelle                            |
| TEE              | transösophageale Echokardiographie |
| TVI              | Time Velocity Integral             |
| ZVK              | Zentralvenöser Katheter            |

## Einleitung

### Einführung

Eine dem metabolischen Bedarf angepasste Versorgung mit Sauerstoff ist das Ziel der peri- und postoperativen Versorgung eines jeden Patienten (75). Ein wichtiger Parameter der integrierten Funktion des kardiovaskulären Systems ist insbesondere bei kritisch kranken Patienten der Cardiac Index (CI), das auf die Körperoberfläche bezogene Herzzeitvolumen (HZV) (50).

Der Sauerstofftransport ergibt sich als Produkt des HZV und des arteriellen Sauerstoffgehaltes ( $\text{CaO}_2$ ) des Blutes. Die Messung des HZV spiegelt aufgrund der Autoregulation der Gewebe den Status des gesamten zirkulatorischen Systems, nicht nur den des Herzens, wider.

Die Messung des HZV ist also ein wichtiges Kriterium bei Diagnose und Therapie von kardialen Risikopatienten in Anästhesie und Intensivmedizin. Das HZV ist die Menge Blut, die jede Minute vom Herzen in die Peripherie gepumpt wird. Das HZV ergibt sich als Produkt aus dem Schlagvolumen (SV) und der Herzfrequenz (HF). Vorlast, Nachlast, Herzfrequenz und Kontraktilität sind die Haupteinflussgrößen des HZV, für dessen Bestimmung verschiedene Verfahren zur Verfügung stehen.

Zur Bestimmung des HZV stehen invasive und weniger invasive Methoden zur Verfügung. Techniken wie die Indikatorverdünnung oder die Ficksche Methode benötigen Katheter in der zentralvenösen, pulmonalen oder arteriellen Zirkulation. Neuere Methoden wie ösophagealer Doppler, Echokardiographie oder Bioimpedanz sind weniger invasiv. Derzeit ist die Thermodilutionsmethode mittels Pulmonalarterienkatheter das gebräuchlichste Verfahren und stellt trotz mancher Unzulänglichkeiten den Goldstandard dar.

### **Planimetrische Echokardiographische HZV-Messung**

Die Echokardiographie stellt heute eine Standardmethode der HZV-Messung dar (13, 67). Ihr Vorteil ist die im Vergleich zu anderen Methoden wie der Thermodilution mittels Pulmonalkatheter oder der Pulsconturanalyse, die eine arterielle Kanüle benötigt, relativ geringe Invasivität (53, 90).

Zurzeit sind zwei unterschiedliche Methoden gebräuchlich: planimetrische und dopplersonographische Bestimmungen (35, 55, 82). Die Erste basiert auf einer zweidimensionalen Darstellung des Herzens. Querschnitte und Durchmesser werden an bestimmten Stellen des Herzens vermessen. Das linksventrikuläre Volumen wird dann unter Anwendung von festgelegten geometrischen Modellen berechnet. Das gebräuchlichste und genaueste geometrische Modell berechnet das linksventrikuläre Volumen gemäß der Methode nach Simpson. Hierbei wird die linksventrikuläre Fläche in 20 Scheiben unterschiedlichen Durchmessers, aber gleicher Dicke aufgeteilt. Diese Methode ist in der Software moderner Ultraschallgeräte verankert und kann in Verbindung mit der Technik der akustischen Quantifikation genutzt werden (3). Auf diese Art werden zeitnahe Abschätzungen des linksventrikulären endsystolischen und enddiastolischen Volumens möglich und von Herzschlag zu Herzschlag veränderliche Werte für das Schlagvolumen berechenbar (52). Das volle klinische Potential dieser Technik muss jedoch noch ermittelt werden. Obwohl viele Studien Berechnungen mit Hilfe akustischer Quantifikation validiert haben, bleiben die Ergebnisse in hohem Maße abhängig vom Benutzer. Die Doppler-Echokardiographie hingegen wird im klinischen Gebrauch als Methode mit verlässlicheren Ergebnissen angesehen (68).

### **Dopplerechokardiographische HZV-Messung**

Die Doppler-Methode kann zur Messung des Volumenstromes durch alle Herzklappen eingesetzt werden. Unabhängig von der Messstelle müssen einige Vorbedingungen erfüllt sein:

1. Der Blutfluss sollte laminar sein.
2. Das Geschwindigkeitsprofil sollte flach sein.
3. Der Doppler-Strahl sollte parallel zur Richtung des Blutflusses ausgerichtet sein.
4. Die Ausmessung der Querschnittsfläche auf Höhe der Geschwindigkeitsmessung sollte praktikabel sein.
5. Die Querschnittsfläche der Öffnung sollte während des Blutstromes konstant sein.

Unter diesen Vorbedingungen wurden bei früheren Versuchen der Dopplermessung die Pulmonalarterie und die Mitralklappe als Messstellen benutzt, jedoch mit unbefriedigenden Ergebnissen (82).

Das Herzzeitvolumen ist das Produkt aus Schlagvolumen und Herzfrequenz. Echokardiographisch kann das Schlagvolumen als Produkt aus der Aortenklappenöffnungsfläche und dem time velocity integral (TVI) über der Aortenklappe bestimmt werden. Die Aufnahme der Aortenklappenöffnungsfläche allerdings kann am schlagenden Herzen immer nur eine Momentaufnahme sein. Zur Näherung werden zwei verschiedene Formeln benutzt, ohne dass sich eine einheitlich akzeptierte Methode bisher hätte durchsetzen können (43). In dieser klinischen Studie sind beide Methoden miteinander verglichen worden.

## Echokardiographische Bestimmung des Herzzeitvolumens

### Grundlagen

#### Eigenschaften des Ultraschalls

In der Echokardiographie werden das Herz und die großen Gefäße mit Ultraschall vermessen (41).

Ein Ultraschallstrahl ist eine kontinuierliche oder intermittierende Abfolge von Wellen ausgesandt durch einen transducer oder Wellengenerator. Er ist zusammengesetzt aus Dichte- oder Druckwellen und kann in jedem Medium mit Ausnahme des Vakuums existieren (Abbildung 1). Ultraschallwellen sind charakterisiert durch ihre Wellenlänge, Frequenz und Geschwindigkeit. Wellenlänge ist die Distanz zwischen den beiden nächsten Punkten gleicher Dichte oder gleichem Druck in einem Ultraschallstrahl, und Geschwindigkeit beschreibt die Ausbreitungsgeschwindigkeit im Medium. Weil die Wellen jeden Punkt innerhalb eines Ultraschallstrahles erreichen, pendelt der Schalldruck kontinuierlich und regelmäßig zwischen einem hohem und einem niedrigen Wert. Die Nummer an Durchgängen pro Sekunde (Hertz) wird als Frequenz der Welle bezeichnet. Ultraschall ist Schall mit Frequenzen oberhalb von 20.000 Hz, der oberen Schwelle des menschlichen Gehörs. Die Beziehung zwischen Frequenz ( $f$ ), Wellenlänge ( $\lambda$ ) und Geschwindigkeit ( $v$ ) einer Schallwelle ist durch folgende Formel definiert:

$$v = f \times \lambda \quad (1)$$

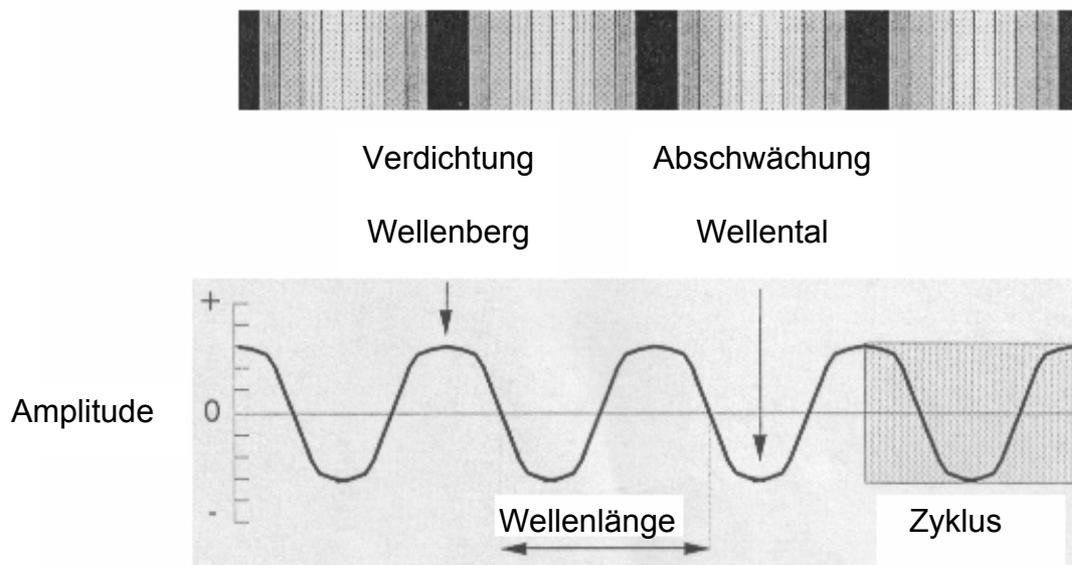


Abbildung 1: Eine Schallwelle ist eine Serie aus Verdichtungen, den Wellenbergen, und Abschwächungen, den Wellentälern. Die Kombination aus Wellenberg und Wellental stellt einen Zyklus dar. Die Distanz zwischen einem Wellenberg und dem nächsten ergibt die Wellenlänge (angelehnt an: Thys DM, Hillel Z: How it works: Basic concepts in Echocardiography: In Bruijn NP, Clements F (eds): Intraoperative Use of Echocardiography. Philadelphia, JB Lippincott, 1991).

Die Schallgeschwindigkeit ändert sich mit den Eigenschaften der Medien, die sie durchdringt. Für Weichteile liegt sie bei ungefähr 1540 m/s, für Knochen bei 3360 m/s und für Luft bei 331m/s. Weil die Frequenz eines Ultraschallstrahles bestimmt wird durch die Eigenschaften des Schallkopfes und die Geschwindigkeit abhängig vom Gewebe ist, variiert die Wellenlänge gemäß der in Gleichung (1) ausgedrückten Beziehung.

Zur Erzeugung der Ultraschallwellen werden Kristalle durch hochfrequente elektrische Impulse zu mechanischen Schwingungen angeregt (umgekehrter piezoelektrischer Effekt). Mehrere solcher Kristalle sind in einem Schallkopf untergebracht. Die Schallwellen breiten sich durch das Gewebe aus, werden als Echo zum Schallkopf reflektiert und verformen dort die Kristalle, die daraufhin wieder elektrische Impulse abgeben (piezoelektrischer Effekt). Nach Verstär-

kung und Berechnung durch das benutzte Gerät (HP Sonos 5500 mit Imaging Software) werden diese Signale auf einem Bildschirm angezeigt. (Abbildung 2).

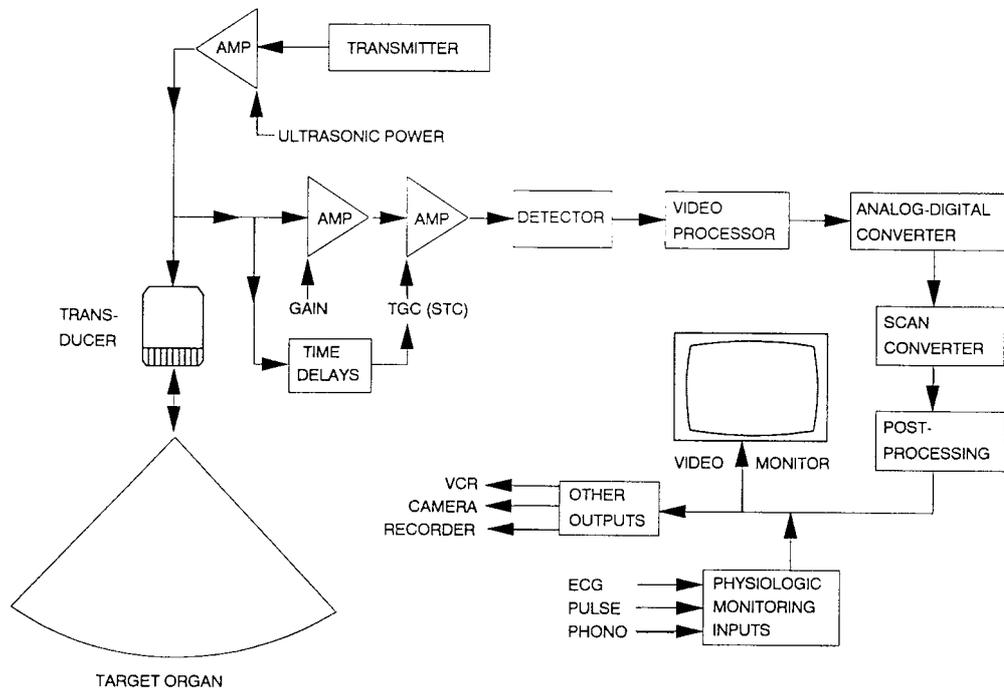


Abbildung 2: Schema eines modernen Ultraschallgerätes. Die Pfeile zeigen den Fluß von Information oder elektrischen Strom an. AMP = elektronischer Verstärker, TGC (STC) = time gain compensation, VCR = Videorecorder (Aus: Thys DM, Hillel Z: How it works: Basic concepts in Echocardiography: In Bruijn NP, Clements F (eds): Intraoperative Use of Echocardiography. Philadelphia, JB Lippincott, 1991)

Elektronische Schaltkreise messen die Zeitverzögerung zwischen ausgesandtem und empfangenem Echo und berechnen mittels der bekannten Ausbreitungsgeschwindigkeit im Gewebe die Entfernung. Der üblicherweise benutzte Sender emittiert ein Bündel von Ultraschallwellen während eines kurzen Zeitraumes, typischerweise in der Größenordnung von 1 ms. Er empfängt während eines Zeitraumes von ca. 0,25 ms die reflektierten Echos und bleibt für ca. 0,75 ms oder weniger stumm, bis der Zyklus von neuem beginnt. Ultraschall benötigt ungefähr 0,1 ms um 10 cm menschliches Gewebe zu durchdringen und um reflektiert zu werden.

Die Schallwellen werden an Grenzflächen zwischen zwei Gewebeschichten mit unterschiedlicher akustischer Dichte (Leitfähigkeit) reflektiert. Der reflektierte Anteil ist proportional zur Höhe der Dichtedifferenz. Bei mittleren Dichtedifferenzen wird ein Teil des Schalls zum Schallkopf reflektiert, der übrige Schall dringt in tiefere Gewebsschichten ein. Liegen höhere Dichteunterschiede vor, ist auch der reflektierte Schallanteil höher, für die darunter liegenden Schichten verbleibt weniger Restschallenergie. Im Extremfall sind die Dichteunterschiede so groß, dass der gesamte Schall reflektiert wird und dahinter ein schwarzer Schallschatten entsteht (Totalreflexion). Schallschatten werden hinter Knochen (Rippen), Konkrementen und Luft (Lunge) beobachtet. Dort wo keine akustischen Dichteunterschiede bestehen, entstehen auch keine Echos: Homogene Flüssigkeiten (z.B. Blut, Pleuraergüsse) werden deshalb echofrei (schwarz) abgebildet. Der Rechner ermittelt die Tiefe, aus der das Echo stammt, aus der zeitlichen Latenz zwischen Aussenden des Schallimpulses bis zum Eintreffen des Echos.

Bei der thorakalen Ultraschalluntersuchung wird also der Schall in die Brusthöhle ausgesendet und zum Teil von den kardialen Strukturen reflektiert. Anhand dieser Reflektionen werden Entfernungen, Geschwindigkeiten und Dichte von Objekten im Inneren der Brusthöhle abgeleitet (99).

### **Abschwächung, Reflektion und Streuung**

Die Wellen interagieren mit dem Medium, in dem sie sich befinden, aber auch untereinander. Interaktion zwischen Schallwellen wird Interferenz genannt. Die Art und Weise, in der Schallwellen mit einem Medium interagieren wird durch dessen Dichte und Homogenität bestimmt. Wenn sich eine Welle in einem inhomogenen Medium (und im Grunde ist jedwedes lebende Gewebe inhomogen) ausbreitet, wird sie teilweise absorbiert, teilweise reflektiert und teilweise gestreut. Die reflektierten Echos sind meist stärker als die Streuungsechos. Ein grob inhomogenes Medium, so wie ein Stein in einem Wassereimer oder wie eine Herzklappe in einer blutgefüllten Herzkammer, produziert eine starke Reflektion an der Grenzschicht zwischen Wasser und Stein bzw. Blut und Herzklappe. Umgekehrt verursachen Medien, die auf mikroskopischer Ebene inhomogen sind, z.B. Muskelgewebe, mehr Streuung als Reflektion. Reflektion wird erreicht, wenn die Breite des reflektierenden Objektes größer ist als ein Viertel der Wellenlänge des Ultraschallstrahles. Um also kleinere Objekte darstellen zu können, muss Ultraschall kürzerer Wellenlänge benutzt werden. Weil die Schallgeschwindigkeit in Weichteilgewebe annähernd konstant ist, können kürzere Wellenlängen durch eine Frequenzerhöhung erreicht werden (siehe Gleichung (1)). Während kleinere Objekte durch höhere Frequenzen darstellbar werden, wird auch mehr Streuung durch geringe Inhomogenitäten im Medium verursacht und verzerrte Signale werden generiert.

Jeder Ultraschallstrahl, der sich in einem Gewebe ausbreitet, wird abgeschwächt. Tabelle 1 zeigt die Distanz in verschiedenen Geweben, nach der die Intensität oder Amplitude einer Ultraschallwelle von 2 MHz halbiert worden ist.

Tabelle 1: Halbierungsdistanzen für Substanzen und Gewebe in der Echokardiographie

| <b>Material</b>           | <b>Halbierungsdistanz (cm)</b> |
|---------------------------|--------------------------------|
| Wasser                    | 380                            |
| Blut                      | 15                             |
| Weichteile (außer Muskel) | 1-5                            |
| Muskel                    | 0,6-1                          |
| Knochen                   | 0,2-0,7                        |
| Luft                      | 0,08                           |
| Lunge                     | 0,05                           |

Ultraschalluntersuchungen der Lunge oder anderer gashaltiger Gewebe sind nicht durchführbar, ebenso wenig wie an dichten Strukturen wie Knochen oder stark streuenden Geweben wie dicker Muskulatur.

### **Bildverfahren m mode**

Bei der m mode-Echokardiographie werden Dichte und Position aller Gewebe in Richtung eines nahen Ultraschallstrahles als eine Abfolge auf dem Bildschirm angezeigt. Diese Abfolge zeigt eine sich kontinuierlich verändernde und aktualisierte Karte des untersuchten Gewebeabschnittes, jeweils mehrere Sekunden lang. Weil diese Art der Aufnahme ein sogenanntes zeitbezogenes *motion display* darstellt, wird es m mode genannt. Der m mode als eindimensionale Messung in Abhängigkeit von der Zeit ist geeignet zur Darstellung sich schnell bewegender Strukturen, z.B. Herzklappen, bedingt aber eine umfassende Auswertung. Der m mode wird heute daher üblicherweise nicht als erstes bildgebendes Verfahren benutzt. Er ist aber nützlich für die präzise zeitliche Einordnung von Vorgängen während des Herzzyklus und wird oft in Verbindung mit dem colour-flow Doppler (z. B. colour m mode flow propagation velocity) zur Bestimmung von abnormen Blutflüssen benutzt (siehe unten). Quantitative Messungen von Größe, Distanz und Geschwindigkeit können ebenso einfach im m mode durchgeführt werden. Sobald eine Messung eine zeitliche Komponente beinhaltet ist

der m mode vorteilhafter als ein zweidimensionales (2D) Bild, weil es tausendmal pro Sekunde aktualisiert wird, wobei geringfügigere Veränderungen in Bewegung und Dimension erkannt werden können.

### **2D Modus**

Durch schnelles, wiederholtes Abtasten entlang vieler verschiedener Schallstrahlen in Form eines Fächers generiert das Echokardiographiegerät ein zweidimensionales Bild eines Ausschnittes des Herzens. Dieses Bild, das einem anatomischen Schnitt ähnelt und deshalb auch einfacher beurteilt werden kann, wird 2D-Aufnahme genannt. Die Information über Strukturen und Bewegungen im 2D-Verfahren wird 30- bis 60-mal pro Sekunde aktualisiert. Dies ergibt eine Darstellung des Herzens in Echtzeit. 2D-Echogeräte benutzen entweder einen mechanisch gesteuerten Schallkopf oder - gebräuchlicher bei den neueren Geräten - einen elektronisch gesteuerten Ultraschall-Strahl (phased-array).

### **Doppler**

Informationen über die Blutflussdynamik können durch Anwendung der Doppler Frequenz-Shift Analyse von Echos, die von den sich bewegenden roten Blutkörperchen reflektiert werden, erlangt werden (32, 47). Geschwindigkeit des Blutflusses, Richtung und Beschleunigung können ohne Zeitverzögerung bestimmt werden. Das Doppler-Prinzip, das bei der Echokardiographie benutzt wird, besagt, dass die Frequenz eines Ultraschallstrahles, der von sich bewegenden Ziele (roten Blutkörperchen) reflektiert wird, eine veränderte Frequenz (Frequenz-Shift) aufweist. Die Größe und Ausrichtung der Frequenzänderung sind abhängig von Geschwindigkeit und Bewegungsrichtung des sich bewegenden Objektes. Die Geschwindigkeit des Zieles wird mit der Doppler-Gleichung berechnet:

$$v = (cf_d)/(2f_0 \cos\theta) \quad (2)$$

- wobei  $v$  = Zielgeschwindigkeit (Geschwindigkeit des Blutes)  
 $c$  = Schallgeschwindigkeit in Gewebe  
 $f_d$  = Frequenzänderung  
 $f_0$  = Frequenz des ausgesandten Ultraschallstrahles  
 $\theta$  = Winkel zwischen Schallstrahl und Richtung der Zielgeschwindigkeit (Blutfluss)

Die einzige Zweideutigkeit in Gleichung (2) ist, dass theoretischerweise die Richtung des Ultraschallsignales sich entweder auf den ausgesandten oder den empfangenen Ultraschallstrahl beziehen kann. Nach allgemeiner Übereinkunft werden Doppleranzeigen mit Bezug auf den empfangenen Strahl gemacht. Falls der Blutstrom und der reflektierte Ultraschallstrahl der gleichen Richtung folgen, beträgt der Einfallswinkel 0 Grad, der Kosinus 1. Als Ergebnis ist die Frequenz des reflektierten Signales höher als die Frequenz des emittierten Signales. Üblicherweise werden Blutstromgeschwindigkeiten in Wellenform dargestellt. Die Wellenform besteht aus einer Spektralanalyse von Geschwindigkeiten auf der Ordinate gegenüber der Zeit auf der Abszisse. Übereinkunftsgemäß wird ein Blutfluss auf den Schallkopf zu oberhalb der Nulllinie dargestellt. Fließt das Blut vom Schallkopf weg, beträgt der Einfallswinkel 180 Grad, der Kosinus  $-1$ , die Wellenform wird unter der Nulllinie dargestellt. Falls der Blutfluss senkrecht zum Ultraschallstrahl steht, beträgt der Einfallswinkel 90 oder 270 Grad, der Kosinus beträgt 0, es wird kein Blutfluss gemessen. Da der Kosinus des Einfallswinkels eine Variable der Dopplergleichung ist, wird die Geschwindigkeit des Blutstromes am genauesten gemessen, wenn der Ultraschallstrahl parallel oder antiparallel zur Richtung des Blutflusses steht. Im klinischen Gebrauch wird eine Abweichung von der Parallelen um bis zu 20 Grad toleriert, weil diese in einem geringen Fehler von 6 Prozent oder weniger resultiert.

### Pulsed-Wave Doppler

Mit dem Pulsed-Wave Doppler können Blutflussparameter mit präziser Lokalisation im Inneren des Herzens bestimmt werden. Es werden repetitiv kurze Ultraschallimpulse einer bestimmten Frequenz (pulse repetition frequency oder PRF) ausgesendet und der Frequenz-Shift des reflektierten Echos mit einer identischen Musterfrequenz ( $f_s$ ) gemessen. Eine Zeitverzögerung zwischen dem Senden des Ultraschallsignales und dem Messen des reflektierten Signales charakterisiert die Tiefe, in der die Geschwindigkeiten gemessen werden. Die Verzögerung ist proportional zur Distanz zwischen Schallkopf und der Stelle der Geschwindigkeitsmessung. Um in einer vorgegebenen Tiefe ( $D$ ) zu messen, muss das Signal die Distanz  $2 D$  zurücklegen (vom Schallkopf zum Messvolumen und zurück). Die Zeitverzögerung  $T_d$  zwischen der Aussendung des Signales und dem Empfang des reflektierten Signales wird zu  $D$  und zur Geschwindigkeit von Schall in Geweben ( $c$ ) durch folgende Formel in Beziehung gesetzt:

$$D = c T_d / 2 \quad (3)$$

Der Benutzer variiert die Messtiefe durch Variation der Zeitverzögerung zwischen Aussendung und Empfang des Ultraschallsignales. In der Praxis wird das Messvolumen oder die Messstelle durch eine kleine Markierung repräsentiert, die mit dem Cursor an jeder Stelle des Doppler-Strahles positioniert werden kann. Bei manchen Geräten kann auch Breite und Tiefe des Probevolumens eingestellt werden.

Eine Schwierigkeit bei der präzisen Bestimmung der Lokation der Strömung tritt bei sehr hohen Flussgeschwindigkeiten auf. Dabei kann es zu Mehrdeutigkeiten kommen. Diese werden vermieden, wenn man die sogenannte Nyquist-Grenze  $f_s/2$  respektiert. Im PW Doppler sind gemessener Doppler shift ( $f_d$ ) und Messfrequenz ( $f_s$ ) in derselben Frequenz (Kilohertz). Wenn  $f_d$  weniger als die Hälfte der Messfrequenz beträgt, werden Messfehler vermieden:

$$f_d < f_s/2 \quad (4)$$

Bei Doppler Shifts oberhalb der Nyquist-Grenze treten Blutstromgeschwindigkeiten in umgekehrter Richtung zur konventionellen auf. Blutfluss mit hoher Geschwindigkeit auf den Schallkopf zu resultiert in einer Geschwindigkeitsanzeige ober- und unterhalb der baseline. Dieses Artefakt kann durch Erhöhung von  $f_s$  vermieden werden. Dies wiederum limitiert die Zeit für einen Ultraschallimpuls, durch die Probe und zurück zum Schallkopf zu wandern, also die Reichweite. Die Beziehung zwischen der maximal messbaren Geschwindigkeit und der Reichweite, in der sie gemessen werden kann, ist das Geschwindigkeitsprodukt oder  $V_m R$ :

$$V_m R = c^2 / 8 f_o \quad (5)$$

|       |       |   |   |
|-------|-------|---|---|
| Wobei | $V_m$ | = | maximale Geschwindigkeit, die störungsfrei gemessen werden kann |
|       | $R$   | = | Abstand vom Schallkopf, mit dem gemessen werden soll            |
|       | $c$   | = | Schallgeschwindigkeit in Gewebe                                 |
|       | $f_o$ | = | Frequenz des ausgesandten Ultraschallstrahles                   |

### Continuous-Wave Doppler

Der Continuous-Wave (CW) Doppler arbeitet mit kontinuierlicher, nicht pulsatiler Aussendung von Ultraschallwellen. Daraus resultierend können die Regionen, in denen die Dynamik einen Flusses untersucht wird, nicht präzise lokalisiert werden. Die Blutstromgeschwindigkeit wird jedoch mit hoher Genauigkeit dargestellt. Dieses Verfahren ist insbesondere zur Messung von hohen Flussgeschwindigkeiten, z.B. bei Aortenklappenstenosen, geeignet.

### **Transösophageale Echokardiographie**

Wenige Bereiche der Kardioanästhesie haben sich so schnell weiterentwickelt wie das Feld der intraoperativen Echokardiographie. In den frühen achtziger Jahren, als die transösophageale Echokardiographie (TEE) erstmals in den Operationssälen genutzt wurde, war der Haupteinsatzbereich die Messung der globalen und regionalen linksventrikulären Funktion (34). Seit dieser Zeit hat es viele technische Fortschritte gegeben: biplane und multiplane Schallköpfe, Multi-Frequenz-Schallköpfe, eine verbesserte Auflösung, colour-flow, pulsed-wave and continuous-wave Doppler, automatic edge detection, Doppler tissue imaging und digital image processing. Mit diesen Fortschritten hat die Anzahl der klinischen Anwendungen der TEE deutlich zugenommen.

Eine dreidimensional steuerbare Sonde mit einem Ultraschallkopf wird transoral in den Ösophagus eingeführt. Von Ösophagus und Magen aus können Morphologie und Funktion des Herzens in unterschiedlichen, teils standardisierten Schnittebenen untersucht werden.

Die üblichen Anwendungen der TEE beinhalten (1) Funktionsmessung der Mitral- und Aortenklappe, (2) Vermessung der thorakalen Aorta, (3) Erkennung von morphologischen Veränderungen, (4) Erkennung von valvulären Vegetationen, (6) Bestimmung von perikardialen Ergüssen, (7) Erkennung intrakardialer Luft oder Thromben und (8) Bestimmung der rechts- und linksventrikulären systolischen und diastolischen Funktion (41). Die perioperative Diagnostik mittels TEE ermöglicht wichtige Informationen, die vorher im Operationssaal nicht zur Verfügung standen.

## Komplikationen

Mögliche Komplikationen, die aus der Anwendung von TEE resultieren, können in zwei Gruppen unterteilt werden: direkte Verletzungen der Luftwege und des Ösophagus und indirekte Effekte der TEE. Die häufigsten Komplikationen werden bei wachen Patienten beobachtet. Sie stehen im Zusammenhang mit der physischen Belastung des Patienten während des Schluckvorganges beim Vorschieben der Sonde. In einer europäischen Multicenterstudie bei 10218 ambulanten Patienten beschreiben die Autoren eine bronchoösophageale Blutung mit Todesfolge (Mortalitätsrate 0,0098%) (12). Bei diesem Patienten wurde post mortem ein maligner, in den Ösophagus penetrierender Lungentumor diagnostiziert. Weitere Komplikationen wie Laryngospasmus, Rhythmusstörungen, Herzinsuffizienz werden sowohl in dieser Untersuchung als auch in einer anderen Studie mit 0,2% angegeben (12, 83). Die perioperative TEE bei intubierten Patienten ruft selten schwerwiegende Komplikationen hervor (21, 46, 61, 65, 92). Auch ein Einsatz der TEE über mehrere Stunden oder eine Manipulation der Sonde wie eine maximale Flexionsstellung sind erfahrungsgemäß unbedenklich (70, 102). Wird die TEE bei beatmungspflichtigen Intensivpatienten eingesetzt, muss mit vorübergehenden Hypotensionen gerechnet werden, die bei älteren Patienten (älter als 50 Jahr) drei- bis viermal so häufig beobachtet werden wie bei jüngeren (92). Treten pharyngeale bzw. ösophageale Verletzungen auf, ist in der Regel eine schwierige Insertion der Echosonde vorgegangen oder es besteht eine hämorrhagische Diathese (81, 87, 93). Eine schwerwiegende Verletzung wurde bislang erst in einem Fallbericht beschrieben (45). Dabei handelt es sich um einen Patienten mit ösophagealer Perforation nach perioperativer TEE mit anschließender Sepsis und Todesfolge. Ein Verschluss der Arteria coeliaca mit nachfolgender Schleimhautischämie und – nekrose des Ösophagus wurden ursächlich für dieses Ereignis diskutiert.

In einer prospektiven Analyse von TEE-Untersuchungen im Kindes- und Säuglingsalter (Alter: 2 Tage bis 17 Jahre) beobachteten Keceioglu et al. bei 1,4% ihrer Patienten TEE-assoziierte Komplikationen (44). Sie wurden hervorgerufen durch Dislokation des Tubus, vagale Reflexe, Trachealkompression oder Kompression der großen intrathorakalen Gefäße. Es fanden sich keine Hinweise auf Verletzungen der Speiseröhre.

Darüberhinaus stellt die TEE während kardiovaskulärer Operationen einen unabhängigen Risikofaktor für postoperative Schluckbeschwerden dar.

### Dopplerechokardiographische Bestimmung des Herzzeitvolumens an der Aortenklappe

Bisherige Forschung hat gezeigt, dass auf der Ebene der Aortenklappe der Cardiac Index mittels TEE mit einem hohen Maß an Genauigkeit und Reproduzierbarkeit gemessen werden kann (69). Dieser Messort wurde nach Beschreibung der tiefen transgastrischen Einstellung, die die lange Achse des Herzens von der Herzspitze aus gesehen darstellt (Abb. 3), populär (13,19, 43, 69).

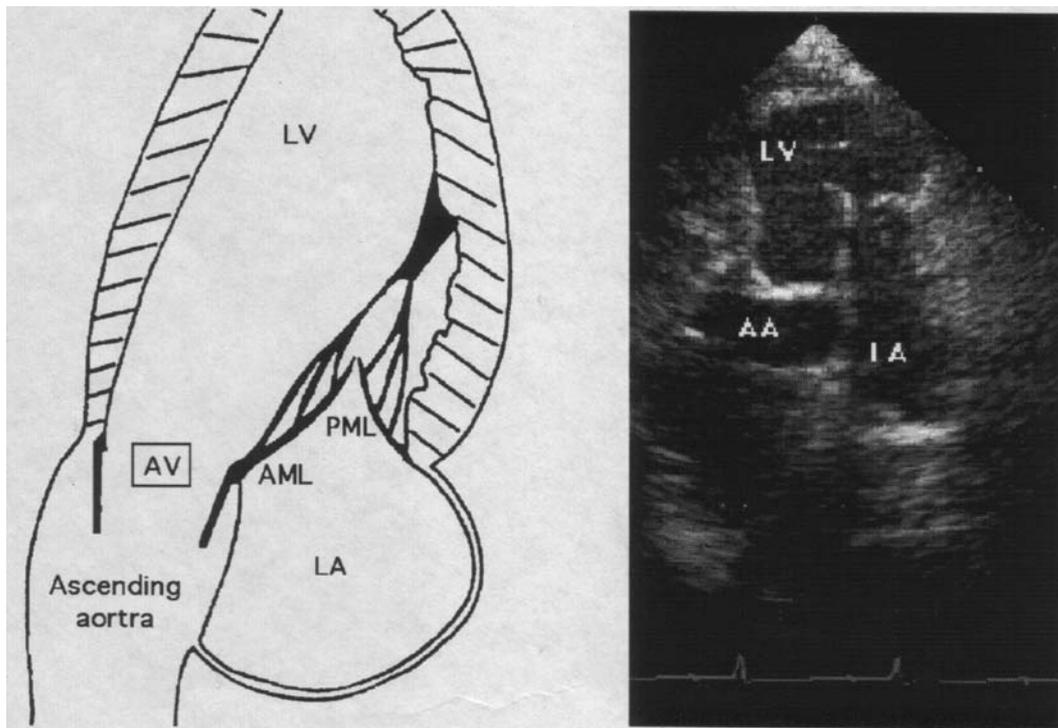


Abbildung 3: Modifikation der klassischen transgastrischen Einstellung in der kurzen Herzachse. Die Echosonde wird tief in den Magen vorgeschoben, um den apikalen Aspekt des linksventrikulären Ausflusstraktes darzustellen. Der linksventrikuläre Ausflusstrakt, die Aortenklappe und die Aorta ascendens sind in annähernd paralleler Ausrichtung zum Doppler-Signal. AA = Aorta ascendens, AML = Anteriore Mitralsegel, AV = Aortenklappe, LA = Linker Vorhof, LV = Linke Kammer, PML = Posteriore Mitralsegel

Für diese Einstellung wird die TEE-Sonde tief in den Magen vorgeschoben. Der Kopf der Sonde wird vollständig nach vorne und links ausgerichtet. Durch vorsichtiges Zurückziehen der Sonde liegt der Schallkopf dann nahe der Herzspitze. Diese Modifikation der klassischen transgastrischen Einstellung ermöglicht die Anordnung des linksventrikulären Ausflusstraktes, der Aortenklappe und der

Aorta ascendens in einer annähernd vertikalen Richtung (43). Minimale Veränderungen der Tiefe und Rotation können notwendig sein, um den steuerbaren Doppler Cursor parallel zum Blutstrom durch die Aortenklappe auszurichten. Flussgeschwindigkeits-Messungen sollten dann bei einer sweep speed von 100 mm/s vorgenommen werden (69). Abbildung 4 verdeutlicht, wie die Dopplerechokardiographische Methode die Datenerhebung zur Berechnung des Volumenflusses durch die Aortenklappe ermöglicht.

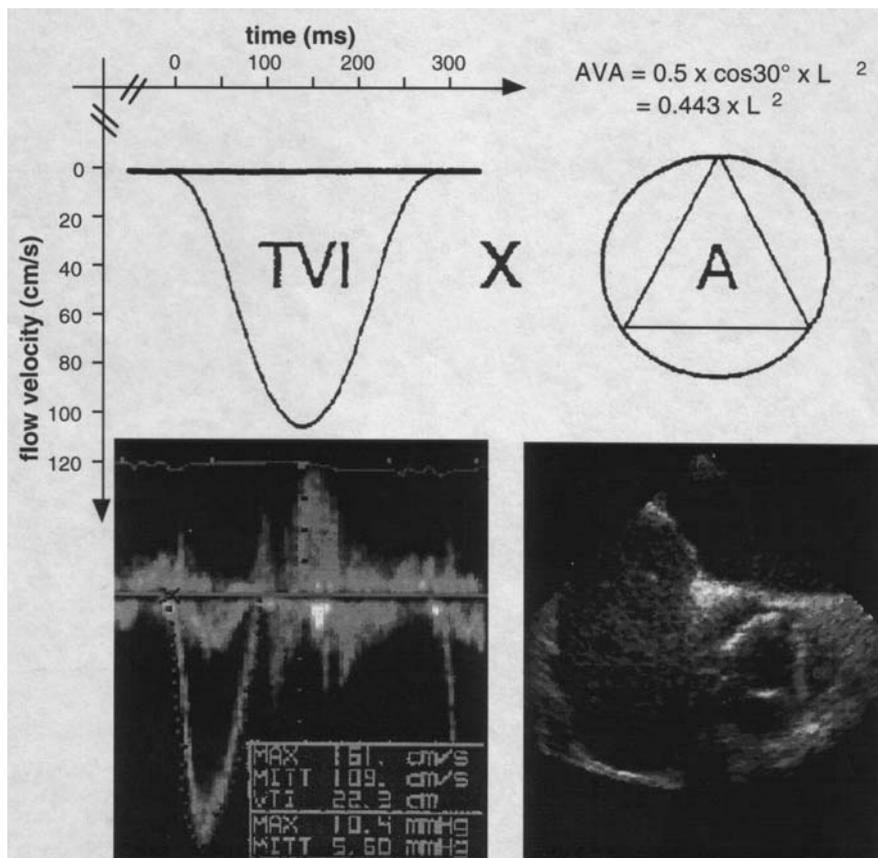


Abbildung 4: Dopplerechokardiographische Methode zur Berechnung des Volumenflusses durch die Aortenklappe. Dargestellt sind ein schematisches Diagramm und die korrelierenden echokardiographischen Aufnahmen. AVA = Aortic Valve Area, TVI = time velocity integral

Die Dopplermessung wird bei paralleler Anordnung des Schallkopfes zur langen Achse des linksventrikulären Ausflusstraktes durchgeführt. Die Messstelle wird in der Mitte des linksventrikulären Ausflusstraktes gerade am Berührungspunkt der Aortenklappentaschen positioniert. Die Doppler-Daten werden als Geschwindigkeit in Form einer Spektralanzeige pro Zeiteinheit, gemessen in Zen-

timetern pro Sekunde, dargestellt. Das Integral der Geschwindigkeit über der Zeit (TVI) wird dann durch die Software des Echokardiographiegerätes berechnet. Dieses kann als die Strecke angesehen werden, die die Blutsäule bei jedem Herzschlag zurücklegt (53).

Grundsätzlich unterscheidet man zwei verschiedene Methoden zur Bestimmung der Aortenöffnungsfläche: Die Berechnung nach dem Dreiecksmodell (DM) und nach dem Kreismodell (KM).

### Das Dreieckmodell

Für das Dreieckmodell wurde die Bildebene der multiplanen TEE-Sonde ausgehend vom mitt-ösophagealen Fünf-Kammer-Blick auf ca. 30° rotiert, um die Basis der Aortenklappe senkrecht zu schneiden. In dieser Einstellung sind die Kommissuren von links-, rechts- und nonkoronarem Segel in einer Ebene angeordnet. Minimale Justierungen waren notwendig, um eine eindeutige Darstellungen der drei Fusionspunkte zu erreichen.

Grundlage des geometrischen Modells sind u.a. die Studien von Motarello et al.. Sie haben die Öffnung der menschlichen Aortenklappe präzise mit Hilfe einer Videokamera und einer Bild-für-Bild-Analyse in einer in-vitro Studie als sich entfaltendes Dreieck beschrieben (54). Ausgehend von der Annahme, dass die zeitlich gemittelte Aortenklappenöffnungsfläche (AVA) während der Systole ein gleichseitiges Dreieck darstellt, kann die Fläche wie folgt berechnet werden:

$$\text{AVA (DM)} = 0,5 \times \cos 30^\circ \times L^2 \quad (6)$$

wobei L der gemittelten Länge der drei Seiten des Dreieckes entspricht.

Für die Abschätzung der AVA wird ein mitsystolisches Standbild ausgewählt, in dem die Aortenklappenöffnungsfläche präzise als gleichseitiges Dreieck erscheint. Die Länge jedes Segels wird gemessen, und der Mittelwert in obige Formel eingesetzt (13, 14).

## Das Kreismodell

Die meisten Studien verwenden das KM. Hierbei wird die Öffnung der Aortenklappe als kreisförmig betrachtet, wobei der Kreisdurchmesser im Fünf-Kammer-Blick oder in der Längsansicht der Aorta ascendens gemessen wird (43). Die Aortenklappenöffnungsfläche errechnet sich wie folgt:

$$\text{AVA (KM)} = (D/2)^2 \times \pi \quad (7)$$

wobei D dem Aortenklappendurchmesser entspricht und  $\pi$  der Kreiszahl Pi. Die Kreisform der Öffnung repräsentiert den Maximalwert der sich ständig verändernden Öffnungsfläche (vollständig geöffnete Klappe). Im Gegensatz dazu nimmt das DM eine zeitlich gemittelte Aortenklappenöffnungsfläche an.

Dies erklärt, warum das Kreismodell das Schlagvolumen und das Herzzeitvolumen überschätzt. Verglichen mit dem üblichen Kreismodell verbesserte sich der Korrelationskoeffizient bei der HZV-Bestimmung von  $r = 0,88$  zu  $r = 0,93$  unter Benutzung des Dreieckmodells (13).

Im letzten Schritt wird der volumetrische Fluss bestimmt aus TVI, Querschnittsfläche und Herzfrequenz. Der Cardiac Index (CI) wird dann wie folgt berechnet:

$$\text{CI} = \text{TVI} \times \text{CSA} \times \text{HR} \times \text{BSA}^{-1} (\text{ml} \times \text{min}^{-1} \times \text{m}^{-2}) \quad (8)$$

TVI = time velocity integral (cm); CSA = cross-sectional area (cm<sup>2</sup>); HR = heart rate (Schläge x min<sup>-1</sup>); BSA body surface area (m<sup>2</sup>)

## Andere Verfahren der HZV-Messung

### Ficksches Prinzip

Die Ficksche Gleichung beruht auf dem Konzept, dass der von den Geweben pro Zeiteinheit verbrauchte Sauerstoff gleich der Menge Sauerstoff ist, die pro Zeiteinheit aus der Zirkulation verbraucht wird. Der aus dem Kreislauf entnommene Sauerstoff ist das Produkt der arteriovenösen Sauerstoffdifferenz und dem Herzzeitvolumen (HZV):

$$V_{O_2} = (Ca_{O_2} - Cv_{O_2}) \times CO \quad (9)$$

Durch Umformen der Gleichung kann das HZV berechnet werden:

$$CO = V_{O_2} / (Ca_{O_2} - Cv_{O_2}) \quad (10)$$

wobei  $CO$  = cardiac output,  $V_{O_2}$  = Sauerstoffverbrauch,  $Ca_{O_2}$  = arterieller Sauerstoffgehalt und  $Cv_{O_2}$  = gemischtvenöser Sauerstoffgehalt.

Der Sauerstoffverbrauch wird indirekt über die Sauerstoffaufnahme der Lunge gemessen, der arterielle Sauerstoffgehalt aus einer Blutprobe, gemischtvenöses Blut kann aus einem Pulmonalkatheter (s.u.) gewonnen werden. Sauerstoffverbrauch und arteriovenöse Sauerstoffgehalt-Differenzen müssen in einem festen Verhältnis zueinander gemessen werden, weil das Ficksche Prinzip nur gültig ist, wenn die Sauerstoffaufnahme im Gewebe der in der Lunge entspricht (40).

Die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der direkten Fickschen Methode der Herzzeitbestimmung sind in einer Vielzahl von Experimenten an Mensch und Tier untersucht und in der ganz überwiegenden Anzahl für hoch befunden worden (110). Die größten Einschränkungen der direkten Fickschen Methode liegen in Fehlern der Probenentnahme und -analyse, der Schwierigkeit, die Sauerstoffaufnahme im Operationssaal kontinuierlich zu messen, dem Vorhandensein von sperrigem Messgerät am Endotrachealtubus oder der Unfähigkeit, gleichbleibende hämodynamische und respiratorische Bedingungen beizubehalten (27, 29).

Doi et al. überwandern 1990 mehrere dieser Hindernisse und maßen das HZV alle 30 Sekunden mit guten Korrelationen zur Thermodilutions-Methode ( $r = 0,961$ ) (15).

### **Methoden der Indikatorverdünnung**

Es gibt zwei grundlegende Arten der Indikatorverdünnung: die der Farbstoffverdünnung und die Thermodilutionsmethode. Eine Voraussetzung der Thermodilutionsmethode ist die Platzierung eines Pulmonalarterienkatheters.

### **Farbstoffverdünnung**

Die Indikatorverdünnungsmethode mit Indocyaningrün oder Methylenblau als Farbstoff war die populärste Technik der HZV-Bestimmung vor der Einführung der Thermodilutions-Methode (s.u.). Die Farbstoffe sind nicht toxisch und werden von der Leber schnell aus der Blutzirkulation entfernt. Im klinischen Gebrauch werden üblicherweise 5 mg des Farbstoffes in eine zentrale Vene injiziert. Der Farbstoff vermischt sich in der pulmonalen Zirkulation und erscheint im arteriellen System. Dort werden kontinuierlich Blutproben aus einer arteriellen Kanüle gewonnen. Das Blut passiert ein Küvetten-Densimeter, und die Veränderung an Indikatorkonzentration über die Zeit wird gemessen. Ein Computer berechnet die Fläche unter der Farbstoffkonzentrationskurve durch Integration der Farbstoffkonzentrationen über der Zeit und berechnet das HZV. Nach Abschluss der HZV-Bestimmung wurde dem Patienten das Blut wieder zugeführt. Die Rezirkulation des Indikators allerdings verzerrt die ursprüngliche Zeit-Konzentrations-Kurve, und die Zunahme der Indikatormenge im Blut resultiert in hohen Hintergrundkonzentrationen, was die Anzahl der Messungen limitiert.

Intrakardiale Shunts können durch Veränderungen der Farbstoffkurve diagnostiziert werden. Links-Rechts-Shunts produzieren einen Abfall der Spitzenkonzentration des Farbstoffs, eine verlängerte Abbaupzeit und ein Fehlen der Rezirkulations-Spitze. Im Gegensatz dazu rufen Rechts-Links-Shunts eine frühe Erhebung der Farbstoff-Kurve hervor. Ein Ohr-Densimeter wurde für die HZV-

Bestimmung mit der Farbstoff-Methode entwickelt (78). Durch das Ohrmessgerät entfällt die arterielle Blutentnahme. Die Farbstoffkonzentration wird aus der Änderung der Lichtabsorption des Blutes berechnet. Die mit dieser Methode erzielten Resultate sind mit konventioneller Farbstoffdilution und Thermodilution verglichen worden (71, 78, 95).

### **Der Pulmonalarterienkatheter**

Die Einführung des flussgerichteten Pulmonalarterienkatheters (PAK) war einer der großen Fortschritte auf dem Gebiet des perioperativen Monitorings. Seit den siebziger Jahren hat sein Gebrauch die Menge an diagnostischer Information, die am Krankenbett von kritisch kranken Patienten gewonnen werden kann, gesteigert (94). Eine der Größen, die mit Hilfe des PAK bestimmt werden kann, ist das Herzzeitvolumen, welches die Berechnung weiterer Parameter erlaubt. Die Messung erfolgt durch Thermodilution und entspricht vom Prinzip her der einer Indikatorverdünnungsmethode (17, 58).

### **Die Platzierung des Pulmonalarterienkatheters**

Die Überlegungen zur Punktionsstelle sind die gleichen wie für den zentralen Venenkatheter (ZVK). Der Zugang über die rechte Vena jugularis interna bleibt die Technik der Wahl wegen der direkten Verbindung zwischen dem Gefäß und dem rechten Vorhof. Die Passage des PAK über die Schleuse in die Pulmonalarterie wird üblicherweise durch Überwachung der Druckwellen am distalen Port des Katheters erreicht. Zuerst wird der Katheter 15 bis 20 Zentimeter vorgeschoben, bevor ein Ballon am distalen Ende aufgeblasen wird. Der aufgeblasene Ballon erleichtert das weitere Vorschieben des Katheters durch rechten Vorhof und rechten Ventrikel in die Pulmonalarterie.

## Komplikationen

Die möglichen Komplikationen durch Punktionsvorgang oder Katheter in situ sind im Folgenden aufgeführt. Viele davon sind durch konsequente Überwachung des Patienten und entsprechende Ausrüstung vermeidbar oder zumindest therapeutisch zu beherrschen (10, 18).

Tabelle 2: Komplikationen des Pulmonalarterienkatheters

Abgewandelt nach Zink W, Graf BM: Der Pulmonalarterienkatheter. Anaesthesist, 50:623-645, 2001

### Komplikationen des Pulmonalarterienkatheters

| Komplikation   | Inzidenz (%)                              |                            |
|--|---|----------------------------|
| Punktionsbedingte Komplikationen   | Arterielle Punktion                       | 1,2                        |
|  | Pneumothorax (je nach venösem Zugang)     | 0,3-4,5                    |
|  | Nervenläsionen                            | 0,3-1,3                    |
|  | Luftembolie                               | 0,5                        |
| Herzrhythmusstörungen  | Supraventikulär                           | 15                         |
|  | Ventrikulär                               | 13-78                      |
|  | Hämodynamische Relevanz                   | 2-3                        |
|  | Rechtsschenkelblock                       | 3-6                        |
| Knotenbildung  | Intravasal/intrakardial                   | Uneinheitliche Angaben     |
| Klappenschädigungen  | Petechiale Blutungen                      | 0,5-2                      |
|  | Perforation                               |                            |
| Lungeninfarkt  |   | 0,8-1                      |
| Pulmonalarterienruptur   |   | 0,064-0,2                  |
|  | Letalität                                 | 25-83                      |
| Infektionen  | Asympomatische bakteriell                 | 22                         |
|  | Kolonisation                              |                            |
|  | Klinisch symptomatische Katheterinfektion | 11                         |
|  | Kathetersepsis                            | 0,5-1                      |
|  | Endokarditis                              | <1,5                       |
| Thrombenbildung  |   | 66                         |
| Herzchirurgische Annahrt des Katheters, intravasale Fragmentierung durch chirurgische Manipulation |   | Sehr selten (Fallberichte) |

Die Fähigkeit des Pulmonalarterienkatheters, das Outcome von Patienten positiv zu beeinflussen, ist allerdings noch nicht schlüssig in größeren randomisierten prospektiven Studien belegt worden. Es verbleibt also eine bedeutende Kontroverse bezüglich des Risiko/Nutzen-Verhältnisses des PAK (11, 76). Viele Studien haben keine Veränderung oder sogar eine Verschlechterung des Outcome bei Patienten, die mit einem PAK überwacht wurden, aufgezeigt (8, 23, 28, 97, 101).

Connors et al. analysierten in einer prospektiven Untersuchung 62 aufeinander folgende Katheterisierungen (8). Sie beobachteten, dass weniger als die Hälfte aus einer Gruppe von klinischen tätigen Ärzten den PCWP oder das CO korrekt vorhersagen konnten, und mehr als die Hälfte nahmen wenigstens eine Änderung der laufenden Therapie aufgrund der mit dem PAK erhaltenen Daten vor. Waller und Kaplan demonstrierten, dass eine Gruppe von erfahrenen Herzchirurgen und -anästhesisten, denen die Informationen des PAK während CABG vorenthalten wurden, bei 65 Prozent von ernsten hämodynamischen Abnormitäten keine Probleme bemerkten (104). Ebenso zeigten Iberti und Fischer, dass Ärzte einer Intensivstation unfähig waren, auf klinischer Basis hämodynamische Daten genau vorherzusagen und dass 60 Prozent wenigstens eine Therapieänderung vornahmen, sowie dass 30 Prozent ihre gestellte Diagnose aufgrund der PAK-Daten änderten (38).

### **Indikationen**

Definitionsgemäß ist eine diagnostische oder therapeutische Maßnahme indiziert, wenn sie erwiesenermaßen die klinische Situation und Prognose eines Patienten verbessern kann. Connors et al. kamen 1996 zu dem Schluss, dass die Sterblichkeit kritisch kranker Patienten durch die Anlage eines PAK sogar noch weiter erhöht wird (8). Die nach den besorgniserregenden Ergebnissen dieser Arbeit einberufene Konsensus-Konferenz hat daher Studien zum Thema „Patientenoutcome und Pulmonalkatheter“ analysiert, Expertenmeinungen eingeholt und versucht, Indikationen zusammenzustellen, die jedoch (noch) nicht im Sinne der Evidence Based Medicine gesichert sind (72, 73).

Tabelle 3 gibt eine Übersicht über die diskutierten Indikationen und versucht die Frage nach der Verbesserung der Prognose zu beantworten.

Tabelle 3: Einfluss des Pulmonalarterienkatheters auf die Prognose des Patienten

Erläuterungen: Kriterien der Evidence Based Medicine zur Bewertung der wissenschaftlichen Beweislage: A unterstützt durch mindestens 2 Level-I-Studien; B durch mindestens 1 Level-I-Studien; C durch Level-II-Studien; D durch wenigstens 1 Level-III-Studie; E durch Level-IV oder Level-V-Daten. Niveau der wissenschaftlichen Beweislage: Level I große randomisierte Studien mit eindeutigen Ergebnissen; niedriges Risiko eines falsch-positiven oder falsch-negativen Fehlers; Level II kleine randomisierte Studien mit unsicheren Ergebnissen; mäßiges bis hohes Risiko eines falsch-positiven und/oder falsch-negativen Fehlers; Level III nichtrandomisierte Studien mit Kontrollen; Level IV nichtrandomisierte Studien mit historischen Kontrollen und Expertenmeinung; Level V Kasuistiken, nichtkontrollierte Studien und Expertenmeinungen

### **Einfluss des Pulmonalarterienkatheters auf die Prognose des Patienten (modifiziert nach 73, 103)**

| <b>Indikation</b>                       | <b>Einfluß</b> | <b>Grad der Evidenz</b> |
|---|----------------|-------------------------|
| Myokardinfarkt mit                      |                |                         |
| Hypotonie/kardiogenem Schock            | positiv        | E                       |
| Mechanischen Komplikationen             | positiv        | E                       |
| Rechtsventrikulärem Infarkt             | positiv        | E                       |
| Kongestive Herzinsuffizienz             | unsicher       | D                       |
| (Akute) Pulmonale Hypertonie            | unsicher       | E                       |
| Schock/hämodynamische Instabilität      | unsicher       | E                       |
| Herzchirurgie                           |                |                         |
| Niedriges Risiko                        | negativ        | C                       |
| Hohes Risiko                            | unsicher       | C                       |
| Periphere Gefäßchirurgie                |                |                         |
| Niedrige Komplikationsrate              | positiv        | D                       |
| Niedrige Mortalitätsrate                | unsicher       | D                       |
| Aortenchirurgie                         |                |                         |
| Niedriges Risiko                        | unsicher       | B                       |
| Hohes Risiko                            | positiv        | E                       |
| Operationen bei geriatrischen Patienten | negativ        | E                       |
| Neurochirurgie                          | unsicher       | E                       |
| Präeklampsie                            | unsicher       | E                       |
| Trauma                                  | positiv        | E                       |
| Sepsis/septischer Schock                | unsicher       | D                       |
| Supranormales Sauerstoffangebot         |                |                         |
| SIRS                                    | unsicher       | B                       |
| Hochrisikochirurgen                     | unsicher       | C                       |
| Lungenversagen                          | unsicher       | E                       |
| Pädiatrische Patienten                  | positiv        | E                       |

Die operativen Prozeduren und die medizinischen Bedingungen, die als Indikationen für den PAK angeführt werden, bleiben widersprüchlich und variieren je nach Institution (1, 96, 105). Die Anlage eines PAK ist eine invasive Maßnahme, die per se für den Patienten ein vitales Risiko (0,02-0,5%) darstellen kann (37).

Im eigentlichen Sinne sind die Indikationen für die Katheterisierung der Arteria pulmonalis folgende: (1) Abschätzung des Volumen-Status; (2) Messen des Herzzeitvolumens; (3) Messen der SvO<sub>2</sub>; und (4) Ableiten von hämodynamischen Parametern (103). Die Einsatzgruppe zur Katheterisierung der Pulmonalarterie der American Society of Anesthesiologists (ASA) hat Leitlinien für die Praxis aufgestellt, die in Tabelle 4 wiedergegeben sind.

---

Tabelle 4: Leitlinien für den Gebrauch des Pulmonalarterienkatheters  
American Society of Anesthesiologists (ASA Taskforce on Pulmonary Artery Catheterization): Practice guidelines for pulmonary artery catheterization.  
Anesthesiology 78:380-394, 1993.

### **Ansichten**

- PA Katheter-Monitoring kann die Inzidenz von perioperativen Komplikationen reduzieren, in erster Linie durch den unmittelbaren Zugang zu kritischen hämodynamischen Daten
- Der unmittelbare Zugang zu den hämodynamischen Daten erlaubt wichtige vorwegnehmende Maßnahmen bei Patienten mit hämodynamische Störungen, die sofortige und präzise Entscheidungen über Volumenmanagement und medikamentöse Behandlung erfordern
- Erfahrung und Verständnis sind die entscheidenden Faktoren der Effektivität
- Die pulmonalarterielle Katheterisierung ist als Routinemaßnahme inadäquat und sollte auf Fälle begrenzt bleiben, bei denen die zu erwartenden Vorteile die möglichen Risiken überwiegen

### **Empfehlungen**

- die perioperative PA Katheterisierung sollte bei chirurgischen Eingriffen verbunden mit einem erhöhten Risiko wegen Komplikationen aufgrund hämodynamischer Veränderungen in Betracht gezogen werden
  - die Katheterisierung wird nicht empfohlen, wenn der Patient oder der bevorstehende Eingriff oder die Umstände nur ein geringes Risiko für hämodynamische Veränderungen darstellen
  - wegen der möglichen Komplikationen sollte die Katheterisierung nicht von Ärzten mit mangelnder Erfahrung für eine sichere Durchführung oder Interpretation der Daten durchgeführt werden
-

### Kontraindikationen

Die Kontraindikationen wie Neutropenie, Immunsuppression, Elektrolytstörungen, Koagulopathie, Arrhythmien, Klappenvitien und Zustand nach Anlage eines transvenösen Schrittmachers 5-7 Tage zuvor sind allesamt relativ. Die Anlage eines Pulmonalarterienkatheters ist also abhängig von einer genauen Risiko-Nutzen-Analyse (37).

### Evaluation

Der PAK wird seit seiner Einführung vor 30 Jahren weltweit routinemäßig zum Monitoring kritisch Kranker eingesetzt. Er ist jedoch nach wie vor Gegenstand intensiver Diskussionen, trotzdem wird er momentan weltweit über 2 Millionen Mal pro Jahr verkauft und angewandt. Diese Popularität hängt auch damit zusammen, dass der PAK hämodynamische Daten zugänglich macht, die auch vom Erfahrenen nur unsicher anhand klinischer Zeichen gewonnen werden können (9, 51, 88). Es können bei korrekter Durchführung valide und reproduzierbare Ergebnisse erhoben werden. Messergebnisse nach Anlage eines PAK haben in etwa 50% der Fälle eine Änderung des Therapieschemas zur Folge (7, 100). Andere Studien belegen wiederum, dass nur etwa die Hälfte der Ärzte in der Lage ist, Messungen technisch einwandfrei durchzuführen und die Daten im Kontext korrekt zu interpretieren (24, 77). 1996 Zeigten Connors et al. an 5735 Intensivpatienten aus fünf Zentren, dass der Einsatz eines PAK mit einer erhöhten Mortalität, einer längeren Liegedauer auf der Intensivstation und somit höheren Behandlungskosten einhergeht (8). Extrapoliert man Connors Ergebnisse auf damalige Verhältnisse, kommt man zu dem besorgniserregenden Ergebnis, dass in Deutschland ca. 8.000, in den USA sogar 100.000 Patienten aufgrund der Anlage eines PAK vorzeitig verstorben sind (62). Obwohl vielfach Kritik am Studiendesign geübt wurde (nicht prospektiv; kränkere Patienten erhielten PAK eher frühzeitig), führte sie letztendlich zur Einberufung einer Konsensus-Konferenz durch das National Heart, Lung and Blood Institute und der Federal Drug Administration (72, 73). 2000 konnte Murdoch nach retrospektiver Untersuchung von 4.182 Patienten Connors Ergebnisse nicht bestätigen (56). Etwa die Hälfte der zu diesem Thema veröffentlichten Studien zeigt einen mög-

lichen Nutzen des PAK bei bestimmten Indikationen, wohingegen die andere Hälfte zu dem Schluss kommt, dass der PAK keinen oder gar einen negativen Einfluss auf die Patientenprognose hat (74). Es ist also nicht geklärt, ob es sich bei dem PAK um ein kostenintensives Relikt oder ein gewinnbringendes Überwachungsinstrument handelt, weshalb Alternativverfahren mit geringerer Invasivität entwickelt werden müssen.

## Thermodilution

### Intermittierende Thermodilution

Die Thermodilutionsmethode über den Pulmonalarterienkatheter ist die neueste Methode der HZV-Messung (22) und wegen der leichten Durchführbarkeit gegenwärtig die Methode der Wahl, um das Herzzeitvolumen unter klinischen Bedingungen zu messen. Mit dieser Technik kann das HZV zu häufigen Messzeitpunkten mit einem inerten Indikator und ohne Blutverlust bestimmt werden. Ein Bolus kalter Flüssigkeit wird in den rechten Vorhof injiziert, die daraus resultierende Temperaturveränderung wird durch den Thermistor in der Pulmonalarterie gemessen (20, 94).

Wird ein Thermalindikator (kalte Kochsalzlösung) benutzt, wird die modifizierte Steward-Hamilton-Gleichung für die Berechnung des HZV herangezogen:

$$CO = \frac{V(T_B - T_I) \times K_1 \times K_2}{\int_0^{\infty} \Delta T_B(t) dt} \quad (12)$$

mit CO = cardiac output (L/min), V = Injektatvolumen (ml),  $T_B$  = initiale Bluttemperatur (°C),  $T_I$  = initiale Injektat-Temperatur (°C),  $K_1$  = Dichtefaktor,  $K_2$  = Berechnungskonstante,  $\int \Delta T_B(t) dt$  ist das Integral (0 bis  $\infty$ ) der Veränderung der Bluttemperatur über der Zeit.

Das Ergebnis dieser Gleichung wird durch einen Computer berechnet, der die Fläche unter der Temperaturkurve gegen die Zeitachse integriert. CO ist entgegengesetzt proportional zur Fläche unter der Kurve.

Die Genauigkeit dieser Messmethode wurde von Salgado und Galetti untersucht. Sie bemerkten, dass das Thermodilutions-HZV 2,9 % höher ausfiel als der tatsächliche Fluss (80). Bilfinger et al. fanden heraus, dass die mittlere Abweichung der Thermodilutionsmethode im in-vitro Modell bei bekannten Flussbedingungen 7 bis 8 Prozent bei raumtemperiertem Injektat und 11 bis 13 Prozent bei eiskalter Kochsalzlösung beträgt (4).

Somit variiert die Genauigkeit der Thermodilutions-HZV-Technik bei streng kontrollierten in vitro-Bedingungen um  $\pm 7$  bis  $\pm 13$  Prozent.

Als die Thermodilutionsmethoden mit der Fickschen Methode verglichen wurden, ergaben sich Korrelationskoeffizienten von 0,96 bei zwei verschiedenen Studien (25, 63). Peletier verglich den totalen elektromagnetischen Fluss einschließlich koronaren Fluss mit der Thermodilutionsmethode bei Hunden (66). Er beobachtete, dass die Thermodilutionsmethode verglichen mit dem elektromagnetischen Fluss den totalen aortalen Fluß im Durchschnitt um  $\pm 3$  Prozent überschätzte, egal ob eisgekühltes oder raumtemperiertes Injektat benutzt wurde.

Die häufigsten Vergleiche wurden zwischen der Thermodilution und der Farbstoffmethode angestellt. Die Resultate variierten zwischen verschiedenen Studien, einige Autoren fanden exzellente Korrelationen bei einer großen Spanne von Herzzeitvolumina, während andere beobachteten, dass die Thermodilutionsmethode die Herzzeitvolumina mittels Indikatormethode systematisch überschätzt (79, 86, 102).

Die Schwierigkeit dieser Methode ist die Temperaturkurve über der Zeit. Jeder Umstand, der sie beeinträchtigt, hat Auswirkungen auf die Genauigkeit der HZV-Messung. In besonderer Weise trifft dies für einen Überschuss oder Mangel an Kälte oder einer instabilen Temperatur-Grundlinie zu. Zuwenig kalter Indikator am Thermistor resultiert in einer Überschätzung des HZV, z.B. durch geringes Injektionsvolumen, zu warmer Indikatorlösung, einen Thrombus am Thermistor oder partielles „wedging“ des Katheters. Andererseits wird eine Unterschätzung des HZV bei Überschreitung des Injektatvolumens oder bei zu kaltem Injektat auftreten. Intrakardiale Shunts haben unvorhersagbare Effekte,

die von der Anatomie und Physiologie des individuellen Patienten abhängen. Wetzel et al. beobachteten Schwankungen von bis zu 80 Prozent bei der HZV-Messung, weil durch häufiges Verabreichen von intravenösen kristalloiden Infusionen Fluktuationen der Grundtemperaturlinie hervorgerufen wurden (108). Es konnte gezeigt werden, dass der rasche Temperaturabfall nach kardiopulmonalem Bypass zu einer Unterbewertung des HZV um 0,6 bis 2 l/min führt (2). In dieser Studie lag der Temperaturabfall nach CABG bei 0,14 °C pro Minute. Latson et al. bemerkten ebenso, dass die normalen Veränderungen der Pulmonalarterie, die mit jedem Atemzyklus auftreten, in der frühen Phase nach CABG in Hypothermie verstärkt aufzutreten scheinen (49).

Dieser Umstand kann Unterschiede bei der intermittierenden HZV-Messung von bis zu 50 Prozent hervorrufen, wenn nicht an gleichen Zeitpunkten des ventilatorischen Zyklusses gemessen wird. Dieser Effekt ließ 30 Minuten nach CABG mit Einstellung des Temperaturgleichgewichtes signifikant nach.

Generell wird auch die Trikuspidalinsuffizienz als eine Fehlerquelle bei der Bestimmung von Herzzeitvolumina mittels Thermodilution angesehen. Die wissenschaftlichen Daten dagegen sind widersprüchlich. Einige experimentelle Berichte deuten darauf hin, dass eine Trikuspidalinsuffizienz die Genauigkeit der Thermodilution bei Vergleich mit der Fickschen Methode (30) und elektromagnetischen Fluss-Sonden (42) nicht beeinträchtigt. Heerdt et al. berichteten, dass die HZV-Messung mittels Thermodilution eine große Variationsbreite sowohl in der Ausrichtung als auch der Größe des Messfehlers im Vergleich zur Doppler Methode und der elektromagnetischen Methode bei einem Patienten mit akuter Trikuspidalinsuffizienz hat (33). Fehler bei der HZV-Messung werden auch der schnellen Injektion von kaltem Injektat in den rechten Vorhof zugeschrieben. Eine Verlangsamung der Herzfrequenz wird von Nishikawa und Dohi beschrieben (60). Mit einer prospektiven Studie belegten Harris et al., dass mit eiskaltem Injektat eine Abnahme der Herzfrequenz von mehr als 10 Prozent bei 22 Prozent der Untersuchungen auftrat (31). 1990 stellten Nishikawa und Dohi fest, dass die Abnahme der Herzfrequenz eher bei Patienten mit niedrigem Cardiac Index, niedrigem mittleren Pulmonalarteriendruck und hohem Systemischen Vaskulären Widerstand auftritt (59).

## Präzision

Die in-vivo Reproduzierbarkeit kann durch die Messung einer großen Anzahl von Thermodilutionsmessungen und die Berechnung deren Standardabweichung abgeschätzt werden. Hoel forderte, dass das wahre Herzzeitvolumen durch den Mittelwert einer unendlichen Nummer von thermalen Injektionen gemessen werden kann (35). Mit Hilfe einer Wahrscheinlichkeitsberechnung stellte er fest, dass bei zwei Injektionen die Wahrscheinlichkeit nur 50 Prozent beträgt, innerhalb einer 5-Prozent-Abweichung des wahren Herzzeitvolumens zu sein. Bei drei Injektionen lag die Wahrscheinlichkeit bei 89 Prozent, sich innerhalb einer zehnpromzentigen Abweichung zu befinden. In einem Versuch, die Reproduzierbarkeit der Methode besser zu beschreiben, untersuchten Stetz et al. 14 Publikationen, die sich mit der Thermodilution im klinischen Gebrauch beschäftigen (91). Sie fanden heraus, dass mit dem Gebrauch von kommerziellen Thermodilutions-Geräten eine minimale Differenz von 12 bis 15 (im Durchschnitt 13) Prozent zwischen den Bestimmungen für eine statistische Signifikanz vorhanden sein muss, vorausgesetzt, dass jede Bestimmung durch die Mittelung von drei Messungen gewonnen wurde.

Einige wenige Studien haben ebenso den Effekt des Injektionszeitpunktes in Bezug auf den respiratorischen Zyklus auf die Reproduzierbarkeit der Thermodilutionsmethode untersucht. Bei maschinell beatmeten Hunden stellten Snyder und Powner fest, dass CO-Schwankungen während jedem respiratorischen Zyklus auftraten und üblicherweise größer als zehn Prozent waren (85). Stevens et al. haben den Einfluss des respiratorischen Zyklus auf das Thermodilutions-CO bei intensivpflichtigen Patienten untersucht (89). Sie bestätigten, dass Injektionen zu spezifischen Zeitpunkten des respiratorischen Zyklusses zu weniger Variabilität, aber auch möglicherweise verminderter Genauigkeit führen. Nichtsdestotrotz stellten sie ebenso fest, dass im klinischen Gebrauch eine Verbesserung der Reproduzierbarkeit wichtiger ist als eine Abnahme der Genauigkeit.

Die Auswirkungen des Injektatvolumens und der Temperatur auf die Veränderlichkeit des Thermodilutions-CO sind ebenso bei intensivpflichtigen Patienten

untersucht worden (64). Sechs Kombinationen von Injektatvolumen (3, 5 und 10 ml) und Temperatur (eiskalt und raumtemperiert) wurden bei 18 intubierten Erwachsenen untersucht. Die beste Reproduzierbarkeit wurde mit einem Injektionsvolumen von 10 ml erreicht, wobei bei einer Temperatur von 0 °C oder Raumtemperatur sehr ähnliche Ergebnisse erzielt werden.

Zusammenfassend ist die Präzision der Thermodilutions-Herzzeitvolumenbestimmung nicht sehr gut, kann aber durch eine gleichbleibende Injektionsgeschwindigkeit und Dauer bei jeder Messung verbessert werden (57). Wann immer möglich, sollte ein Injektatvolumen von 10 ml benutzt werden, und der Zeitpunkt der Injektion im respiratorischen Zyklus sollte der gleiche sein (z.B. Injektion in Apnoe), wobei allerdings ein Verlust an Genauigkeit erwartet werden muss.

### **Kontinuierliche HZV-Messung mittels Thermodilution**

Verschiedene Versuche wurden unternommen, um das HZV kontinuierlich mittels eines thermalen Signals zu messen. Sie basieren auf einer intermittierenden Erwärmung des Blutes. Die Korrelation zwischen der intermittierenden und der kontinuierlichen Thermodilution ist schlecht:  $r = 0,273$  während der ersten 45 Minuten nach CABG (6).

### **Pulskonturanalyse**

Eine andere Methode der CO-Messung ist die aortale Puls-Kontur-Analyse. Diese Technik benötigt einen zentralen arteriellen Katheter. Sie basiert auf Annahmen betreffend der Dehnbarkeit des systemischen arteriellen Gefäßbettes. Bei größeren Veränderungen des SVR sind die Messungen jedoch nicht valide. Die Erkenntnis, dass das SV aus Pulsdruckdaten quantifiziert werden kann, geht zurück auf Beobachtungen von Erlanger und Hooker im Jahr 1904. Untersuchungen der zahlreichen Methoden der HZV-Messung fanden gute Korrelationen mit der Thermodilution (48, 107).

### Thorakale Bioimpedanz

Um die thorakale Bioimpedanz zu messen, wird ein Wechselstrom von niedriger Amplitude und hoher Frequenz über zwei Elektroden an Hals und Sternum abgeleitet. Veränderungen der Impedanz werden durch Atmung und pulsatilen Blutfluss hervorgerufen. Für die Messung des Schlagvolumens wird nur die herzinduzierte pulsatile Komponente der Impedanzänderung herangezogen ( $d/dt$ ), die respiratorische Komponente wird ausgefiltert. Bei Untersuchungen wurden befriedigende bis gute Korrelationen mit der Thermodilution gefunden (109), in anderen keine Übereinstimmung (84). Es scheint ebenso eine signifikante Variabilität bei unterschiedlichen Geräten zu geben (26). Die Nachteile der Impedanzmessung liegen in der Bestimmung der Thoraxlänge, die bei falscher Bestimmung einen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse haben kann, insbesondere bei Kindern (39). Andere Störfaktoren sind pulmonale Ödeme und intrakardiale Shunts. Intraoperativ kann die Position der Elektroden das Operationsgebiet einschränken.

### Fragestellung

Es wird deutlich, dass bei der Vielzahl der vorhandenen Methoden zur HZV-Messung diejenige die Ideale ist, die kostengünstig, leicht reproduzierbar und standardisiert, vor allem aber für den Patienten risikoarm durchführbar ist. Dieser Vorstellung kommen die beiden echokardiographischen Methoden am nächsten.

Bisher fehlen jedoch Untersuchungen zu der Frage, ob die für die echokardiographische Messung des CO erforderliche Bestimmung der Aortenklappenöffnungsfläche nach dem KM und nach dem DM übereinstimmende Werte liefern. Die Hypothese dieser Arbeit lautet entsprechend: Die Bestimmung der Aortenklappenöffnungsfläche mittels TEE nach dem KM und nach dem DM liefert nicht unterschiedliche Ergebnisse.

## Experimentelles Protokoll

### **Patientenkollektiv und Kriterien**

Nach Zustimmung der zuständigen Ethikkommission wurde in einer prospektiven klinischen Verlaufsbeobachtung bei einer konsekutiven Stichprobe von 233 herzchirurgischen Patienten beiderlei Geschlechts die AVA präoperativ mittels transösophagealer Echokardiographie (TEE) unter stabilen hämodynamischen Bedingungen bestimmt. Ausschlusskriterien waren fehlender Sinusrhythmus, signifikante Verkalkungen der Aortenklappe und Aortenklappenstenose. Es wurden nur volljährige, geschäftsfähige Patienten eingeschlossen, ihre Aufklärung erfolgte spätestens am Vorabend der Operation anhand eines Aufklärungsbogens. Die Zustimmung der Patienten wurde durch ihre Unterschrift und Gegenzeichnung des aufklärenden Arztes dokumentiert.

### **Anästhesiologisches Vorgehen und Messzeitpunkte**

Das anästhesiologische Management folgte dem Klinikstandard. Zur Prämedikation erhielten die Patienten am Operationstag Flunitrazepam oder Dikalium-Clorazepat. Alle Messungen wurden im Einleitungsraum nach Einleitung der Allgemeinanästhesie und Instrumentation der Patienten unter stabilen hämodynamischen Bedingungen durchgeführt.

Im Rahmen des kardiovaskulären Monitorings wurden benutzt: 5-Kanal-EKG-Monitoring mit ST-Streckenanalyse, kontinuierliche Blutdruckmessung über eine peripherarterielle Kanüle, Pulmonalarterienkatheter und eine TEE-Sonde. Transösophageale zweidimensionale und continuous-wave Doppler (CWD) Echokardiographie wurden mit kommerziellen Echosonden und einem Sonographiegerät (HP Sonos 5500) durchgeführt. Die TEE-Messungen wurden auf S-VHS-Videobändern zur post-hoc-Analyse aufgezeichnet. Die Auswertung erfolgte nach Abschluss der Messungen. Der Untersucher und Autor war dabei hinsichtlich der Identität des Patienten, seines Geschlechtes, seiner biometrischen Daten und des Messzeitpunktes geblindet.

### **Bestimmung der Aortenklappenöffnungsfläche**

Bei allen Patienten konnte die Aortenklappe gut echokardiographisch dargestellt werden. Sie wurde in der bestmöglichen Einstellung in der transversalen kurzen Achse im 2D-Modus als Standbild auf Videobändern im S-VHS-Format aufgezeichnet. Zur Auswertung der aufgezeichneten Bilder wurde die Software des Ultraschallgerätes benutzt. Für jedes Aortenklappenmodell (Dreieck oder Kreis) wurde das Standbild dreimal ausgemessen.

Für das Dreieckmodell wurde die TEE-Sonde ausgehend vom mittösophagealen sogenannten Fünf-Kammer-Blick auf ca. 30° rotiert, um die Aortenklappen-ebene darzustellen, in der sich die drei Segel an ihren Enden paarweise an der Gefäßwand berühren. Minimale Justierungen waren notwendig, um eindeutige Darstellungen der drei Fusionspunkte zu erhalten.

Bei maximaler Klappenöffnung, am Höhepunkt der Systole, erscheint die Aortenklappe annähernd kreisförmig, aber kleiner als der Aortenquerschnitt (Abbildung 5).

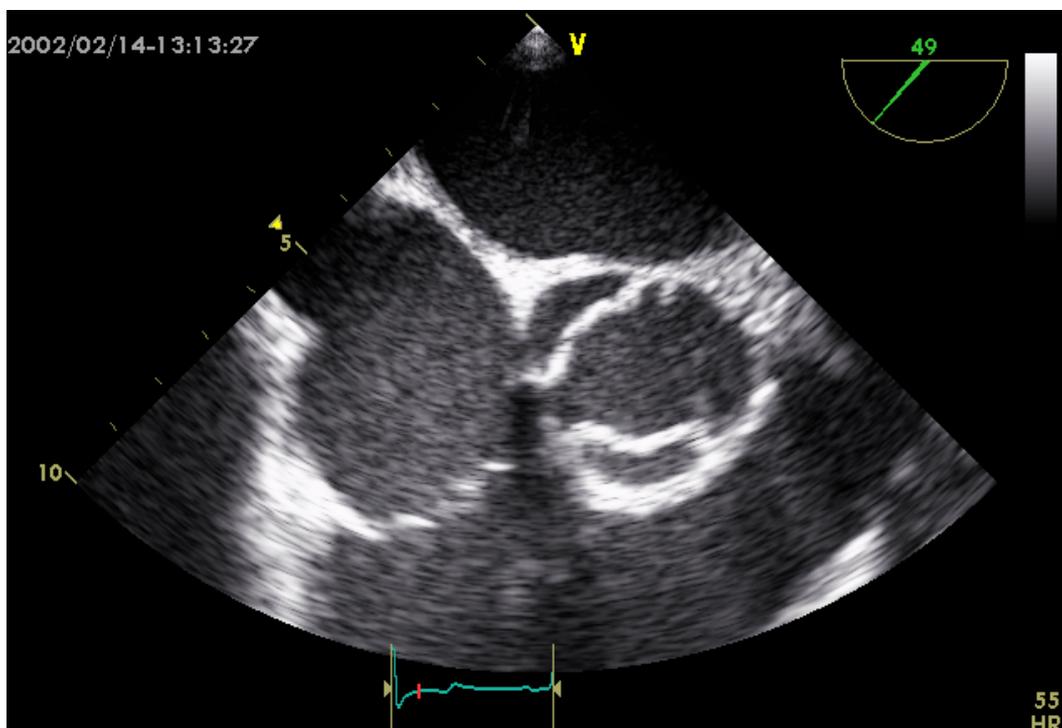


Abbildung 5: Einstellung der Aortenklappe in der kurzen Achse: Annähernd kreisförmige Form am Höhepunkt der Systole.

Zu Beginn und am Ende der Systole kann die Klappenform gut als dreiarmer Seestern beschrieben werden.

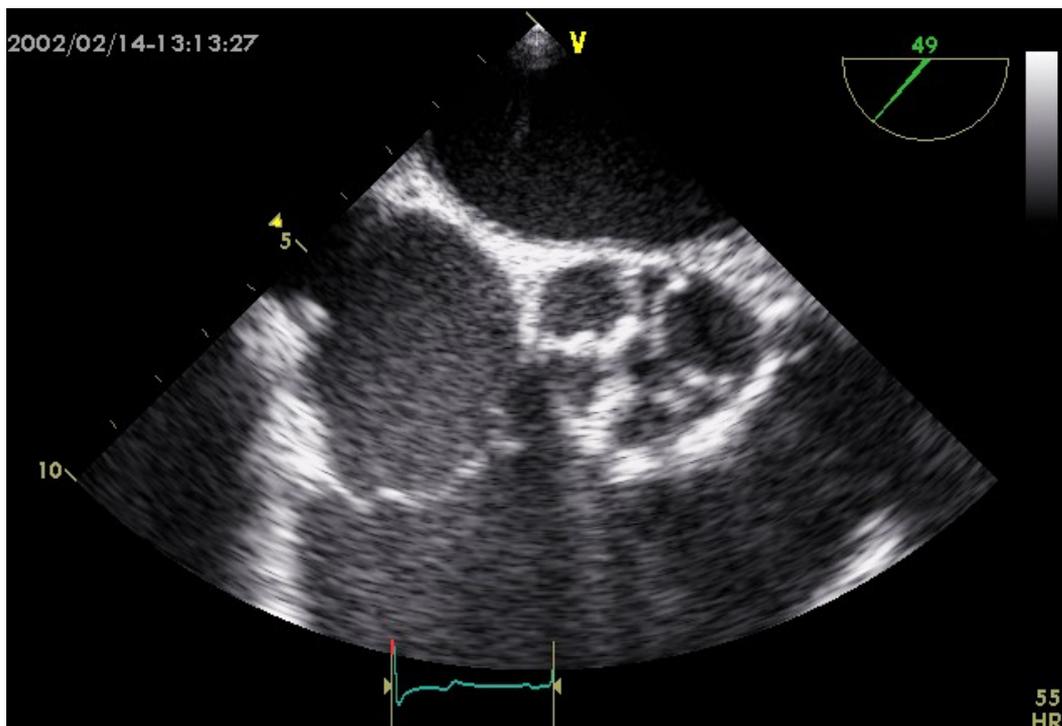


Abbildung 6: Einstellung der Aortenklappe in der kurzen Achse: Die Form der Aortenklappe während der frühen und späten Systole ähnelt einem dreiarmligen Seestern.

An dazwischenliegenden Zeitpunkten, zur Mitte der Systole, kommt die Aortenklappenöffnung einem gleichseitigen Dreieck sehr nahe.

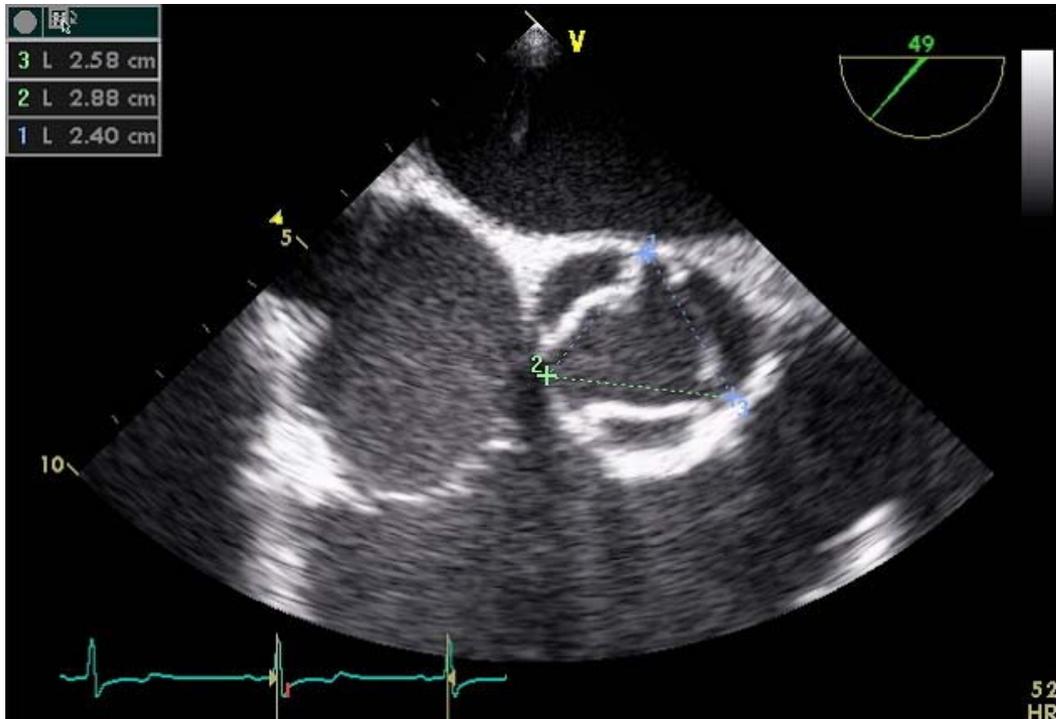


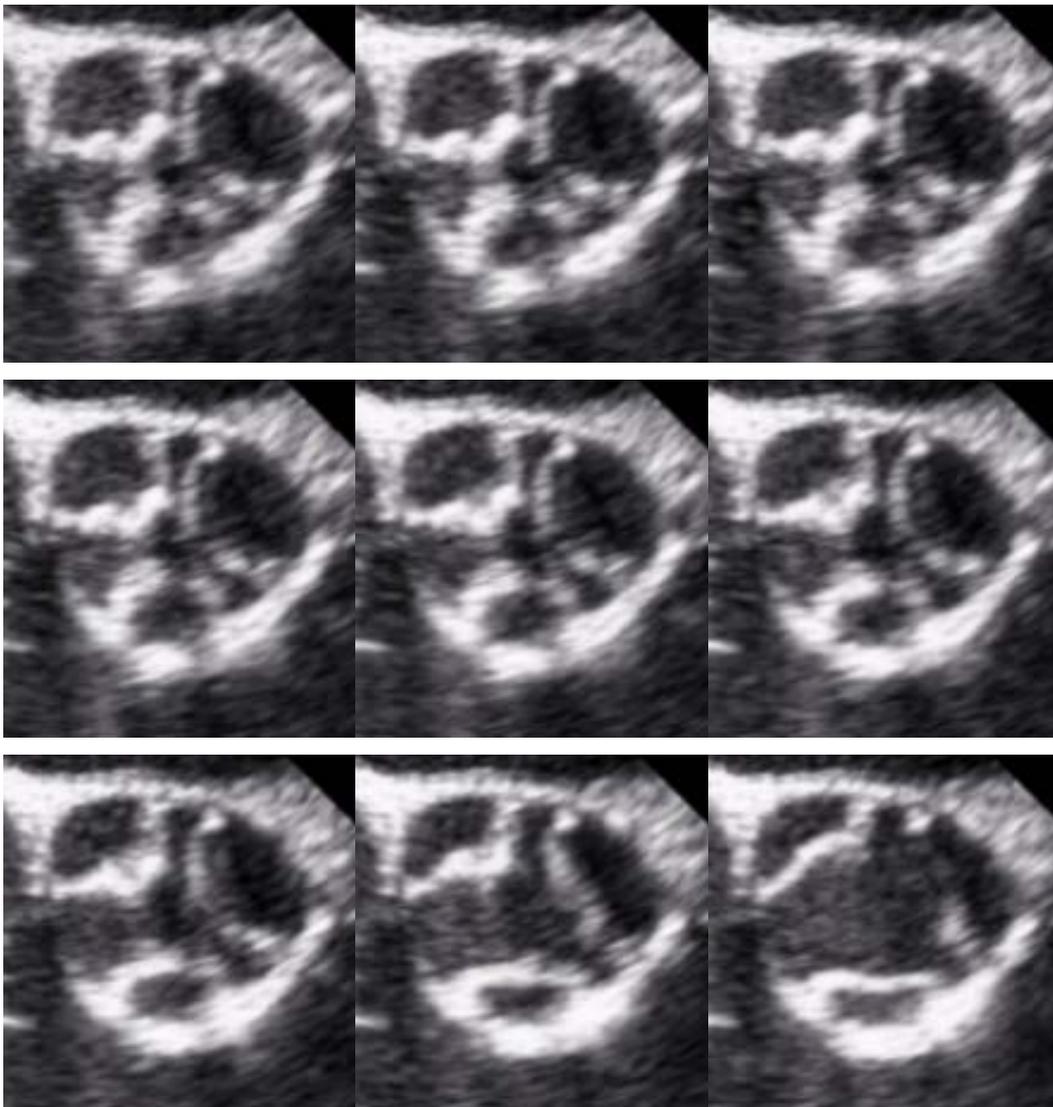
Abbildung 7: Einstellung der Aortenklappe in der kurzen Achse: Annähernd dreieckige Form zu anderen Zeiten als früher, mittlerer oder später Systole. Die Segel erscheinen als nahezu gerade. Ihre Berührungspunkte markieren ein Dreieck. Zirkumferenz 73,8 mm, Fläche 2,55 cm<sup>2</sup>

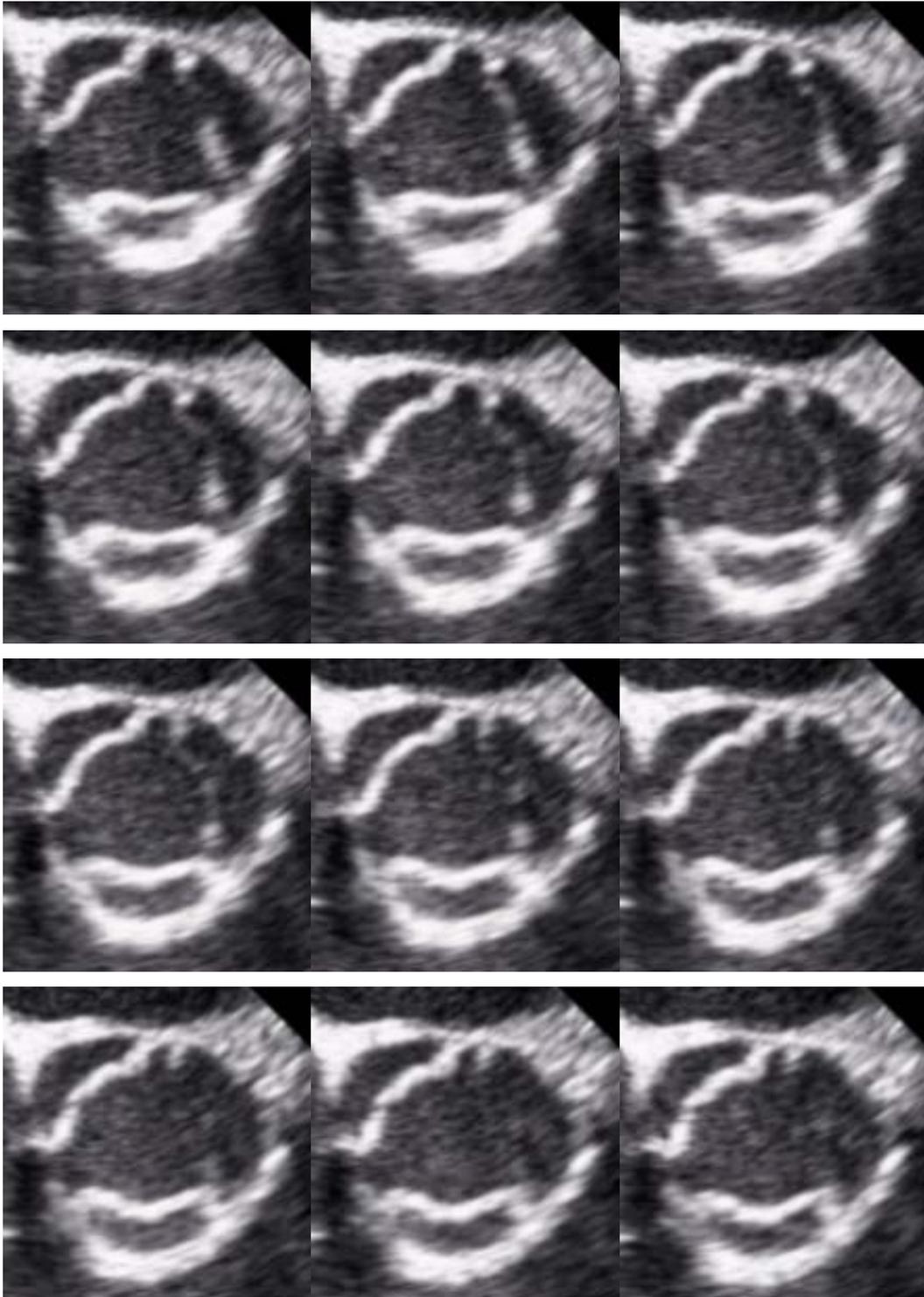
Die Dynamik der Aortenklappenöffnung konnte in einer tierexperimentellen Studie mit radioaktiv markierten Aortenklappensegeln gezeigt werden (98). Es wird angenommen, dass die zeitlich gemittelte Form der Aortenklappenöffnung durch dieses Dreieck repräsentiert wird (13). Darum wurde die Aortenklappenfläche mit Hilfe der beschriebenen TEE-Einstellung, in der jedes Aortenklappensegel als nahezu gerade Linie einer Dreiecksseite imponiert, wie die Oberfläche eines gleichseitigen Dreiecks berechnet. Die Länge jeder Seite des Aortenklappendreiecks wurde für jedes Segel gemessen und der Mittelwert gebildet. Diese Bestimmung wurde dreimal durchgeführt und der Mittelwert errechnet. Die Formel zur Berechnung der Fläche mit der gemittelten Seitenlänge des gleichseitigen Dreiecks lautet:

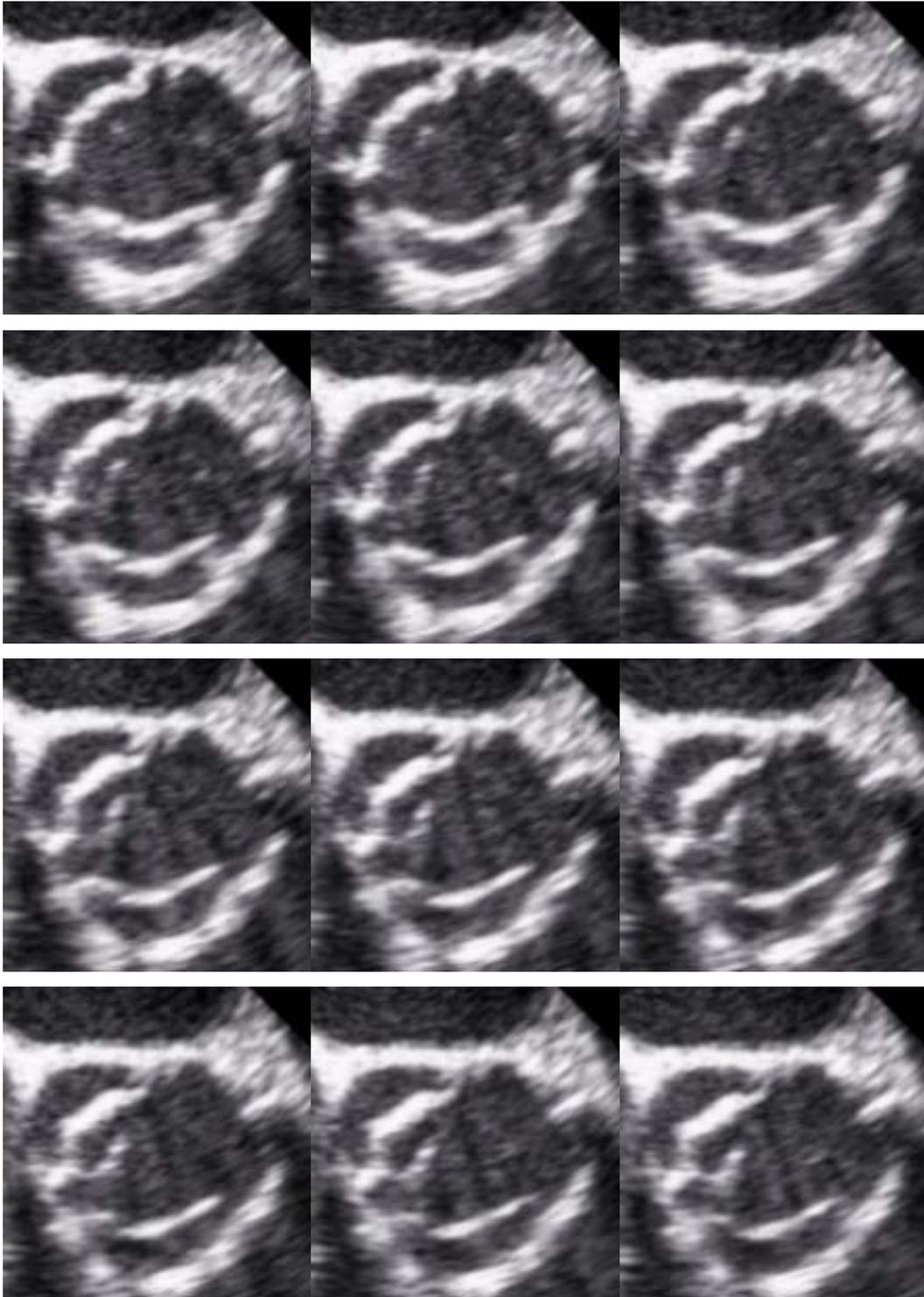
$$AVA = 0,5 \times \cos 30^\circ \times S^2 = 0,433 \times S^2$$

, wobei S die durchschnittliche Seitenlänge darstellt. Ebenso kann dieses Modell mit einer präzisen TEE-Untersuchung mit hoher Bildwiederholungsfrequenz ( 50 – 60 Hz) dargestellt werden .

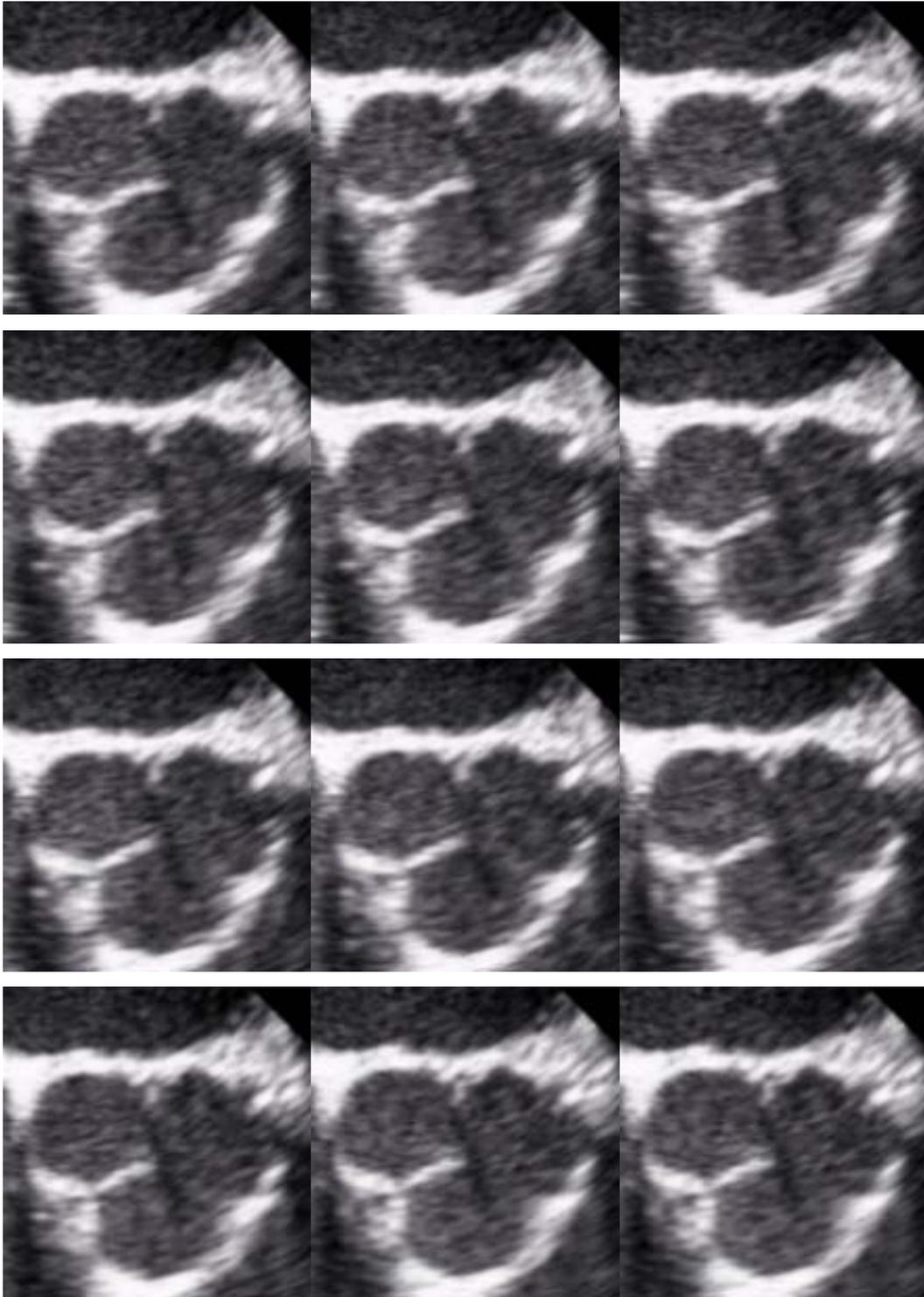
Die folgende Sequenz gibt zur Veranschaulichung der geometrischen Form der Aortenklappe von links nach rechts fortlaufend über eine Zeit von 0,92 s (Herzfrequenz 55 Schläge/Minute) einen Herzzyklus wieder. Die Aortenklappe ist dabei in der kurzen Achse dargestellt.

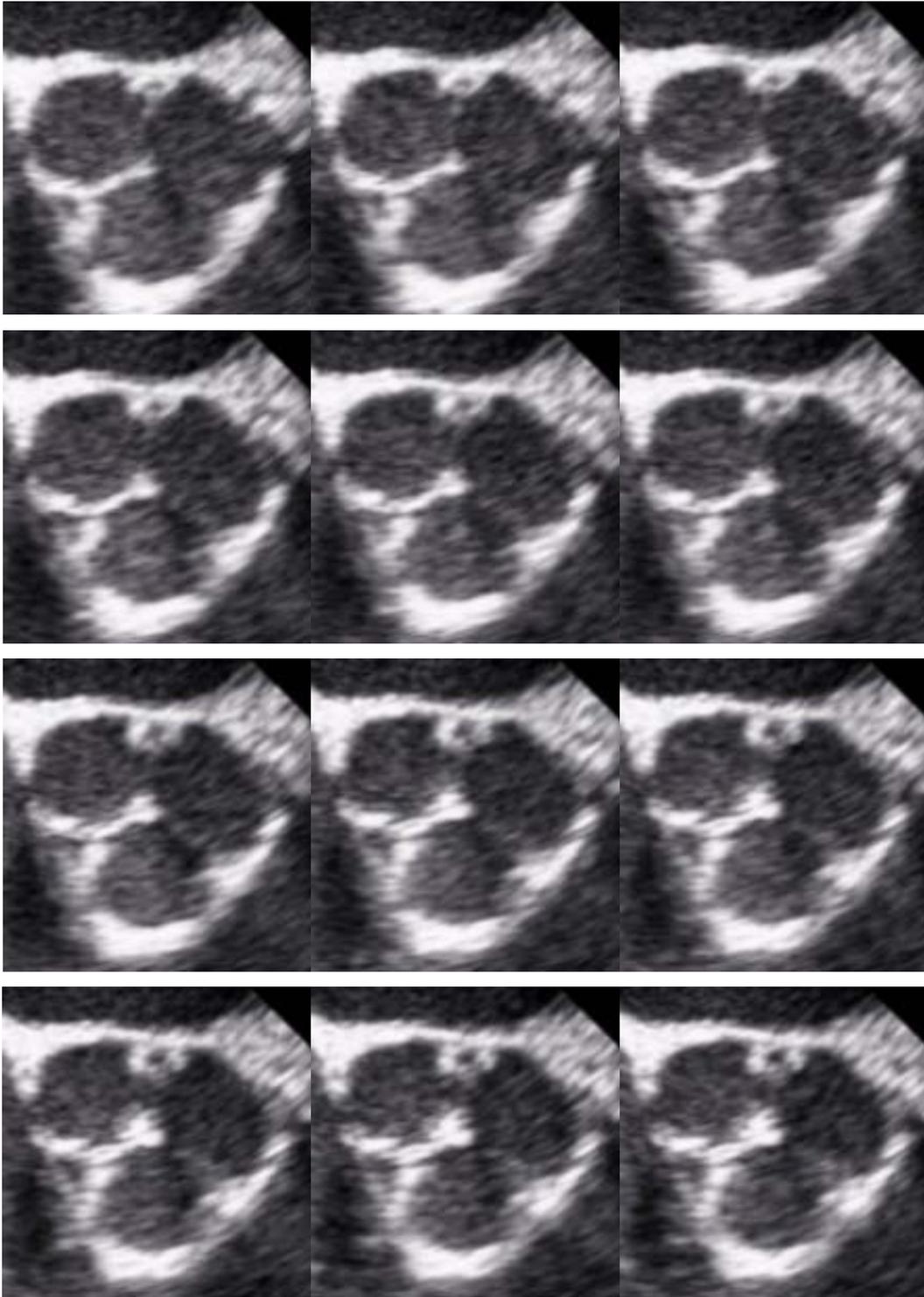


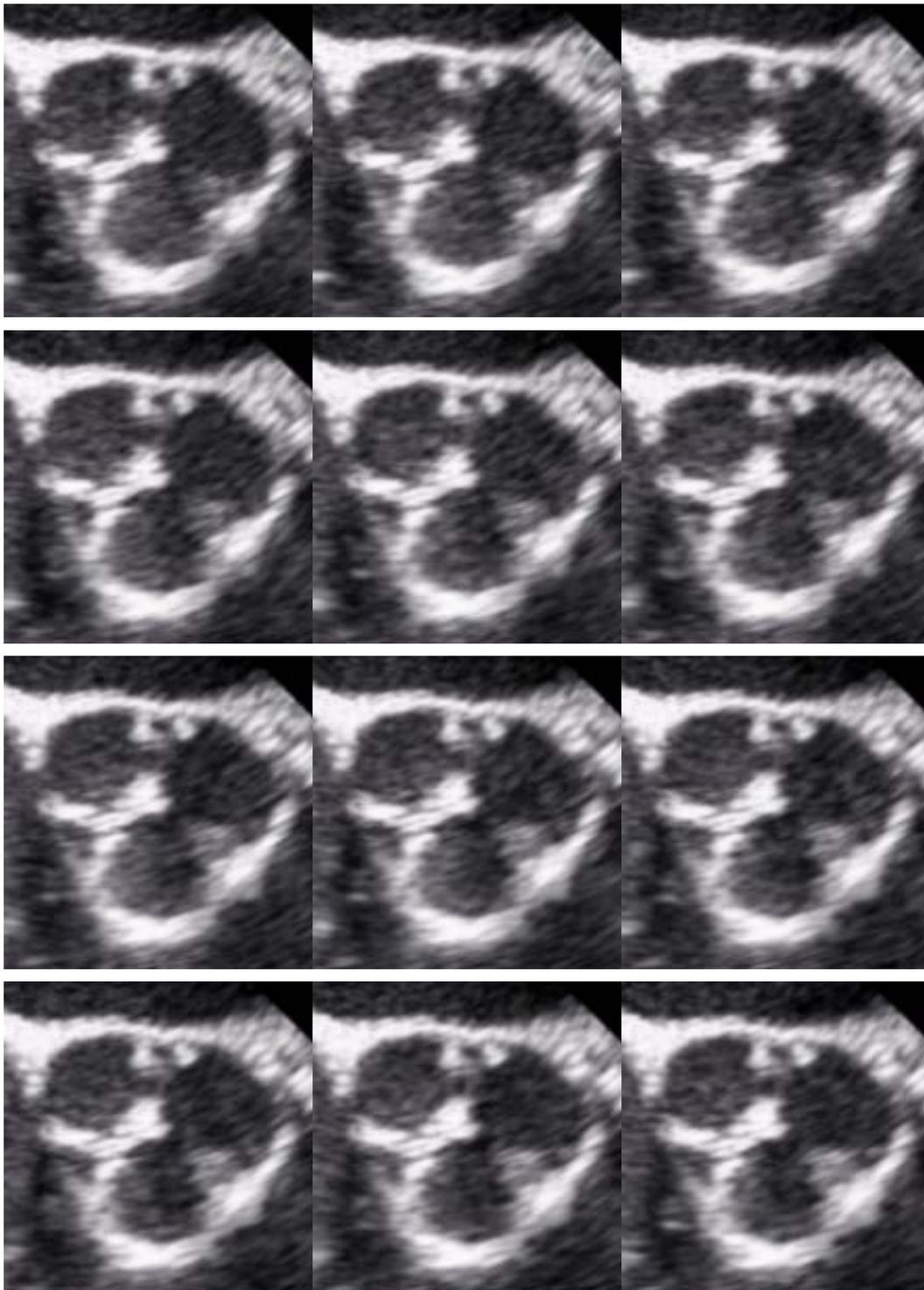


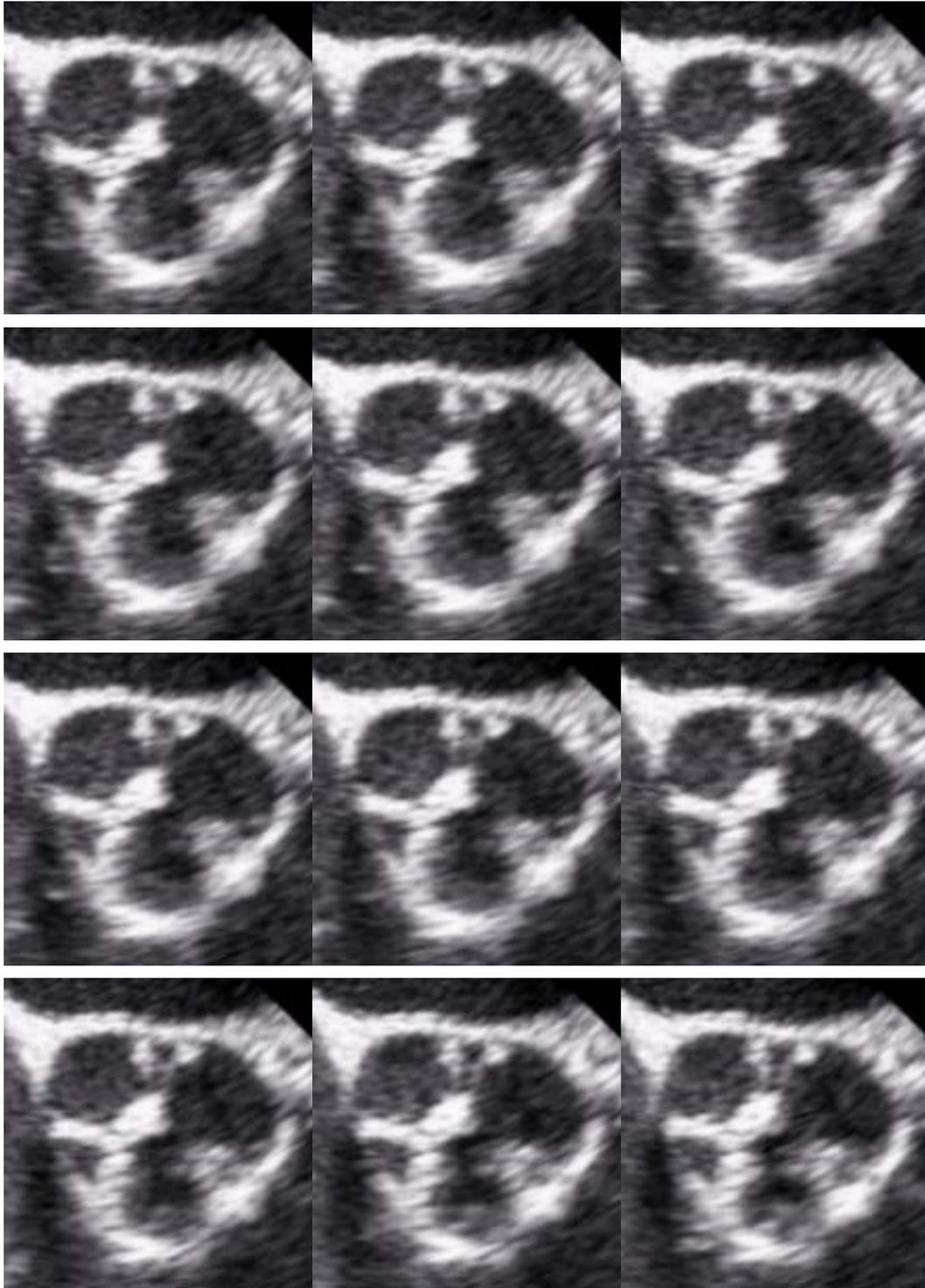


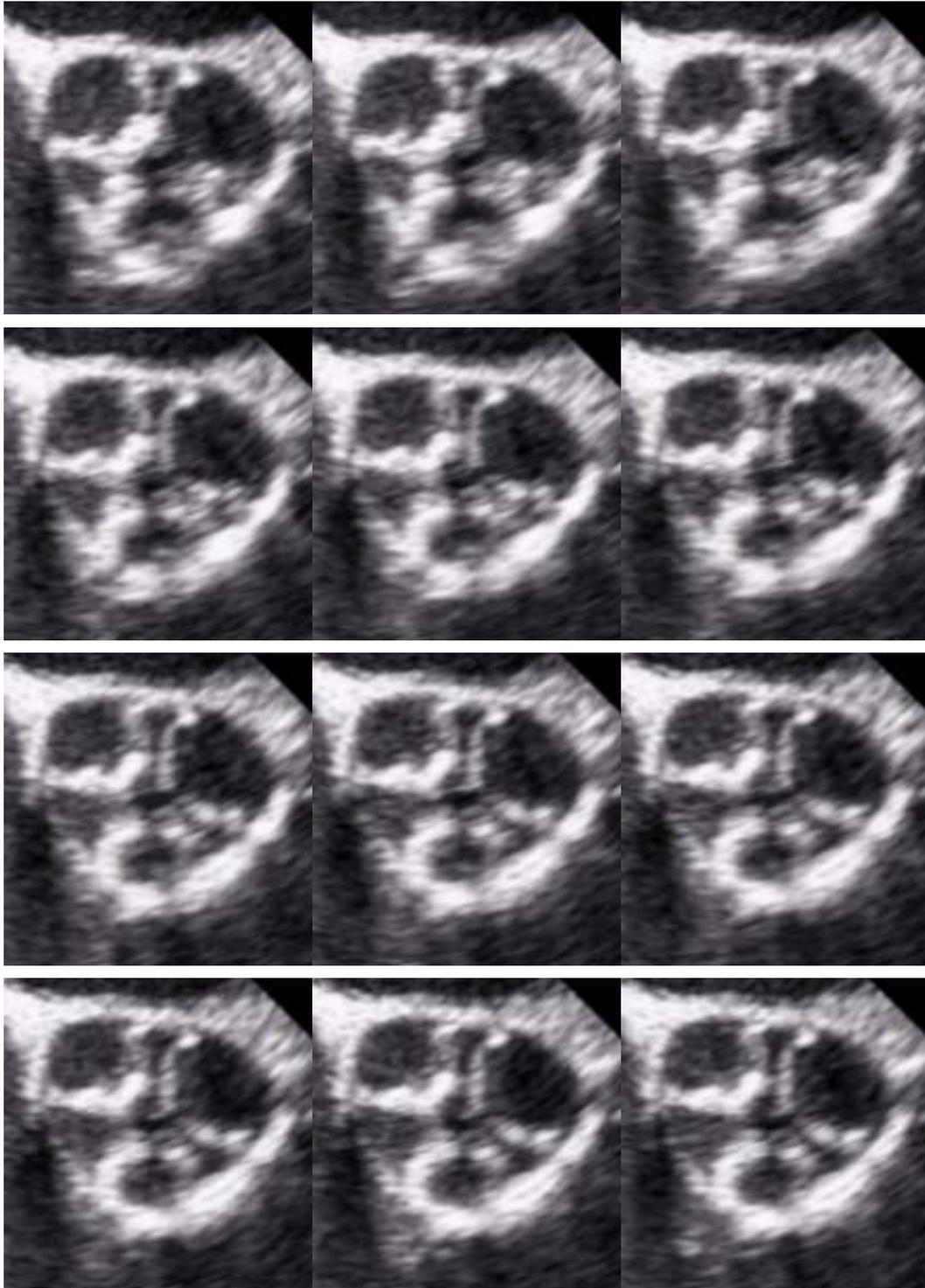












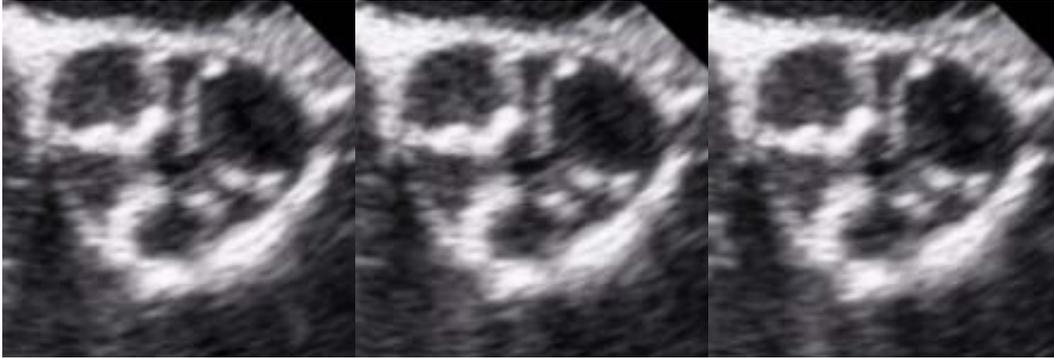


Abbildung 8: Einstellung der Aortenklappe in der kurzen Achse. Kompletter Herzzyklus mit einer Länge 0,92 s, 118 Bilder pro Sekunde, zur Veranschaulichung der wechselnden geometrischen Form.

Ebenso wurde bei allen Patienten die Aortenklappenöffnungsfläche mit einem Kreismodell bestimmt. Hier wurde der Aortenklappendurchmesser in einer Einstellung in der mittösophagealen langen Achse, in der die Aorta ascendens auf der proximalen (ventrikulären) Ebene des Anulus dargestellt wird, bestimmt (16, 90). Die Bestimmung des Durchmessers wurde mit der inner leaflet surface to inner leaflet surface Methode, bei der der Durchmesser zwischen den Ansätzen der Klappensegel gemessen wird, (Abbildung 9) durchgeführt. Der Mittelwert des Aortenklappendurchmessers  $D$  wurde benutzt, um die AVA nach dem Kreismodell (KM) zu berechnen:

$$AVA = \pi \times (D/2)^2$$

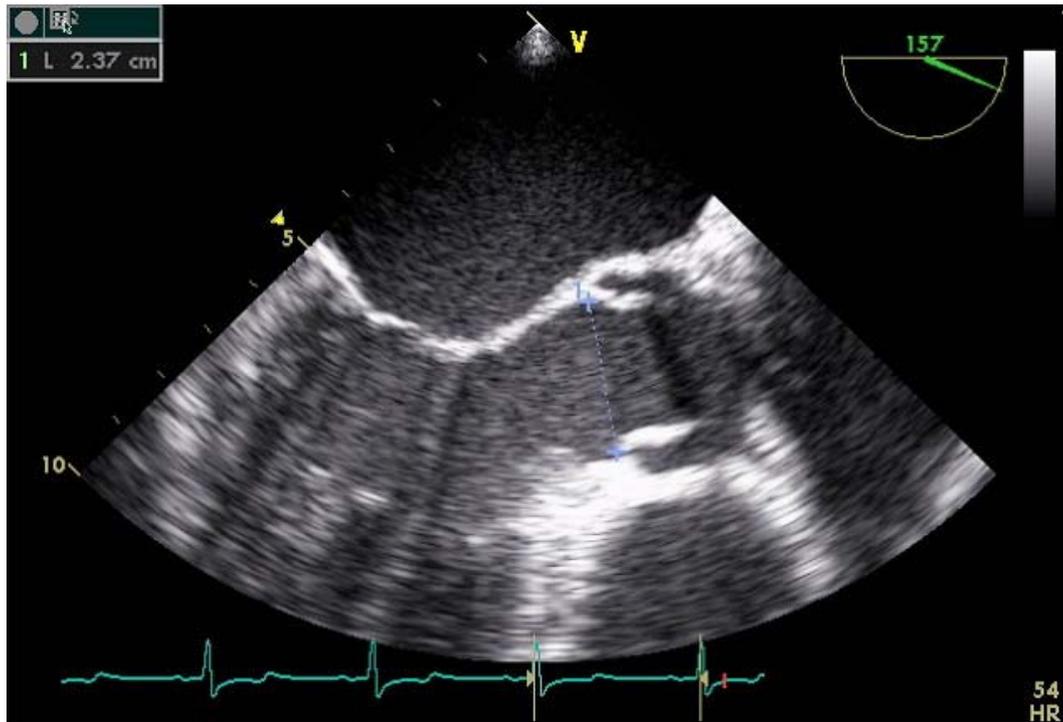


Abbildung 9: Einstellung der Aortenklappe in der langen Achse. Der Durchmesser wird zwischen den Ansätzen der Klappensegel gemessen

Die Auswertung erfolgte am selben Gerät mittels der Videobänder, auf denen die maßgeblichen Einstellungen im Bild festgehalten vorlagen. Wie bereits beschrieben, wurde die Aortenklappe sowohl nach der Dreieck- (Abbildung 9) als auch nach der Kreismethode (Abbildung 10) vermessen und die resultierende Aortenklappenöffnungsfläche ermittelt.

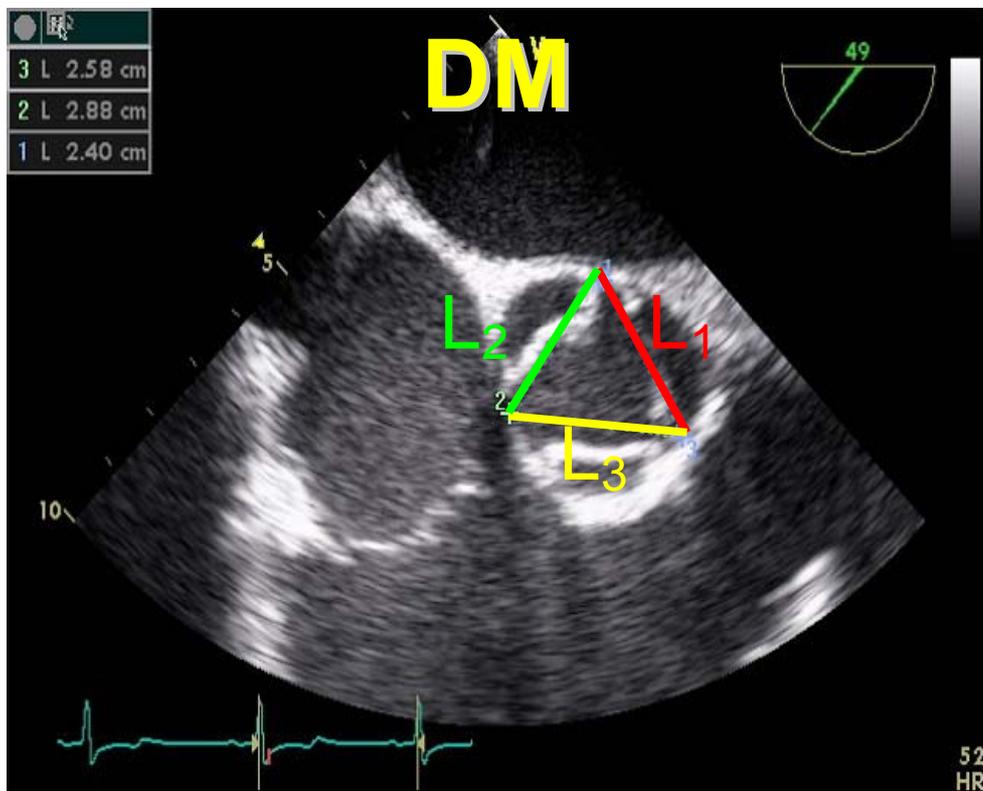


Abbildung 10: TEE: Mittösophageale Einstellung in der kurzen Achse. Berechnung der durchschnittlichen Klappenlänge  $L$  während der Systole.

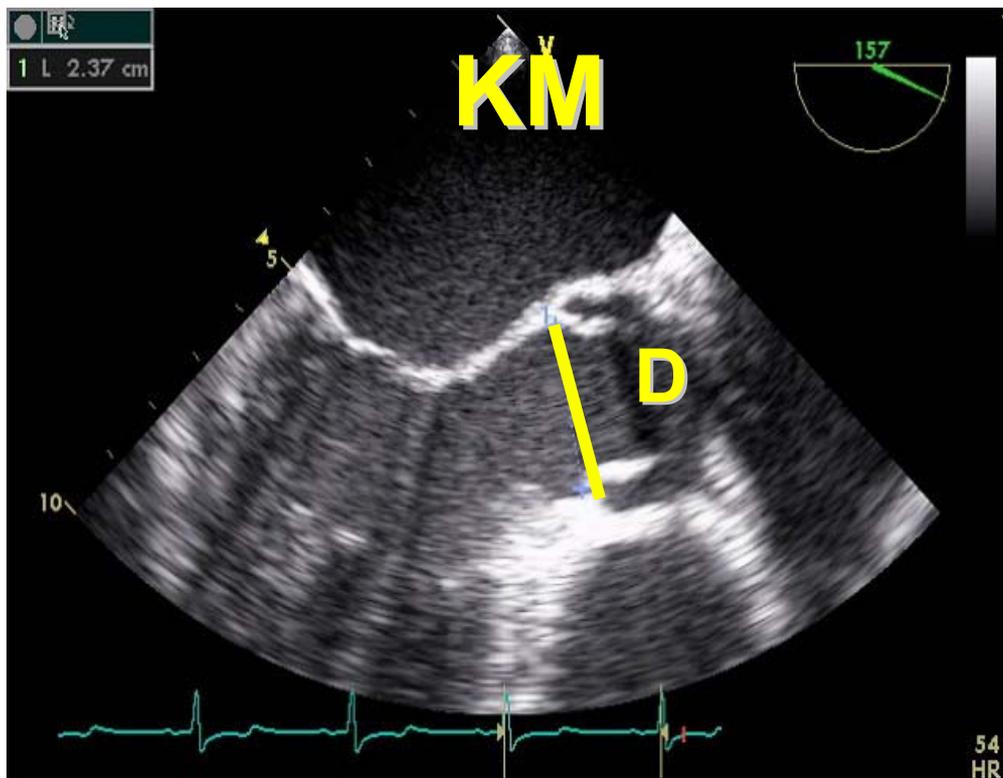


Abbildung 11: TEE: Der linksventrikuläre Ausflusstrakt in einer mittelösophagealen Einstellung in der langen Achse. D entspricht dem Durchmesser der Aortenklappe im Kreismodell

## Statistische Analyse

Für jeden untersuchten Patienten wurde eine Akte angelegt. Zur statistischen Auswertung wurden alle Daten tabellarisch erfasst und mittels Microsoft Excel 2000 (Microsoft Corp., Redmond, Washington, USA) ausgewertet.

Alle Werte sind als Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung angegeben. Die Werte für die AVA nach Dreieckmethode und Kreismethode wurden mit Hilfe eines t-Testes für gepaarte Stichproben (gesamtes Kollektiv) verglichen. Mithilfe eines t-Testes für ungepaarte Stichproben (Vergleich Frauen/Männer) wurden geschlechtsspezifische Daten, Alter, Körperlänge, Körpergewicht, Körperoberfläche und die Aortenklappenöffnungsflächen verglichen. Zur Untersuchung möglicher Zusammenhänge zwischen biometrischen Daten und der Aortenklappenöffnungsfläche wurde die Pearson-Korrelation benutzt. Als statistisch signifikant wurden alle Abweichungen der Mittelwerte mit einem  $p < 0,05$  und als hoch signifikant alle Abweichungen mit einem  $p < 0,01$  angesehen.

## Ergebnisse

## Übersicht

Die folgende Urdatentabelle gibt sämtliche während der Studie durch den Autor erhobenen Messdaten wieder:

Tabelle 5: Messdaten der Studie

Nr. = Patienten in fortlaufender Nummer, Alter = Alter des Patienten zur Zeit der Datenerhebung in Jahren, m/w = Geschlecht männlich/weiblich, Größe = Körpergröße in cm, KG = Körpergewicht in kg, BSA = body surface area ( $= 0.007184 \times \text{Größe}^{0.725} \times \text{Gewicht}^{0.425}$ ), D = Aortenklappendurchmesser im Kreismodell (cm), AVA-K = Aortenklappenöffnungsfläche im Kreismodell (KM) (cm<sup>2</sup>), L1, L2, L3 = Länge der Aortenklappentaschen beim Dreieckmodell (DM) (cm), LQ = mittlere Länge LM quadriert (cm<sup>2</sup>), LM = mittlere Länge der Aortenklappentaschen beim Dreieckmodell (DM) (cm), AVA-D = Aortenklappenöffnungsfläche beim Dreieckmodell (DM) (cm<sup>2</sup>), M = Mittelwert, SD = Standardabweichung

| Nr. | Alter | m/w | Größe | KG  | BSA  | D    | AVA-K | L1   | L2   | L3   | LM   | LQ   | AVA-D |
|-----|-------|-----|-------|-----|------|------|-------|------|------|------|------|------|-------|
| 1   | 79    | m   | 178   | 84  | 2,02 | 2,20 | 3,80  | 2,28 | 2,82 | 2,64 | 2,58 | 6,66 | 2,88  |
| 2   | 49    | m   | 182   | 83  | 2,04 | 2,74 | 5,90  | 2,74 | 2,84 | 2,89 | 2,82 | 7,97 | 3,45  |
| 3   | 46    | m   | 183   | 101 | 2,23 | 2,62 | 5,39  | 2,64 | 2,87 | 2,42 | 2,64 | 6,99 | 3,03  |
| 4   | 69    | m   | 162   | 60  | 1,64 | 1,87 | 2,75  | 2,39 | 2,74 | 2,29 | 2,47 | 6,12 | 2,65  |
| 5   | 76    | w   | 152   | 62  | 1,58 | 1,73 | 2,35  | 2,15 | 2,29 | 2,15 | 2,20 | 4,83 | 2,09  |
| 6   | 74    | w   | 152   | 48  | 1,42 | 1,87 | 2,75  | 2,34 | 2,46 | 2,33 | 2,38 | 5,65 | 2,45  |
| 7   | 74    | w   | 160   | 68  | 1,71 | 1,99 | 3,11  | 2,44 | 2,80 | 2,42 | 2,55 | 6,52 | 2,82  |
| 8   | 58    | m   | 175   | 75  | 1,90 | 2,23 | 3,91  | 2,67 | 2,71 | 2,50 | 2,63 | 6,90 | 2,99  |
| 9   | 64    | m   | 180   | 94  | 2,14 | 2,03 | 3,24  | 2,02 | 2,61 | 2,27 | 2,30 | 5,29 | 2,29  |
| 10  | 61    | w   | 170   | 68  | 1,79 | 2,04 | 3,27  | 2,33 | 2,49 | 2,17 | 2,33 | 5,43 | 2,35  |
| 11  | 69    | w   | 148   | 55  | 1,48 | 1,72 | 2,32  | 2,05 | 2,42 | 1,90 | 2,12 | 4,51 | 1,95  |
| 12  | 65    | m   | 173   | 81  | 1,95 | 2,30 | 4,15  | 2,69 | 2,96 | 2,76 | 2,80 | 7,86 | 3,40  |
| 13  | 66    | m   | 174   | 83  | 1,98 | 1,98 | 3,08  | 3,05 | 2,93 | 2,65 | 2,88 | 8,28 | 3,58  |
| 14  | 65    | m   | 160   | 64  | 1,67 | 2,07 | 3,37  | 2,55 | 2,72 | 2,46 | 2,58 | 6,64 | 2,87  |
| 15  | 57    | m   | 173   | 80  | 1,94 | 2,40 | 4,52  | 2,57 | 2,97 | 2,46 | 2,67 | 7,11 | 3,08  |
| 16  | 77    | m   | 174   | 64  | 1,77 | 1,88 | 2,78  | 2,66 | 2,67 | 2,16 | 2,50 | 6,23 | 2,70  |
| 17  | 65    | m   | 174   | 71  | 1,85 | 2,02 | 3,20  | 2,32 | 2,85 | 2,48 | 2,55 | 6,50 | 2,82  |
| 18  | 59    | m   | 169   | 83  | 1,94 | 1,92 | 2,90  | 2,55 | 2,20 | 2,68 | 2,48 | 6,13 | 2,66  |
| 19  | 59    | m   | 169   | 83  | 1,94 | 2,22 | 3,87  | 2,46 | 2,90 | 2,34 | 2,57 | 6,59 | 2,85  |
| 20  | 58    | m   | 168   | 67  | 1,76 | 2,09 | 3,43  | 2,20 | 2,54 | 2,38 | 2,37 | 5,63 | 2,44  |
| 21  | 62    | m   | 172   | 84  | 1,97 | 2,21 | 3,84  | 2,75 | 2,83 | 2,88 | 2,82 | 7,95 | 3,44  |
| 22  | 69    | m   | 188   | 74  | 1,99 | 2,16 | 3,66  | 2,68 | 3,09 | 2,53 | 2,77 | 7,65 | 3,31  |
| 23  | 60    | m   | 174   | 70  | 1,84 | 1,97 | 3,05  | 2,61 | 2,85 | 2,01 | 2,49 | 6,20 | 2,68  |
| 24  | 61    | w   | 163   | 55  | 1,58 | 2,06 | 3,33  | 2,01 | 1,66 | 2,16 | 1,94 | 3,78 | 1,64  |
| 25  | 75    | m   | 170   | 71  | 1,82 | 2,21 | 3,84  | 3,13 | 3,23 | 2,74 | 3,03 | 9,20 | 3,98  |
| 26  | 61    | m   | 168   | 78  | 1,88 | 2,40 | 4,52  | 2,88 | 3,16 | 2,63 | 2,89 | 8,35 | 3,62  |
| 27  | 63    | m   | 167   | 79  | 1,88 | 1,87 | 2,75  | 2,44 | 2,89 | 2,23 | 2,52 | 6,35 | 2,75  |
| 28  | 73    | m   | 168   | 78  | 1,88 | 1,88 | 2,78  | 2,61 | 2,92 | 2,57 | 2,70 | 7,29 | 3,16  |
| 29  | 74    | w   | 168   | 77  | 1,87 | 1,60 | 2,01  | 2,55 | 2,77 | 2,05 | 2,46 | 6,04 | 2,61  |
| 30  | 61    | m   | 169   | 62  | 1,71 | 1,96 | 3,02  | 1,96 | 2,03 | 2,23 | 2,07 | 4,30 | 1,86  |
| 31  | 61    | m   | 176   | 88  | 2,05 | 2,58 | 5,23  | 2,85 | 2,93 | 2,87 | 2,88 | 8,31 | 3,60  |
| 32  | 58    | w   | 165   | 58  | 1,63 | 2,02 | 3,20  | 2,30 | 2,28 | 2,20 | 2,26 | 5,11 | 2,21  |
| 33  | 72    | m   | 172   | 64  | 1,76 | 2,25 | 3,98  | 2,32 | 2,43 | 2,47 | 2,41 | 5,79 | 2,51  |
| 34  | 75    | m   | 183   | 115 | 2,36 | 2,10 | 3,46  | 2,89 | 2,77 | 2,62 | 2,76 | 7,62 | 3,30  |

|    |    |   |     |     |      |      |      |      |      |      |      |       |      |
|----|----|---|-----|-----|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| 35 | 70 | m | 178 | 99  | 2,17 | 2,33 | 4,26 | 2,21 | 2,15 | 2,29 | 2,22 | 4,91  | 2,13 |
| 36 | 53 | m | 174 | 78  | 1,93 | 1,90 | 2,84 | 2,43 | 2,66 | 2,45 | 2,51 | 6,32  | 2,74 |
| 37 | 65 | m | 173 | 90  | 2,04 | 2,08 | 3,40 | 2,49 | 2,29 | 2,51 | 2,43 | 5,90  | 2,56 |
| 38 | 62 | m | 178 | 87  | 2,05 | 2,43 | 4,64 | 2,99 | 2,94 | 2,85 | 2,93 | 8,57  | 3,71 |
| 40 | 49 | m | 173 | 97  | 2,11 | 2,11 | 3,50 | 2,63 | 2,87 | 2,78 | 2,76 | 7,62  | 3,30 |
| 41 | 73 | w | 155 | 70  | 1,69 | 1,78 | 2,49 | 2,39 | 2,15 | 2,04 | 2,19 | 4,81  | 2,08 |
| 42 | 74 | m | 178 | 80  | 1,98 | 2,25 | 3,98 | 3,22 | 2,49 | 2,58 | 2,76 | 7,64  | 3,31 |
| 43 | 72 | m | 180 | 90  | 2,10 | 2,25 | 3,98 | 2,59 | 3,25 | 2,97 | 2,94 | 8,62  | 3,73 |
| 44 | 65 | m | 172 | 71  | 1,84 | 1,77 | 2,46 | 2,99 | 2,88 | 2,29 | 2,72 | 7,40  | 3,20 |
| 45 | 76 | w | 156 | 87  | 1,86 | 2,02 | 3,20 | 2,15 | 2,38 | 2,21 | 2,25 | 5,05  | 2,19 |
| 46 | 63 | m | 171 | 83  | 1,95 | 2,05 | 3,30 | 2,35 | 2,33 | 2,37 | 2,35 | 5,52  | 2,39 |
| 47 | 67 | m | 162 | 64  | 1,68 | 1,98 | 3,08 | 2,24 | 2,20 | 2,01 | 2,15 | 4,62  | 2,00 |
| 48 | 70 | m | 168 | 65  | 1,74 | 2,46 | 4,75 | 2,45 | 2,77 | 2,25 | 2,49 | 6,20  | 2,68 |
| 49 | 79 | m | 158 | 60  | 1,61 | 1,87 | 2,75 | 2,23 | 2,66 | 2,12 | 2,34 | 5,46  | 2,36 |
| 50 | 65 | m | 170 | 73  | 1,84 | 1,58 | 1,96 | 2,23 | 2,57 | 1,90 | 2,23 | 4,99  | 2,16 |
| 51 | 67 | m | 162 | 77  | 1,82 | 2,06 | 3,33 | 2,33 | 2,15 | 2,54 | 2,34 | 5,48  | 2,37 |
| 52 | 66 | m | 161 | 81  | 1,85 | 1,95 | 2,99 | 2,79 | 2,86 | 2,74 | 2,80 | 7,82  | 3,39 |
| 53 | 64 | m | 170 | 72  | 1,83 | 1,70 | 2,27 | 2,75 | 2,68 | 2,24 | 2,56 | 6,54  | 2,83 |
| 54 | 65 | m | 172 | 82  | 1,95 | 2,18 | 3,73 | 3,27 | 3,53 | 2,76 | 3,19 | 10,15 | 4,40 |
| 55 | 73 | m | 174 | 71  | 1,85 | 2,04 | 3,27 | 2,55 | 2,90 | 2,48 | 2,64 | 6,99  | 3,03 |
| 56 | 76 | w | 173 | 75  | 1,89 | 1,73 | 2,35 | 2,27 | 2,63 | 2,31 | 2,40 | 5,78  | 2,50 |
| 57 | 82 | m | 168 | 83  | 1,93 | 1,81 | 2,57 | 2,17 | 2,35 | 2,16 | 2,23 | 4,96  | 2,15 |
| 58 | 71 | m | 174 | 78  | 1,93 | 2,18 | 3,73 | 2,55 | 2,39 | 2,52 | 2,49 | 6,18  | 2,68 |
| 59 | 65 | m | 167 | 73  | 1,82 | 2,50 | 4,91 | 2,27 | 2,98 | 2,40 | 2,55 | 6,50  | 2,82 |
| 60 | 45 | m | 174 | 84  | 1,99 | 1,82 | 2,60 | 1,84 | 2,27 | 2,03 | 2,05 | 4,19  | 1,81 |
| 61 | 70 | m | 174 | 82  | 1,97 | 2,36 | 4,37 | 2,75 | 2,86 | 2,95 | 2,85 | 8,14  | 3,53 |
| 62 | 59 | m | 175 | 102 | 2,17 | 2,19 | 3,77 | 2,40 | 2,82 | 2,48 | 2,57 | 6,59  | 2,85 |
| 63 | 49 | m | 83  | 80  | 1,14 | 2,38 | 4,45 | 2,36 | 2,75 | 2,64 | 2,58 | 6,67  | 2,89 |
| 64 | 75 | m | 176 | 96  | 2,12 | 2,46 | 4,75 | 3,04 | 3,04 | 2,20 | 2,76 | 7,62  | 3,30 |
| 65 | 51 | m | 186 | 93  | 2,18 | 2,27 | 4,05 | 2,73 | 2,63 | 2,60 | 2,65 | 7,04  | 3,05 |
| 66 | 72 | m | 163 | 72  | 1,78 | 2,30 | 4,15 | 2,91 | 3,53 | 2,77 | 3,07 | 9,42  | 4,08 |
| 67 | 59 | m | 168 | 77  | 1,87 | 1,98 | 3,08 | 2,73 | 2,80 | 2,69 | 2,74 | 7,51  | 3,25 |
| 68 | 61 | m | 180 | 100 | 2,20 | 2,09 | 3,43 | 2,53 | 2,51 | 2,52 | 2,52 | 6,35  | 2,75 |
| 69 | 69 | m | 169 | 66  | 1,76 | 1,99 | 3,11 | 2,57 | 2,42 | 2,61 | 2,53 | 6,42  | 2,78 |
| 70 | 73 | m | 175 | 95  | 2,10 | 2,22 | 3,87 | 2,63 | 2,58 | 2,52 | 2,58 | 6,64  | 2,87 |
| 71 | 69 | m | 172 | 76  | 1,89 | 2,32 | 4,23 | 3,03 | 2,76 | 2,62 | 2,80 | 7,86  | 3,40 |
| 72 | 71 | m | 169 | 73  | 1,83 | 2,40 | 4,52 | 2,48 | 2,75 | 2,86 | 2,70 | 7,27  | 3,15 |
| 73 | 78 | w | 168 | 98  | 2,07 | 1,92 | 2,90 | 2,33 | 2,48 | 2,31 | 2,37 | 5,63  | 2,44 |
| 74 | 62 | m | 173 | 93  | 2,07 | 2,30 | 4,15 | 2,56 | 2,41 | 2,57 | 2,51 | 6,32  | 2,74 |
| 75 | 66 | m | 170 | 75  | 1,86 | 2,13 | 3,56 | 2,11 | 2,90 | 2,50 | 2,50 | 6,27  | 2,71 |
| 76 | 55 | m | 176 | 75  | 1,91 | 2,35 | 4,34 | 2,73 | 2,98 | 2,49 | 2,73 | 7,47  | 3,23 |
| 77 | 65 | w | 146 | 44  | 1,33 | 2,01 | 3,17 | 2,19 | 2,31 | 2,22 | 2,24 | 5,02  | 2,17 |
| 78 | 69 | m | 180 | 88  | 2,08 | 2,57 | 5,19 | 2,56 | 3,00 | 2,43 | 2,66 | 7,09  | 3,07 |
| 79 | 55 | m | 176 | 81  | 1,97 | 2,23 | 3,91 | 2,77 | 2,71 | 2,38 | 2,62 | 6,86  | 2,97 |
| 80 | 65 | m | 175 | 78  | 1,94 | 2,04 | 3,27 | 2,62 | 2,64 | 2,56 | 2,61 | 6,79  | 2,94 |
| 81 | 60 | m | 178 | 85  | 2,03 | 2,66 | 5,56 | 2,88 | 3,03 | 2,88 | 2,93 | 8,58  | 3,72 |
| 82 | 76 | w | 158 | 86  | 1,87 | 1,96 | 3,02 | 2,36 | 2,38 | 2,27 | 2,34 | 5,46  | 2,36 |
| 83 | 72 | m | 157 | 66  | 1,67 | 1,98 | 3,08 | 2,41 | 2,80 | 2,44 | 2,55 | 6,50  | 2,82 |
| 84 | 64 | m | 182 | 95  | 2,16 | 2,18 | 3,73 | 3,07 | 2,77 | 2,72 | 2,85 | 8,14  | 3,53 |
| 85 | 68 | m | 170 | 80  | 1,92 | 2,26 | 4,01 | 2,54 | 3,16 | 2,76 | 2,82 | 7,95  | 3,44 |

|     |    |   |     |     |      |      |      |      |      |      |      |       |      |
|-----|----|---|-----|-----|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| 86  | 74 | m | 181 | 104 | 2,24 | 2,19 | 3,77 | 2,41 | 2,85 | 2,79 | 2,68 | 7,20  | 3,12 |
| 87  | 56 | w | 168 | 80  | 1,90 | 2,08 | 3,40 | 2,46 | 2,61 | 2,52 | 2,53 | 6,40  | 2,77 |
| 88  | 61 | w | 174 | 71  | 1,85 | 1,79 | 2,52 | 2,40 | 2,56 | 2,33 | 2,43 | 5,90  | 2,56 |
| 89  | 69 | m | 167 | 71  | 1,80 | 2,14 | 3,60 | 2,56 | 2,97 | 2,65 | 2,73 | 7,43  | 3,22 |
| 90  | 77 | m | 181 | 73  | 1,93 | 1,96 | 3,02 | 2,53 | 2,44 | 2,11 | 2,36 | 5,57  | 2,41 |
| 91  | 71 | m | 181 | 90  | 2,11 | 1,84 | 2,66 | 3,71 | 4,06 | 3,28 | 3,68 | 13,57 | 5,87 |
| 92  | 69 | m | 170 | 60  | 1,69 | 1,91 | 2,87 | 2,34 | 2,65 | 2,30 | 2,43 | 5,90  | 2,56 |
| 93  | 69 | m | 175 | 83  | 1,99 | 2,13 | 3,56 | 2,97 | 3,06 | 2,84 | 2,96 | 8,74  | 3,79 |
| 94  | 71 | w | 165 | 92  | 1,99 | 1,54 | 1,86 | 2,27 | 2,38 | 2,15 | 2,27 | 5,14  | 2,22 |
| 95  | 62 | m | 182 | 82  | 2,03 | 2,30 | 4,15 | 3,10 | 3,10 | 2,81 | 3,00 | 9,02  | 3,91 |
| 96  | 75 | m | 175 | 85  | 2,01 | 1,97 | 3,05 | 2,65 | 3,20 | 2,69 | 2,85 | 8,10  | 3,51 |
| 97  | 60 | m | 176 | 83  | 2,00 | 2,10 | 3,46 | 2,52 | 2,73 | 2,34 | 2,53 | 6,40  | 2,77 |
| 98  | 71 | m | 179 | 86  | 2,05 | 1,98 | 3,08 | 3,04 | 2,92 | 2,70 | 2,89 | 8,33  | 3,61 |
| 99  | 69 | m | 161 | 81  | 1,85 | 1,93 | 2,93 | 2,39 | 2,57 | 2,29 | 2,42 | 5,84  | 2,53 |
| 100 | 78 | m | 169 | 84  | 1,95 | 2,04 | 3,27 | 2,51 | 2,93 | 2,46 | 2,63 | 6,93  | 3,00 |
| 101 | 77 | m | 169 | 83  | 1,94 | 1,98 | 3,08 | 2,82 | 2,92 | 2,50 | 2,75 | 7,54  | 3,27 |
| 102 | 57 | w | 168 | 90  | 2,00 | 2,12 | 3,53 | 2,50 | 2,57 | 2,52 | 2,53 | 6,40  | 2,77 |
| 103 | 63 | w | 158 | 66  | 1,67 | 1,78 | 2,49 | 2,14 | 2,68 | 2,31 | 2,38 | 5,65  | 2,45 |
| 104 | 73 | m | 165 | 69  | 1,76 | 1,86 | 2,72 | 2,66 | 2,65 | 2,45 | 2,59 | 6,69  | 2,90 |
| 105 | 60 | w | 167 | 78  | 1,87 | 1,69 | 2,24 | 2,07 | 2,34 | 2,42 | 2,28 | 5,18  | 2,24 |
| 106 | 78 | w | 162 | 78  | 1,83 | 1,46 | 1,67 | 2,38 | 2,39 | 2,27 | 2,35 | 5,51  | 2,38 |
| 107 | 78 | w | 162 | 63  | 1,67 | 1,94 | 2,96 | 2,35 | 2,05 | 2,51 | 2,30 | 5,31  | 2,30 |
| 108 | 64 | m | 176 | 75  | 1,91 | 2,31 | 4,19 | 2,56 | 3,10 | 2,77 | 2,81 | 7,90  | 3,42 |
| 109 | 64 | m | 170 | 76  | 1,87 | 2,21 | 3,84 | 3,00 | 3,24 | 3,16 | 3,13 | 9,82  | 4,25 |
| 110 | 77 | w | 155 | 50  | 1,47 | 1,66 | 2,16 | 2,35 | 2,61 | 2,20 | 2,39 | 5,70  | 2,47 |
| 111 | 61 | m | 178 | 77  | 1,95 | 2,24 | 3,94 | 2,39 | 2,44 | 2,39 | 2,41 | 5,79  | 2,51 |
| 112 | 44 | m | 172 | 85  | 1,98 | 2,00 | 3,14 | 2,63 | 2,67 | 2,51 | 2,60 | 6,78  | 2,93 |
| 113 | 59 | m | 167 | 75  | 1,84 | 2,05 | 3,30 | 2,57 | 2,79 | 2,75 | 2,70 | 7,31  | 3,16 |
| 114 | 68 | w | 165 | 83  | 1,90 | 1,91 | 2,87 | 1,24 | 2,99 | 1,66 | 1,96 | 3,85  | 1,67 |
| 115 | 63 | w | 154 | 66  | 1,64 | 1,51 | 1,79 | 2,21 | 2,34 | 1,89 | 2,15 | 4,61  | 2,00 |
| 116 | 47 | m | 168 | 81  | 1,91 | 2,11 | 3,50 | 2,33 | 2,38 | 2,51 | 2,41 | 5,79  | 2,51 |
| 117 | 60 | m | 182 | 87  | 2,09 | 2,00 | 3,14 | 2,67 | 3,01 | 2,73 | 2,80 | 7,86  | 3,40 |
| 118 | 76 | w | 160 | 60  | 1,62 | 1,70 | 2,27 | 2,20 | 2,22 | 2,46 | 2,29 | 5,26  | 2,28 |
| 119 | 59 | m | 173 | 74  | 1,88 | 2,11 | 3,50 | 2,33 | 2,13 | 2,30 | 2,25 | 5,08  | 2,20 |
| 120 | 54 | m | 181 | 88  | 2,09 | 2,21 | 3,84 | 2,43 | 2,49 | 2,77 | 2,56 | 6,57  | 2,85 |
| 121 | 69 | m | 165 | 70  | 1,77 | 1,78 | 2,49 | 2,37 | 2,49 | 2,33 | 2,40 | 5,74  | 2,49 |
| 122 | 59 | m | 165 | 73  | 1,80 | 2,00 | 3,14 | 1,66 | 2,14 | 2,09 | 1,96 | 3,85  | 1,67 |
| 123 | 68 | m | 167 | 82  | 1,91 | 1,79 | 2,52 | 2,33 | 2,74 | 2,57 | 2,55 | 6,49  | 2,81 |
| 124 | 64 | m | 173 | 83  | 1,97 | 2,04 | 3,27 | 2,47 | 2,09 | 2,49 | 2,35 | 5,52  | 2,39 |
| 125 | 48 | m | 180 | 90  | 2,10 | 2,20 | 3,80 | 2,47 | 2,09 | 2,67 | 2,41 | 5,81  | 2,51 |
| 126 | 75 | m | 160 | 72  | 1,75 | 1,94 | 2,96 | 2,37 | 2,18 | 2,72 | 2,42 | 5,87  | 2,54 |
| 127 | 49 | m | 175 | 83  | 1,99 | 2,01 | 3,17 | 2,69 | 2,77 | 2,43 | 2,63 | 6,92  | 3,00 |
| 128 | 62 | m | 173 | 86  | 2,00 | 2,50 | 4,91 | 3,16 | 2,93 | 3,14 | 3,08 | 9,47  | 4,10 |
| 129 | 66 | w | 160 | 85  | 1,88 | 2,03 | 3,24 | 1,88 | 2,06 | 2,06 | 2,00 | 4,00  | 1,73 |
| 130 | 66 | m | 170 | 89  | 2,00 | 2,33 | 4,26 | 2,42 | 2,49 | 2,25 | 2,39 | 5,70  | 2,47 |
| 131 | 66 | m | 168 | 73  | 1,83 | 2,28 | 4,08 | 2,88 | 3,32 | 2,99 | 3,06 | 9,38  | 4,06 |
| 132 | 77 | m | 168 | 76  | 1,86 | 1,93 | 2,93 | 1,83 | 2,19 | 1,78 | 1,93 | 3,74  | 1,62 |
| 133 | 58 | m | 167 | 68  | 1,76 | 2,07 | 3,37 | 2,19 | 2,22 | 2,29 | 2,23 | 4,99  | 2,16 |
| 134 | 63 | m | 187 | 94  | 2,20 | 2,30 | 4,15 | 2,46 | 2,35 | 2,45 | 2,42 | 5,86  | 2,54 |
| 135 | 71 | m | 179 | 76  | 1,95 | 2,13 | 3,56 | 2,67 | 2,73 | 2,50 | 2,63 | 6,93  | 3,00 |

|     |    |   |     |     |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
|-----|----|---|-----|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| 136 | 60 | m | 168 | 87  | 1,97 | 1,73 | 2,35 | 2,50 | 2,29 | 2,61 | 2,47 | 6,08 | 2,63 |
| 137 | 57 | m | 164 | 85  | 1,91 | 2,34 | 4,30 | 2,86 | 2,67 | 2,70 | 2,74 | 7,53 | 3,26 |
| 138 | 61 | m | 164 | 89  | 1,95 | 2,27 | 4,05 | 2,43 | 2,20 | 2,29 | 2,31 | 5,32 | 2,30 |
| 139 | 52 | m | 176 | 78  | 1,94 | 1,86 | 2,72 | 2,48 | 2,65 | 2,40 | 2,51 | 6,30 | 2,73 |
| 140 | 60 | m | 168 | 86  | 1,96 | 2,24 | 3,94 | 2,84 | 2,57 | 2,68 | 2,70 | 7,27 | 3,15 |
| 141 | 70 | w | 176 | 73  | 1,89 | 2,03 | 3,24 | 2,37 | 2,54 | 1,96 | 2,29 | 5,24 | 2,27 |
| 142 | 75 | m | 162 | 65  | 1,69 | 2,07 | 3,37 | 2,24 | 2,15 | 2,52 | 2,30 | 5,31 | 2,30 |
| 143 | 74 | w | 162 | 66  | 1,70 | 1,91 | 2,87 | 2,68 | 2,69 | 2,71 | 2,69 | 7,25 | 3,14 |
| 144 | 60 | m | 170 | 90  | 2,01 | 2,05 | 3,30 | 2,51 | 2,72 | 2,36 | 2,53 | 6,40 | 2,77 |
| 145 | 75 | m | 172 | 94  | 2,07 | 2,63 | 5,43 | 2,72 | 3,3  | 2,9  | 2,97 | 8,84 | 3,83 |
| 146 | 65 | m | 168 | 84  | 1,94 | 2,18 | 3,73 | 2,12 | 2,17 | 2,63 | 2,31 | 5,32 | 2,30 |
| 147 | 71 | m | 170 | 89  | 2,00 | 2,55 | 5,11 | 2,56 | 2,48 | 2,8  | 2,61 | 6,83 | 2,96 |
| 148 | 66 | w | 169 | 83  | 1,94 | 1,95 | 2,99 | 2,2  | 2,38 | 2,31 | 2,30 | 5,27 | 2,28 |
| 149 | 60 | m | 167 | 73  | 1,82 | 2,17 | 3,70 | 2,56 | 2,71 | 2,63 | 2,63 | 6,93 | 3,00 |
| 150 | 34 | m | 174 | 89  | 2,04 | 2,39 | 4,49 | 2,66 | 2,55 | 2,62 | 2,61 | 6,81 | 2,95 |
| 151 | 63 | m | 185 | 94  | 2,18 | 2,14 | 3,60 | 2,76 | 2,46 | 2,48 | 2,57 | 6,59 | 2,85 |
| 152 | 71 | w | 169 | 86  | 1,97 | 2,14 | 3,60 | 2,77 | 2,59 | 2,59 | 2,65 | 7,02 | 3,04 |
| 153 | 71 | m | 167 | 82  | 1,91 | 1,97 | 3,05 | 2,53 | 2,32 | 2,59 | 2,48 | 6,15 | 2,66 |
| 154 | 78 | m | 175 | 85  | 2,01 | 2,25 | 3,98 | 2,94 | 2,87 | 2,74 | 2,85 | 8,12 | 3,52 |
| 155 | 48 | m | 178 | 88  | 2,06 | 2,23 | 3,91 | 2,53 | 2,67 | 2,41 | 2,54 | 6,43 | 2,79 |
| 156 | 66 | m | 170 | 82  | 1,94 | 2,29 | 4,12 | 2,92 | 2,77 | 2,71 | 2,80 | 7,84 | 3,39 |
| 157 | 56 | m | 174 | 95  | 2,10 | 2,34 | 4,30 | 2,82 | 2,93 | 3,08 | 2,94 | 8,66 | 3,75 |
| 159 | 65 | m | 168 | 70  | 1,79 | 2,25 | 3,98 | 2,67 | 2,56 | 2,66 | 2,63 | 6,92 | 3,00 |
| 160 | 68 | m | 172 | 68  | 1,80 | 2,26 | 4,01 | 2,63 | 2,31 | 2,4  | 2,45 | 5,99 | 2,59 |
| 161 | 70 | m | 170 | 71  | 1,82 | 2,37 | 4,41 | 2,51 | 2,76 | 2,51 | 2,59 | 6,73 | 2,91 |
| 162 | 55 | m | 172 | 90  | 2,03 | 2,24 | 3,94 | 2,82 | 2,42 | 2,67 | 2,64 | 6,95 | 3,01 |
| 163 | 72 | m | 164 | 68  | 1,74 | 2,02 | 3,20 | 2,58 | 2,57 | 2,62 | 2,59 | 6,71 | 2,90 |
| 164 | 69 | w | 152 | 49  | 1,43 | 1,51 | 1,79 | 1,88 | 2    | 1,88 | 1,92 | 3,69 | 1,60 |
| 165 | 43 | m | 180 | 80  | 2,00 | 1,85 | 2,69 | 2,40 | 2,65 | 2,24 | 2,43 | 5,90 | 2,56 |
| 166 | 61 | m | 186 | 119 | 2,42 | 2,09 | 3,43 | 2,37 | 2,56 | 2,30 | 2,41 | 5,81 | 2,51 |
| 167 | 48 | m | 180 | 80  | 2,00 | 2,38 | 4,45 | 3,07 | 3,01 | 2,93 | 3,00 | 9,02 | 3,91 |
| 168 | 48 | m | 183 | 101 | 2,23 | 2,06 | 3,33 | 2,54 | 2,46 | 2,37 | 2,46 | 6,04 | 2,61 |
| 169 | 62 | m | 173 | 93  | 2,07 | 2,40 | 4,52 | 2,56 | 2,54 | 2,54 | 2,55 | 6,49 | 2,81 |
| 170 | 58 | w | 164 | 94  | 2,00 | 2,08 | 3,40 | 2,45 | 2,42 | 2,45 | 2,44 | 5,95 | 2,58 |
| 171 | 40 | w | 165 | 57  | 1,62 | 1,84 | 2,66 | 2,49 | 1,98 | 1,94 | 2,14 | 4,57 | 1,98 |
| 172 | 62 | m | 165 | 74  | 1,81 | 1,98 | 3,08 | 2,54 | 2,49 | 2,52 | 2,52 | 6,33 | 2,74 |
| 173 | 74 | m | 182 | 90  | 2,12 | 2,99 | 7,02 | 2,80 | 3,43 | 2,71 | 2,98 | 8,88 | 3,85 |
| 174 | 67 | m | 185 | 100 | 2,24 | 2,29 | 4,12 | 2,67 | 2,64 | 2,44 | 2,58 | 6,67 | 2,89 |
| 175 | 20 | w | 165 | 70  | 1,77 | 1,86 | 2,72 | 2,29 | 2,59 | 1,90 | 2,26 | 5,11 | 2,21 |
| 176 | 43 | w | 171 | 63  | 1,74 | 1,87 | 2,75 | 2,25 | 2,42 | 2,10 | 2,26 | 5,09 | 2,21 |
| 177 | 61 | m | 172 | 92  | 2,05 | 2,26 | 4,01 | 2,74 | 2,72 | 2,50 | 2,65 | 7,04 | 3,05 |
| 178 | 49 | m | 186 | 90  | 2,15 | 2,31 | 4,19 | 2,23 | 2,68 | 2,50 | 2,47 | 6,10 | 2,64 |
| 179 | 75 | w | 175 | 89  | 2,05 | 1,83 | 2,63 | 2,31 | 2,80 | 2,47 | 2,53 | 6,38 | 2,76 |
| 180 | 23 | w | 177 | 71  | 1,87 | 1,76 | 2,43 | 1,98 | 2,26 | 1,74 | 1,99 | 3,97 | 1,72 |
| 181 | 70 | w | 160 | 53  | 1,54 | 2,08 | 3,40 | 2,53 | 2,49 | 2,14 | 2,39 | 5,70 | 2,47 |
| 182 | 68 | w | 162 | 69  | 1,74 | 1,73 | 2,35 | 1,91 | 2,29 | 2,47 | 2,22 | 4,94 | 2,14 |
| 183 | 62 | m | 178 | 77  | 1,95 | 2,37 | 4,41 | 2,85 | 2,62 | 1,97 | 2,48 | 6,15 | 2,66 |
| 184 | 69 | w | 165 | 70  | 1,77 | 2,06 | 3,33 | 2,51 | 2,51 | 2,19 | 2,40 | 5,78 | 2,50 |
| 185 | 66 | m | 166 | 67  | 1,75 | 2,01 | 3,17 | 2,52 | 2,65 | 2,22 | 2,46 | 6,07 | 2,63 |
| 186 | 33 | m | 190 | 55  | 1,77 | 1,99 | 3,11 | 2,36 | 2,42 | 2,62 | 2,47 | 6,08 | 2,63 |

|     |    |   |     |     |      |      |      |      |      |      |      |       |      |
|-----|----|---|-----|-----|------|------|------|------|------|------|------|-------|------|
| 187 | 60 | w | 168 | 69  | 1,78 | 1,72 | 2,32 | 2,22 | 2,28 | 2,01 | 2,17 | 4,71  | 2,04 |
| 188 | 58 | m | 168 | 100 | 2,09 | 2,26 | 4,01 | 2,73 | 2,64 | 2,73 | 2,70 | 7,29  | 3,16 |
| 189 | 73 | m | 176 | 87  | 2,04 | 2,08 | 3,40 | 2,24 | 2,46 | 2,39 | 2,36 | 5,59  | 2,42 |
| 190 | 72 | m | 178 | 74  | 1,92 | 2,02 | 3,20 | 2,45 | 2,35 | 2,57 | 2,46 | 6,04  | 2,61 |
| 191 | 68 | w | 170 | 80  | 1,92 | 2,08 | 3,40 | 2,56 | 2,66 | 2,63 | 2,62 | 6,85  | 2,96 |
| 192 | 54 | m | 161 | 94  | 1,97 | 2,61 | 5,35 | 2,59 | 3,00 | 2,76 | 2,78 | 7,75  | 3,35 |
| 193 | 63 | w | 170 | 82  | 1,94 | 1,78 | 2,49 | 2,38 | 2,15 | 2,15 | 2,23 | 4,96  | 2,15 |
| 194 | 68 | w | 164 | 75  | 1,82 | 1,99 | 3,11 | 2,18 | 2,00 | 2,05 | 2,08 | 4,31  | 1,87 |
| 194 | 60 | m | 177 | 69  | 1,85 | 1,80 | 2,54 | 2,36 | 2,17 | 2,20 | 2,24 | 5,03  | 2,18 |
| 196 | 48 | m | 187 | 75  | 2,00 | 2,10 | 3,46 | 2,46 | 2,74 | 2,35 | 2,52 | 6,33  | 2,74 |
| 197 | 57 | m | 176 | 98  | 2,14 | 2,32 | 4,23 | 2,64 | 3,04 | 2,66 | 2,78 | 7,73  | 3,35 |
| 198 | 79 | w | 160 | 75  | 1,78 | 1,88 | 2,78 | 2,76 | 2,96 | 2,51 | 2,74 | 7,53  | 3,26 |
| 199 | 39 | m | 174 | 111 | 2,24 | 2,23 | 3,91 | 2,84 | 2,87 | 2,52 | 2,74 | 7,53  | 3,26 |
| 200 | 66 | m | 178 | 89  | 2,07 | 2,03 | 3,24 | 2,42 | 2,70 | 2,33 | 2,48 | 6,17  | 2,67 |
| 201 | 52 | m | 192 | 104 | 2,34 | 1,99 | 3,11 | 2,58 | 2,83 | 2,30 | 2,57 | 6,60  | 2,86 |
| 202 | 76 | m | 178 | 92  | 2,10 | 2,33 | 4,26 | 2,58 | 2,75 | 2,34 | 2,56 | 6,54  | 2,83 |
| 203 | 74 | m | 168 | 80  | 1,90 | 2,07 | 3,37 | 2,62 | 2,62 | 2,62 | 2,62 | 6,86  | 2,97 |
| 204 | 56 | w | 175 | 105 | 2,20 | 2,45 | 4,71 | 2,65 | 2,81 | 2,66 | 2,71 | 7,33  | 3,17 |
| 205 | 75 | m | 173 | 82  | 1,96 | 2,29 | 4,12 | 2,58 | 2,81 | 2,41 | 2,60 | 6,76  | 2,93 |
| 206 | 62 | m | 179 | 90  | 2,09 | 2,26 | 4,01 | 2,67 | 2,89 | 2,62 | 2,73 | 7,43  | 3,22 |
| 207 | 56 | m | 167 | 64  | 1,72 | 2,15 | 3,63 | 2,67 | 2,80 | 2,91 | 2,79 | 7,80  | 3,38 |
| 208 | 63 | w | 168 | 75  | 1,85 | 1,95 | 2,99 | 2,05 | 2,25 | 2,23 | 2,18 | 4,74  | 2,05 |
| 209 | 67 | m | 170 | 72  | 1,83 | 1,98 | 3,08 | 2,49 | 2,59 | 2,54 | 2,54 | 6,45  | 2,79 |
| 210 | 61 | m | 167 | 72  | 1,81 | 2,00 | 3,14 | 2,29 | 2,37 | 2,30 | 2,32 | 5,38  | 2,33 |
| 211 | 72 | w | 165 | 92  | 1,99 | 2,13 | 3,56 | 2,59 | 2,65 | 2,63 | 2,62 | 6,88  | 2,98 |
| 212 | 46 | m | 173 | 73  | 1,87 | 1,91 | 2,87 | 2,70 | 3,12 | 2,79 | 2,87 | 8,24  | 3,57 |
| 214 | 81 | w | 155 | 67  | 1,66 | 1,85 | 2,69 | 2,02 | 2,04 | 2,12 | 2,06 | 4,24  | 1,84 |
| 215 | 78 | m | 173 | 78  | 1,92 | 1,95 | 2,99 | 2,57 | 2,55 | 2,63 | 2,58 | 6,67  | 2,89 |
| 216 | 60 | m | 176 | 77  | 1,93 | 2,16 | 3,66 | 2,70 | 2,88 | 2,67 | 2,75 | 7,56  | 3,27 |
| 217 | 76 | m | 175 | 80  | 1,96 | 2,29 | 4,12 | 2,32 | 2,51 | 2,49 | 2,44 | 5,95  | 2,58 |
| 218 | 69 | m | 173 | 80  | 1,94 | 2,09 | 3,43 | 2,49 | 2,57 | 2,57 | 2,54 | 6,47  | 2,80 |
| 219 | 65 | m | 180 | 87  | 2,07 | 2,09 | 3,43 | 2,25 | 2,57 | 2,38 | 2,40 | 5,76  | 2,49 |
| 220 | 75 | m | 178 | 76  | 1,94 | 2,22 | 3,87 | 2,65 | 3,09 | 2,43 | 2,72 | 7,42  | 3,21 |
| 221 | 77 | m | 172 | 75  | 1,88 | 2,14 | 3,60 | 2,68 | 2,75 | 2,56 | 2,66 | 7,09  | 3,07 |
| 222 | 70 | m | 176 | 81  | 1,97 | 2,34 | 4,30 | 3,44 | 3,20 | 2,86 | 3,17 | 10,03 | 4,34 |
| 223 | 74 | m | 172 | 75  | 1,88 | 2,71 | 5,77 | 2,95 | 2,84 | 2,88 | 2,89 | 8,35  | 3,62 |
| 224 | 53 | m | 167 | 93  | 2,02 | 2,15 | 3,63 | 2,41 | 2,42 | 2,40 | 2,41 | 5,81  | 2,51 |
| 225 | 65 | m | 180 | 73  | 1,92 | 2,19 | 3,77 | 2,72 | 2,60 | 2,30 | 2,54 | 6,45  | 2,79 |
| 226 | 81 | w | 168 | 69  | 1,78 | 2,10 | 3,46 | 2,27 | 2,57 | 2,27 | 2,37 | 5,62  | 2,43 |
| 227 | 61 | m | 179 | 95  | 2,14 | 1,90 | 2,84 | 2,20 | 2,33 | 2,18 | 2,24 | 5,00  | 2,17 |
| 228 | 48 | m | 183 | 83  | 2,05 | 2,32 | 4,23 | 2,40 | 2,47 | 2,17 | 2,35 | 5,51  | 2,38 |
| 229 | 54 | m | 178 | 87  | 2,05 | 2,30 | 4,15 | 2,71 | 2,66 | 2,42 | 2,60 | 6,74  | 2,92 |
| 230 | 73 | m | 180 | 83  | 2,03 | 2,14 | 3,60 | 2,74 | 2,72 | 2,28 | 2,58 | 6,66  | 2,88 |
| 231 | 56 | m | 176 | 82  | 1,98 | 2,41 | 4,56 | 2,41 | 3,08 | 2,69 | 2,73 | 7,43  | 3,22 |
| 232 | 51 | m | 178 | 77  | 1,95 | 2,41 | 4,56 | 2,16 | 2,19 | 2,05 | 2,13 | 4,55  | 1,97 |
| 233 | 74 | m | 172 | 75  | 1,88 | 1,91 | 2,87 | 2,60 | 2,52 | 2,40 | 2,51 | 6,28  | 2,72 |

|    |       |  |        |       |      |  |              |  |  |  |  |  |              |
|----|-------|--|--------|-------|------|--|--------------|--|--|--|--|--|--------------|
| M  | 64,17 |  | 170,79 | 79,42 | 1,91 |  | <b>3,50</b>  |  |  |  |  |  | <b>2,82</b>  |
| SD | 10,20 |  | 9,75   | 12,08 | 0,18 |  | <b>0,81</b>  |  |  |  |  |  | <b>0,59</b>  |
|    | Alter |  | Größe  | KG    | BSA  |  | <b>AVA-K</b> |  |  |  |  |  | <b>AVA-D</b> |

Bei 233 Patienten konnte die Aortenklappe sowohl in der langen Achse des linksventrikulären Ausflusstraktes als auch in der kurzen transgastrischen Ebene gut dargestellt werden. Das Alter der Patienten des gesamten Kollektives ist typisch für ein durchschnittliches herzchirurgisches Patientengut. Die Aortenklappenöffnungsfläche nach der Kreismethode und nach der Dreiecksmethode unterschieden sich statistisch signifikant. Dieser Unterschied konnte auch jeweils für die Gruppe der Frauen und die der Männer nachgewiesen werden.

T-Tests für gepaarte und nicht gepaarte Stichproben zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen der Größe der Aortenklappenöffnungsfläche gemessen nach der Dreiecksmethode und der Größe der Aortenklappenöffnungsfläche gemessen nach der Kreismethode. Lineare Korrelationsanalysen zeigen keinen Zusammenhang zwischen der Größe der Aortenklappenöffnungsfläche und biometrischen Parametern wie Größe, Gewicht, Alter und Körperoberfläche.

Tabelle 6: Vergleich der Aortenklappenöffnungsflächen beim Kreismodell (AVA-K) und Dreieckmodell (AVA-D) im Patientenkollektiv in  $\text{cm}^2$

|                           | AVA-K       | AVA-D       |
|---------------------------|-------------|-------------|
| <b>Mittelwert</b>         | <b>3,50</b> | <b>2,82</b> |
| <b>Standardabweichung</b> | <b>0,81</b> | <b>0,59</b> |

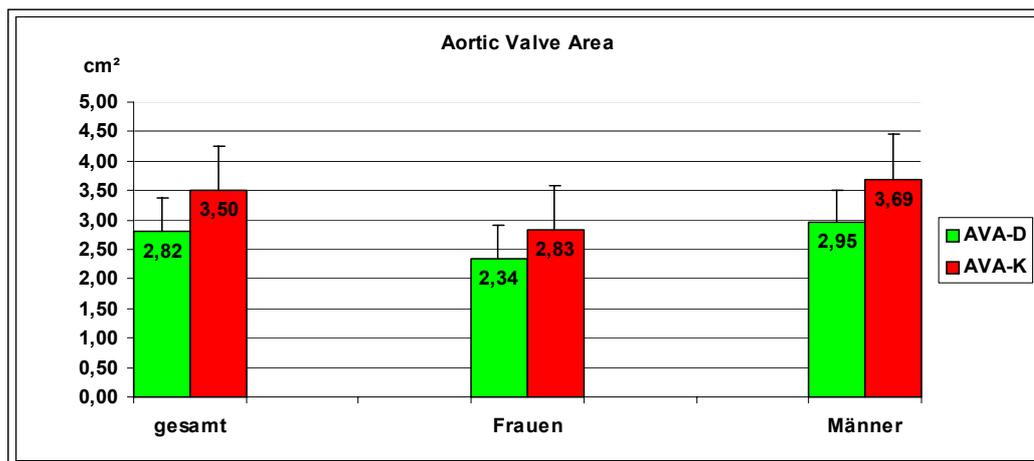


Abbildung 12: Durchschnittliche Aortenklappenöffnungsfläche im Dreieckmodell (AVA-D) und Kreismodell (AVA-K) in  $\text{cm}^2$

Tabelle 7: Vergleich der Aortenklappenöffnungsflächen beim Kreismodell (AVA-K) und Dreieckmodell (AVA-D) der weiblichen Patienten in  $\text{cm}^2$

|                           | <b>AVA-K</b> | <b>AVA-D</b> |
|---------------------------|--------------|--------------|
| <b>Mittelwert</b>         | <b>2,83</b>  | <b>2,34</b>  |
| <b>Standardabweichung</b> | <b>0,58</b>  | <b>0,41</b>  |

Tabelle 8: Vergleich der Aortenklappenöffnungsflächen beim Kreismodell (AVA-K) und Dreieckmodell (AVA-D) der männlichen Patienten in  $\text{cm}^2$

|                           | <b>AVA-K</b> | <b>AVA-D</b> |
|---------------------------|--------------|--------------|
| <b>Mittelwert</b>         | <b>3,69</b>  | <b>2,95</b>  |
| <b>Standardabweichung</b> | <b>0,76</b>  | <b>0,56</b>  |

Tabelle 9: gepaarter t-Test AVA-D / AVA-K. AVA-D = Aortenklappenöffnungsfläche beim Dreieckmodell (DM), AVA-K = Aortenklappenöffnungsfläche im Kreismodell (KM).

**t-Test (gepaart)**

|                                      |                     |
|--------------------------------------|---------------------|
| <b>AVA-D-Frauen vs. AVA-K-Frauen</b> | <b>p &lt; 0,001</b> |
| <b>AVA-D-Männer vs. AVA-K-Männer</b> | <b>p &lt; 0,001</b> |

Tabelle 10: ungepaarter t-Test AVA-D / AVA-K. AVA-D = Aortenklappenöffnungsfläche beim Dreieckmodell (DM), AVA-K = Aortenklappenöffnungsfläche im Kreismodell (KM).

**t-Test (ungepaart)**

|   |                     |
|---|---------------------|
| <b>AVA-D vs. AVA-K Patientenkollektiv</b> | <b>p &lt; 0,001</b> |
| <b>AVA-D-Frauen vs. AVA-D-Männer</b>      | <b>p &lt; 0,001</b> |
| <b>AVA-K-Frauen vs. AVA-K-Männer</b>      | <b>p &lt; 0,001</b> |

Es wurden lineare Korrelationsanalysen zwischen der Größe der Aortenklappenöffnungsfläche und biometrischen Parametern wie Größe, Gewicht, Alter und Körperoberfläche durchgeführt. Sowohl in der Frauen-, als auch in der Männergruppe korrelierte die durchschnittliche Aortenklappenöffnungsfläche gemessen nach der Dreieckmethode bzw. der Kreismethode nicht signifikant

mit der durchschnittlichen Körpergröße, dem durchschnittlichen Gewicht, der durchschnittlichen Körperoberfläche und dem durchschnittlichen Alter. Die gemittelte Seitenlänge des Dreiecks L der Aortenklappe bzw. der Durchmesser der Aortenklappe D und die Körperoberfläche korrelierten ebenfalls nicht mit einander.

Tabelle 11: Pearson-Korrelationen AVA-K im weiblichen Patientenkollektiv. AVA-K = Aortenklappenöffnungsfläche im Kreismodell (KM), D = Aortenklappendurchmesser im Kreismodell, BSA = Body Surface Area.

**Pearson-Korrelation AVA-K Frauen**

|                        |              |
|------------------------|--------------|
| <b>AVA-K / Größe</b>   | <b>0,29</b>  |
| <b>AVA-K / Gewicht</b> | <b>0,34</b>  |
| <b>AVA-K / BSA</b>     | <b>0,35</b>  |
| <b>D / BSA</b>         | <b>0,33</b>  |
| <b>AVA-K / Alter</b>   | <b>-0,08</b> |

Tabelle 12: Pearson-Korrelationen AVA-D im weiblichen Patientenkollektiv. AVA-D = Aortenklappenöffnungsfläche beim Dreieckmodell (DM), L = mittlere Länge der Aortenklappentaschen beim Dreieckmodell, BSA = Body Surface Area.

**Pearson-Korrelation AVA-D Frauen**

|                        |             |
|------------------------|-------------|
| <b>AVA-D / Größe</b>   | <b>0,28</b> |
| <b>AVA-D / Gewicht</b> | <b>0,38</b> |
| <b>AVA-D / BSA</b>     | <b>0,39</b> |
| <b>L / BSA</b>         | <b>0,38</b> |
| <b>AVA-D / Alter</b>   | <b>0,23</b> |

Tabelle 13: Pearson-Korrelationen AVA-K im männlichen Patientenkollektiv. AVA-K = Aortenklappenöffnungsfläche beim Kreismodell (KM), D = Aortenklappendurchmesser im Kreismodell, BSA = Body Surface Area.

**Pearson-Korrelation AVA-K Männer**

|                        |              |
|------------------------|--------------|
| <b>AVA-K / Größe</b>   | <b>0,11</b>  |
| <b>AVA-K / Gewicht</b> | <b>0,29</b>  |
| <b>AVA-K / BSA</b>     | <b>0,26</b>  |
| <b>D / BSA</b>         | <b>0,26</b>  |
| <b>AVA-K / Alter</b>   | <b>-0,08</b> |

Tabelle 14: Pearson-Korrelationen AVA-D im männlichen Patientenkollektiv. LM = mittlere Länge der Aortenklappentaschen beim Dreieckmodell, L = mittlere Länge der Aortenklappentaschen beim Dreieckmodell, BSA = Body Surface Area

**Pearson-Korrelation AVA-D Männer**

|                        |             |
|------------------------|-------------|
| <b>AVA-D / Größe</b>   | <b>0,11</b> |
| <b>AVA-D / Gewicht</b> | <b>0,19</b> |
| <b>AVA-D / BSA</b>     | <b>0,18</b> |
| <b>L / BSA</b>         | <b>0,19</b> |
| <b>AVA-D / Alter</b>   | <b>0,09</b> |

### **Intra- und Inter-Observer-Variability**

Zur Erfassung der Intra- bzw. Inter-Observer-Variability wurden aus dem Patientenkollektiv zufällig 25 Patienten ausgewählt. Ihre Daten wurden ein zweites Mal durch den Autor ausgewertet (Auswerter A1 und A2). Ein drittes Mal schließlich wertete ein zweiter Untersucher (Auswerter B) die gleichen Videoeinstellungen nach standardisiertem Vorgehen aus.

Die Intra- und Interobserver-Werte wurden nach Vorschlägen für statistische Methoden zur Erfassung der Übereinstimmung von klinisch erhobenen Messungen ausgewertet (5). Der Vergleich zwischen zwei verschiedenen Untersuchern und zwischen zwei verschiedenen Untersuchungszeitpunkten wird über den Mittelwert der beiden Datenreihen, in diesem Fall den Mittelwert der Aortenklappenöffnungsflächen, angestellt. Es erfolgt ein Vergleich der Mittelwerte, indem ein „Gesamt-Mittelwert“ aus den Mittelwerten der einzelnen Datenreihen erhoben wird. Die Differenz des Mittelwertes der jeweiligen Datenreihe zum „Gesamt-Mittelwert“ wird abschließend als Prozentwert des „Gesamt-Mittelwertes“ angegeben.

Tabelle 15: Intra- und Interobserver Variability. Bei 25 Patienten wurden die Aortenklappenöffnungsflächen in zeitlichen Abständen zweimal durch Auswerter A, einmal durch Auswerter B ausgemessen.

Nr. = Patienten in fortlaufender Nummer, Alter = Alter des Patienten zur Zeit der Datenerhebung in Jahren, m/w = Geschlecht männlich/weiblich, Größe = Körpergröße in cm, KG = Körpergewicht in kg, BSA = body surface area ( $= 0.007184 \times \text{Größe}^{0.725} \times \text{Gewicht}^{0.425}$ ), D = Aortenklappendurchmesser im Kreismodell (cm), AVA-K = Aortenklappenöffnungsfläche im Kreismodell (KM) ( $\text{cm}^2$ ), L1, L2, L3 = Länge der Aortenklappentaschen beim Dreieckmodell (DM) (cm), LM = mittlere Länge der Aortenklappentaschen beim Dreieckmodell (DM) (cm), AVA-D = Aortenklappenöffnungsfläche beim Dreieckmodell (DM) ( $\text{cm}^2$ ), M = Mittelwert, SD = Standardabweichung

#### Auswerter A1

| Nr. | Alter | m/w | Größe | KG   | BSA  | D    | AVA-K | L1   | L2   | L3   | LM   | LQ    | AVA-D |
|-----|-------|-----|-------|------|------|------|-------|------|------|------|------|-------|-------|
| 1   | 63    | w   | 168   | 75   | 1,85 | 1,95 | 2,99  | 2,05 | 2,25 | 2,23 | 2,18 | 4,74  | 2,05  |
| 2   | 67    | m   | 170   | 72   | 1,83 | 1,98 | 3,08  | 2,49 | 2,59 | 2,54 | 2,54 | 6,45  | 2,79  |
| 3   | 61    | m   | 167   | 72   | 1,81 | 2,00 | 3,14  | 2,29 | 2,37 | 2,30 | 2,32 | 5,38  | 2,33  |
| 4   | 72    | w   | 165   | 92,4 | 1,99 | 2,13 | 3,56  | 2,59 | 2,65 | 2,63 | 2,62 | 6,88  | 2,98  |
| 5   | 46    | m   | 173   | 73   | 1,87 | 1,91 | 2,87  | 2,70 | 3,12 | 2,79 | 2,87 | 8,24  | 3,57  |
| 6   | 81    | w   | 155   | 67   | 1,66 | 1,85 | 2,69  | 2,02 | 2,04 | 2,12 | 2,06 | 4,24  | 1,84  |
| 7   | 78    | m   | 173   | 78   | 1,92 | 1,95 | 2,99  | 2,57 | 2,55 | 2,63 | 2,58 | 6,67  | 2,89  |
| 8   | 60    | m   | 176   | 77   | 1,93 | 2,16 | 3,66  | 2,70 | 2,88 | 2,67 | 2,75 | 7,56  | 3,27  |
| 9   | 76    | m   | 175   | 80   | 1,96 | 2,29 | 4,12  | 2,32 | 2,51 | 2,49 | 2,44 | 5,95  | 2,58  |
| 10  | 69    | m   | 173   | 80   | 1,94 | 2,09 | 3,43  | 2,49 | 2,57 | 2,57 | 2,54 | 6,47  | 2,80  |
| 11  | 65    | m   | 180   | 87   | 2,07 | 2,09 | 3,43  | 2,25 | 2,57 | 2,38 | 2,40 | 5,76  | 2,49  |
| 12  | 75    | m   | 178   | 76   | 1,94 | 2,22 | 3,87  | 2,65 | 3,09 | 2,43 | 2,72 | 7,42  | 3,21  |
| 13  | 77    | m   | 172   | 75   | 1,88 | 2,14 | 3,60  | 2,68 | 2,75 | 2,56 | 2,66 | 7,09  | 3,07  |
| 14  | 70    | m   | 176   | 81   | 1,97 | 2,34 | 4,30  | 3,44 | 3,20 | 2,86 | 3,17 | 10,03 | 4,34  |
| 15  | 74    | m   | 172   | 75   | 1,88 | 2,71 | 5,77  | 2,95 | 2,84 | 2,88 | 2,89 | 8,35  | 3,62  |
| 16  | 53    | m   | 167   | 93   | 2,02 | 2,15 | 3,63  | 2,41 | 2,42 | 2,40 | 2,41 | 5,81  | 2,51  |
| 17  | 65    | m   | 180   | 73   | 1,92 | 2,19 | 3,77  | 2,72 | 2,60 | 2,30 | 2,54 | 6,45  | 2,79  |
| 18  | 81    | w   | 168   | 69   | 1,78 | 2,10 | 3,46  | 2,27 | 2,57 | 2,27 | 2,37 | 5,62  | 2,43  |
| 19  | 61    | m   | 179   | 95   | 2,14 | 1,90 | 2,84  | 2,20 | 2,33 | 2,18 | 2,24 | 5,00  | 2,17  |
| 20  | 48    | m   | 183   | 83   | 2,05 | 2,32 | 4,23  | 2,40 | 2,47 | 2,17 | 2,35 | 5,51  | 2,38  |
| 21  | 54    | m   | 178   | 87   | 2,05 | 2,30 | 4,15  | 2,71 | 2,66 | 2,42 | 2,60 | 6,74  | 2,92  |
| 22  | 73    | m   | 180   | 83   | 2,03 | 2,14 | 3,60  | 2,74 | 2,72 | 2,28 | 2,58 | 6,66  | 2,88  |
| 23  | 56    | m   | 176   | 82   | 1,98 | 2,41 | 4,56  | 2,41 | 3,08 | 2,69 | 2,73 | 7,43  | 3,22  |
| 24  | 51    | m   | 178   | 77   | 1,95 | 2,41 | 4,56  | 2,16 | 2,19 | 2,05 | 2,13 | 4,55  | 1,97  |
| 25  | 74    | m   | 172   | 75   | 1,88 | 1,91 | 2,87  | 2,60 | 2,52 | 2,40 | 2,51 | 6,28  | 2,72  |

|    |       |  |        |       |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
|----|-------|--|--------|-------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| M  | 66,00 |  | 173,36 | 79,10 | 1,93 | 2,15 | 3,65 | 2,51 | 2,62 | 2,45 | 2,53 | 6,45 | 2,79 |
| SD | 10,40 |  | 6,15   | 7,37  | 0,10 | 0,20 | 0,70 | 0,31 | 0,29 | 0,23 | 0,25 | 1,31 | 0,57 |

**Auswerter A2**

| Nr. | Alter | m/w | Größe  | KG    | BSA  | D    | AVA-K | L1   | L2   | L3   | LM   | LQ   | AVA-D |
|-----|-------|-----|--------|-------|------|------|-------|------|------|------|------|------|-------|
| 1   | 63    | w   | 168    | 75    | 1,85 | 1,95 | 3,17  | 2,04 | 2,25 | 2,12 | 2,14 | 4,57 | 1,98  |
| 2   | 67    | m   | 170    | 72    | 1,83 | 1,98 | 3,02  | 2,53 | 2,40 | 2,57 | 2,50 | 6,25 | 2,71  |
| 3   | 61    | m   | 167    | 72    | 1,81 | 2,00 | 3,27  | 2,32 | 2,41 | 2,45 | 2,39 | 5,73 | 2,48  |
| 4   | 72    | w   | 165    | 92,4  | 1,99 | 2,13 | 3,63  | 2,40 | 2,26 | 2,70 | 2,45 | 6,02 | 2,61  |
| 5   | 46    | m   | 173    | 73    | 1,87 | 1,91 | 2,81  | 2,75 | 3,06 | 2,69 | 2,83 | 8,03 | 3,48  |
| 6   | 81    | w   | 155    | 67    | 1,66 | 1,85 | 2,69  | 1,97 | 2,36 | 2,13 | 2,15 | 4,64 | 2,01  |
| 7   | 78    | m   | 173    | 78    | 1,92 | 1,95 | 3,14  | 2,54 | 2,66 | 2,59 | 2,60 | 6,74 | 2,92  |
| 8   | 60    | m   | 176    | 77    | 1,93 | 2,16 | 3,37  | 2,64 | 2,76 | 2,64 | 2,68 | 7,18 | 3,11  |
| 9   | 76    | m   | 175    | 80    | 1,96 | 2,29 | 4,12  | 2,22 | 2,34 | 2,47 | 2,34 | 5,49 | 2,38  |
| 10  | 69    | m   | 173    | 80    | 1,94 | 2,09 | 3,33  | 2,56 | 2,50 | 2,62 | 2,56 | 6,55 | 2,84  |
| 11  | 65    | m   | 180    | 87    | 2,07 | 2,09 | 3,63  | 2,27 | 2,63 | 2,36 | 2,42 | 5,86 | 2,54  |
| 12  | 75    | m   | 178    | 76    | 1,94 | 2,22 | 3,40  | 2,61 | 3,09 | 2,48 | 2,73 | 7,43 | 3,22  |
| 13  | 77    | m   | 172    | 75    | 1,88 | 2,14 | 3,98  | 2,76 | 2,90 | 2,54 | 2,73 | 7,47 | 3,23  |
| 14  | 70    | m   | 176    | 81    | 1,97 | 2,34 | 4,19  | 3,32 | 3,18 | 2,92 | 3,14 | 9,86 | 4,27  |
| 15  | 74    | m   | 172    | 75    | 1,88 | 2,71 | 5,73  | 2,84 | 2,79 | 2,90 | 2,84 | 8,08 | 3,50  |
| 16  | 53    | m   | 167    | 93    | 2,02 | 2,15 | 3,70  | 2,36 | 2,54 | 2,36 | 2,42 | 5,86 | 2,54  |
| 17  | 65    | m   | 180    | 73    | 1,92 | 2,19 | 3,56  | 2,57 | 2,59 | 2,34 | 2,50 | 6,25 | 2,71  |
| 18  | 81    | w   | 168    | 69    | 1,78 | 2,10 | 3,40  | 2,34 | 2,61 | 2,41 | 2,45 | 6,02 | 2,61  |
| 19  | 61    | m   | 179    | 95    | 2,14 | 1,90 | 3,14  | 2,30 | 2,37 | 2,22 | 2,30 | 5,27 | 2,28  |
| 20  | 48    | m   | 183    | 83    | 2,05 | 2,32 | 3,98  | 2,40 | 2,47 | 2,16 | 2,34 | 5,49 | 2,38  |
| 21  | 54    | m   | 178    | 87    | 2,05 | 2,30 | 4,05  | 2,66 | 2,47 | 2,39 | 2,51 | 6,28 | 2,72  |
| 22  | 73    | m   | 180    | 83    | 2,03 | 2,14 | 3,70  | 2,65 | 2,77 | 2,34 | 2,59 | 6,69 | 2,90  |
| 23  | 56    | m   | 176    | 82    | 1,98 | 2,41 | 4,45  | 2,31 | 3,08 | 2,74 | 2,71 | 7,34 | 3,18  |
| 24  | 51    | m   | 178    | 77    | 1,95 | 2,41 | 4,37  | 2,04 | 2,07 | 2,04 | 2,05 | 4,20 | 1,82  |
| 25  | 74    | m   | 172    | 75    | 1,88 | 1,91 | 2,66  | 2,51 | 2,43 | 2,38 | 2,44 | 5,95 | 2,58  |
| M   | 66,00 |     | 173,36 | 79,10 | 1,93 | 2,15 | 3,62  | 2,48 | 2,60 | 2,46 | 2,51 | 6,37 | 2,76  |
| SD  | 10,40 |     | 6,15   | 7,37  | 0,10 | 0,20 | 0,66  | 0,29 | 0,29 | 0,23 | 0,24 | 1,24 | 0,54  |

**Auswerter B**

| Nr. | Alter | m/w | Größe | KG   | BSA  | D    | AVA-K | L1   | L2   | L3   | LM   | LQ    | AVA-D |
|-----|-------|-----|-------|------|------|------|-------|------|------|------|------|-------|-------|
| 1   | 63    | w   | 168   | 75   | 1,85 | 1,95 | 2,99  | 2,14 | 2,57 | 2,11 | 2,27 | 5,17  | 2,24  |
| 2   | 67    | m   | 170   | 72   | 1,83 | 1,98 | 3,08  | 2,56 | 2,74 | 2,32 | 2,54 | 6,45  | 2,79  |
| 3   | 61    | m   | 167   | 72   | 1,81 | 2,04 | 3,27  | 2,36 | 2,64 | 2,32 | 2,44 | 5,95  | 2,58  |
| 4   | 72    | w   | 165   | 92,4 | 1,99 | 2,17 | 3,70  | 2,66 | 2,66 | 2,62 | 2,65 | 7,00  | 3,03  |
| 5   | 46    | m   | 173   | 73   | 1,87 | 1,94 | 2,96  | 2,74 | 3,11 | 2,71 | 2,85 | 8,14  | 3,53  |
| 6   | 81    | w   | 155   | 67   | 1,66 | 1,88 | 2,78  | 2,03 | 2,45 | 2,18 | 2,22 | 4,93  | 2,13  |
| 7   | 78    | m   | 173   | 78   | 1,92 | 1,94 | 2,96  | 2,61 | 2,67 | 2,62 | 2,63 | 6,93  | 3,00  |
| 8   | 60    | m   | 176   | 77   | 1,93 | 2,14 | 3,60  | 2,68 | 3,04 | 2,68 | 2,80 | 7,84  | 3,39  |
| 9   | 76    | m   | 175   | 80   | 1,96 | 2,28 | 4,08  | 2,35 | 2,59 | 2,56 | 2,50 | 6,25  | 2,71  |
| 10  | 69    | m   | 173   | 80   | 1,94 | 2,05 | 3,30  | 2,47 | 2,65 | 2,57 | 2,56 | 6,57  | 2,85  |
| 11  | 65    | m   | 180   | 87   | 2,07 | 2,10 | 3,46  | 2,32 | 2,71 | 2,44 | 2,49 | 6,20  | 2,68  |
| 12  | 75    | m   | 178   | 76   | 1,94 | 2,22 | 3,87  | 2,78 | 3,19 | 2,48 | 2,82 | 7,93  | 3,44  |
| 13  | 77    | m   | 172   | 75   | 1,88 | 2,28 | 4,08  | 2,93 | 2,70 | 2,58 | 2,74 | 7,49  | 3,24  |
| 14  | 70    | m   | 176   | 81   | 1,97 | 2,40 | 4,52  | 3,44 | 3,27 | 2,90 | 3,20 | 10,26 | 4,44  |
| 15  | 74    | m   | 172   | 75   | 1,88 | 2,69 | 5,68  | 3,03 | 2,93 | 2,89 | 2,95 | 8,70  | 3,77  |
| 16  | 53    | m   | 167   | 93   | 2,02 | 2,17 | 3,70  | 2,44 | 2,58 | 2,34 | 2,45 | 6,02  | 2,61  |
| 17  | 65    | m   | 180   | 73   | 1,92 | 2,16 | 3,66  | 2,63 | 2,55 | 2,35 | 2,51 | 6,30  | 2,73  |
| 18  | 81    | w   | 168   | 69   | 1,78 | 2,04 | 3,27  | 2,31 | 2,64 | 2,26 | 2,40 | 5,78  | 2,50  |
| 19  | 61    | m   | 179   | 95   | 2,14 | 1,99 | 3,11  | 2,21 | 2,44 | 2,21 | 2,29 | 5,23  | 2,26  |
| 20  | 48    | m   | 183   | 83   | 2,05 | 2,30 | 4,15  | 2,48 | 2,58 | 2,24 | 2,43 | 5,92  | 2,56  |
| 21  | 54    | m   | 178   | 87   | 2,05 | 2,27 | 4,05  | 2,67 | 2,53 | 2,40 | 2,53 | 6,42  | 2,78  |
| 22  | 73    | m   | 180   | 83   | 2,03 | 2,21 | 3,84  | 2,82 | 2,41 | 2,85 | 2,69 | 7,25  | 3,14  |
| 23  | 56    | m   | 176   | 82   | 1,98 | 2,42 | 4,60  | 2,41 | 3,21 | 2,76 | 2,79 | 7,80  | 3,38  |
| 24  | 51    | m   | 178   | 77   | 1,95 | 2,37 | 4,41  | 2,14 | 2,23 | 2,03 | 2,13 | 4,55  | 1,97  |
| 25  | 74    | m   | 172   | 75   | 1,88 | 1,88 | 2,78  | 2,57 | 2,57 | 2,40 | 2,51 | 6,32  | 2,74  |

|    |       |  |        |       |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
|----|-------|--|--------|-------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| M  | 66,00 |  | 173,36 | 79,10 | 1,93 | 2,15 | 3,68 | 2,55 | 2,71 | 2,47 | 2,58 | 6,70 | 2,90 |
| SD | 10,40 |  | 6,15   | 7,37  | 0,10 | 0,20 | 0,68 | 0,31 | 0,27 | 0,24 | 0,24 | 1,28 | 0,56 |

**Intraobserver****Variability**

|                  | Fläche(cm2) | SD          |
|------------------|-------------|-------------|
| AVA-K A1         | <b>3,65</b> | <b>0,7</b>  |
| AVA-K A2         | <b>3,62</b> | <b>0,66</b> |
| MW               | 3,635       | 0,68        |
| $\Delta$ (MW-A1) | 0,015       | 0,020       |
| $\Delta$ (MW-A2) | 0,015       | 0,020       |
| IOV in %         | 0,413       | 2,941       |

|          | Fläche(cm2) | SD          |
|----------|-------------|-------------|
| AVA-D A1 | <b>2,79</b> | <b>0,57</b> |
| AVA-D A2 | <b>2,76</b> | <b>0,54</b> |
| MW       | 2,78        | 0,56        |
|          | 0,015       | 0,015       |
|          | 0,015       | 0,015       |
|          | 0,541       | 2,703       |

**Interobserver****Variability**

|                  | Fläche(cm2) | SD          |
|------------------|-------------|-------------|
| AVA-K A          | <b>3,64</b> | <b>0,68</b> |
| AVA-K B          | <b>3,68</b> | <b>0,68</b> |
|                  | 3,66        | 0,68        |
| $\Delta$ (MW-A1) | -0,023      | 0,000       |
| $\Delta$ (MW-A2) | -0,023      | 0,000       |
| IOV in %         | -0,615      | 0,000       |

|         | Fläche(cm2) | SD          |
|---------|-------------|-------------|
| AVA-D A | <b>2,78</b> | <b>0,56</b> |
| AVA-D B | <b>2,90</b> | <b>0,56</b> |
|         | 2,84        | 0,56        |
|         | -0,063      | -0,003      |
|         | -0,063      | -0,002      |
|         | -2,203      | -0,448      |

## Diskussion

Die vorliegende Arbeit soll klären, ob die beiden gebräuchlichen Methoden zur echokardiographischen Bestimmung des Herzzeitvolumens miteinander vergleichbar sind. Auch sollen Aussagen über einen möglichen prädiktiven Aussagewert von biometrischen Daten für die Aortenklappenöffnungsfläche und über den klinischen Nutzen der beiden Methoden gemacht werden. In der vorliegenden Studie wurden über 230 echokardiographische Messungen ausgewertet.

Die Bedeutung der Herzzeitvolumenmessung in Anästhesie und Intensivmedizin ist seit langem bekannt. Zur Messung stehen invasive und weniger invasive Methoden zur Verfügung (75). Derzeit ist die Thermodilutionsmethode mittels Pulmonalarterienkatheter das gebräuchlichste Verfahren und stellt trotz mancher Unzulänglichkeiten den Goldstandard dar (1, 8, 28).

Als eine reproduzierbare, genaue und weniger invasive Technik wird hier die Bestimmung des Herzzeitvolumens mittels Echokardiographie auf Ebene der Aortenklappe angesehen (13, 67). Es fehlt jedoch an einer standardisierten Methode zur Bestimmung der hierzu erforderlichen Aortenklappenöffnungsfläche (43). Zur Berechnung der Aortenklappenöffnungsfläche aus einer Aufnahme der kontinuierlich wechselnden Aortenklappenöffnung werden zwei weit verbreitete Methoden benutzt, das Dreieck- und das Kreismodell. Das Dreieckmodell nimmt für die Aortenklappenöffnungsfläche die Form eines gleichseitigen Dreiecks an. Das Kreismodell nimmt dagegen die Form eines Kreises an. Zwar sind bisher in verschiedenen Studien beide Methoden mit der Thermodilutionsmethode korreliert worden und kamen zu jeweils guten Übereinstimmungen (13, 19, 43, 69). Ein Vergleich der Messergebnisse der beiden echokardiographischen Methoden zur Bestimmung der Aortenklappenöffnungsfläche ist jedoch in dieser Form bei herzchirurgischen Patienten noch nicht durchgeführt worden. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Methoden. Ein möglicher Messfehler wirkt sich jedoch bei der

Kreismethode verzerrender aus, da ein einziger Messwert quadriert in die Formel  $AVA = (D/2)^2 \cdot \pi$  eingeht.

Aus anatomischen und mathematischen Gründen scheint die Dreiecksmethode jedoch der tatsächlichen Aortenklappenöffnungsfläche am Nächsten zu kommen (13, 98). Die beiden gebräuchlichen Methoden zur Bestimmung der Aortenklappenöffnungsfläche stimmen nicht miteinander überein. Somit ergibt sich die Notwendigkeit weiterer Untersuchungen, die die Messergebnisse beider echokardiographischer Methoden mit tatsächlichen anatomischen Gegebenheiten korrelieren. Die Schwierigkeit besteht auch hier in der sich während des Herzzyklus ständig verändernden Klappenfläche, also der Frage, zu welchem Zeitpunkt der Systole die Klappenöffnungsfläche gemessen werden sollte. Denkbar ist so zum Beispiel der Vergleich der beiden Methoden im Tierversuch mit anschließender Vermessung der Aortenklappe am Präparat unter Vernachlässigung von Veränderungen der Oberfläche während des Blutflusses. Der letzte Schritt wäre die Findung einer mathematischen Formel zur Beschreibung des Flächenverhältnisses ohne Blutfluss und mit Blutfluss. Außerdem müssen die Studien, die die Thermodilution mit beiden echokardiographischen Methoden vergleichen, neu überdacht werden, denn eine gute Korrelation bei beiden Methoden bei gleichzeitig bestehendem signifikanten Unterschied in der Flächenberechnung stellt auch die Genauigkeit der Thermodilutionsmethode in Frage. Solange diese Studien nicht vorliegen, lässt sich nicht mit abschließender Sicherheit beurteilen, welche der beiden Methoden die Bessere ist.

## Zusammenfassung

T-Tests für gepaarte und nicht gepaarte Stichproben zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen der Größe der Aortenklappenöffnungsfläche gemessen nach der Dreieckmethode und der Größe der Aortenklappenöffnungsfläche gemessen nach der Kreismethode. Lineare Korrelationsanalysen zeigen keinen Zusammenhang zwischen der Größe der Aortenklappenöffnungsfläche und biometrischen Parametern wie Größe, Gewicht, Alter und Körperoberfläche.

Die heute gebräuchlichen Methoden zur Ausmessung der Aortenklappenöffnungsfläche liefern also unterschiedliche Ergebnisse, die entsprechend für die Berechnung des cardiac output relevant sind und sich somit auf die Beurteilung der kardiopulmonalen Situation eines Patienten auswirken. Prädiktiv lassen sich anhand biometrischer Daten keine Aussagen über die Größe der Aortenklappenöffnungsfläche des Patienten machen.

Die vorliegende Studie macht weitere Untersuchungen erforderlich.

## **Anhang**

### **Medizinische Geräte und Materialien**

- HP Sonos 5500 Ultraschallgerät
- multiplane (multi-frequency phased-array transducer) TEE-Sonden der Fa. HP
- Herz-Lungen-Maschine: HL-20 mit Rollerpumpe oder Rota-Flow Zentrifugal-Pumpe (Jostra) mit Membranoxygenatoren Spiral Gold (Baxter) oder Monolyt (Sorin).
- Übliche Materialien zur Einleitung und Aufrechterhaltung von Narkosen bei herzchirurgischen Patienten

## Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

### Abbildungen

|  |    |
|--|----|
| Abbildung 1: Funktionsprinzip des Ultraschalls.....                          | 5  |
| Abbildung 2: Schema eines modernen Ultraschallgerätes .....                  | 6  |
| Abbildung 3: Klassische transgastrische Einstellung in der kurzen Achse..... | 17 |
| Abbildung 4: Doppler-Methode zur Berechnung des Volumenflusses.....          | 18 |
| Abbildung 5: Annähernd kreisförmige Form der Aortenklappe .....              | 37 |
| Abbildung 6: Dreiarmige Form der Aortenklappe.....                           | 38 |
| Abbildung 7: Die Aortenklappe als gleichseitiges Dreieck .....               | 39 |
| Abbildung 8: Sequenz der Aortenklappenöffnung.....                           | 40 |
| Abbildung 9: Einstellung der Aortenklappe in der langen Achse .....          | 50 |
| Abbildung 10: Berechnung der durchschnittlichen Klappenlänge L.....          | 51 |
| Abbildung 11: Der linksventrikuläre Ausflusstrakt .....                      | 52 |
| Abbildung 12: Durchschnittliche Aortenklappenöffnungsfläche .....            | 59 |

### Tabellen

|   |    |
|---|----|
| Tabelle 1: Halbierungsdistanzen für Substanzen und Gewebe in der Echokardiographie... 9 | 9  |
| Tabelle 2: Komplikationen des Pulmonalarterienkatheters.....                            | 24 |
| Tabelle 3: Einfluss des Pulmonalarterienkatheters auf die Prognose des Patienten .....  | 26 |
| Tabelle 4: Leitlinien für den Gebrauch des Pulmonalarterienkatheters .....              | 27 |
| Tabelle 5: Messdaten der Studie.....  | 54 |
| Tabelle 6: Vergleich der Aortenklappenöffnungsflächen im Patientenkollektiv .....       | 59 |
| Tabelle 7: Vergleich der Aortenklappenöffnungsflächen der weiblichen Patienten .....    | 60 |
| Tabelle 8: Vergleich der Aortenklappenöffnungsflächen der männlichen Patienten .....    | 60 |
| Tabelle 9: gepaarter t-Test AVA-D / AVA-K.....  | 60 |
| Tabelle 10: ungepaarter t-Test AVA-D / AVA-K.....                                       | 60 |
| Tabelle 11: Pearson-Korrelationen AVA-K im weiblichen Patientenkollektiv.....           | 61 |
| Tabelle 12: Pearson-Korrelationen AVA-D im weiblichen Patientenkollektiv .....          | 61 |

|  |    |
|--|----|
| Tabelle 13: Pearson-Korrelationen AVA-K im männlichen Patientenkollektiv ..... | 62 |
| Tabelle 14: Pearson-Korrelationen AVA-D im männlichen Patientenkollektiv ..... | 62 |
| Tabelle 15: Intra- und Interobserver Variability .....                         | 64 |

## Gleichungen

|   |    |
|---|----|
| Gleichung 1: Zusammenhang von Frequenz, Wellenlänge und Geschwindigkeit.....      | 4  |
| Gleichung 2: Doppler-Gleichung .....  | 11 |
| Gleichung 3: Pulsed-Wave Doppler .....  | 12 |
| Gleichung 4: Doppler-Shift und Messfrequenz .....                                 | 13 |
| Gleichung 5: Beziehung zwischen messbarer Geschwindigkeit und Messreichweite..... | 13 |
| Gleichung 6: Aortenklappenöffnungsfläche nach der Dreieckmethode .....            | 19 |
| Gleichung 7: Aortenklappenöffnungsfläche nach der Kreismethode .....              | 20 |
| Gleichung 8: Cardiac Index .....  | 20 |
| Gleichung 9: Sauerstoffverbrauch.....   | 21 |
| Gleichung 10: Cardiac output.....   | 21 |

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Patienten bedanken, die sich zur Teilnahme an dieser Studie bereit erklärt haben.

Bedanken möchte ich mich auch bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Elmar Berendes für die Überlassung des Themas und die freundliche Betreuung.

Neben ihm waren Herr Dr. Stefan Wirtz und Herr Dr. Christoph Schmidt maßgeblich an der vorliegenden Studie beteiligt. Sie haben mich mit außerordentlichem Engagement während dieser Zeit begleitet und standen mir stets mit wertvollen Hinweisen zur Seite.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Universitätsprofessor Dr. med. Dr. h. c. H. Van Aken, Direktor der Klinik und Poliklinik für Anästhesie und operative Intensivmedizin in Münster, und Herrn Universitätsprofessor Dr. med. H. H. Scheld, Direktor der Klinik und Poliklinik für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie in Münster, bedanken, die es mir ermöglicht haben, die Untersuchung an den Patienten ihrer Klinik durchzuführen.

Des Weiteren möchte ich mich beim Pflegepersonal bedanken, das trotz des Mehraufwandes bei der Datenerhebung stets Geduld und Rücksicht zeigte.

Schließlich danke ich meiner Familie und insbesondere meinen Eltern, die mich während meines gesamten Studiums immer unterstützt haben.

Ein besonderes Dankeschön möchte ich an Frau Nina Brandt richten, die mir während aller unserer gemeinsamen Jahre immer eine Quelle der Kraft war und ist.





### Literaturverzeichnis

- (1) Bashein G, Ivey TD: A pulmonary artery catheter is indicated in all patients for coronary artery surgery. Con: a pulmonary artery catheter is not indicated for all coronary artery surgery. *J Cardiothorac Anesth* 1:362-365, 1987
- (2) Bazaral M, Petre J, Novoa R: Errors in thermodilution cardiac output measurements caused by rapid pulmonary artery temperature decreases after cardiopulmonary bypass. *Anesthesiology* 77:31-37, 1992
- (3) Bednarz JE, Marcus RH, Lang RM: Technical guidelines for performing automated border detection studies. *L Am Soc Echocardiogr* 1995; 8:293-305
- (4) Bilfinger TV, Lin CY, Anagnostopoulos CE: In vitro determinations of accuracy of cardiac output measurements by thermal dilution. *J Surg Res* 33:409, 1982
- (5) Bland JM, Altman DG: Statistical methods of assessing agreement between methods of clinical measurements. *Lancet* 1:307-310, 1986
- (6) Bottiger BW, Rauch H, Bohrer H, et al.: Continuous versus intermittent cardiac output measurement in cardiac surgical patients undergoing hypothermic cardiopulmonary bypass. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 9:405-411, 1995
- (7) Celoria G, Steingrub JS, Vickers-Lahti M: Clinical assessment of hemodynamic values in two surgical intensive care units: effects on therapy. *Arch Surg* 125:1036-1039, 1990
- (8) Connors AF Jr, Speroff T, Dawson NV, et al.: The effectiveness of right heart catheterization in the initial care of critically ill patients. *JAMA* 276:889-897, 1996
- (9) Connors AF Jr, McCaffree DR, Gray BA: Evaluation of right heart catheterization in the critically ill patient without myocardial infarction. *N Engl J Med* 308:263-267, 1983
- (10) Connors AF Jr, Castele RJ, Farhat NZ, et al.: Complications of right heart catheterization: a prospective autopsy study. *Chest* 88:567-572, 1985
- (11) Dalen JE, Bone RC: Is it time to pull the pulmonary artery catheter? *JAMA* 276:916-918, 1996
- (12) Daniel WG, Erbel R, Kasper W, et al.: Safety of transesophageal echocardiography – A multicenter survey of 10.419 examinations. *Circulation* 83:817-821, 1991
- (13) Darmon PL, Hillel Z, Mogtader A, Thys DM. Cardiac output by transesophageal echocardiography using continuous-wave Doppler across the aortic valve. *Anesthesiology* 1994; 80: 796-805
- (14) Darmon PL, Hillel Z, Mogtader A, Thys DM: A study of the human aortic valve orifice by transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1996; 9:668-674
- (15) Doi M, Koji M, Ikeda K: Frequently repeated cardiac output measurements during anesthesia. *J Clin Monit* 6:107-112, 1990

- (16) Dubin J, Wallerson DC, Cody RJ, Devereux RB: Comparative accuracy of Doppler echocardiographic methods for clinical stroke volume determination. *Am Heart J* 120:116-123, 1990
- (17) Elkaym U, Berkeley R, Azen S, et al.: Cardiac output by thermodilution technique. Effect of injectate's volume and temperature on accuracy and reproducibility in the critically ill patient. *Chest* 84:418-422, 1983
- (18) Elliot CG, Zimmermann GA, Clemmer TP: Complications of pulmonary artery catheterization in the care of critically ill patients. A prospective study. *Chest* 76:647-652, 1979
- (19) Feinberg MS, Hopkins WE, Davila-Roman VG, Barzilai B: Multiplane transesophageal echocardiographic Doppler imaging accurately determines cardiac output measurements in critically ill patients. *Chest* 1995; 107:769-773
- (20) Forrester JS, Ganz W, Diamond G, et al.: Thermodilution cardiac output determination with a single flow-directed catheter. *Am Heart J* 83:306, 1972
- (21) Foster E, Schiller NB: The role of transesophageal echocardiography in critical care: USCF experience. *J Am Soc Echocardiogr* 5:368-374, 1992
- (22) Ganz W, Donoso R, Marcus HS, et al.: A new technique for measurement of cardiac output by thermodilution in man. *Am J Cardiol* 27:392, 1971
- (23) Gattioni L, Brazzi L, Pelosi P, et al.: A trial of goal-oriented hemodynamic therapy in critically ill patients. *N Engl J Med* 333:1025-1032, 1995
- (24) Gnaegi A, Feihl F, Perret C: Intensive care physicians' insufficient knowledge of right heart catheterization at the bedside: time to act? *Crit Care Med* 25:213-220, 1997
- (25) Goodyer AVN, Huvos A, Eckhardt WF, et al.: Thermal dilution curves in the intact animal. *Circ Res* 7:432, 1959
- (26) Gotshall RW, Wood VC, Miles DS: Comparison of two impedance cardiographic techniques for measuring cardiac output in critically ill patients. *Crit Care Med* 17:806-811, 1989
- (27) Grossmann W: Fick Oxygen method. In: *Cardiac Catheterization and Angiography*, 3rd edition. Philadelphia, Lea & Febinger, 1986, p 105
- (28) Guyatt G, Ontario Intensive Care Group: A randomized control trial of right heart catheterization in critically ill patients. *Intensive Care Med* 6:91-95, 1991
- (29) Guyton A: The Fick principle. In Guyton AC, Jones CE, Coleman TG, (eds): *Circulatory Physiology: Cardiac Output and its Regulation*, 2nd edition. Philadelphia, WB Saunders Company, 1973, p 21
- (30) Hamilton MA, Stevenson LW, Woo M, et al.: Effect of tricuspid regurgitation on the reliability of the thermodilution cardiac output in congestive heart failure. *Am J Cardiol* 64:945-948, 1989
- (31) Harris AP, Miller CF, Beattie C, et al.: The slowing of sinus rhythm during thermodilution cardiac output determination and the effect of altering injectate temperature. *Anesthesiology* 63:540, 1985

- (32) Hatle L, Angelsen B: Doppler Ultrasound in Cardiology, 2nd edition. Philadelphia, Lea & Febinger, 1984
- (33) Heerdt PM, Pond CB, Blessios GA, Rosenbloom M: Inaccuracy of cardiac output by thermodilution during acute tricuspid regurgitation. *Ann Thorac Surg* 53:706-708, 1992
- (34) Hisanaga K, Hisanaga A, Nagata K, Yoshida S: A new transoesophageal real-time two-dimensional echocardiographic system using a flexible tube and its clinical application. *Proc Jpn J Med Ultrasonogr* 32:43, 1977
- (35) Hoel BL: Some aspects of the clinical use of thermodilution in measuring cardiac output. *Scand J Clin Lab Invest* 38:383, 1978
- (36) Hozumi T, Shakudo M, Applegate R. Accuracy of cardiac output estimation with biplane transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1993; 6:62-68
- (37) Hüttemann E, Reinhart K: Pulmonalarterienkatheter (PAK). In: Aken H Van, Reinhart K, Zimpfer M (eds): *Intensivmedizin*, Georg Thieme, Stuttgart, New York, 257-274, 2001
- (38) Iberti T, Fisher CJ: A prospective study on the use of the pulmonary artery catheter in a medical intensive care unit-Its effect on diagnosis and therapy. *Crit Care Med* 11:238, 1983
- (39) Introna RPS, Pruett JK, Crumrine RC, Cuadrado AR: Use of transthoracic bioimpedance to determine cardiac output in pediatric patients. *Crit Care Med* 16:1101-1105, 1988
- (40) Jurado RA: Measurement of cardiac output by the direct Fick method. In Litwalk RS, Jurado RA: *Care of the cardiac surgical patient*. Norwalk, CT, Appleton-Century-Crofts, 1982, p 495
- (41) Kahn AK, Konstadt SN, Louie EK, Aronson S, Thys DM: Intraoperative Echocardiography In: Reich DL, Moskowitz DM, Kaplan JA: *Hemodynamic Monitoring*. In: Kaplan JA (ed.): *Cardiac Anesthesia*, 4th edition, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo:W.B. Saunders Company, 1999
- (42) Kashtan HI, Maitland A, Salerno TA, et al.: Effects of tricuspid regurgitation on thermodilution cardiac output: Studies in an animal model. *Can J Anaesth* 34:246-251, 1987
- (43) Katz WE, Gasior TA, Quinlan JJ, Gorscan JI: Transgastric continuous-wave Doppler to determine cardiac output. *Am. J. Cardiol.* 1993; 71:853-857
- (44) Kececioglu D, Kehl HG, Weyand M, et al.: Vorteile und Risiken der intraoperativen transösophagealen Echokardiographie im Kindesalter. *Z Herz-Thorax-Gefäßschir* 10:1-7, 1996
- (45) Kharasch ED, Sivarajan M: Gastroesophageal perforation after intraoperative transesophageal echocardiography. *Anesthesiology* 85: 426-428, 1996
- (46) Khoury AF, Afridi I, Quinones A, et al.: transesophageal echocardiography in critically ill patients: Feasibility, safety, and impact on management. *Am Heartv J* 127:1363-1371, 1994

- (47) Kisslo J, Adams D, Mark DB: Basic Doppler echocardiography. New York, Churchill Livingstone, 1988
- (48) Kouchoukos NT, Sheppard LC, McDonald DA, et al.: Estimation of stroke volume from the central arterial pulse contour in postoperative patients. *Surg Forum* 20:180, 1969
- (49) Latson TW, Whitten CW, O'Flaherty D, et al.: Ventilation, thermal noise, and errors in cardiac output measurements after cardiopulmonary bypass. *Anesthesiology* 79:1233-1243, 1993
- (50) Little WC, Braunwald E: Assessment of cardiac function. In: Braunwald E, ed. *Heart disease. A textbook of cardiovascular medicine*. Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney Tokyo: W.B. Saunders Company, 1997
- (51) Mangano DT: Monitoring pulmonary arterial pressure in coronary artery disease. *Anesthesiology* 53: 364-370, 1980
- (52) Marcus RH, Bednarz JE, Coulden R, Shroff S, Kipton M, Lang R: Ultrasonic backscatter system for automated on-line endocardial boundary detection: Evaluation by ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1993; 22:839-847
- (53) Marshall SA, Weyman AE: Doppler estimation of volumetric flow. In: Weyman AE, ed. *Principles and practice of echocardiography*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1994
- (54) Montarello JK, Perakis AC, Rosenthal E, Boyd EGCA, Yates AK, Deverall PB, Sowton E, Curry PVL: Normal and stenotic human aortic valve opening: in vitro assessment of orifice area changes with flow. *Eur Heart J*, 1990, 11:484-491
- (55) Muhiudeen IA, Kuecherer HF, Lee E, Cahalan MK, Schiller NB. Intraoperative estimation of cardiac output by transesophageal pulsed Doppler echocardiography. *Anesthesiology* 1991; 74: 9-14
- (56) Murdoch SD, Cohen AT, Bellamy MC: Pulmonary artery catheterization and mortality in critically ill patients. *Br J Anaesth* 85:611-615, 2000
- (57) Nelson LD, Houtchens BA: Automatic versus manual injections for thermodilution cardiac output determinations. *Crit Care Med* 10:190, 1982
- (58) Nishikawa T, Dohi S: Errors in the measurement of cardiac output by thermodilution. *Can J Anaesth* 40:142-15, 1993
- (59) Nishikawa T, Dohi S: Hemodynamic status susceptible to slowing of heart rate during thermodilution cardiac output determination in anesthetized patients. *Crit Care Med* 18:841-844, 1990
- (60) Nishikawa T, Dohi S: Slowing of heart rate during cardiac output measurement by thermodilution. *Anesthesiology* 64:540, 1985
- (61) Owall A, Stahl L, Settergren G: Incidence of sore throat and patient complaints after intraoperative transesophageal echocardiography during cardiac surgery. *J Cardiothorac Vas Anesth* 6:15-16, 1992
- (62) Pasch T: Der Pulmonalarterienkatheter: Vom Boom zum Bann? *Anaesthesist* 46:79-80, 1997

- (63) Pavek K, Lindquist O, Arfors KE: Validity of thermodilution method for measurement of cardiac output in pulmonary oedema. *Cardiovasc Res* 7:419, 1973
- (64) Pearl RG, Rosenthal MH, Nieson L, et al.: Effect of injectate volume and temperature on thermodilution cardiac output determination. *Anesthesiology* 64:798, 1986
- (65) Pearson AC, Castello R, Labovitz AJ: Safety and utility of transesophageal echocardiography in the critically ill patient. *Am Heart J* 119:1083-1089, 1990
- (66) Pelletier C: Cardiac output measurement by thermodilution *Can J Surg* 22:347, 1979
- (67) Perrino AC, Harris SN, Luther MA: Intraoperative determination of cardiac output using multiplane transesophageal echocardiography: a comparison to thermodilution. *Anesthesiology*. 1998 Aug;89(2):350-7.
- (68) Poelaert J, Skarvan K. *Transoesophageal echocardiography in anaesthesia and intensive care medicine*. 2nd Edn. London: BMJ Books, 2004.
- (69) Poelaert JI, Schmidt C, Van Aken H, Hinder F, Möllhoff T, Loick HM. Which cardiac output obtained from transoesophageal echocardiographic Doppler across the aortic valve is most comparable with thermodilution cardiac output? *Anaesthesia* 1999; 54; 128-136
- (70) Porembka DT, Hoit BD: Transesophageal echocardiography in the intensive care patients. *Crit Care Med* 19:826-835, 1991
- (71) Powner DJ, Dahl D, Shucker L: Ear densitometer cardiac outputs versus thermodilution outputs. *Crit Care Med* 12:148, 1984
- (72) Pulmonary artery consensus conference participants: Pulmonary artery catheter consensus conference: consensus statement. *New Horizons* 5:175-194, 1997
- (73) Pulmonary artery consensus conference participants: Pulmonary artery catheterization and clinical outcomes. *JAMA* 283:2568-2572, 2000
- (74) Puttermann C, Sprung CL: Pulmonalarterienkatheter: Evaluierung der Methode In: Sprung CL (ed) *Pulmonalarterienkatheter*. Springer, Heidelberg Berlin New York p. 1-15, 1999
- (75) Reich DL, Moskowitz DM, Kaplan JA: Hemodynamic Monitoring. In: Kaplan JA (ed.): *Cardiac Anesthesia*, 4th edition, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo: W.B. Saunders Company, 1999
- (76) Robin ED: Defenders of the pulmonary artery catheter. *Chest* 93:1059-1066, 1988
- (77) Robin ED: The cult of the Swan-Ganz catheter: overuse and abuse of pulmonary flow catheters. *Ann Intern Med* 103:445-449, 1985
- (78) Robinson PS, Crowther A, Jenkins BS, et al.: A computerized dichromatic earpiece densitometer for the measurement of cardiac output. *Cardiovasc Res* 13:420, 1979
- (79) Runciman WB, Ilsley AH, Roberts JG: Thermodilution cardiac output – A systematic error. *Anaesth Intensive Care* 9:135, 1981

- (80) Salgado CR, Galletti PM: In vitro evaluation of the thermodilution technique for the measurement of ventricular stroke volume and end-diastolic volume. *Cardiologia* 49:65, 1966
- (81) Savino JS, Hanson CWIII, Bigelow DC, et al.: Oropharyngeal injury after transesophageal echocardiography. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 8:76-78, 1994
- (82) Savino JS, Troinaos CA, Aukburg S, Weiss R, Riechek N: Measurement of pulmonary blood flow with transesophageal two-dimensional and Doppler echocardiography. *Anesthesiology* 1991; 75:445-451
- (83) Seward JB, Khandheria BK, OH JK et al.: Critical appraisal of transesophageal echocardiography: limitations, pitfalls, and complications. *J Am Soc Echocardiogr* 5:288-305, 1992
- (84) Siegel LC, Shafer SL, Martinez GM, et al.: Simultaneous measurements of cardiac output by thermodilution, esophageal Doppler, and electrical impedance in anaesthetized patients. *J Cardiothorac Anesth* 2:590-595, 1988
- (85) Snyder, JY, Powner DJ: Effects of mechanical ventilation on the measurement of the cardiac output by thermodilution. *Crit Care Med* 10:677, 1982
- (86) Sorensen MB, Bille-Brahe NE, Engell HC: Cardiac output measurement by thermodilution. *Ann Surg* 183:67, 1976
- (87) Spahn DR, Schmid S, Carrel T, et al.: Hypopharynx perforation by a transesophageal echocardiography probe. *Anesthesiology* 82:581-583, 1995
- (88) Steingrub JS, Celoria G, Vickers-Lahti M, et al.: Therapeutic impact of pulmonary artery catheterization in a medical/surgical ICU. *Chest* 99:1451-1455, 1991
- (89) Stevens JH, Raffin TA, Mihm FG, et al.: Thermodilution cardiac output measurement: Effects of the respiratory cycle on its reproducibility. *JAMA* 253:2240, 1985
- (90) Stewart WJ, Jiang L, Mich R, Pandian N, Guerrero JL, Weyman AE: Variable effects of changes in flow rate through the aortic, pulmonary and mitral valves on valve area and flow velocity: Impact on quantitative Doppler flow calculations. *J Am Coll Cardiol* 1995; 6:653-662
- (91) Stetz CW, Miller RG, Kelly GE, et al.: Reliability of the thermodilution method in the determination of cardiac output in clinical practice. *Am Rev Respir Dis* 126:1001, 1982
- (92) Stoddard MF, Longaker RA, Smith J, et al.: The safety of transesophageal echocardiography in the elderly. *Am Heart J* 125:1358-1362, 1993
- (93) Suriani RJ, Cutrone A, Feierman D, et al.: Intraoperative transesophageal echocardiography during liver transplantation. *J Cardiotorac Vasc Anesth* 10:699-707, 1996
- (94) Swan HJC, Ganz W, Forrester JS, et al.: Catheterization of the heart in man with the use of a flow directed balloon-tipped catheter. *N Engl J Med* 283:447-451, 1970
- (95) Tanner G, Barash PG: Cardiac output measurement by earpiece densitometry vs. thermodilution. *Crit Care Med* 12:1082, 1984
- (96) Task Force on Guidelines for PA Catheterization. *Anesthesiology* 78:380-396, 1993

- (97) Taylor RW: Controversies in pulmonary artery catheterization. *New Horizons* 5:173-296, 1997
- (98) Thubrikar M, Boshier LP, Nolan SP: The mechanism of opening of the aortic valve. *J Thorac Cardiovasc Surg* 77:863-870, 1979
- (99) Thys DM, Hillel Z: How it works: Basic concepts in echocardiography. In Bruijn NP, Clements F (eds): *Intraoperative Use of Echocardiography*. Philadelphia, JB Lippincott 1991, pp 13-44
- (100) Tuchschildt J, Sharma OP: Impact of hemodynamic monitoring in a medical intensive care unit. *Crit Care Med* 15:840-844, 1987
- (101) Tuman KJ, McCarthy RJ, Spiess BD, et al.: Effect of pulmonary artery catheterization on outcome in patients undergoing coronary artery surgery. *Anesthesiology* 70:199-206, 1989
- (102) Urbanowicz JH, Kernoff RS, Oppenheim G, et al.: Transesophageal echocardiography and its potential for esophageal damage. *Anesthesiology* 72:40-43, 1990
- (103) Vender JS: Pulmonary artery and mixed venous monitoring: Appropriate use 1995 Annual Refresher Course Lectures 144:1-7, 1995
- (104) Waller JL, Johnson SP; Kaplan JA: Usefulness of pulmonary artery catheters during aortocoronary bypass surgery. *Anesth Analg* 61:221-222, 1982
- (105) Weintraub AC, Barash PG: A pulmonary artery catheter is indicated in all patients for coronary artery surgery. Pro: a pulmonary artery catheter is indicated in all patients for coronary artery surgery. *J Cardiothorac Anesth* 1:358-361, 1987
- (106) Weisel RD, Berger RL, Hechtman, et al.: Measurement of cardiac output by thermodilution. *N Engl J Med* 292:682, 1975
- (107) Weissman C, Ornstein E, Young W: Arterial pulse contour analysis trendig of cardiac output: Hemodynamik manipulations during cerebral arteriovenous malformation resection. *J Clin Monit* 9:347-353, 1993
- (108) Wetzel RC, Latson TW: Major errors in thermodilution cardiac output measurement during rapid volume infusion. *Anesthesiology* 62:684, 1985
- (109) Wong D, Temper K, Steinmer E, et al.: Noninvasive cardiac output: Simultaneous comparison of two different methods with thermodilution. *Anesthesiology* 72:784-792, 1990
- (110) Wood EH, Bowers D, Shepherd JT, et al.: O<sub>2</sub> content of mixed venous blood in man during various phases of the respiratory and cardiac output cycles in relation to possible errors in measurement of cardiac output by conventional applications of the Fick method. *J Appl Physiol* 215:605, 1968