

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

**Doppler-echokardiographische Messung von Schlagvolumen  
und Herzzeitvolumen im linksventrikulären Ausflusstrakt und an  
der Aortenklappe**

**INAUGURAL – DISSERTATION**

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

**Till Kettler**

aus Bönen

2008



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

**Doppler-echokardiographische Messung von Schlagvolumen  
und Herzzeitvolumen im linksventrikulären Ausflusstrakt und an  
der Aortenklappe**

**INAUGURAL – DISSERTATION**

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

**Till Kettler**

aus Bönen

2008

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. V. Arolt

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. C. Schmidt

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. J. Sindermann

Tag der mündlichen Prüfung: 17. 11. 2008

## Zusammenfassung

### **Doppler-echokardiographische Messung von Schlagvolumen und Herzzeitvolumen im linksventrikulären Ausflusstrakt und an der Aortenklappe**

Till Kettler

**Einleitung:** Das Herzzeitvolumen (HZV) ist eine entscheidende Zielgröße in der Behandlung kritisch kranker Patienten. Im operativen Bereich und im Bereich der Intensivtherapie ist die transösophageale Doppler-Echokardiographie zur Bestimmung des HZV (TEE-HZV) auf großes Interesse gestoßen. In zahlreichen Studien wurde dabei eine hohe Übereinstimmung von TEE-HZV und dem Thermodilutionsverfahren mittels Pulmonalkatheter demonstriert. Das höchste Maß an Übereinstimmung zwischen den Verfahren wird erreicht, wenn das TEE-HZV auf Höhe der Aortenklappe (AV) gemessen wird. Doppler-echokardiographisch berechnet sich das Schlagvolumen (SV) als Produkt aus der effektiven systolischen Aortenklappenöffnungsfläche ( $AVA_{eff}$ ) und dem Integral der systolischen Flussgeschwindigkeit (Time velocity integral, TVI). Das TVI auf der Ebene der Aortenklappe kann aus zwei verschiedenen Positionen der transösophagealen Sonde abgeleitet werden. Der Berechnung der  $AVA_{eff}$  liegen gleichfalls zwei unterschiedliche geometrische Modelle zugrunde. Daraus ergeben sich theoretisch vier verschiedene Doppler-echokardiographische Verfahren zur Bestimmung des SV auf Höhe der AV. Jedes dieser vier Verfahren wurde in der Literatur publiziert und in die klinische Praxis eingeführt. Die vier Verfahren wurden aber niemals systematisch miteinander verglichen und auf ihre Austauschbarkeit hin überprüft.

**Methode:** Die Messungen wurden nach Zustimmung durch die zuständige Ethikkommission in einer prospektiven klinischen Verlaufsbeobachtung an einer konsekutiven Stichprobe von 133 herzchirurgischen Patienten durchgeführt. In Allgemeinanästhesie wurde eine multiplane transösophageale Echokardiographiesonde über den Ösophagus in den Magen vorgeschoben. Es wurden standardisierte transösophageale zweidimensionale und Doppler-echokardiographische Registrierungen mit einem Vivid 7 Ultraschallgerät (GE Medical Systems, Milwaukee, WI) vorgenommen. Die Aufnahmen wurden auf einem Super-VHS Videoband für die spätere Auswertung aufgezeichnet. Das TVI wurde jeweils in ca. 50 cm Tiefe aboral aus einer tiefen transgastrischen (DTG) und in ca. 35 cm Tiefe aus einer longitudinalen transgastrischen Sondenposition (TG-LAX) gemessen. Zur Berechnung der  $AVA_{eff}$  wurde entweder ein Kreismodell (circ) oder das Modell eines gleichseitigen Dreiecks (triang) zugrunde gelegt. Aus den theoretisch möglichen Kombination ergeben sich vier unterschiedliche Verfahren:  $DTG_{circ}$ ,  $DTG_{triang}$ ,  $TG-LAX_{circ}$ ,  $TG-LAX_{triang}$ .

**Ergebnisse:** Die Mittelwerte ( $\pm$ SD) für das SV betragen für  $DTG_{circ} = 70,5 (\pm 21,0)$  ml, für  $DTG_{triang} = 70,3 (\pm 21,3)$  ml, für  $TG-LAX_{circ} = 64,8 (\pm 21,1)$  ml und für  $TG-LAX_{triang} = 65,3 (\pm 21,3)$  ml. Im t-Test waren die Mittelwerte zwischen tief-transgastrischer und transgastrischer Sondenposition signifikant unterschiedlich ( $p < 0,001$ ). In der Pearson-Analyse bestanden hohe Korrelationen zwischen den vier unterschiedlichen Verfahren ( $0,804 \leq r \leq 0,926$ ). In der Bland-Altman Analyse war der mittlere Unterschied (Bias) zwischen den vier Verfahren klein ( $0,22 \leq \text{Bias} \leq 5,76$  ml). Die mittlere Irrtumswahrscheinlichkeit lag allerdings nur dann unter dem kritischen Grenzwert von 30%, wenn Verfahren mit gleicher Sondenposition verglichen wurden. Gleiches galt für die obere und untere Grenze der Übereinstimmung zwischen den Verfahren.

**Schlussfolgerung:** Die vier unterschiedlichen Doppler-echokardiographischen Verfahren zur Messung des TEE-HZV auf Höhe der AV sind nicht gegeneinander austauschbar. Signifikante Unterschiede entstehen zwischen Messergebnissen aus der tief-transgastrischen und der transgastrischen Einstellung. Hingegen unterscheiden sich die Messergebnisse nicht signifikant, wenn bei Ableitung des TVI aus gleicher Sondenposition entweder das Kreismodell oder das Dreiecksmodell zur Berechnung der Querschnittsfläche des Blutflusses zugrunde gelegt wird. In der tief-transgastrischen Einstellung werden im Mittel signifikant höhere Schlagvolumina gemessen. Da ein Überschätzen des Schlagvolumens durch Doppler-Echokardiographie aus physikalischen Gründen unmöglich ist, sollte nur die tief-transgastrische Sondenposition Anwendung finden.

Meinen Eltern

# Inhaltsverzeichnis

## Abkürzungsverzeichnis

### 1 Einleitung

- 1.1 Bedeutung der Messung von Schlagvolumen und Herzzeitvolumen bei kritisch kranken Patienten 1
- 1.2 Doppler-Echokardiographie zur Messung von Schlagvolumen und Herzzeitvolumen 3

### 2 Material und Methoden

- 2.1 Patientenkollektiv 7
- 2.2 Durchführung der klinischen Untersuchung 7
- 2.3 Narkose und Operation 7
- 2.4 Messung von Schlagvolumen und Herzzeitvolumen durch transösophageale Doppler-Echokardiographie 9
  - 2.4.1 Messung des Flussgeschwindigkeitsprofils auf Höhe der Aortenklappe 11
    - 2.4.1.1 Flussgeschwindigkeitsprofil im linksventrikulären Ausflusstrakt aus einer tief-transgastrischen Sondenposition 11
    - 2.4.1.2 Flussgeschwindigkeitsprofil durch die Aortenklappe aus einer transgastrischen Sondenposition 15
  - 2.4.2 Bestimmung der effektiven systolischen Querschnittsfläche auf Höhe der Aortenklappe 17
    - 2.4.2.1 Effektive systolische Öffnungsfläche im linksventrikulären Ausflusstrakt unmittelbar unterhalb der Aortenklappe (Kreismodell) 17
    - 2.4.2.2 Effektive systolische Öffnungsfläche der Aortenklappe (Dreiecksmodell) 19
- 2.5 Statistik 23

<b>3 Ergebnisse</b>	
3.1 Übersicht und Demographie	24
3.2 Datentabelle	24
3.3 Mittelwerte und Standardabweichungen	35
3.4 Bland-Altman Analyse	37
3.5 Gepaarter t-Test	42
3.6 Korrelationsanalyse nach Pearson	42
3.7 Regressionsanalyse	50
<b>4 Diskussion</b>	
4.1 Klinische Bedeutung der Messung des Schlagvolumens und Herzzeitvolumens und Stellenwert des Pulmonalkatheters	57
4.2 Klinischer Stellenwert der transösophagealen Echokardiographie	58
4.3 Probleme bei der Anwendung der transösophagealen Echokardiographie	65
4.4 Interpretation der eigenen Ergebnisse	66
4.5 Zusammenfassung	68
<b>5 Anhang</b>	
5.1 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	69
5.2 Danksagung	71
5.3 Lebenslauf	72
<b>6 Literaturverzeichnis</b>	74

## Abkürzungsverzeichnis

<b>AA</b>	Aorta ascendens
<b>ALCOS</b>	acute low cardiac output syndrom
<b>ALI</b>	acute lung infection
<b>AML</b>	vorderes Mitralklappensegel
<b>AV</b>	Aortenklappe
<b>AVA<sub>eff</sub></b>	Aortenklappenöffnungsfläche
<b>CABG</b>	Coronar Artery Bypass Graft
<b>CaO<sub>2</sub></b>	Sauerstoffgehalt des arteriellen Blutes
<b>circ</b>	kreisförmig
<b>cm</b>	Zentimeter
<b>cm<sup>2</sup></b>	Quadratcentimeter
<b>cos</b>	Kosinus
<b>CW</b>	kontinuierliche Doppler-Echokardiographie
<b>D</b>	Durchmesser
<b>DGAI</b>	Deutsche Gesellschaft für Anästhesie und Intensivmedizin
<b>DTG</b>	tief-transgastrisch – deep transgastric
<b>EKG</b>	Elektrokardiogramm
<b>h</b>	Stunde
<b>HF</b>	Herzfrequenz
<b>HI</b>	Herzindex
<b>HTx</b>	Herztransplantation
<b>HZV</b>	Herzeitvolumen
<b>IABP</b>	intraaortale Ballonpumpe
<b>ICU</b>	Intensivstation – intensive care unit
<b>kg</b>	Kilogramm
<b>L</b>	Länge der aortalen Segel
<b>l/min</b>	Liter pro Minute
<b>l/min/m<sup>2</sup></b>	Liter pro Minute pro Quadratmeter
<b>LA</b>	linker Vorhof
<b>LAX</b>	lange Achse – long axis
<b>LV</b>	linker Ventrikel
<b>LVOT</b>	linksventrikulärer Ausflusstrakt
<b>ME</b>	mid esophageal

## Abkürzungsverzeichnis

<b>µg</b>	Mikrogramm
<b>mg</b>	Milligramm
<b>min</b>	Minute
<b>ml</b>	Milliliter
<b>mm/s</b>	Millimeter pro Sekunde
<b>MODS</b>	Multi-Organ-Dysfunction-Syndrom
<b>MV</b>	Mitralklappe
<b>n</b>	Stichprobenumfang
<b>π</b>	Kreiszahl
<b>p</b>	Signifikanzniveau
<b>PA</b>	Pulmonalarterie
<b>PAK</b>	Pulmonalarterienkatheter
<b>PEEP</b>	positiver endexpiratorischer Druck
<b>PML</b>	hinteres Mitralklappensegel
<b>PV</b>	Pulmonalklappe
<b>PW</b>	gepulste Doppler - Echokardiographie
<b>r</b>	Korrelationskoeffizient nach Pearson
<b>Re – CABG</b>	erneuter Eingriff nach Bypass-Operation
<b>RV</b>	rechter Ventrikel
<b>RV – Dys.</b>	Dekompensation des rechten Ventrikels
<b>SAX</b>	kurze Achse – short axis
<b>SD</b>	Standardabweichung
<b>SV</b>	Schlagvolumen
<b>TEE</b>	transösophageale Echokardiographie
<b>TEE-HZV</b>	Herzzeitvolumen bestimmt mit der transösophagealen Echokardiographie
<b>TG</b>	transgastrisch – trans gastric
<b>triang</b>	dreieckig, gleichschenkelig
<b>TV</b>	Trikuspidalklappe
<b>TVI</b>	Zeit-Geschwindigkeits-Integral – time velocity integral
<b>ZVK</b>	zentralvenöser Katheter
<b>°</b>	Grad

# 1 Einleitung

## 1.1 Bedeutung der Messung von Schlagvolumen und Herzzeitvolumen bei kritisch kranken Patienten

Die Beurteilung, Überwachung und Steuerung der Herz-Kreislauffunktion kritisch kranker Patienten stellt einen der Schwerpunkte der anästhesiologischen Tätigkeit sowohl perioperativ als auch im intensivmedizinischen Bereich dar. Grundlage dafür ist eine valide und möglichst auch kontinuierliche Überwachung der makro-hämodynamischen Parameter. Das Basismonitoring für postoperative Intensivpatienten sollte EKG, Pulsoxymetrie, invasive Blutdruckmessung, zentralen Venendruck, Bilanzierung (Drainagen, Ein- und Ausfuhr), arterielle und zentralvenöse Blutgasanalysen und Temperaturmessung umfassen. Eine dem metabolischen Bedarf angepasste Versorgung mit Sauerstoff ist das Ziel der peri- und postoperativen Versorgung dieser Patienten.<sup>46</sup> Der Sauerstofftransport ergibt sich als Produkt des Herzzeitvolumens (HZV) und des arteriellen Sauerstoffgehaltes ( $\text{CaO}_2$ ) des Blutes. Das HZV passt sich als Konsequenz verschiedener autoregulativer Vorgänge an den Sauerstoffbedarf des gesamten Organismus an und reflektiert somit den Status des gesamten zirkulatorischen Systems, nicht nur den des Herzens.

Das HZV kann am besten als ein globaler Parameter angesprochen werden, der eine Aussage über die Integrität des komplexen kardiovaskulären Systems gestattet.<sup>30</sup> Einerseits determiniert das HZV neben der Hämoglobinkonzentration und der arteriellen Sauerstoffsättigung die Sauerstofftransportkapazität des Organismus, deren Höhe von kritischer Bedeutung für die zellulären oxidativen Stoffwechselprozesse ist. Andererseits kommt dem HZV im Rahmen der diagnostischen Einschätzung akuter lebensbedrohlicher Hypotensionen große Bedeutung zu. Allgemeinwerdenschwere Hypotensionen, die mit einer Einschränkung der Versorgung der peripheren Organe mit Sauerstoff einhergehen und dadurch eine zelluläre Hypoxie mit anaerobem Stoffwechsel auslösen, als Schock bezeichnet. Eine Hypotension mit Schock kann als Folge einer kritischen Erniedrigung des HZV unter einen Wert von  $2,2 \text{ l/min/m}^2$  auftreten. In diesem Fall handelt es sich um ein sogenanntes „acute low cardiac output“ Syndrom (ALCOS), dem ursächlich entweder eine kardiale Insuffizienz oder eine gravierende Hypovolämie zugrunde liegt. Ein Schockzustand kann aber auch mit einer Erhöhung des HZV vergesellschaftet sein. In diesem Fall wird der Schock als „high output shock state“ angesprochen und hat seine Ursache in der Regel in einer Sepsis mit Versagen der peripheren Vasomotorik.

Zahlreiche andere Faktoren im operativen Umfeld oder auf einer Intensivstation können gleichfalls ein Vasomotorenversagen auslösen, z. B. allergische Reaktionen, Einsatz extrakorporaler Verfahren zur Unterstützung der Herz-Kreislauf- und/oder Lungenfunktion oder die Freisetzung von vasoaktiven Mediatoren durch ein sich entwickelndes Multi-Organ-Dysfunktions-Syndrom (MODS). Gerade die sichere Unterscheidung eines Schockzustandes mit niedrigem HZV von einem distributiven Schock mit HZV-Erhöhung ist in der klinischen Praxis von großer Bedeutung.<sup>9</sup>

Die messtechnische Quantifizierung von Schlagvolumen (SV) und HZV zur Beurteilung des hypotensiven Patienten ist aber auch deshalb zwingend erforderlich, weil die klassischen klinischen Zeichen wie Blutdruck, Herzfrequenz, Urinproduktion, Halsvenenfüllung, Temperatur der Akren, Hautperfusion oder Hautturgor keine zuverlässige Einschätzung von SV und HZV erlauben.

Somit ist das HZV ein wichtiges Kriterium bei Diagnose und Therapie von hämodynamisch instabilen Patienten. Das HZV ist die Menge Blut, die jede Minute vom rechten Herzen durch den Lungenkreislauf und vom linken Herzen durch den systemischen Kreislauf zirkuliert wird. Die beiden grundlegenden Größen, die das HZV bestimmen, sind das vom linken Ventrikel (LV) und vom rechten Ventrikel (RV) ausgeworfene SV und die Herzfrequenz (HF). Die Determinanten des SV sind die kardiale Vorlast, die kardiale Nachlast und die myokardiale Kontraktilität.

Zur Bestimmung von SV und HZV stehen invasive, semi-invasive und nicht invasive Techniken zur Verfügung. Den klinischen Standard zur Messung des HZV stellt das Thermodilutionsverfahren dar, das in den 70er Jahren erfolgreich etabliert wurde. Das Thermodilutionsverfahren ist an einen perkutan eingeführten pulmonalarteriellen Katheter (PAK) gebunden, dessen im Stamm der Pulmonalarterie (PA) zu platzierende Spitze mit einem ultraschnell messenden Thermistor ausgerüstet ist. Der Thermistor erfasst Temperaturschwankungen in der PA, zu denen es nach der Injektion einer kalten Indikatorlösung in den rechten Vorhof kommt. Aus dem Verlauf der Indikator-Verdünnungskurve lässt sich mittels der Stewart-Hamilton-Gleichung dann computer-gestützt das HZV errechnen. Erst in jüngster Zeit sind der PAK und das daran gebundene Thermodilutionsverfahren Gegenstand klinischer Auseinandersetzungen geworden. Ursächlicher Anknüpfungspunkt der Kritik war dabei die hohe Invasivität des Verfahrens, das punktionsbedingte Akutkomplikationen zur Folge haben kann. Dabei ist an akzidentelle arterielle Fehlpunktionen, Nervenverletzungen, Pneumothoraces, Perforation von Herzhöhlen, Verletzungen von Trikuspidalklappe (TV) oder Pulmonalklappe (PV), Rupturen der

PA und maligne Rhythmusstörungen bis hin zum Kammerflimmern zu denken. Bei längerer transvasaler transkardialer Liegedauer des Katheters kommt es dann zu chronischen Verlaufskomplikationen wie intravasalen Thrombosen, Thrombembolien und Septikämien. In einer viel beachteten Studie an 5735 Intensivpatienten aus fünf Zentren zeigten Connors et al. schon 1996, dass der Einsatz eines PAK mit einer erhöhten Letalität, einer längeren Liegedauer auf der Intensivstation und höheren Behandlungskosten einhergeht.<sup>10</sup> Aufgrund des Studiendesigns ist die Untersuchung von Connors jedoch aus methodischen Gründen angefochten worden. Die Kernaussage fand aktuell aber ihre Bestätigung in einer von Sandham et al. durchgeführten kontrollierten, randomisierten Studie an 1994 Intensivpatienten. Auch diese Autoren konnten keinen mit dem Einsatz eines PAK assoziierten Vorteil für die Patienten nachweisen.<sup>48</sup>

Die Kontroverse um den PAK hat dazu geführt, dass alternative, weniger invasive und kostengünstigere Verfahren zur Bestimmung des HZV an Bedeutung gewonnen haben. Im operativen Bereich und im Bereich der Intensivtherapie ist die transösophageale Doppler-Echokardiographie (TEE) als Verfahren zur Bestimmung des HZV (TEE-HZV) auf das nachhaltigste Interesse gestoßen.

## 1.2 Doppler-Echokardiographie zur Messung von Schlagvolumen und Herzzeitvolumen

Die TEE hat sich in den letzten zwei Jahrzehnten in der perioperativen Medizin zur Diagnostik von Erkrankungen des Herzens und der großen intrathorakalen Gefäße, vor allem aber zur Einschätzung der Funktion von LV und RV durchgesetzt. Auch die Bestimmung von SV und HZV mittels TEE hat sich als klinische Routine etabliert.<sup>12,39</sup> Ihr Vorteil ist die im Vergleich zu anderen Methoden wie der Thermodilution mittels PAK relativ geringe Invasivität.<sup>34,57</sup> In zahlreichen experimentellen und klinischen Studien konnte eine hohe Übereinstimmung zwischen TEE-HZV und invasiver Thermodilution nachgewiesen werden.<sup>12,17,39</sup> Deshalb hat sich das Doppler-echokardiographische Verfahren rasch in denjenigen klinischen Bereichen etabliert, in denen routinemäßig Echokardiographiegeräte zur Anwendung kommen, wie z.B. in der Kardioanästhesie.

Grundsätzlich können SV und HZV mittels Echokardiographie basierend auf zwei unterschiedlichen physikalischen Prinzipien gemessen werden:

- volumetrische Verfahren und
- Doppler-echokardiographische Verfahren.<sup>21,35,49</sup>

Die volumetrischen Verfahren, die auf der Darstellung des LV im zweidimensionalen Bild basieren, haben sich aufgrund der begrenzten Auflösung des zweidimensionalen Bildes und aufgrund der erforderlichen geometrischen Annahmen (Kreis versus Ellipse, uniformes Kontraktionsverhalten) allenfalls als geeignet erwiesen, Änderungen des SV im Behandlungsverlauf mit ausreichender Genauigkeit erfassen zu können. Zur exakten Quantifizierung haben sie sich nicht qualifiziert.<sup>8,40,60</sup>

Im Gegensatz zur volumetrischen Bestimmung des HZV werden heute die Doppler-Verfahren im klinischen Gebrauch als reliabel und valide angesehen, da sie benutzerunabhängig zu reproduzierbaren Ergebnissen führen.<sup>2,33,53</sup> Prinzipiell kann die Doppler-Methode zur Messung des Volumenstroms durch alle Herzklappen eingesetzt werden. Unabhängig von der konkreten Lokalität, an der die Messung durchgeführt wird, müssen definierte physikalische Voraussetzungen gegeben sein:

- laminarer Blutfluss,
- flaches Geschwindigkeitsprofil an der Durchtrittsstelle des Blutstroms,
- Möglichkeit, den Doppler-Strahl parallel zur Richtung des Blutflusses ausrichten zu können,
- Bestimmung der Querschnittsfläche exakt am Ort der Geschwindigkeitsmessung,
- eine aus einem zweidimensionalen Bild ableitbare geometrische Figur zur Bestimmung der Querschnittsfläche und
- Konstanz der Querschnittsfläche während der gesamten Phase des pulsatilen Blutflusses.<sup>7,43,53</sup>

Initial hat es unter diesen Vorbedingungen Versuche der Doppler-Messung an der PV und an der Mitralklappe (MV) gegeben.<sup>45,49</sup> Aufgrund der komplexen Geometrie der MV und der vom Ösophagus aus schlechten Beschallbarkeit der PV waren die Korrelationen mit der Thermodilutionsmethode aber so schlecht, dass diese Messorte schnell zugunsten der Aortenklappe (AV) und des linksventrikulären Ausflusstraktes (LVOT) verlassen worden sind.<sup>34</sup>

Die Kombination aus zweidimensionaler Bildgebung und Doppler-Prinzip hat dabei die Möglichkeit eröffnet, das HZV mittels TEE messen zu können. Durch zweidimensionale Bildgebung kann auf dem Niveau der AV die mittlere systolische Querschnittsfläche für den Blutfluss bestimmt werden. Das Doppler-Verfahren

gestattetes, exakt an der gleichen Stelle im LVOT oder an der AV während der Systole das Flussgeschwindigkeitsprofil abzuleiten. Das Integral des Flussgeschwindigkeitsprofils über die Zeit wird als Zeit-Geschwindigkeits-Integral (time velocity integral, TVI) bezeichnet und in der Einheit „Zentimeter“ angegeben. Anschaulich handelt es sich bei dem TVI um die Distanz, die ein einzelner Erythrozyt als Doppler-Strahl reflektierendes Objekt während einer Systole in anterograder Richtung zurücklegt. Das Produkt aus effektiver systolischer Aortenklappenöffnungsfläche ( $AVA_{\text{eff}}$ ) und TVI ist dann als volumetrischer Fluss während eines einzigen Herzzyklus aufzufassen und stellt mithin das SV dar. Durch Multiplikation von SV und HF errechnet sich letztlich das HZV.

Die Messung des volumetrischen Flusses über die AV wurde 1993 erstmals von W.E. Katz vorgestellt<sup>25</sup> und ist dann in rascher Folge durch weitere Anwender aufgegriffen worden.<sup>12,41,51,64</sup> Die Flussgeschwindigkeitsmessungen auf Höhe der AV werden aus zwei verschiedenen Sondenpositionen vorgenommen. Katz hatte empfohlen, die Flussgeschwindigkeiten aus einer modifizierten tiefen transgastrischen Sondenposition (deep TGLAX, deep transgastric long axis view) zu bestimmen.<sup>54</sup> Diese tief-transgastrische Einstellung wurde kurze Zeit später durch eine longitudinale transgastrische Einstellung (TG LAX, transgastric long axis view) ergänzt.<sup>17,41,54</sup> Der Berechnung der  $AVA_{\text{eff}}$  liegen zwei unterschiedliche geometrische Modelle zugrunde. Die erste geometrische Approximation ist mit dem Dreiecksmodell der AV („triang“, gleichschenkelig dreieckig) gegeben, das 1996 von P.L. Darmon vorgeschlagen worden ist.<sup>13</sup> Dieses Modell lässt sich aus physikalischen Gründen zweckmäßig nur mit dem kontinuierlichen Doppler-Verfahren kombinieren. Der kontinuierliche Doppler hat nämlich keine Tiefen-Auflösung und registriert zwangsläufig die höchste entlang einer vorgegebenen Linie auftretende Geschwindigkeit. Nach dem Kontinuitätsgesetz tritt die höchste Flussgeschwindigkeit an der engsten Stelle einer Passage auf, also exakt auf Höhe der AV, wenn der Weg des Blutflusses aus dem LV in die ascendierende Aorta (AA) verfolgt wird. Dem Dreiecksmodell tritt als zweite geometrische Annäherung das Kreismodell des Aortenannulus („circ“, kreisförmig) zur Seite. Dabei wird der Durchmesser des Aortenannulus zum Zeitpunkt der maximalen Öffnung der AV präzise im zweidimensionalen Bild (ME LAX, mid esophageal long axis) ausgemessen und die Fläche dann nach der Formel  $\pi \times (D/2)^2$  berechnet.<sup>52,54</sup> Das Kreismodell kann zwangsläufig nur in Kombination mit dem gepulsten Doppler-Verfahren eingesetzt werden. Nur der gepulste Doppler verfügt über eine hohe räumliche Auflösung und gestattet es, das Profil der systolischen Flussgeschwindigkeiten millimetergenau am Aortenannulus, korrespondierend zu der Stelle der Flächenmessung, zu registrieren.

Aus den beiden verschiedenen Anlotpositionen zur Ableitung des Blutfluss-geschwindigkeitsprofils und aus den beiden verschiedenen geometrischen Modellen zur Messung der mittleren systolischen Blutfluss-Querschnittsfläche ergeben sich auf Höhe der AV vier verschiedene echokardiographische Doppler-Verfahren zur Bestimmung von SV und HZV. Jedes der Verfahren ist in seiner jeweiligen Kombination aus Sondenposition, Flächenmodell und spektralem Doppler-Verfahren präzise definiert:

- $DTG_{circ}$ : deep transgastric LAX (DTG), Kreismodell des LVOT (circ), gepulster Doppler (PW-Doppler);
- $DTG_{triang}$ : deep transgastric LAX (DTG), Dreiecksmodell der AV (triang), kontinuierlicher Doppler (CW-Doppler);
- $TG-LAX_{circ}$ : transgastric LAX (TG-LAX), Kreismodell des LVOT (circ), gepulster Doppler (PW-Doppler);
- $TG-LAX_{triang}$ : transgastric LAX (TG-LAX), Dreiecksmodell der AV (triang), kontinuierlicher Doppler (CW-Doppler).

Jedes dieser vier Verfahren ist in der Literatur beschrieben und in der klinischen Praxis eingeführt worden. Die Verfahren wurden aber niemals miteinander verglichen und auf gegenseitige Austauschbarkeit hin evaluiert. Der systematische Vergleich der vier Verfahren ist Gegenstand dieser Promotionsarbeit.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Patientenkollektiv**

Im Rahmen dieser Studie sind im Zeitraum zwischen September und November 2004 insgesamt 133 konsekutive Patienten (42 weibliche und 91 männliche) untersucht worden. Aufgrund einer Herzerkrankung mussten sich die Patienten elektiv einer Herzoperation ohne Pathologie an der AV an der Klinik und Poliklinik für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie der Universitätsklinik Münster (Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. H.H. Scheld) unterziehen. Die Durchführung der Studie erfolgte nach Zustimmung durch die Ethikkommission der Ärztekammer Westfalen-Lippe in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki. Alle Patienten willigten schriftlich der Teilnahme an der Studie zu, nachdem sie von einem Arzt der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und operative Intensivmedizin über die Untersuchung, deren Verlauf und mögliche Risiken aufgeklärt worden waren. Patienten mit einer signifikanten Klappenerkrankung wurden von der Studie ausgeschlossen. Weitere Ausschlusskriterien waren Vorhofflimmern, implantierte Schrittmacher und Erkrankungen von Magen oder Ösophagus, die eine Kontraindikation zur Durchführung einer TEE darstellen.

### **2.2 Durchführung der klinischen Untersuchung**

Die Patienten wurden in der Regel am Vortag der Operation von einem Anästhesisten der Klinik und Poliklinik für Anästhesie und operative Intensivmedizin untersucht und über Ablauf und Risiken des Narkoseverfahrens unterrichtet. Am Morgen des Operationstages erhielten alle Patienten auf der Station zur Anxiolyse eine Prämedikation mit 15-40 mg Clorazepam (Tranxilium®, Sanofi-Synthelabo) oder 1-2 mg Flunitrazepam (Rohypnol®; Hoffmann-La Roche, Grenzach Wyhlen). Frühestens 30 Minuten nach der Prämedikation erfolgte der Transport der Patienten in die zentrale Operationsabteilung des Universitätsklinikums Münster.

### **2.3 Narkose und Operation**

Nach Ankunft in der Anästhesieeinleitung wurde das Monitoring – bestehend aus einem 5-Kanal-Elektrokardiogramm, einer Infrarotmessung der Sauerstoffsättigung des Hämoglobins durch das Nagelbett einer Fingerkuppe und das Einbringen eines invasiven arteriellen Blutdruckmesskatheters in der Regel in die linke Arteria

radialis – angelegt. Nach erfolgreicher Etablierung des Monitorings wurden die Patienten präoxygeniert. Die Induktion der Allgemeinanästhesie erfolgte durch die Gabe von 0,1-0,2 mg/kg Midazolam (Dormicum®; Hoffmann-La Roche, Grenzach Wyhlen), 0,7 µg/kg Sufentanil (Sufenta®; Janssen-Cilag, Neuss), 0,2 mg/kg Etomidat (Etomidat-Lipuro®; B. Braun Melsungen, Melsungen) und 0,15 mg/kg Cis-Atracurium (Nimbex®; GlaxoWellcome, Parma, Italien). Die Aufrechterhaltung der Anästhesie erfolgte mit Sevoflurane (Sevorane®), Sufentanil (1,0 µg/kg/h) und Cis-Atracurium (1,0 µg/kg/min).

Nach der endotrachealen Intubation wurde die multiplane transösophageale Doppler-Echokardiographiesonde über den Ösophagus in den Magen vorgeschoben. Anschließend musste nach streng steriler Punktion der rechten Vena jugularis interna ein Zentralvenenkatheter (ZVK) mit vier Lumina in Seldinger-Technik über die obere Hohlvene bis kurz vor deren Einmündung in den rechten Vorhof vorgeschoben werden. Parallel erfolgte die Anlage eines transurethralen Dauerkatheters in die Blase mit integrierter Temperaturmessung.

Nachdem eine hämodynamische Stabilität erreicht worden war, wurde bei allen Patienten am Ende der Anästhesieeinleitung im Einleitungsraum vor Operationsbeginn das TVI mit der transösophagealen Doppler-Echokardiographie bestimmt. Dieses erfolgte zunächst dadurch, dass die Ultraschallsonde vom Magen aus in Inversion auf die Herzspitze gerichtet wurde (tief-transgastrisch - DTG). Anschließend wurde die Ultraschallsonde vom Magen aus auf die longitudinale Achse des linken Ventrikels gerichtet (transgastrisch - TG-LAX). Beim Zurückziehen der Ultraschallsonde aus der tief-transgastrischen Position in die transgastrische Position kam es zu keinerlei hämodynamischen Irritationen bei den Patienten. Alle Messungen wurden auf S-VHS Videoband gespeichert. Für die Messung der Flussgeschwindigkeitsprofile sind jeweils drei aufeinanderfolgende Herzschläge zugrunde gelegt und das Mittel ist in die Formel übernommen worden. Die Zeit der Registrierung sämtlicher Daten auf Videoband erfolgte innerhalb einer Minute, so dass man von gleichbleibender Anatomie und Hämodynamik ausgehen kann. Die Flächenmessung der Aortenklappenöffnung erfolgte zu einem späteren Zeitpunkt anhand der angefertigten Videodokumentation.

Anschließend unterzogen sich die Patienten der geplanten kardiochirurgischen Operation und wurden postoperativ im sedierten und beatmeten Zustand auf die Intensivtherapiestation III der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und operative Intensivmedizin verlegt.

## 2.4 Messung von Schlagvolumen und Herzzeitvolumen durch transösophageale Doppler-Echokardiographie

Vor Erhebung der Studiendaten wurde eine standardisierte transösophageale echokardiographische Untersuchung durchgeführt, um bisher nicht diagnostizierte Erkrankungen von LVOT, AV und AA definitiv auszuschließen. Dieser echokardiographischen Routine-Untersuchung schloss sich die Registrierung der für die Studie relevanten Daten unmittelbar an. Im zweidimensionalen Bild wurde zunächst die AV visualisiert und Doppler-echokardiographisch wurde dann auf Höhe der AV das Flussgeschwindigkeitsprofil TVI abgeleitet. Zunächst wurde das TVI aus einer tiefen transgastrischen (deep TG LAX - DTG / Abb. 1 k) und nachfolgend nach Zurückziehen der Ultraschallsonde aus einer transgastrischen (TG - LAX / Abb. 1 j) Sondenposition bestimmt. Abbildung 1 gibt eine Übersicht der verschiedenen Sondenpositionen im transösophagealen Ultraschall. Zur Echokardiographie fand ein Vivid 7 - Ultraschallgerät Verwendung (GE Medical Systems, Milwaukee, WI), das mit einer multiplanen TEE-Sonde ausgestattet war (multi-frequency phased-array transducer). Zur Analyse wurde die system-proprietäre Echo-Pac Software benutzt. Es wurden jeweils drei aufeinanderfolgende Herzschläge registriert und ausgemessen. Für jeden zweidimensionalen Parameter und für das TVI wurde der Mittelwert aus jeweils drei Herzzyklen errechnet. Zur Berechnung der  $AVA_{\text{eff}}$  wurde entweder ein kreisförmiges (circ) oder ein gleichseitig dreieckiges (triang) geometrisches Modell zugrunde gelegt.

Bei der Verwendung dieses Verfahrens berechnet sich das SV als Produkt aus dem Integral der systolischen Blutflussgeschwindigkeiten auf Höhe der AV (TVI) und der effektiven systolischen Öffnungsfläche der AV ( $AVA_{\text{eff}}$  = effective aortic valve area).<sup>34,57</sup>

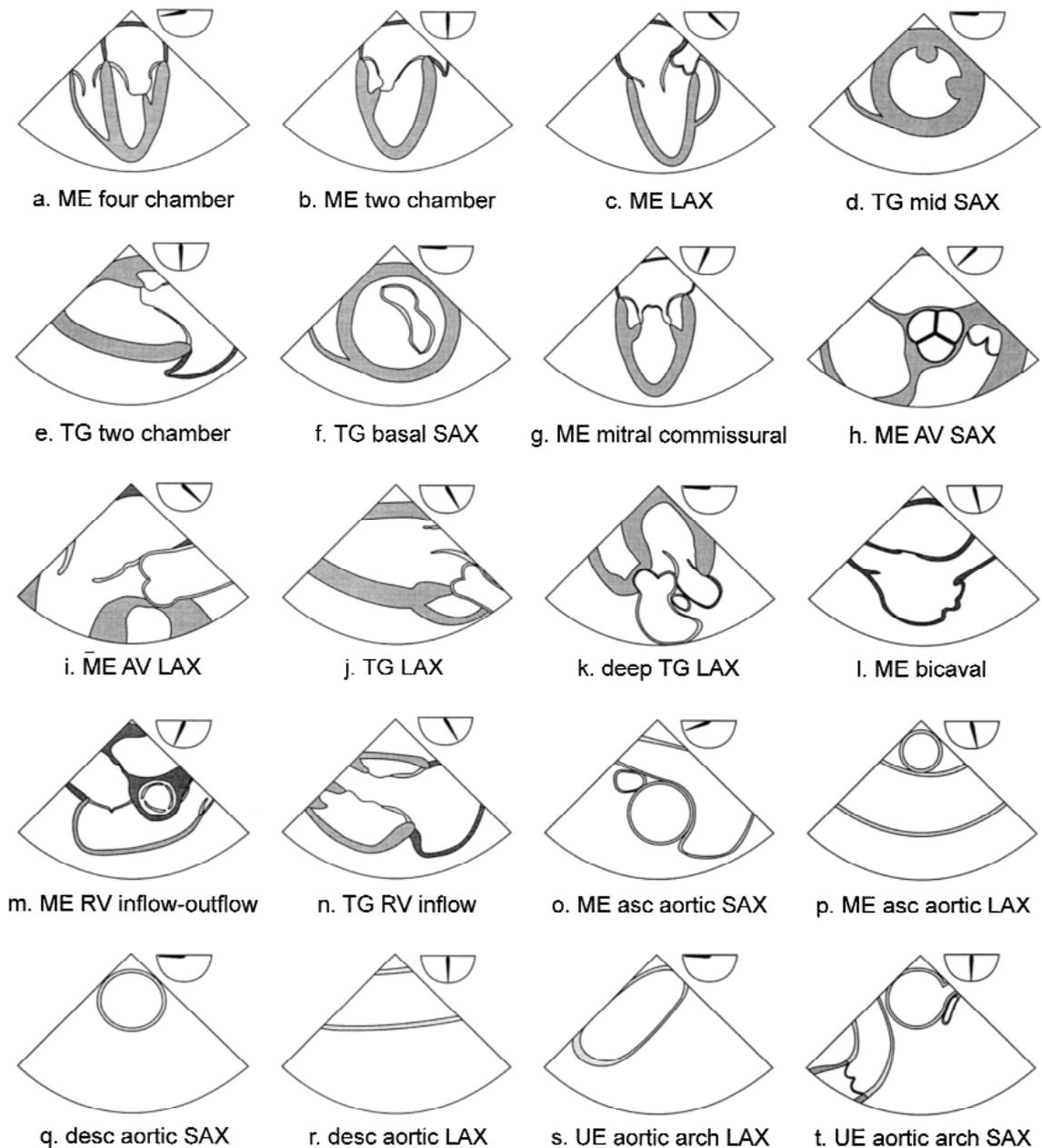
### Berechnung des Schlagvolumens

$$SV = TVI \times AVA_{\text{eff}} \text{ (ml)}$$

SV = Schlagvolumen;

TVI = Zeit- Geschwindigkeits-Integral auf Höhe der Aortenklappe, „time velocity integral“;

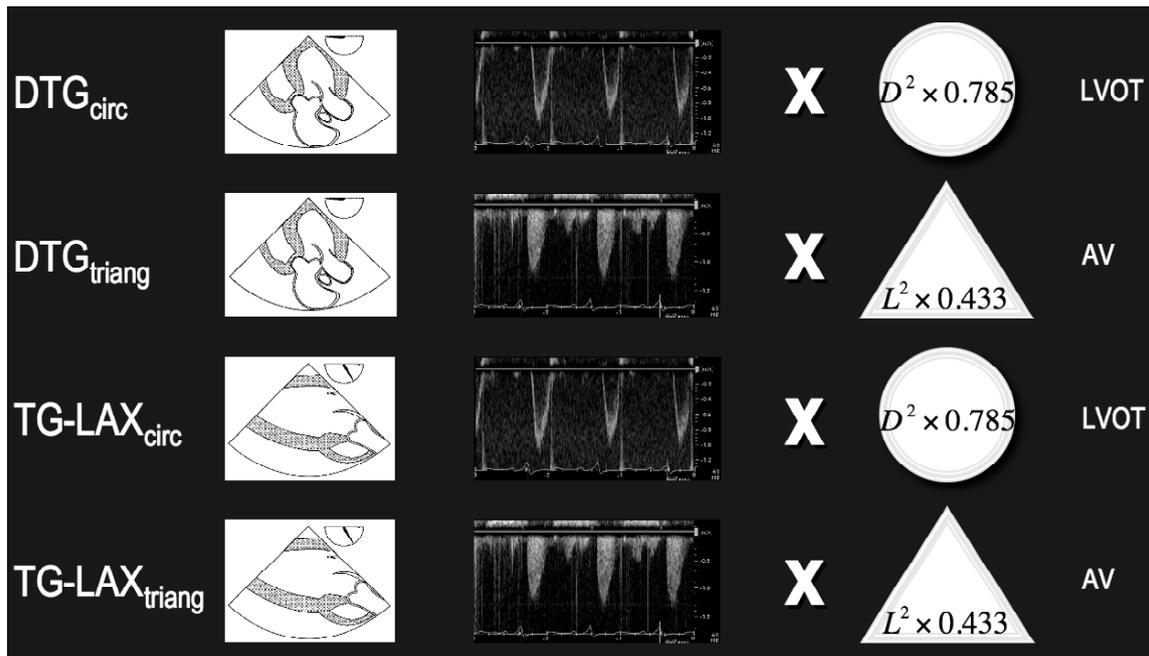
$AVA_{\text{eff}}$  = effektive systolische Querschnittsfläche der Aortenklappe, „aortic valve area“)



**Abbildung 1**

20 Sondenpositionen im TEE. ME = mid esophageal, LAX = long axis view, TG = transgastric, SAX = short axis view, AV = aortic valve, RV = right ventricle, asc = ascending, desc = descending, UE = upper esophageal

Aus zwei Sondenpositionen, zwei geometrischen Modellen zur Messung der systolischen Querschnittsfläche und zwei spektralen Doppler-Verfahren ergeben sich in der Konsequenz demnach vier verschiedene logische Optionen zur Messung von SV und HZV auf Höhe der AV. In Abbildung 2 sind diese vier Optionen als  $DTG_{circ}$ ,  $DTG_{triang}$ ,  $TG-LAX_{circ}$  und  $TG-LAX_{triang}$  in ihrer jeweiligen Kombination aus Sondenposition, Flächenmodell und spektralen Doppler-Verfahren veranschaulicht. Alle vier Techniken haben in der Literatur Anwendung gefunden.<sup>1,4,12,14,17,25,39,41,47,51,64</sup>



**Abbildung 2**

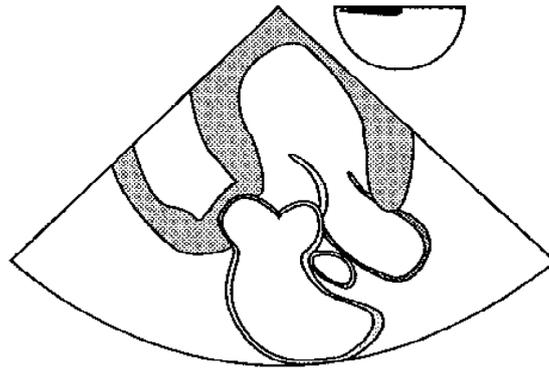
Methoden der Doppler-echokardiographischen Bestimmung des SV über die Aortenklappe.

Das HZV wurde aus dem Produkt der vier verschiedenen SV und der HF berechnet. Zur Vereinfachung beschränkten wir uns bei dieser Arbeit auf die Schlagvolumina.

## 2.4.1 Messung des Flussgeschwindigkeitsprofils auf Höhe der Aortenklappe

### 2.4.1.1 Flussgeschwindigkeitsprofil im linksventrikulären Ausflusstrakt aus einer tief-transgastrischen Sondenposition

Die Messung des Flussgeschwindigkeitsprofils auf Höhe der AV geschah aus einer modifizierten tiefen transgastrischen Einstellung, wie sie 1993 erstmals von W.E. Katz vorgestellt wurde<sup>25</sup> und dann in rascher Form durch weitere Anwender aufgegriffen worden ist.<sup>12,41,51,64</sup> In die Nomenklatur der intraoperativen Echokardiographie hat diese Sondenposition unter der Bezeichnung „deep TG LAX“ (tiefer transgastrischer Langachsen-Blick; LAX = long axis view) Eingang gefunden.<sup>54</sup> In dieser Einstellung liegen der LVOT, die AV und die AA hintereinander geordnet exakt in der Achse des Doppler-Signals. (Abb. 3)

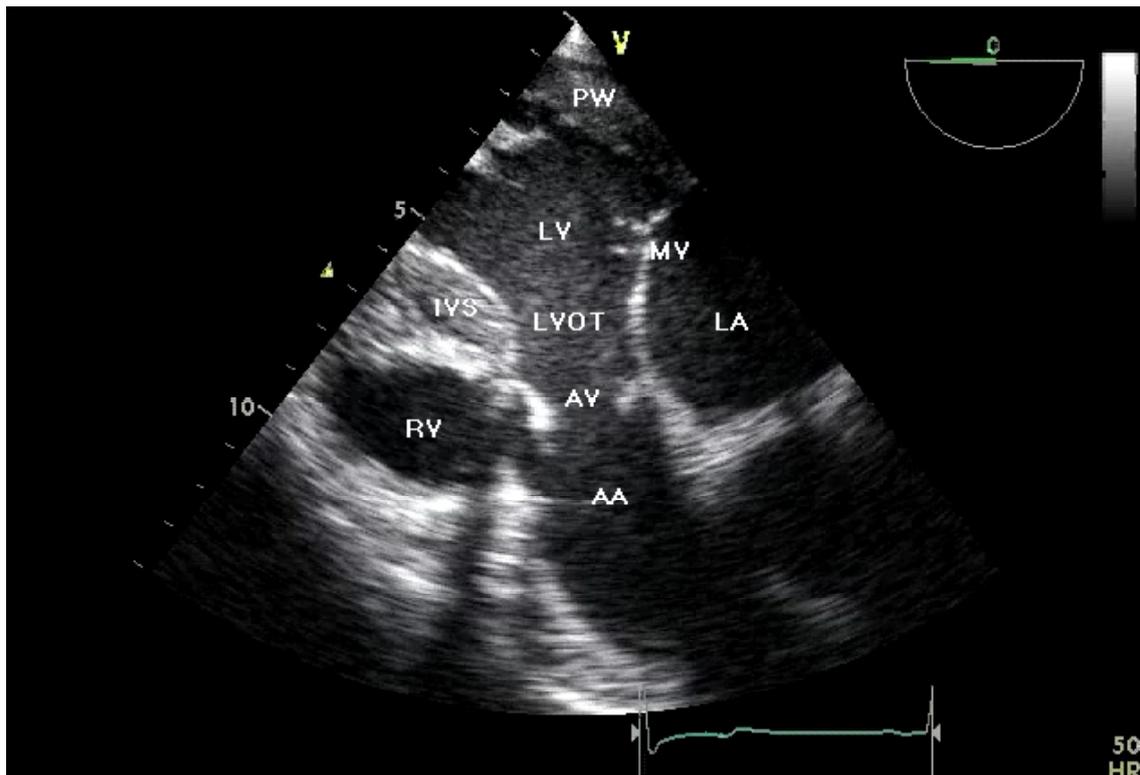


### deep TG LAX

**Abbildung 3**

Die schematische Zeichnung der tief-transgastrischen Einstellung der Echo-Sonde in der langen Achse.

In Abbildung 4 wird verdeutlicht, wie sich die Berechnung des Volumenflusses über der AV mit der Doppler-Echokardiographie ableitet.

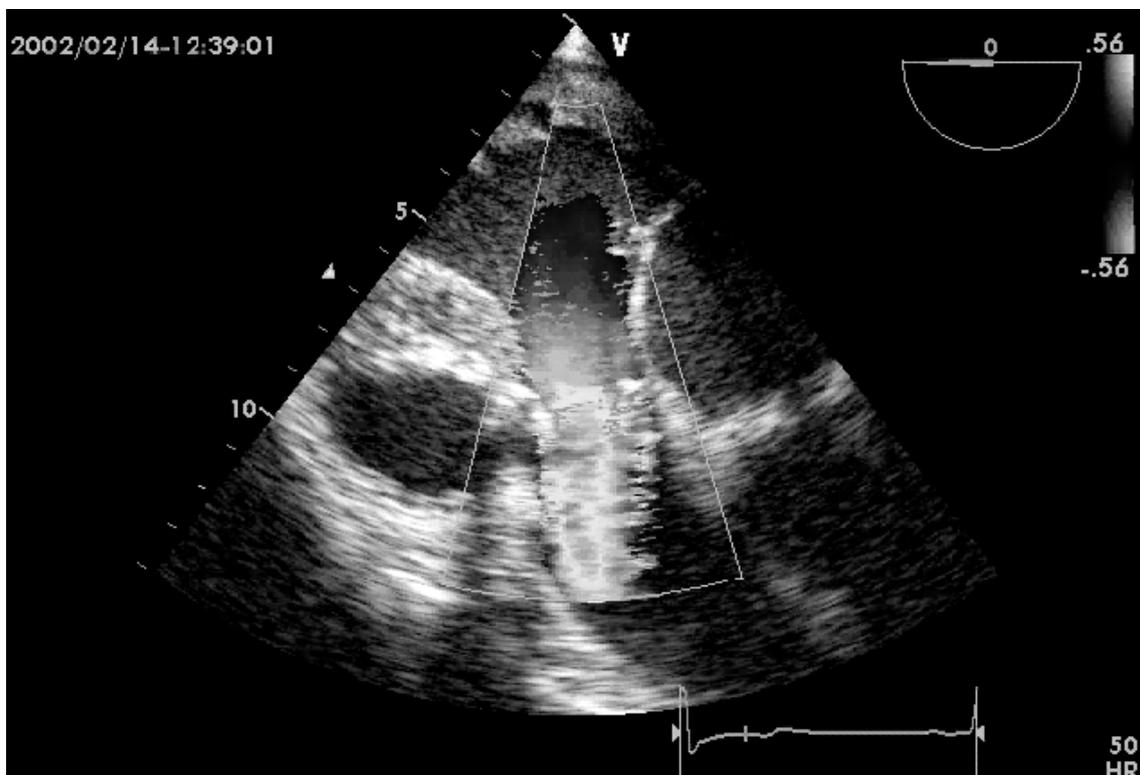


**Abbildung 4**

Modifikation der klassischen transgastrischen Einstellung in der kurzen Achse durch Verschieben der Echosonde tief in den Magen. Der linksventrikuläre Ausflusstrakt, die Aortenklappe und die Aorta ascendens sind in annähernd paralleler Ausrichtung zum Doppler-Signal. AA = Aorta ascendens, AV = Aortenklappe, IVS = Herzseptum, LA = Linker Vorhof, LV = Linke Kammer, LVOT = Linksventrikulärer Ausflusstrakt, MV = Mitralklappe, PW = Hinterwand, RV = Rechte Kammer.

Um die erforderliche Sondenposition zu erreichen, wurde die Eindringtiefe des Ultraschallsektors auf eine Distanz zwischen 18 - 20 cm festgelegt und die TEE-Sonde mindestens 60 cm tief in den Magen eingeführt, so weit, bis der Kontakt zum Herzen vollständig verloren ging. Danach wurde die Spitze der Sonde maximal anteflektiert und nach links geschwenkt. In dieser extremen Auslenkung führte vorsichtiges Zurückziehen des Instrumentes zu sukzessiver Annäherung des Transducers an den Apex des LV. Der multiplane Winkel lag dabei immer bei 0°. Durch sorgfältige rotierende Bewegungen wurde die Bildebene dann so eingestellt, dass die Richtung des Blutflusses durch den LVOT und die AV in die AA in dem Bildsektor auf einer geraden Linie zu liegen kam.

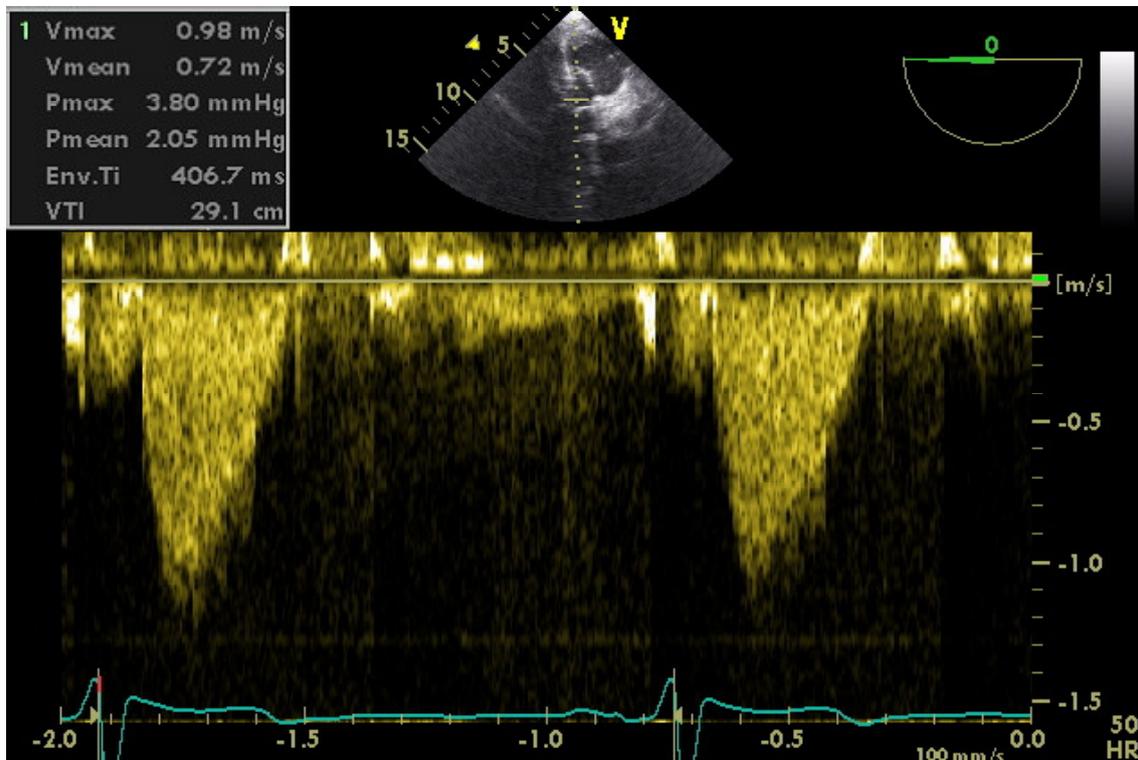
Aus dieser tiefen TEE - Einstellung wurde in kontinuierlichen spektralen Doppler-Verfahren das Profil der instanten systolischen Blutflussgeschwindigkeit gegen die Zeit genau parallel der in Abbildung 4 klar erkennbaren Achse LV - LVOT - AV - AA abgeleitet. Der Winkel zwischen kontinuierlichem Doppler-Strahl und Richtung des Blutflusses wurde so lange durch Feineinstellungen der Position des Transducers manipuliert, bis er weniger als 10° betrug. Damit waren Korrekturen für Winkelabweichungen nicht notwendig. Es wurde strikt beachtet, das Maximum der Blutflussgeschwindigkeiten zu erfassen, indem der Doppler-Strahl durch die Mitte der AV dirigiert wurde. (Abb. 5)



**Abbildung 5**

Farbkodierter Doppler des Blutflusses im linksventrikulären Ausflusstrakt, durch die Aortenklappe und in der aufsteigenden Aorta.

Der Wandfilter wurde dann soweit reduziert, bis das Doppler-Profil durch klare Konturen bis zur Basis gezeichnet war. (Abb. 6)



**Abbildung 6**

Doppler-echokardiographisches Vorgehen zur Bestimmung des Volumenflusses über der Aortenklappe. Die echokardiographisch gewonnenen Daten werden graphisch als Flussgeschwindigkeitsänderung über der Zeit in einem Diagramm dargestellt. Aus der resultierenden Kurve wird das Integral der Geschwindigkeit über der Zeit gewonnen (TVI = time velocity integral).

Eine Folge von fünf bis zehn konsekutiven Schlägen wurde auf diese Weise bei einer Auslenkungsgeschwindigkeit der Zeitachse (Abszisse) von 100 mm/s aufgezeichnet. Für die spätere Analyse wurden drei konsekutive hochwertige Doppler-Spektren herangezogen. Deren Konturen wurden entlang der hellsten Grenzfläche mit einem Cursor in „leading edge to leading edge“-Technik manuell nachgezeichnet. Mittels der implementierten Software-Routinen der jeweiligen Ultraschall-Plattform wurden die momentanen Geschwindigkeiten automatisch aufsummiert und deren Integral als TVI in die Auswertung übernommen.

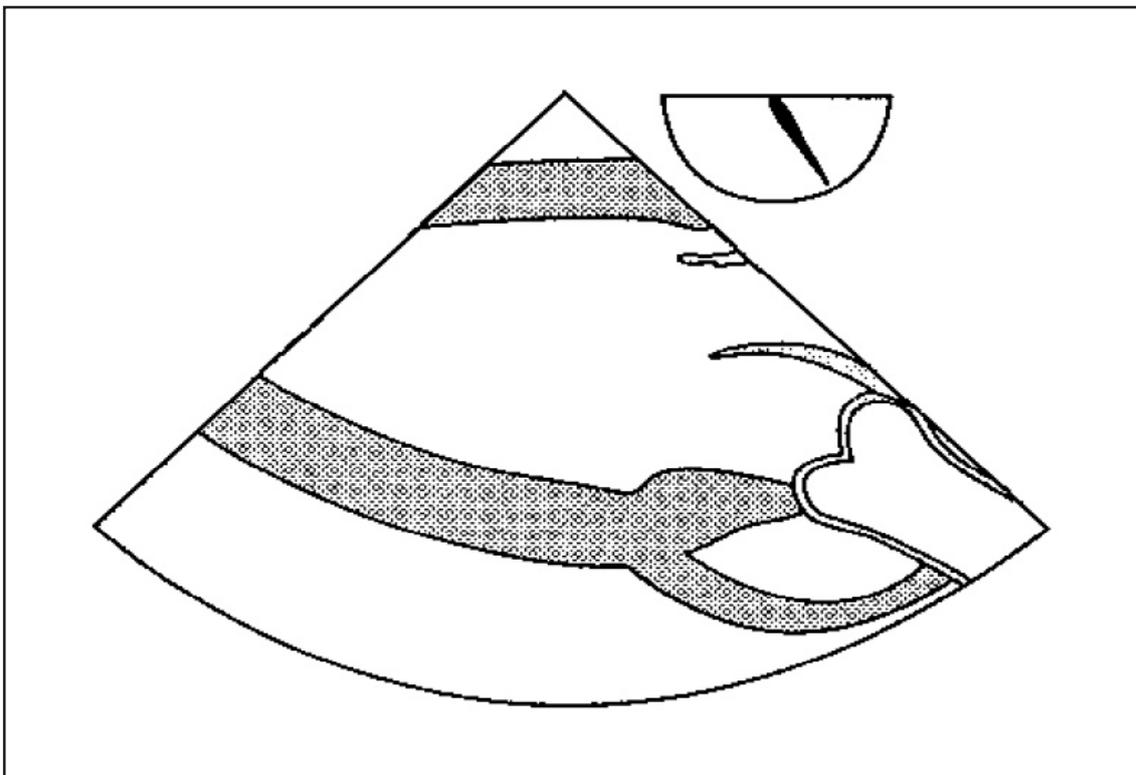
Der Continuous-Wave (CW) Doppler arbeitet mit kontinuierlicher, nicht pulsatiler Aussendung von Ultraschallwellen. Daraus resultierend können die Regionen, in denen die Dynamik eines Flusses untersucht werden, nicht präzise lokalisiert werden.

Die Blutstromgeschwindigkeit wird jedoch mit hoher Genauigkeit dargestellt. Da die AV die anatomisch engste Stelle im Verlauf des Blutflusses aus dem LV in die AA ist,<sup>52</sup> wurde mit dem kontinuierlichen Doppler zwangsläufig das TVI auf Höhe der AV registriert.

#### 2.4.1.2 Flussgeschwindigkeitsprofil durch die Aortenklappe aus einer transgastrischen Sondenposition

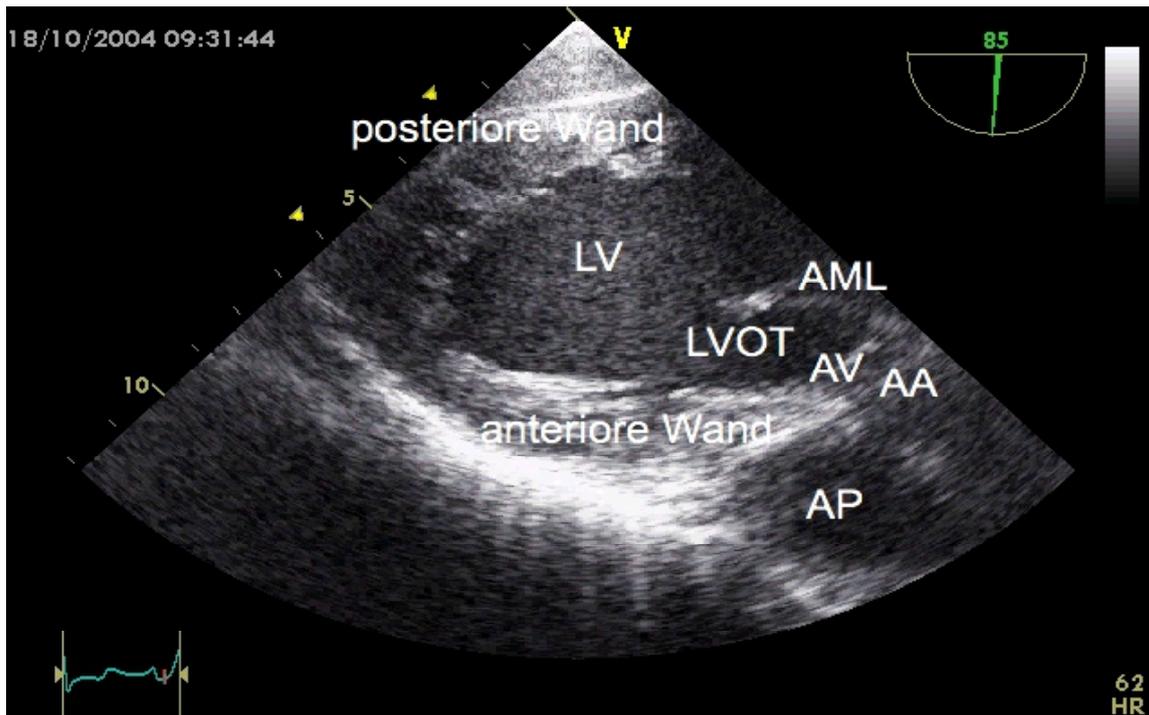
Die Messung des Flussgeschwindigkeitsprofils auf Höhe des LVOT erfolgte durch eine longitudinale transgastrische Einstellung (TG-LAX - transgastric long axis view).<sup>17,41,54</sup>

Diese transgastrische lange Achse erhält man, indem die AV im mitt-ösophagealen Fenster aus der kurzen Achse im Zentrum des Displays bleibt und nach Rotation des multiplanen Winkels um  $120^\circ - 160^\circ$  der LVOT, die AV und die AA auf einer Linie erscheinen. Der LVOT erscheint auf der linken Seite, die proximale AA auf der rechten Seite des Bildschirms. (Abb. 7 und 8)

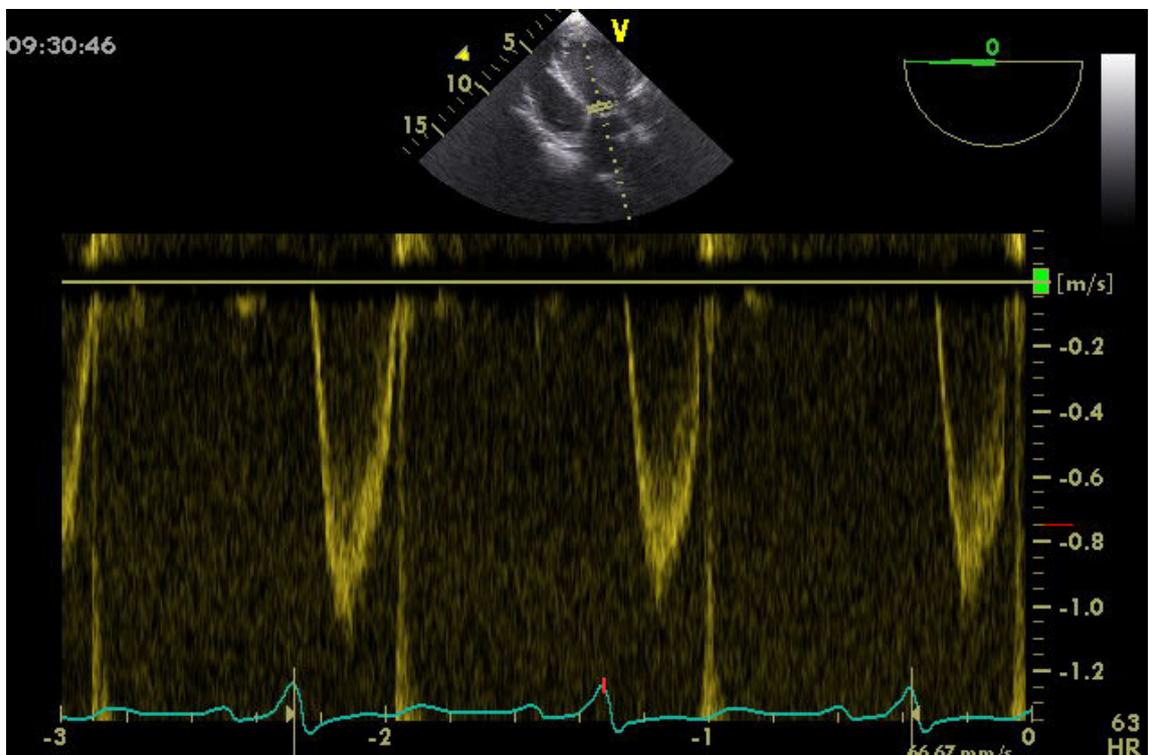


**Abbildung 7**

Die schematische Zeichnung der transgastrischen Einstellung der Echo-Sonde in der langen Achse.



**Abbildung 8**  
 Transgastrische lange Achse von LV, LVOT und AV bei einem multiplanen Winkel von ca. 135°.



**Abbildung 9**  
 Doppler-echokardiographisches Vorgehen zur Bestimmung des Volumenflusses im LVOT.

Die Blutflussgeschwindigkeit im LVOT wird mit dem gepulsten Doppler-Verfahren (PW) im Zentrum des LVOT unmittelbar proximal zur AV gemessen (Abb. 9).

Mit dem gepulsten Doppler können Blutflussparameter mit präziser Lokalisation im Inneren des Herzens bestimmt werden. Nur der gepulste Doppler verfügt über eine hohe räumliche Auflösung und gestattet die Messung der Flussgeschwindigkeiten millimetergenau im LVOT, korrespondierend zu der Stelle der Flächenbestimmung. Für die Videoanalyse wurden wiederum drei konsekutive hochwertige Doppler-Spektren herangezogen. Deren Konturen wurden entlang der hellsten Grenzfläche mit einem Cursor in „leading edge to leading edge“-Technik manuell nachgezeichnet. Mittels der implementierten Software-Routinen der jeweiligen Ultraschall-Plattform wurden die momentanen Geschwindigkeiten automatisch aufsummiert und deren Integral als TVI in die Auswertung übernommen.

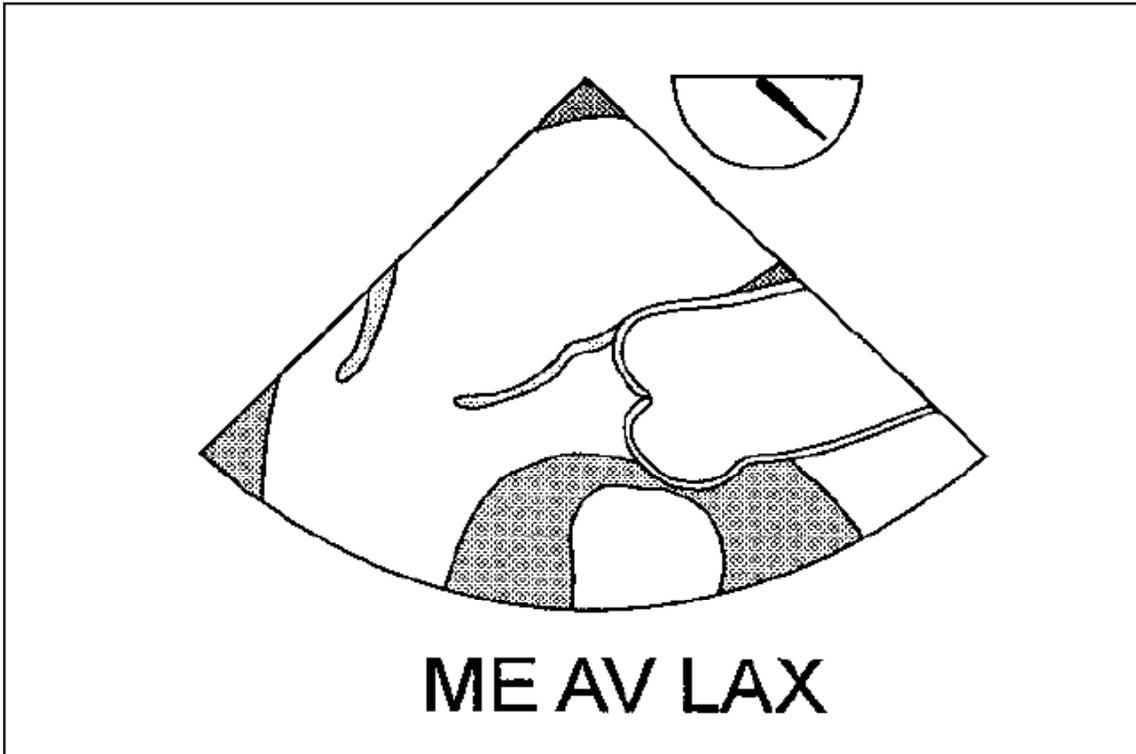
## **2.4.2 Bestimmung der effektiven systolischen Querschnittsfläche auf Höhe der Aortenklappe**

### **2.4.2.1 Effektive systolische Öffnungsfläche im linksventrikulären Ausflusstrakt unmittelbar unterhalb der Aortenklappe (Kreismodell)**

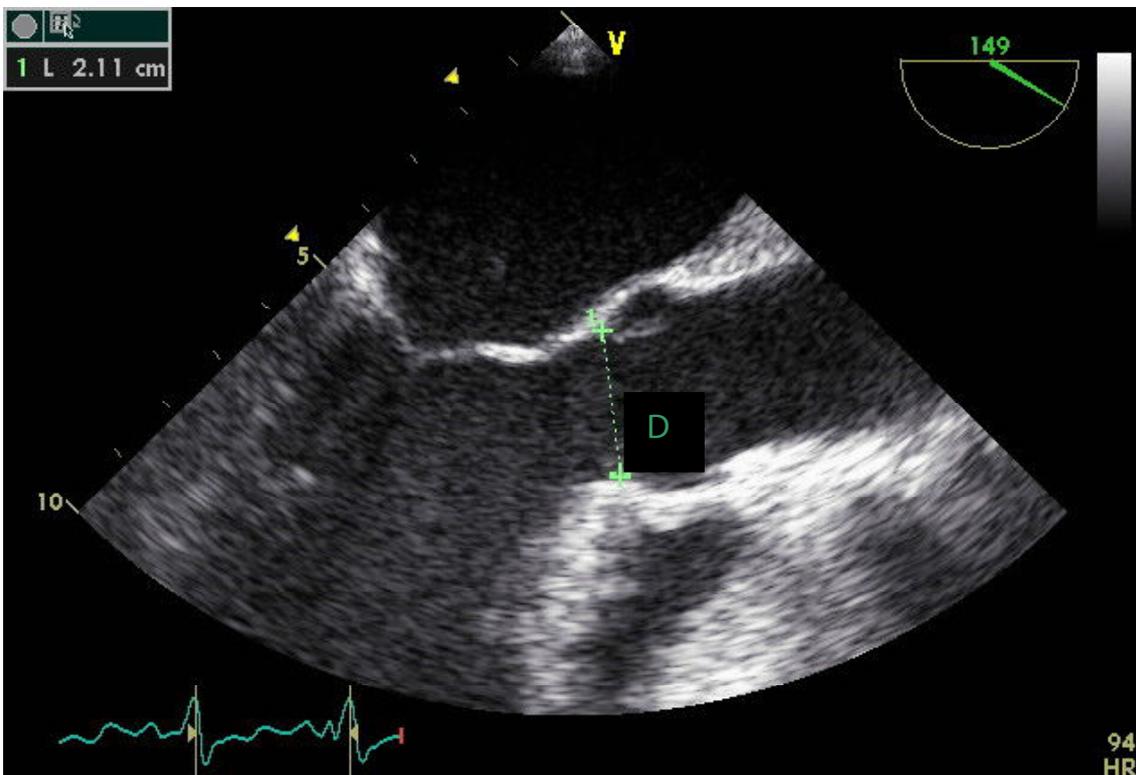
Zur Berechnung der effektiven systolischen Aortenklappenöffnungsfläche nach dem Kreismodell wird der Durchmesser des LVOT zum Zeitpunkt der maximalen Öffnung der AV präzise 1-2 mm unterhalb des Anulus der Klappe im zweidimensionalen Bild (ME-LAX, mid esophageal long axis) (Abb. 10) ausgemessen und die Fläche dann nach der Formel zur Kreisberechnung berechnet<sup>52</sup>, wobei D dem Aortenklappendurchmesser entspricht und  $\pi$  der Kreiszahl Pi.

$$AVA_{\text{eff}} = \pi \times (D/2)^2$$

Der Durchmesser (D) des Anulus der AV wurde in der mitt-ösophagealen langen Achse von LV und AV bei einem multiplanen Winkel von ca. 135° gemessen (ME-AV-LAX)<sup>54</sup> (Abb. 11).



**Abbildung 10**  
Die schematische Zeichnung der mitt-ösophagealen langen Achse.



**Abbildung 11**  
Der linksventrikuläre Ausflusstrakt in einer mitt-ösophagealen Einstellung in der langen Achse. D entspricht dem Durchmesser der Aortenklappe im Kreismodell.

Nur zwei der drei Klappensegel erscheinen gleichzeitig in dieser Sondenposition. Das rechtskoronare Segel erscheint immer vorne bzw. nach unten zeigend, jedoch das hintere bzw. oben liegende Segel kann entweder das linkskoronare oder das akoronare Segel sein, abhängig von der exakten Sondenposition. Durch leichte Kippbewegungen des Schallkopfes nach links oder rechts konnte der AV Anulus in seinem Durchmesser maximal weit dargestellt werden. Die ME-AV-LAX ist die beste Einstellung zur Berechnung des Durchmessers des AV Anulus. Dieser wird während der Systole in „inner-leaflet-surface“ zu „inner-leaflet-surface-Methode“ bestimmt, exakt dann, wenn beide darstellbaren Klappensegel den LVOT berühren. Sein Normalwert beträgt zwischen 1,8 cm - 2,5 cm.

Das SV berechnet sich als Produkt aus dem Integral der systolischen Blutflussgeschwindigkeiten (TVI) auf Höhe des LVOT und der effektiven systolischen Querschnittsfläche ( $AVA_{\text{eff}}$ ) des LVOT.

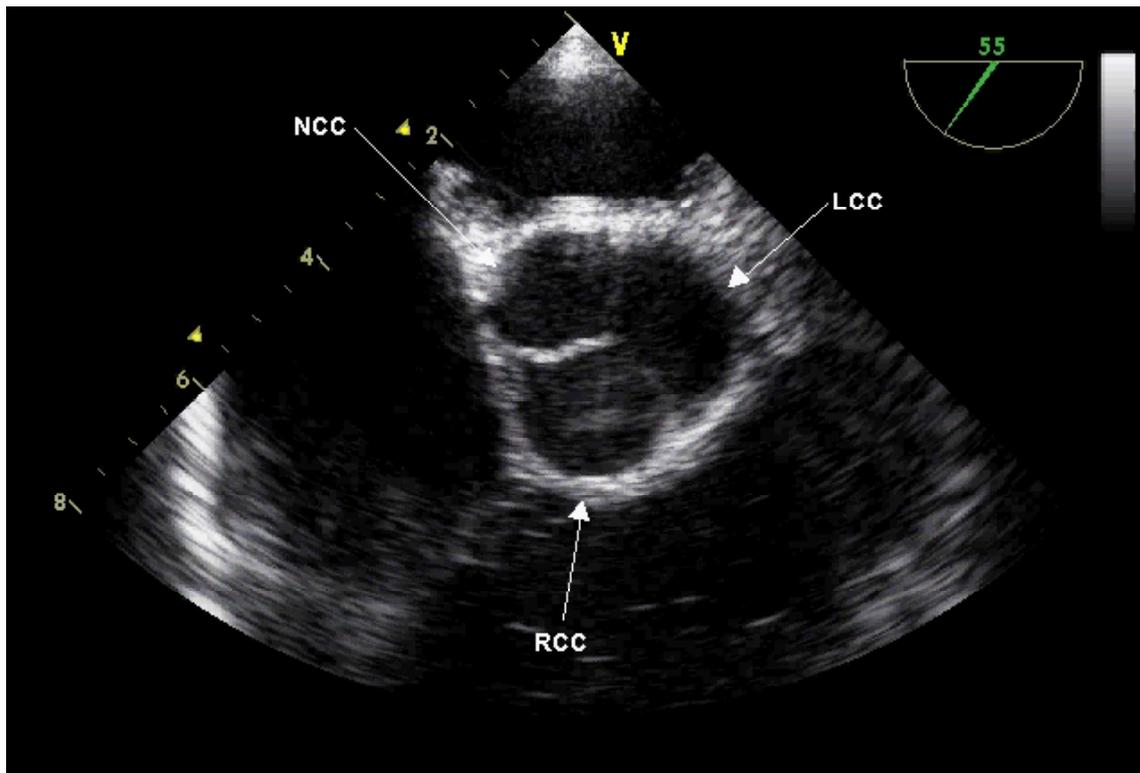
$$SV = TVI \times AVA_{\text{eff}} \text{ (ml)}$$

#### 2.4.2.2 Effektive systolische Öffnungsfläche der Aortenklappe (Dreiecksmodell)

Zur Berechnung der effektiven systolischen Aortenklappenöffnungsfläche aus einer einzigen echokardiographischen Einstellung wurde das von P.L. Darmon eingeführte trianguläre Modell der AV übernommen, das die beste geometrische Approximation an die sich während der Systole kontinuierlich in Größe und Gestalt ändernde AV darstellt.<sup>13</sup> Den Ergebnissen von Darmon folgend kann davon ausgegangen werden, dass das gleichschenklige Dreieck, als das sich die AV in der Mitte der Systole präsentiert, eine Entsprechung für  $AVA_{\text{eff}}$  ist.

Die Querschnittsfläche der AV unterliegt allerdings während ihrer systolischen Öffnungs- und Schließbewegung einer kontinuierlichen Veränderung sowohl im Hinblick auf ihre geometrische Konfiguration als auch in ihrer flächenmäßigen Dimension.

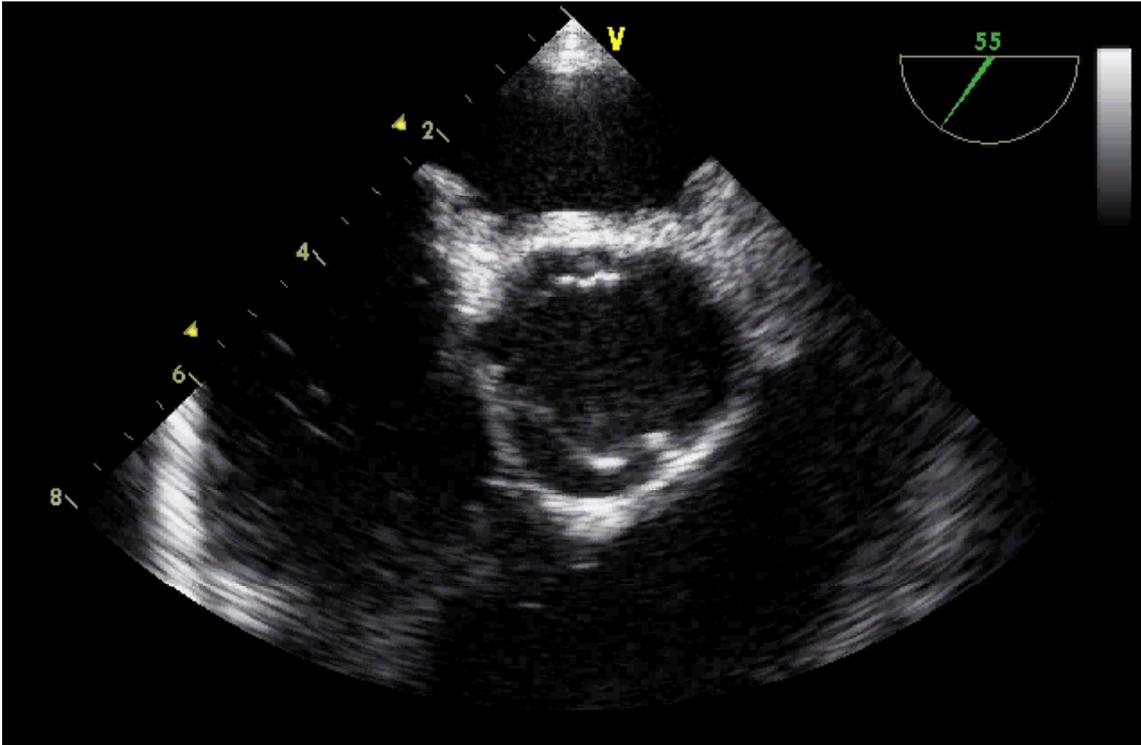
Die Einstellung der AV und die Veränderung ihrer Form und Größe während der Dauer einer Systole zeigte sich in der TEE, wie in den Abbildungen 12-14 dargestellt. Die Abbildung 12 zeigt die geschlossene AV im Kurzachsenblick mit ihren drei Klappensegeln.



**Abbildung 12**

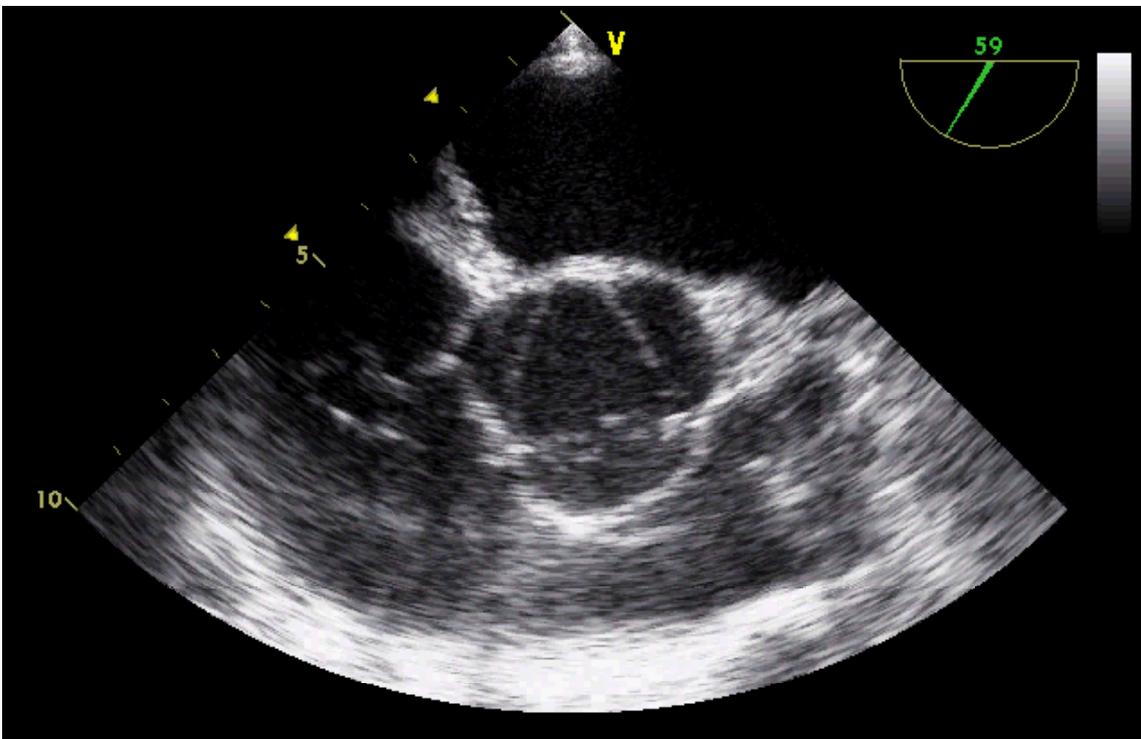
Die geschlossene Aortenklappe im Kurzachsenblick der TEE. NCC = nichtkoronares Aortenklappensegel, LCC = linkskoronares Aortenklappensegel, RCC = rechtskoronares Aortenklappensegel.

Die maximale Öffnung der AV in Abbildung 13 während der frühen Systole zeigt eine annähernd runde  $AVA_{eff}$ . In Abbildung 14 ist die AV am Ende der Systole dargestellt. In dieser Einstellung imponieren die drei Segel der AV als gleichschenkliges Dreieck.



**Abbildung 13**

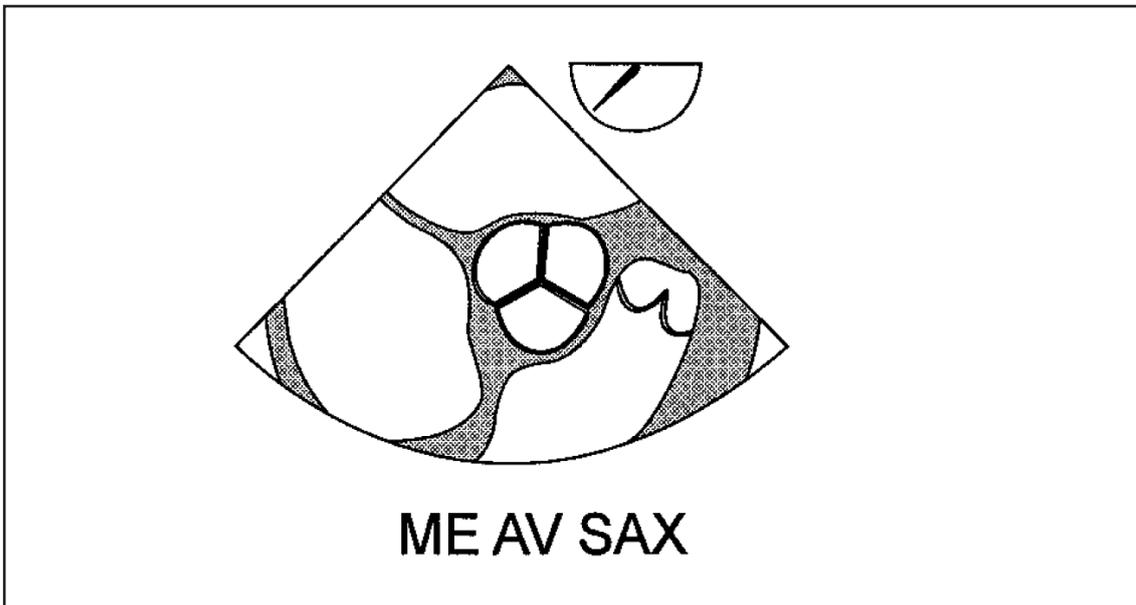
Die Aortenklappe während der frühen Systole mit ihrer jetzt annähernd kreisrunden Öffnungsfläche.



**Abbildung 14**

Am Ende der Systole imponieren die drei Segel der Aortenklappe als gleichschenkliges Dreieck.

Die Länge der drei Klappensegel wurde in einer Position der TEE-Sonde im mittleren Ösophagus - etwa 30 cm entfernt von den Schneidezähnen - gemessen. Hinter dem oberen Anteil des linken Vorhofes (LA) kommt hier die AV quer geschnitten im Zentrum des Bildsektors zur Darstellung. Die Bildtiefe wurde auf 8 - 10 cm adjustiert und der multiplane Winkel so lange vergrößert, bis dass die drei Segel der AV in symmetrischer Anordnung erschienen. Dazu war eine Rotation der Schallebene zwischen 30° - 60° erforderlich. Diese TEE-Einstellung wird in der intraoperativen TEE als „ME-AV-SAX“ (mitt-ösophagealer transversaler Querschnitt der AV) bezeichnet. (Abb. 15).



**Abbildung 15**

Schematische Sondenposition der TEE im mittleren Ösophagus mit einer Vergrößerung des multiplanen Winkels auf 30°-60°. In der Mitte des Bildes imponiert die Aortenklappe in der klassischen Form des „Mercedes-Sterns“.

Die Länge der drei Aortensegel wurde auf einem Stopp-Bild im letzten Drittel der Systole gemessen, auf dem sie als gerade Linien zwischen den Kommissuren verliefen. Die durchschnittliche Länge der drei Segel wurde in die Formel zur Flächenberechnung eines gleichschenkligen Dreiecks eingesetzt:

$$AVA_{\text{eff}} = 0,5 \times \cos 30^\circ \times L^2 (\text{cm}^2)$$

$$AVA_{\text{eff}} = 0,433 \times L^2 (\text{cm}^2)$$

( $AVA_{\text{eff}}$ =effektive systolische Querschnittsfläche der Aortenklappe;  $L^2$ =durchschnittliche Länge der Aortenklappensegel)

Das SV berechnet sich als Produkt aus dem Integral der systolischen Blutflussgeschwindigkeiten auf Höhe der Aortenklappe (TVI) und der effektiven systolischen Öffnungsfläche der Aortenklappe ( $AVA_{eff}$ ):

$$SV = TVI \times AVA_{eff} \text{ (ml)}$$

Das Dreiecksmodell lässt sich aus physikalischen Gründen zweckmäßig nur mit dem kontinuierlichen Doppler-Verfahren kombinieren. Der kontinuierliche Doppler hat nämlich keine Tiefenauflösung und registriert zwangsläufig die höchste entlang einer vorgegebenen Linie auftretende Geschwindigkeit. Nach dem Kontinuitätsgesetz tritt die höchste Flussgeschwindigkeit an der engsten Stelle einer Passage auf, also exakt auf Höhe der AV, wenn der Weg des Volumenflusses aus dem LV in die AA verfolgt wird.

Aus den zwei geometrischen Modellen und den zwei Sondenpositionen ergeben sich in der Konsequenz demnach vier verschiedene logische Optionen zur Messung von SV und HZV auf Höhe der AV.

## 2.5 Statistik

Sämtliche Ergebnisse sind auf einem Apple Macintosh Computer mit der GraphPad Prism 4 Software (GraphPad Software, Inc., San Diego, CA) analysiert worden. Alle Werte wurden als Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung (SD) angegeben. Die Werte für das SV wurden mit Hilfe eines *t*-Testes für gepaarte Stichproben (gesamtes Kollektiv) verglichen. Mit Hilfe eines *t*-Testes für ungepaarte Stichproben (Vergleich Frauen/Männer) wurden biometrische Daten (Alter, Körperlänge, Körpergewicht) verglichen. Zum Vergleich der vier Messmethoden und der Grenzen ihrer Übereinstimmung führten wir eine Bland-Altman Analyse durch.<sup>5</sup> Der Bias ist als die mittlere Differenz zwischen zwei Messmethoden errechnet worden. Die oberen und unteren Grenzen der Übereinstimmung wurden kalkuliert als Bias  $\pm$  zweifache SD. Die obere und untere Grenze der Übereinstimmung definierten den Bereich, in dem 95% der Unterschiede zwischen den Methoden liegen. Der prozentuale Fehler zwischen den beiden Messmethoden wurde als zweifache SD des Bias ( $2 \times SD$ ), geteilt durch das mittlere SV bzw. HZV errechnet. Ein *p*-Wert kleiner als 0,05 wurde als statistisch signifikant betrachtet.

Zur Untersuchung der statistischen Zusammenhänge zwischen den nach verschiedenen Messmethoden bestimmten SV- und HZV-Werten wurde eine Korrelationsanalyse nach Pearson durchgeführt. Zur Bestimmung der Linearität einzelner Messwertpaare führten wir eine Regressionsanalyse durch.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Übersicht und Demographie

133 Patienten sind in die Studie eingeschlossen worden. Kein Patient wurde aus der Studie ausgeschlossen aufgrund der Unmöglichkeit, das Flussgeschwindigkeitsprofil auf Höhe der AV aus der tiefen transgastrischen oder der transgastrischen Sondenposition echokardiographisch zu bestimmen. Während der Studie traten keine ernsthaften Komplikationen auf. Die Studiengruppe setzte sich aus 42 Frauen und 91 Männern zusammen. Das Alter betrug im Mittel  $67 \pm 9$  Jahre, mit einem Bereich von 36 bis 83 Jahre. Die Größe und das Körpergewicht waren im Durchschnitt  $172 \pm 7$  cm und  $84 \pm 15$  kg (Tab. 1). Von den 133 Patienten wurden 110 mit einem koronaren arteriellen Bypass Graft versorgt, 6 Patienten mussten sich einer Re-Bypass Operation unterziehen, 1 Patient wurde bei rechtsventrikulärer Dysfunktion rethorakotomiert, 5 Patienten unterzogen sich einer Herztransplantation, bei 9 Patienten (8 mit Mitralklappenprolaps, 1 Patient mit Mitralklappenendokarditis) wurde ein Mitralklappenersatz vorgenommen, und bei 2 Patienten wurde ein Myxom des linken Vorhofs exstirpiert (Tab. 2 und Tab. 3).

**Tabelle 1**

Demographie der 133 Patienten

Alter (Jahre)	$67 \pm 9$
Größe (cm)	$172 \pm 7$
Gewicht (kg)	$84 \pm 15$

### 3.2 Datentabelle

Die Urdaten sind in den Tabellen 2 und 3 aufgeführt.

**Tabelle 2**

Messdaten der Studie

Nr. = Patienten in fortlaufender Nummer; Sex = Geschlecht männlich/weiblich; Age = Alter des Patienten zur Zeit der Datenerhebung in Jahren; High = Körpergröße in cm; Weight = Körpergewicht in kg; Operation = durchgeführter operativer Eingriff; HF = Herzfrequenz in Schläge/min; CW-DTG-TVI = Flussgeschwindigkeitsprofil aus der tiefen transgastrischen Sondenposition im continuous wave Doppler-Verfahren; PW-DTG-TVI = Flussgeschwindigkeitsprofil aus der tiefen transgastrischen Sondenposition im pulsed wave Doppler-Verfahren; CW-TG-TVI = Flussgeschwindigkeitsprofil aus der transgastrischen Sondenposition im continuous wave Doppler-Verfahren; PW-TG-TVI = Flussgeschwindigkeitsprofil aus der transgastrischen Sondenposition im pulsed wave Doppler-Verfahren; AV Area = Aortenklappenöffnungsfläche im Dreiecksmodell auf Höhe der Aortenklappe; LVOT Area = Aortenklappendurchmesser im Kreismodell in Höhe des linksventrikulären Ausflusstraktes unmittelbar vor der Aortenklappe; Mean = Mittelwert; SD = Standardabweichung

Nr.	Sex	Age	High	Weight	Operation	HF	CW-DTG-TVI	PW-DTG-TVI	CW-TG-TVI	PW-TG-TVI	AV area	LVOT area
1	w	68	158	84	CABG	60	38,6	27,9	35,9	27,9	2,47	3,29
2	m	36	175	78	HTx	121	13,6	11,4	14,3	11,8	2,62	3,49
3	w	61	162	55	HTx	114	10,2	7,4	10,3	6,7	2,09	3,76
4	m	69	172	92	Re-CABG	44	36,6	27,3	36,1	23,8	2,57	3,93
5	m	68	164	74	CABG	88	16,0	13,4	18,4	14,3	3,15	3,90
6	m	78	175	92	CABG	33	39,5	27,0	24,3	21,3	2,97	3,42
7	m	69	172	92	Re-CABG, IABP	69	28,9	22,2	28,9	20,1	2,42	3,17
8	m	77	180	100	CABG, ICU, RV-Dys	66	19,5	13,6	17,0	15,4	3,26	4,98
9	m	72	170	85	CABG	63	32,5	23,6	25,9	21,6	2,01	3,39
10	m	69	172	92	Re-CABG, ALI	79	27,7	20,0	18,3	16,0	2,94	4,22
11	w	62	168	74	CABG	51	21,1	20,1	20,2	20,6	2,57	3,39
12	w	65	165	80	CABG	41	39,7	21,7	36,9	20,5	2,10	3,29
13	w	62	168	74	CABG, ICU	79	27,3	26,9	26,0	22,6	2,59	2,83
14	m	67	178	106	CABG	48	19,6	15,9	30,1	20,7	3,60	5,06
15	w	76	150	55	CABG	54	26,9	26,6	27,0	22,2	1,94	2,51
16	m	66	176	88	CABG, 1-VD, OP-CAB	41	32,6	22,3	27,9	22,2	3,29	5,22
17	w	67	178	106	CABG	74	25,6	20,5	22,4	18,0	2,54	3,49
18	m	57	170	83	CABG	40	34,8	31,3	27,1	24,3	3,22	3,83
19	w	73	163	64	CABG	50	22,4	21,2	15,3	16,7	2,59	2,98
20	w	73	163	64	CABG	78	22,2	16,9	21,7	15,8	2,07	3,73

Nr.	Sex	Age	High	Weight	Operation	HF	CW-DTG-TVI	PW-DTG-TVI	CW-TG-TVI	PW-TG-TVI	AV area	LVOT area
21	m	57	170	83	CABG	66	27,0	25,2	34,6	28,6	3,14	3,59
22	w	74	159	75	CABG	43	26,2	25,0	24,6	20,0	3,47	3,59
23	m	81	176	89	CABG	49	21,5	20,8	25,0	18,7	4,09	4,98
24	m	61	175	84	CABG	49	32,3	24,9	38,8	27,7	3,00	4,00
25	m	61	175	84	CABG	76	35,8	27,8	21,6	18,0	2,78	3,17
26	w	74	159	75	CABG	97	24,5	19,4	19,1	13,5	3,21	3,97
27	m	61	184	96	CABG	47	32,9	18,4	27,8	21,2	2,74	4,29
28	m	61	184	96	CABG	68	26,6	20,1	18,7	13,7	3,17	4,18
29	m	69	180	76	CABG	42	24,7	20,1	20,8	17,0	3,50	4,29
30	m	53	169	75	CABG	58	27,4	17,2	26,0	18,0	1,99	2,83
31	m	53	169	75	CABG	82	21,0	21,5	23,9	20,0	2,80	2,86
32	m	71	178	87	CABG	50	25,1	20,9	23,9	18,9	3,16	3,56
33	m	75	181	85	Myxom LA	56	25,9	23,7	24,0	23,7	4,24	4,04
34	m	71	178	87	CABG	75	35,4	25,9	24,8	20,3	2,83	3,36
35	m	67	175	90	CABG	51	27,6	22,8	20,2	15,6	2,22	2,92
36	m	70	180	116	CABG	59	18,7	10,2	18,7	10,5	2,71	4,55
37	m	70	180	116	CABG	66	26,5	14,7	28,3	16,0	2,84	5,26
38	m	67	175	90	CABG	62	30,6	23,6	28,3	22,3	2,57	2,71
39	m	78	170	82	CABG	57	15,3	11,1	14,1	11,2	3,09	3,83
40	w	83	165	61	CABG, RV-Dys.	90	16,5	13,5	15,1	10,5	1,77	2,11
41	m	78	170	82	CABG	90	16,6	13,5	11,3	11,3	3,31	4,15
42	m	68	173	60	CABG	61	28,4	18,2	23,4	15,3	2,19	3,73
43	m	68	173	60	CABG	94	26,6	22,2	25,0	14,9	2,55	3,17
44	m	73	176	86	CABG	48	34,5	21,6	33,3	22,2	2,88	3,86
45	w	79	168	65	CABG	49	18,4	17,4	18,5	18,0	2,35	2,95
46	m	73	176	86	CABG	65	24,5	20,4	25,6	18,6	3,48	4,22
47	w	65	171	77	CABG	63	31,7	15,8	28,2	12,0	2,23	4,18
48	m	61	165	70	CABG	44	27,2	21,9	27,6	18,9	2,69	3,83

Nr.	Sex	Age	High	Weight	Operation	HF	CW-DTG-TVI	PW-DTG-TVI	CW-TG-TVI	PW-TG-TVI	AV area	LVOT area
49	w	81	160	75	CABG	47	19,3	17,1	17,3	18,7	2,89	2,62
50	m	62	168	80	CABG	43	19,0	20,2	17,5	17,8	4,01	4,00
51	m	73	178	85	CABG	61	21,8	20,8	17,8	15,4	2,98	3,26
52	m	64	164	75	CABG	100	13,4	8,8	12,3	7,7	2,97	4,11
53	m	51	184	126	CABG	50	23,3	20,7	22,6	18,0	2,99	3,49
54	m	64	164	75	CABG	101	14,1	9,6	11,3	8,1	2,82	3,56
55	m	67	167	80	CABG	42	27,2	22,4	29,1	24,8	2,74	2,86
56	w	48	168	95	MV-Prolaps	40	15,3	14,5	14,4	13,9	2,88	2,71
57	m	67	167	80	CABG	50	20,8	21,9	24,3	21,1	2,64	2,45
58	w	48	168	95	MV-Prolaps	84	23,9	18,9	26,5	20,9	3,09	3,97
59	m	69	188	127	MV-Endokarditis	97	34,3	24,5	34,2	21,9	2,70	3,80
60	m	67	181	76	CABG	52	24,7	20,1	20,8	17,0	3,70	4,49
61	m	55	170	75	CABG	48	27,4	17,2	26,0	18,0	1,79	2,53
62	w	50	170	95	MV Flail Leaflet	94	23,9	18,9	26,5	20,9	3,39	4,27
63	w	69	182	106	CABG	64	25,6	20,5	22,4	18,0	2,24	3,09
64	m	72	180	116	CABG	76	26,5	14,7	28,3	16,0	2,94	5,56
65	w	59	165	55	HTx	104	10,2	7,4	10,3	6,7	2,49	3,96
66	w	49	168	95	MV-Prolaps	50	15,3	14,5	14,4	13,9	2,58	2,41
67	m	68	173	90	CABG	41	27,6	22,8	20,2	15,6	2,02	2,62
68	w	49	172	95	MV-Prolaps	50	15,3	14,5	14,4	13,9	3,18	2,91
69	w	64	166	74	CABG, ICU	69	27,3	26,9	26,0	22,6	2,39	2,63
70	w	83	162	75	CABG	57	19,3	17,1	17,3	18,7	3,19	2,98
71	m	76	171	82	CABG	47	15,3	11,1	14,1	11,2	2,86	3,63
72	w	76	165	64	CABG	68	22,2	16,9	21,7	15,8	2,37	4,03
73	m	70	161	80	CABG	40	20,8	21,9	24,3	21,1	2,34	2,25
74	w	65	161	84	CABG	70	38,6	27,9	35,9	27,9	2,77	3,99
75	m	64	172	80	CABG	52	27,2	22,4	29,1	24,8	2,44	2,56
76	m	63	167	75	CABG	91	14,1	9,6	11,3	8,1	2,92	3,76

Nr.	Sex	Age	High	Weight	Operation	HF	CW-DTG-TVI	PW-DTG-TVI	CW-TG-TVI	PW-TG-TVI	AV area	LVOT area
77	w	59	165	55	HTx	124	10,2	7,4	10,3	6,7	2,39	4,16
78	m	70	175	60	CABG	51	28,4	18,2	23,4	15,3	2,00	3,53
79	w	78	155	55	CABG	64	26,9	26,6	27,0	22,2	2,24	2,61
80	w	82	158	75	CABG	57	19,3	17,1	17,3	18,7	2,59	2,42
81	m	68	179	88	CABG	41	32,6	22,3	27,9	22,2	3,00	4,72
82	m	66	166	74	CABG	78	16,0	13,4	18,4	14,3	3,35	4,10
83	m	53	183	118	CABG	40	23,3	20,7	22,6	18,0	2,69	3,19
84	m	70	174	92	Re-CABG	79	28,9	22,2	28,9	20,1	2,52	3,37
85	m	63	167	70	CABG	54	27,2	21,9	27,6	18,9	2,39	3,53
86	m	64	166	80	CABG	53	19,0	20,2	17,5	17,8	4,21	4,20
87	w	49	168	95	Prolaps AML	74	23,9	18,9	26,5	20,9	2,89	3,77
88	m	80	178	89	CABG	39	21,5	20,8	25,0	18,7	3,89	4,78
89	m	54	169	75	CABG	68	27,5	17,2	26,0	18,0	2,29	3,43
90	w	47	174	95	MV-Prolaps	50	15,3	14,5	14,4	13,9	3,08	2,91
91	m	79	176	92	CABG	43	39,5	27,0	24,3	21,3	2,67	3,12
92	m	70	172	106	CABG	38	19,6	15,9	30,1	20,7	3,90	5,26
93	m	59	172	83	CABG	56	27,0	25,2	34,6	28,6	3,44	3,89
94	w	73	163	75	CABG	43	26,3	25,0	24,6	20,0	3,77	3,89
95	m	65	162	75	CABG	90	13,4	8,8	12,3	7,7	2,67	3,71
96	m	75	181	85	CABG	51	21,8	20,8	17,8	15,4	3,28	3,46
97	m	58	177	84	CABG	39	32,3	24,9	38,8	27,7	2,70	3,60
98	w	63	171	77	CABG	53	31,7	15,8	28,2	12,0	2,53	4,38
99	m	74	168	85	CABG	73	32,5	23,6	25,9	21,6	2,51	3,69
100	m	75	175	86	Prolaps PML	75	24,5	20,4	25,6	18,6	3,28	4,22
101	m	69	187	137	CABG	87	34,3	24,5	34,2	21,9	2,70	3,80
102	w	71	163	64	CABG	60	22,4	21,2	15,3	16,7	2,99	3,18
103	m	70	170	92	Re-CABG	69	27,7	20,0	18,3	16,0	3,14	4,22
104	w	80	169	65	CABG	59	18,4	17,4	18,5	18,0	2,05	2,55

Nr.	Sex	Age	High	Weight	Operation	HF	CW-DTG-TVI	PW-DTG-TVI	CW-TG-TVI	PW-TG-TVI	AV area	LVOT area
105	m	63	182	96	CABG	37	32,9	18,4	27,8	21,2	2,54	4,00
106	m	70	180	87	CABG	40	25,1	20,9	23,9	18,9	3,46	3,86
107	m	73	178	86	CABG	58	34,5	21,6	33,3	22,2	2,88	4,06
108	m	68	173	60	CABG	103	26,6	22,2	25,0	14,9	2,65	3,37
109	m	79	171	82	CABG	80	16,6	13,5	11,3	11,3	3,71	4,45
110	m	78	174	82	CABG	67	15,3	11,1	14,1	11,2	2,99	3,63
111	w	66	169	80	CABG	51	39,7	21,7	36,9	20,5	2,30	3,39
112	m	72	174	116	CABG	76	26,5	14,7	28,3	16,0	2,84	5,06
113	m	70	179	121	CABG	49	18,7	10,2	18,7	10,5	2,71	4,35
114	m	68	173	80	CABG	72	30,7	23,6	28,3	22,3	2,27	2,41
115	m	69	175	101	CABG	61	27,6	22,8	20,2	15,6	2,52	3,12
116	m	72	181	85	Myxom IAS	46	25,9	23,7	24,0	23,7	4,14	4,74
117	m	61	184	96	CABG	58	26,7	20,1	18,7	13,7	3,17	4,18
118	m	68	165	78	CABG	40	20,8	21,9	24,3	21,1	2,34	2,45
119	w	82	165	61	CABG	80	16,5	13,5	15,1	10,5	1,97	2,31
120	m	60	177	84	CABG	70	35,8	27,8	21,6	18,0	2,98	3,37
121	m	58	172	83	CABG	50	34,8	31,3	27,1	24,3	3,02	3,73
122	m	72	174	91	Re-CABG	54	36,7	27,3	36,1	23,8	2,37	3,63
123	w	72	160	75	CABG	87	24,5	19,4	19,1	13,5	3,01	3,97
124	m	72	179	87	CABG	65	35,4	25,9	24,8	20,3	2,43	3,16
125	w	69	177	106	CABG	64	25,6	20,5	22,4	18,0	2,84	3,29
126	m	78	179	100	CABG	76	19,5	13,6	17,0	15,4	3,36	4,88
127	m	54	170	75	CABG	72	21,0	21,5	23,9	20,0	2,60	2,86
128	m	39	174	78	HTx	111	13,6	11,4	14,3	11,8	2,52	3,59
129	w	64	169	74	CABG	69	27,3	26,9	26,0	22,6	2,79	3,03
130	w	71	165	64	CABG	68	22,2	16,9	21,7	15,8	2,37	3,83
131	w	64	170	74	CABG	61	21,1	20,1	20,2	20,6	2,97	3,19
132	m	69	182	76	CABG	52	24,7	20,1	20,8	17,0	3,80	4,49

Nr.	Sex	Age	High	Weight	Operation	HF	CW-DTG-TVI	PW-DTG-TVI	CW-TG-TVI	PW-TG-TVI	AV area	LVOT area
133	m	73	178	86	CABG	78	34,5	21,6	33,3	22,2	3,08	4,06
Mean	W=42 M=91	67	172	84		63	25,0	19,7	23,2	17,9	2,82	3,63
SD		9	7	15		19	7,1	5,2	6,7	4,8	0,51	0,71

**Tabelle 3**  
Messdaten der Studie

Nr. = Patienten in fortlaufender Nummer; SV(DTG)triang = Schlagvolumen aus der tiefen transgastrischen Sondenposition, berechnet nach dem Dreiecksmodell; SV(DTG)circ = Schlagvolumen aus der tiefen transgastrischen Sondenposition, berechnet nach dem Kreismodell; SV(TG)triang = Schlagvolumen aus der transgastrischen Sondenposition, berechnet nach dem Dreiecksmodell; SV(TG)circ = Schlagvolumen aus der transgastrischen Sondenposition, berechnet nach dem Kreismodell; CO(DTG)triang = Herzzeitvolumen aus der tiefen transgastrischen Sondenposition, berechnet nach dem Dreiecksmodell; CO(DTG)circ = Herzzeitvolumen aus der tiefen transgastrischen Sondenposition, berechnet nach dem Kreismodell; CO(TG)triang = Herzzeitvolumen aus der transgastrischen Sondenposition, berechnet nach dem Dreiecksmodell; CO(TG)circ = Herzzeitvolumen aus der transgastrischen Sondenposition, berechnet nach dem Kreismodell; Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung

Nr.	SV(DTG) triang	SV(DTG) circ	SV(TG) triang	SV(TG) circ	CO(DTG) triang	CO(DTG) circ	CO(TG) triang	CO(TG) circ
1	95,3	91,8	88,7	91,8	5,72	5,51	5,32	5,51
2	35,6	39,8	37,5	41,2	4,31	4,81	4,53	4,98
3	21,3	27,8	21,5	25,2	2,43	3,17	2,45	2,87
4	94,1	107,3	92,8	93,5	4,14	4,72	4,08	4,12
5	50,4	52,3	58,0	55,8	4,44	4,60	5,10	4,91
6	117,3	92,3	72,2	72,8	3,87	3,05	2,38	2,40
7	69,9	70,4	69,9	63,7	4,83	4,86	4,83	4,40
8	63,6	67,7	55,4	76,7	4,20	4,47	3,66	5,06
9	65,3	80,0	52,1	73,2	4,12	5,04	3,28	4,61
10	81,4	84,4	53,8	67,5	6,43	6,67	4,25	5,33
11	54,2	68,1	51,9	69,8	2,77	3,48	2,65	3,56
12	83,4	71,4	77,5	67,4	3,42	2,93	3,18	2,77
13	70,7	76,1	67,3	64,0	5,59	6,01	5,32	5,05
14	70,6	80,5	108,4	104,7	3,39	3,86	5,20	5,03
15	52,2	66,8	52,4	55,7	2,82	3,61	2,83	3,01
16	107,3	116,4	91,8	115,9	4,40	4,77	3,76	4,75

Nr.	SV(DTG) triang	SV(DTG) circ	SV(TG) triang	SV(TG) circ	CO(DTG) triang	CO(DTG) circ	CO(TG) triang	CO(TG) circ
17	65,0	71,5	56,9	62,8	4,81	5,29	4,21	4,65
18	112,1	119,9	87,3	93,1	4,48	4,80	3,49	3,72
19	58,0	63,2	39,6	49,8	2,90	3,16	1,98	2,49
20	46,0	63,0	44,9	58,9	3,58	4,92	3,50	4,60
21	84,8	90,5	108,6	102,7	5,60	5,97	7,17	6,78
22	90,9	89,8	85,4	71,8	3,91	3,86	3,67	3,09
23	87,9	103,6	102,3	93,1	4,31	5,08	5,01	4,56
24	96,9	99,6	116,4	110,8	4,75	4,88	5,70	5,43
25	99,5	88,1	60,0	57,1	7,56	6,70	4,56	4,34
26	78,6	77,0	61,3	53,6	7,63	7,47	5,95	5,20
27	90,1	78,9	76,2	90,9	4,24	3,71	3,58	4,27
28	84,3	84,0	59,3	57,3	5,73	5,71	4,03	3,89
29	86,5	86,2	72,8	72,9	3,63	3,62	3,06	3,06
30	54,5	48,7	51,7	50,9	3,16	2,82	3,00	2,95
31	58,8	61,5	66,9	57,2	4,82	5,04	5,49	4,69
32	79,3	74,4	75,5	67,3	3,97	3,72	3,78	3,36
33	109,8	95,7	101,8	95,7	6,15	5,36	5,70	5,36
34	100,2	87,0	70,2	68,2	7,51	6,53	5,26	5,12
35	61,3	66,6	44,8	45,6	3,12	3,40	2,29	2,32
36	50,7	46,4	50,7	47,8	2,99	2,74	2,99	2,82
37	75,3	77,3	80,4	84,2	4,97	5,10	5,30	5,55
38	78,6	64,0	72,7	60,4	4,88	3,97	4,51	3,75
39	47,4	42,5	43,6	42,9	2,70	2,42	2,48	2,45
40	29,2	28,5	26,7	22,2	2,63	2,56	2,41	1,99
41	54,9	56,0	37,4	46,9	4,95	5,04	3,37	4,22
42	62,2	67,9	51,2	57,1	3,79	4,14	3,13	3,48
43	67,8	70,4	63,8	47,2	6,38	6,62	5,99	4,44
44	99,4	83,4	95,9	85,7	4,77	4,00	4,60	4,11
45	43,3	51,3	43,5	53,1	2,12	2,52	2,13	2,60
46	85,3	86,1	89,1	78,5	5,54	5,60	5,79	5,10
47	70,7	66,0	62,9	50,2	4,45	4,16	3,96	3,16
48	73,2	83,9	74,2	72,4	3,22	3,69	3,27	3,19

Nr.	SV(DTG) triang	SV(DTG) circ	SV(TG) triang	SV(TG) circ	CO(DTG) triang	CO(DTG) circ	CO(TG) triang	CO(TG) circ
49	55,8	44,8	50,0	49,0	2,62	2,11	2,35	2,30
50	76,3	80,8	70,2	71,2	3,28	3,47	3,02	3,06
51	65,0	67,8	53,0	50,2	3,96	4,14	3,24	3,06
52	39,8	36,2	36,5	31,6	3,98	3,62	3,65	3,16
53	69,7	72,2	67,6	62,8	3,48	3,61	3,38	3,14
54	39,8	34,2	31,9	28,8	4,02	3,45	3,22	2,91
55	74,5	64,1	79,7	70,9	3,13	2,69	3,35	2,98
56	44,1	39,3	41,5	37,7	1,76	1,57	1,66	1,51
57	54,9	53,7	64,2	51,7	2,75	2,68	3,21	2,58
58	73,9	75,0	81,9	83,0	6,20	6,30	6,88	6,97
59	92,6	93,1	92,3	83,2	8,98	9,03	8,96	8,07
60	91,4	90,2	77,0	76,3	4,75	4,69	4,00	3,97
61	49,0	43,5	46,5	45,5	2,35	2,09	2,23	2,19
62	81,0	80,7	89,8	89,2	7,62	7,59	8,44	8,39
63	57,3	63,3	50,2	55,6	3,67	4,05	3,21	3,56
64	77,9	81,7	83,2	89,0	5,92	6,21	6,32	6,76
65	25,4	29,3	25,6	26,5	2,64	3,05	2,67	2,76
66	39,5	34,9	37,2	33,5	1,97	1,75	1,86	1,67
67	55,8	59,7	40,8	40,9	2,29	2,45	1,67	1,68
68	48,7	42,2	45,8	40,4	2,43	2,11	2,29	2,02
69	65,2	70,7	62,1	59,4	4,50	4,88	4,29	4,10
70	61,6	51,0	55,2	55,7	3,51	2,90	3,15	3,18
71	43,8	40,3	40,3	40,7	2,06	1,89	1,90	1,91
72	52,6	68,1	51,4	63,7	3,58	4,63	3,50	4,33
73	48,7	49,3	56,9	47,5	1,95	1,97	2,27	1,90
74	106,9	111,3	99,4	111,3	7,48	7,79	6,96	7,79
75	66,4	57,3	71,0	63,5	3,45	2,98	3,69	3,30
76	41,2	36,1	33,0	30,5	3,75	3,28	3,00	2,77
77	24,4	30,8	24,6	27,9	3,02	3,82	3,05	3,46
78	56,8	64,2	46,8	54,0	2,90	3,28	2,39	2,75
79	60,3	69,4	60,5	57,9	3,86	4,44	3,87	3,71
80	50,0	41,4	44,8	45,3	2,85	2,36	2,55	2,58

Nr.	SV(DTG) triang	SV(DTG) circ	SV(TG) triang	SV(TG) circ	CO(DTG) triang	CO(DTG) circ	CO(TG) triang	CO(TG) circ
81	97,8	105,3	83,7	104,8	4,01	4,32	3,43	4,30
82	53,6	54,9	61,6	58,6	4,18	4,29	4,81	4,57
83	62,7	66,0	60,8	57,4	2,51	2,64	2,43	2,30
84	72,8	74,8	72,8	67,7	5,75	5,91	5,75	5,35
85	65,0	77,3	66,0	66,7	3,51	4,17	3,56	3,60
86	80,0	84,8	73,7	74,8	4,24	4,50	3,90	3,96
87	69,1	71,3	76,6	78,8	5,11	5,27	5,67	5,83
88	83,6	99,4	97,3	89,4	3,26	3,88	3,79	3,49
89	62,9	59,0	59,5	61,7	4,28	4,01	4,05	4,20
90	47,1	42,2	44,4	40,4	2,36	2,11	2,22	2,02
91	105,5	84,2	64,9	66,5	4,53	3,62	2,79	2,86
92	76,4	83,6	117,4	108,9	2,90	3,18	4,46	4,14
93	92,9	98,0	119,0	111,3	5,20	5,49	6,67	6,23
94	99,0	97,3	92,7	77,8	4,26	4,18	3,99	3,35
95	35,8	32,6	32,8	28,6	3,22	2,94	2,96	2,57
96	71,5	72,0	58,4	53,3	3,65	3,67	2,98	2,72
97	87,2	89,6	104,8	99,7	3,40	3,50	4,09	3,89
98	80,2	69,2	71,3	52,6	4,25	3,67	3,78	2,79
99	81,7	87,1	65,0	79,7	5,96	6,36	4,75	5,82
100	80,4	86,1	84,0	78,5	6,03	6,46	6,30	5,89
101	92,6	93,1	92,3	83,2	8,06	8,10	8,03	7,24
102	67,0	67,4	45,7	53,1	4,02	4,04	2,74	3,19
103	87,0	84,4	57,5	67,5	6,00	5,82	3,96	4,66
104	37,7	44,4	37,9	45,9	2,23	2,62	2,24	2,71
105	83,6	73,6	70,6	84,8	3,09	2,72	2,61	3,14
106	86,8	80,7	82,7	73,0	3,47	3,23	3,31	2,92
107	99,4	87,7	95,9	90,1	5,76	5,09	5,56	5,23
108	70,5	74,8	66,3	50,2	7,26	7,71	6,82	5,17
109	61,6	60,1	41,9	50,3	4,93	4,81	3,35	4,02
110	45,7	40,3	42,2	40,7	3,07	2,70	2,82	2,72
111	91,3	73,6	84,9	69,5	4,66	3,75	4,33	3,54
112	75,3	74,4	80,4	81,0	5,72	5,65	6,11	6,15

Nr.	SV(DTG) triang	SV(DTG) circ	SV(TG) triang	SV(TG) circ	CO(DTG) triang	CO(DTG) circ	CO(TG) triang	CO(TG) circ
113	50,7	44,4	50,7	45,7	2,48	2,17	2,48	2,24
114	69,6	56,9	64,2	53,7	5,01	4,10	4,63	3,87
115	69,6	71,1	50,9	48,7	4,24	4,34	3,11	2,97
116	107,2	112,3	99,4	112,3	4,93	5,17	4,57	5,17
117	84,5	84,0	59,3	57,3	4,90	4,87	3,44	3,32
118	48,7	53,7	56,9	51,7	1,95	2,15	2,27	2,07
119	32,5	31,2	29,7	24,3	2,60	2,49	2,38	1,94
120	106,7	93,7	64,4	60,7	7,47	6,56	4,51	4,25
121	105,1	116,7	81,8	90,6	5,25	5,84	4,09	4,53
122	86,9	99,1	85,6	86,4	4,69	5,35	4,62	4,67
123	73,7	77,0	57,5	53,6	6,42	6,70	5,00	4,66
124	86,0	81,8	60,3	64,1	5,59	5,32	3,92	4,17
125	72,7	67,4	63,6	59,2	4,65	4,32	4,07	3,79
126	65,5	66,4	57,1	75,2	4,98	5,04	4,34	5,71
127	54,6	61,5	62,1	57,2	3,93	4,43	4,47	4,12
128	34,3	40,9	36,0	42,4	3,80	4,54	4,00	4,70
129	76,2	81,5	72,5	68,5	5,26	5,62	5,01	4,72
130	52,6	64,7	51,4	60,5	3,58	4,40	3,50	4,11
131	62,8	64,1	60,0	65,7	3,83	3,91	3,66	4,01
132	93,9	90,2	79,0	76,3	4,88	4,69	4,11	3,97
133	106,3	87,7	102,6	90,1	8,29	6,84	8,00	7,03
<b>Mean</b>	<b>70,3</b>	<b>70,5</b>	<b>65,3</b>	<b>64,8</b>	<b>4,30</b>	<b>4,33</b>	<b>3,99</b>	<b>3,96</b>
<b>SD</b>	<b>21,3</b>	<b>21,0</b>	<b>21,5</b>	<b>21,1</b>	<b>1,50</b>	<b>1,49</b>	<b>1,46</b>	<b>1,40</b>

### 3.3 Mittelwerte und Standardabweichungen

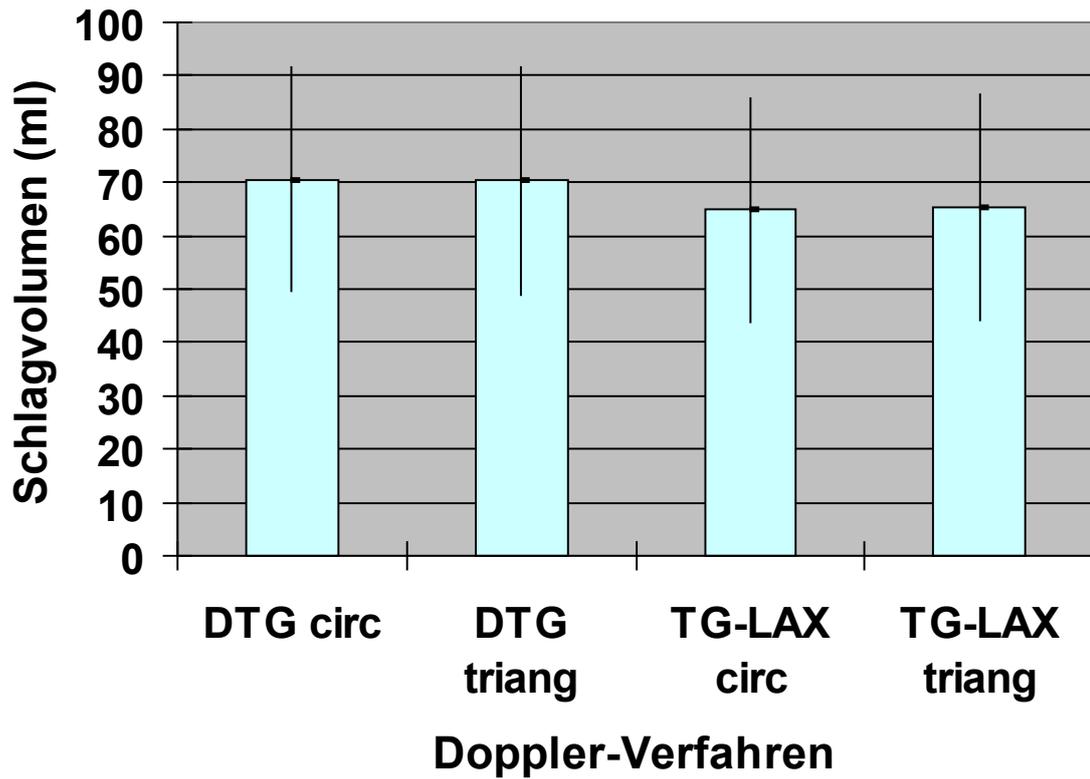
AV und TVI konnten bei allen Patienten mittels TEE gemessen werden. Die Mittelwerte und Standardabweichungen für HF, TVI,  $AVA_{eff}$ , SV und HZV sind in Tabelle 4 aufgelistet.

**Tabelle 4**

Volumetrische Flussmessung durch vier verschiedene Doppler-echokardiographische Verfahren an der Aortenklappe bei 133 Patienten. CW = kontinuierlicher Doppler, PW = gepulster Doppler, DTG = tiefe transgastrische Einstellung, TG-LAX = transgastrische Einstellung, TVI = Geschwindigkeitszeitintegral, circ = Kreismodell, triang = Dreiecksmodell

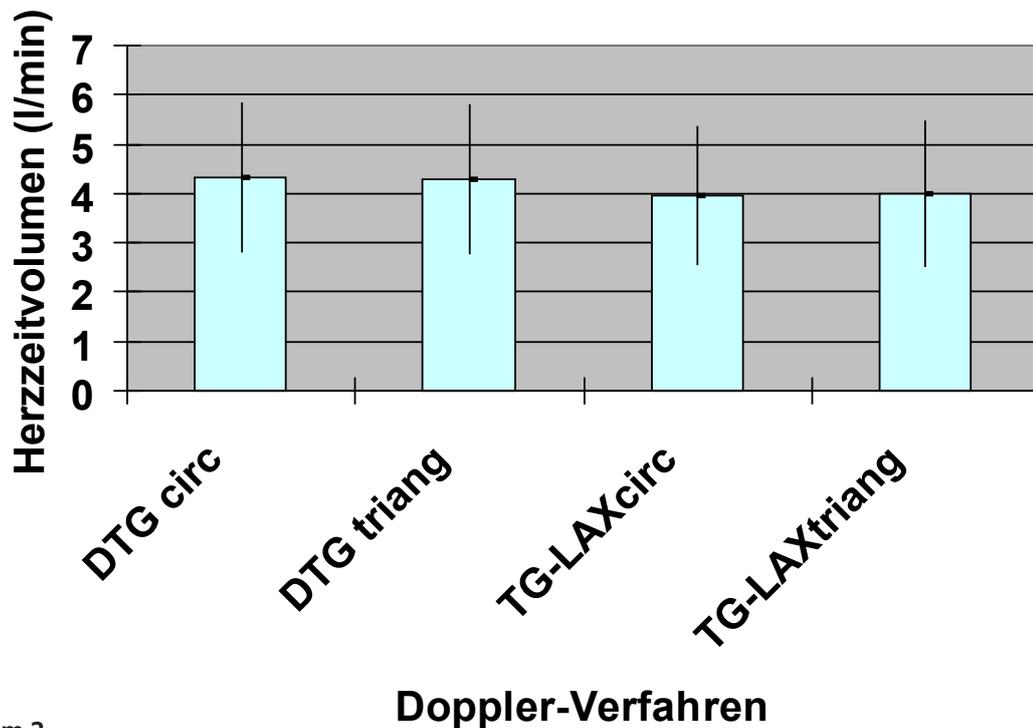
Herzfrequenz (Schläge/min)	63 ± 19
CW – DTG – TVI (cm)	25,0 ± 7,1
PW – DTG – TVI (cm)	19,7 ± 5,2
CW – TG-LAX – TVI (cm)	23,2 ± 6,7
PW – TG-LAX – TVI (cm)	17,9 ± 4,8
Aortenklappenöffnungsfläche Dreiecksmodell (cm <sup>2</sup> )	2,82 ± 0,51
Aortenklappenöffnungsfläche Kreismodell in Höhe des LVOT (cm <sup>2</sup> )	3,63 ± 0,71
Schlagvolumen DTG <sub>circ</sub> (ml)	70,5 ± 21,0
Schlagvolumen DTG <sub>triang</sub> (ml)	70,3 ± 21,3
Schlagvolumen TG-LAX <sub>circ</sub> (ml)	64,8 ± 21,1
Schlagvolumen TG-LAX <sub>triang</sub> (ml)	65,3 ± 21,5
Herzzeitvolumen DTG <sub>circ</sub> (l/min)	4,33 ± 1,49
Herzzeitvolumen DTG <sub>triang</sub> (l/min)	4,30 ± 1,50
Herzzeitvolumen TG-LAX <sub>circ</sub> (l/min)	3,96 ± 1,40
Herzzeitvolumen TG-LAX <sub>triang</sub> (l/min)	3,99 ± 1,46

Die Berechnung der Mittelwerte (±Standardabweichung) für die SV nach den vier unterschiedlichen Messverfahren ergab: SV DTG<sub>circ</sub> = 70,5 (±21,0) ml, SV DTG<sub>triang</sub> = 70,3 (±21,3) ml, SV TG-LAX<sub>circ</sub> = 64,8 (±21,1) ml, SV TG-LAX<sub>triang</sub> = 65,3 (±21,3) ml (Diagramm 1).



**Diagramm 1**  
Mittelwerte und ( $\pm$ Standardabweichung) der Schlagvolumina

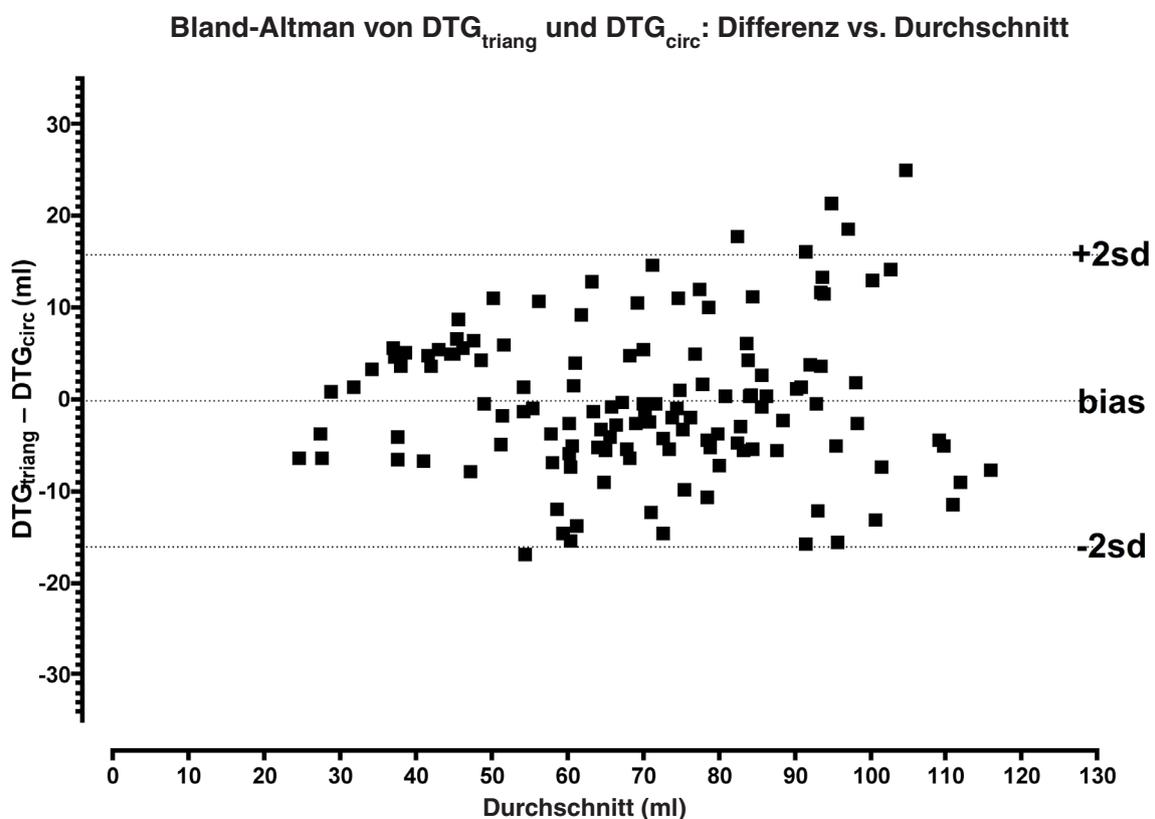
Für die HZV-Werte ergaben sich folgende Mittelwerte ( $\pm$ Standardabweichung): HZV DTG<sub>circ</sub> = 4,33 ( $\pm$ 1,49) l/min, HZV DTG<sub>triang</sub> = 4,30 ( $\pm$ 1,50) l/min, HZV TG-LAX<sub>circ</sub> = 3,96 ( $\pm$ 1,40) l/min, HZV TG-LAX<sub>triang</sub> = 3,99 ( $\pm$ 1,46) l/min (Diagramm 2).



**Diagramm 2**  
Mittelwerte und ( $\pm$ Standardabweichung) der Herzzeitvolumina

### 3.4 Bland-Altman Analyse

Zur Überprüfung der Übereinstimmung der Methoden wurden die Daten einer Bland-Altman Analyse unterzogen. Im Bland-Altman Plot werden die Differenzen der Messwertpaare zweier miteinander zu vergleichender Messverfahren gegen den Mittelwert der beiden Messverfahren (Bias) aufgetragen. Die zweifache Standardabweichung des Mittelwertes wird als Grenze der Übereinstimmung („limits of agreement“) bezeichnet. Das Bland-Altman Diagramm gestattet eine optimale Einschätzung systematischer Fehler. So lässt sich schon visuell einschätzen, ob eine Messmethode prinzipiell höhere oder tiefere Werte misst als die andere, oder ob die Abweichung der Methode oder die Streuung der Abweichungen von der Höhe der Werte abhängig ist. Die Diagramme 3 bis 8 stellen die Bland-Altman Plots des Vergleichs der einzelnen Messverfahren dar.



**Diagramm 3**  
Bland-Altman Diagramm für DTG<sub>triang</sub> versus DTG<sub>circ</sub>

Bland-Altman von  $DTG_{\text{triang}}$  und  $TG-LAX_{\text{triang}}$ : Differenz vs. Durchschnitt

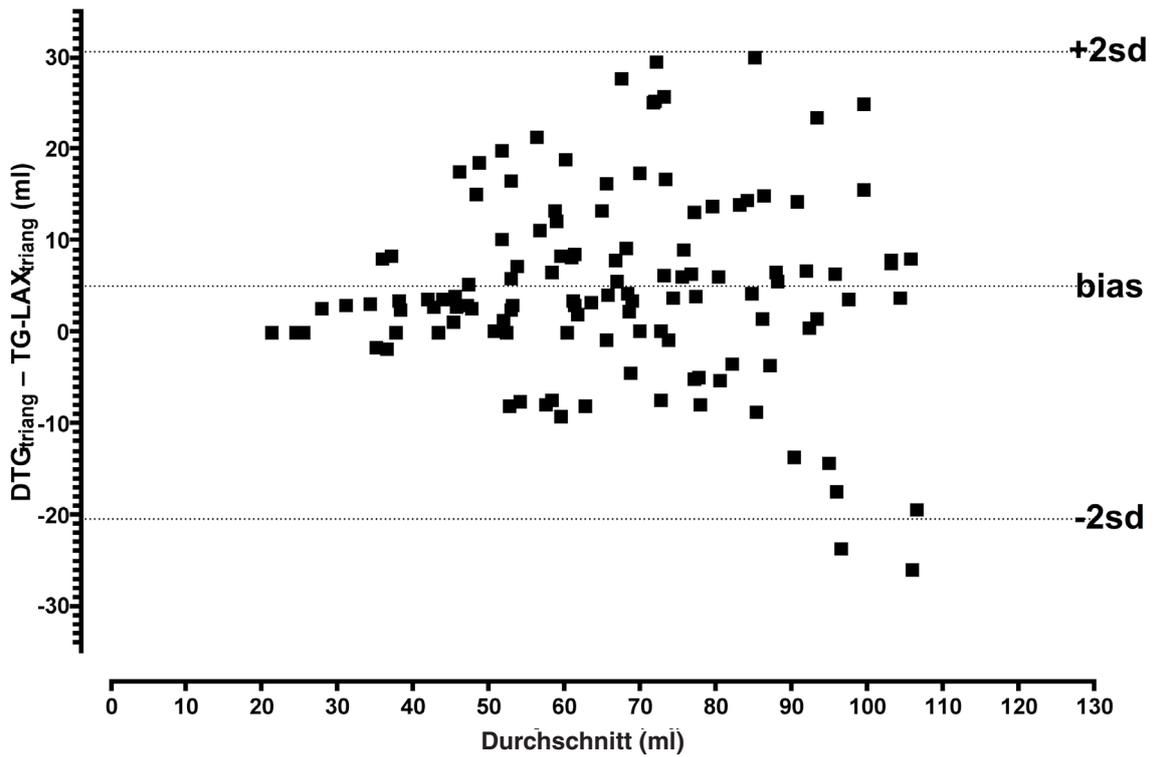


Diagramm 4

Bland-Altman Diagramm für  $DTG_{\text{triang}}$  versus  $TG-LAX_{\text{triang}}$

Bland-Altman von  $DTG_{\text{triang}}$  und  $TG-LAX_{\text{circ}}$ : Differenz vs. Durchschnitt

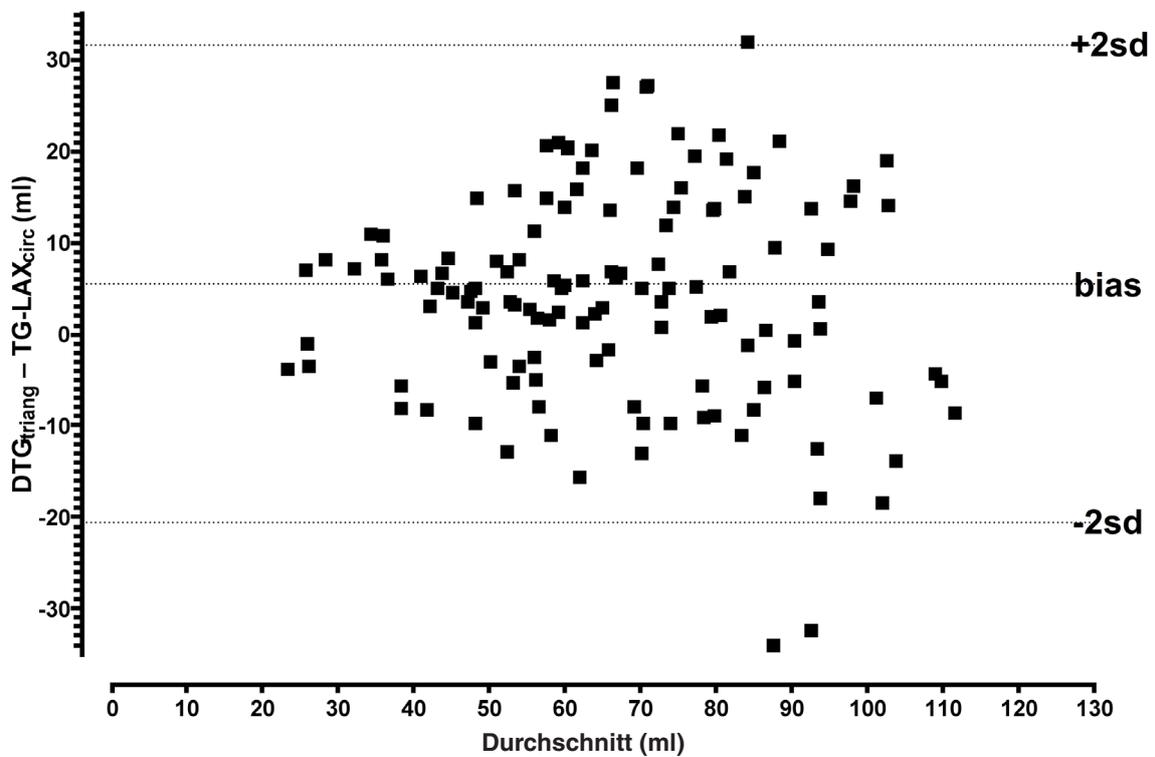


Diagramm 5

Bland-Altman Diagramm für  $DTG_{\text{triang}}$  versus  $TG-LAX_{\text{circ}}$

Bland-Altman von  $DTG_{circ}$  und  $TG-LAX_{triang}$ : Differenz vs. Durchschnitt

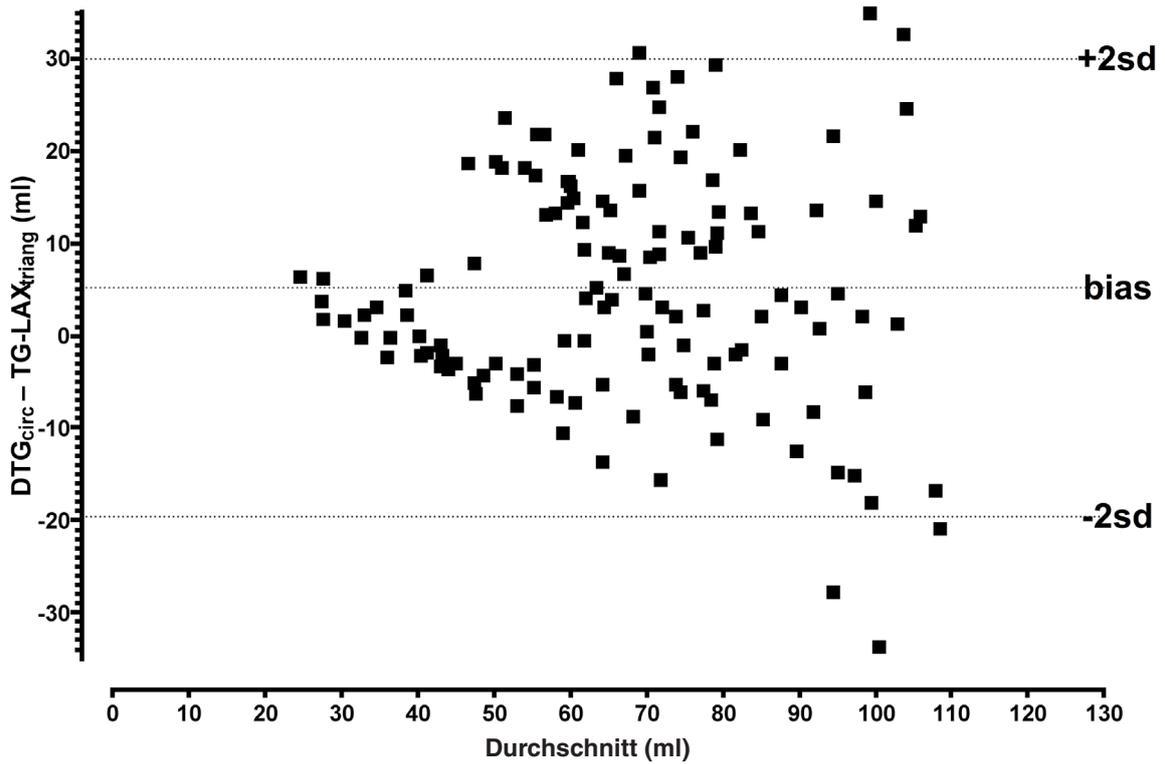


Diagramm 6

Bland-Altman Diagramm für  $DTG_{circ}$  versus  $TG-LAX_{triang}$

Bland-Altman von  $DTG_{circ}$  und  $TG-LAX_{circ}$ : Differenz vs. Durchschnitt

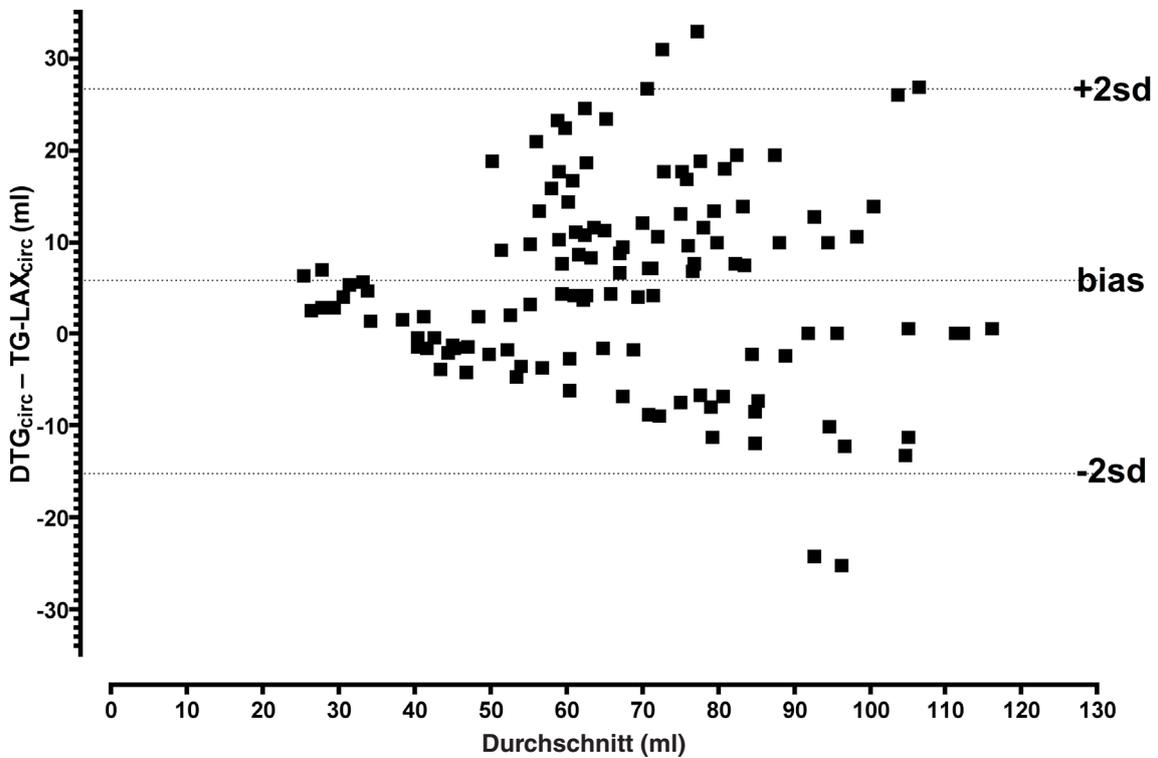
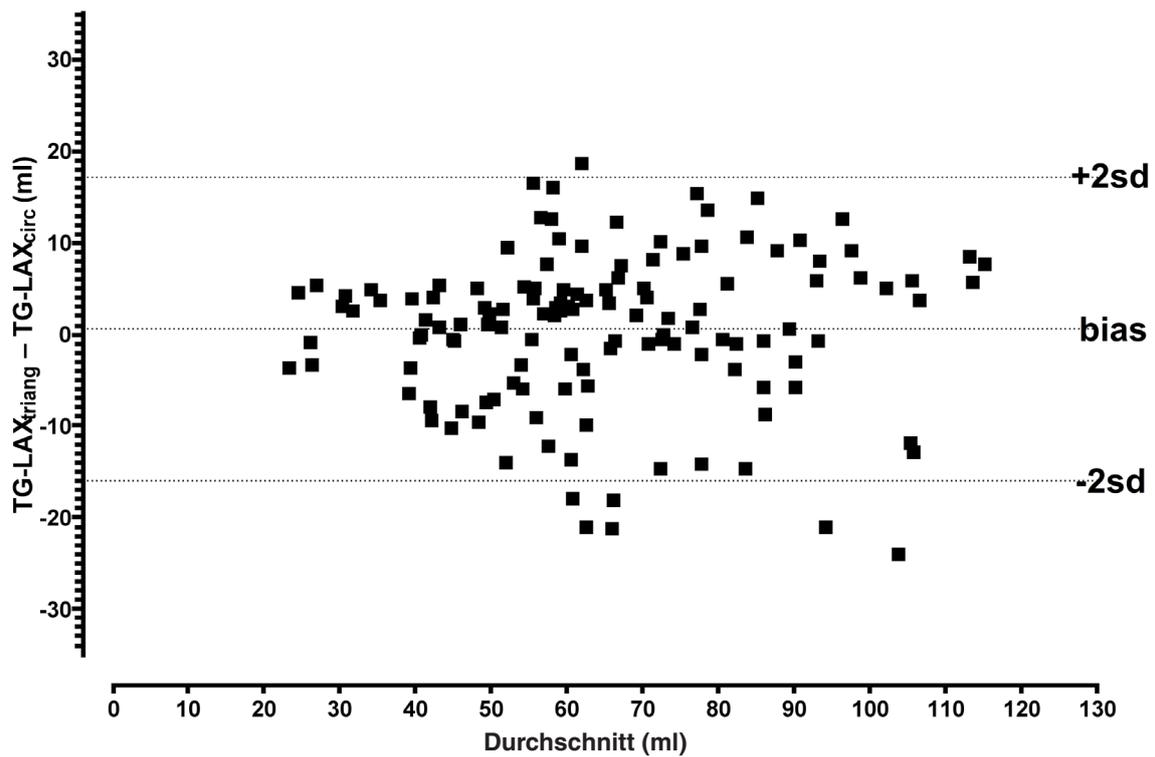


Diagramm 7

Bland-Altman Diagramm für  $DTG_{circ}$  versus  $TG-LAX_{circ}$



**Diagramm 8**

Bland-Altman Diagramm für  $TG-LAX_{\text{triang}}$  versus  $TG-LAX_{\text{circ}}$

Der Bias ist definiert als der Mittelwert der Differenzen zweier Messmethoden. In Tabelle 5 ist der Bias zwischen den einzelnen Messmethoden zusammengefasst.

**Tabelle 5**

Bland-Altman Analyse: Bias (ml)

**Bland-Altman Analyse: Bias (ml)**

	$DTG_{\text{triang}}$	$DTG_{\text{circ}}$	$TG-LAX_{\text{triang}}$	$TG-LAX_{\text{circ}}$
$DTG_{\text{triang}}$	0			
$DTG_{\text{circ}}$	-0,22	0		
$TG-LAX_{\text{triang}}$	4,99	5,20	0	
$TG-LAX_{\text{circ}}$	5,54	5,76	0,55	0

Die oberen und unteren Grenzen der Übereinstimmung sind kalkuliert als  $\text{Bias} \pm 2SD$  und definieren den Bereich, in dem 95% der Unterschiede zwischen den Methoden liegen. Tabelle 6 zeigt die oberen und unteren Grenzen der Übereinstimmung der verschiedenen Verfahrenspaare.

**Tabelle 6**

Bland-Altman Analyse: Obere und untere Grenzen der Übereinstimmung

**Bland-Altman Analyse: Obere und untere Grenzen der Übereinstimmung (ml)**

	$DTG_{\text{triang}}$	$DTG_{\text{circ}}$	$TG-LAX_{\text{triang}}$	$TG-LAX_{\text{circ}}$
$DTG_{\text{triang}}$	0			
$DTG_{\text{circ}}$	(-16,13) – (+15,70)	0		
$TG-LAX_{\text{triang}}$	(-20,56) – (+30,53)	(-19,56) – (+29,97)	0	
$TG-LAX_{\text{circ}}$	(-20,49) – (+31,58)	(-15,12) – (+26,64)	(-16,04) – (+17,15)	0

**Mittlere Irrtumswahrscheinlichkeit**

In der statistischen Methode nach Bland-Altman versteht man unter „mean percentage error“ (hier übersetzt mit „mittlerer Irrtumswahrscheinlichkeit“) den prozentualen Fehler zwischen zwei Messmethoden. Für physikalische Methoden, die eingesetzt werden um SV oder HZV zu messen, wird in der Statistik aufgrund theoretischer Erwägungen eine maximale prozentuale Abweichung von 30% als akzeptabel toleriert. Der prozentuale Fehler zweier Messmethoden wird demnach kalkuliert als Quotient aus der zweifachen Standardabweichung des Bias und dem Mittelwert des SV ( $2 \cdot SD \text{ Bias} / \text{Mittelwert SV}$ ). Tabelle 7 listet die mittlere Irrtumswahrscheinlichkeit der einzelnen Methoden auf.

**Tabelle 7**

Bland-Altman Analyse: Mittlere Irrtumswahrscheinlichkeit

Methode	2 x SD	Mittleres SV	Prozentuale Fehler
$DTG_{\text{triang}}$ vs $DTG_{\text{circ}}$	16,2 ml	70,4 ml	23,0 %
$TG-LAX_{\text{circ}}$ vs $TG-LAX_{\text{triang}}$	16,9 ml	65,1 ml	26,0 %
$DTG_{\text{triang}}$ vs $TG-LAX_{\text{triang}}$	26,1 ml	67,8 ml	38,4 %
$DTG_{\text{circ}}$ vs $TG-LAX_{\text{circ}}$	21,3 ml	67,6 ml	31,5 %
$DTG_{\text{triang}}$ vs $TG-LAX_{\text{circ}}$	26,6 ml	67,6 ml	39,2 %
$DTG_{\text{circ}}$ vs $TG-LAX_{\text{triang}}$	25,3 ml	67,9 ml	37,2 %

### 3.5 Gepaarter t - Test

Im  $t$  – Test für gepaarte Stichproben zeigten sich signifikante Unterschiede der Mittelwerte zwischen folgenden Verfahren ( $p$  Werte  $< 0,001$ ):  $DTG_{\text{triang}}$  versus  $TG-LAX_{\text{triang}}$ ,  $DTG_{\text{triang}}$  versus  $TG-LAX_{\text{circ}}$ ,  $DTG_{\text{circ}}$  versus  $TG-LAX_{\text{triang}}$ ,  $DTG_{\text{circ}}$  versus  $TG-LAX_{\text{circ}}$ . Keine Unterschiede ergaben sich, wenn Verfahren aus gleicher Sondenposition verglichen wurden:  $DTG_{\text{circ}}$  versus  $DTG_{\text{triang}}$ :  $p = 0,758$  und  $TG-LAX_{\text{circ}}$  versus  $TG-LAX_{\text{triang}}$ :  $p = 0,451$  (Tabelle 8).

**Tabelle 8**  
Gepaarter  $t$  - Test

	$DTG_{\text{triang}}$	$DTG_{\text{circ}}$	$TG-LAX_{\text{triang}}$
$DTG_{\text{circ}}$	= 0,758		
$TG-LAX_{\text{triang}}$	< 0,001	< 0,001	
$TG-LAX_{\text{circ}}$	< 0,001	< 0,001	= 0,451

### 3.6 Korrelationsanalyse nach Pearson

Um die Beziehung der Messwertpaare der verschiedenen Messmethoden zu untersuchen, führten wir Korrelationsanalysen nach Pearson durch und berechneten das Bestimmtheitsmaß  $r^2$ , das angibt, in welchem Maß die Varianz der SV- und HZV-Werte des einen Verfahrens durch die Varianz der SV- und HZV-Werte des anderen Verfahrens beeinflusst wird.

#### Korrelationsanalyse: Pearson'scher Korrelationskoeffizient ( $r$ )

Die Pearson'schen Korrelationskoeffizienten ( $r$ ) gehen aus Tabelle 9 und die Bestimmtheitsmaße ( $r^2$ ) aus Tabelle 10 hervor.

**Tabelle 9**  
Korrelationsanalyse nach Pearson

	$DTG_{\text{triang}}$	$DTG_{\text{circ}}$	$TG-LAX_{\text{triang}}$	$TG-LAX_{\text{circ}}$
$DTG_{\text{triang}}$	1			
$DTG_{\text{circ}}$	0.926	1		
$TG-LAX_{\text{triang}}$	0.815	0.823	1	
$TG-LAX_{\text{circ}}$	0.804	0.872	0.921	1

Die Pearson-Analyse zeigte in allen Fällen eine hohe Korrelation der Messwerte mit jeweils hohen  $r$  – Werten zwischen 0,804 und 0,926. Tendenziell lag der Korrelationskoeffizient höher, wenn Verfahren verglichen wurden, bei denen das TVI aus der gleichen Sondenposition abgeleitet wurde.

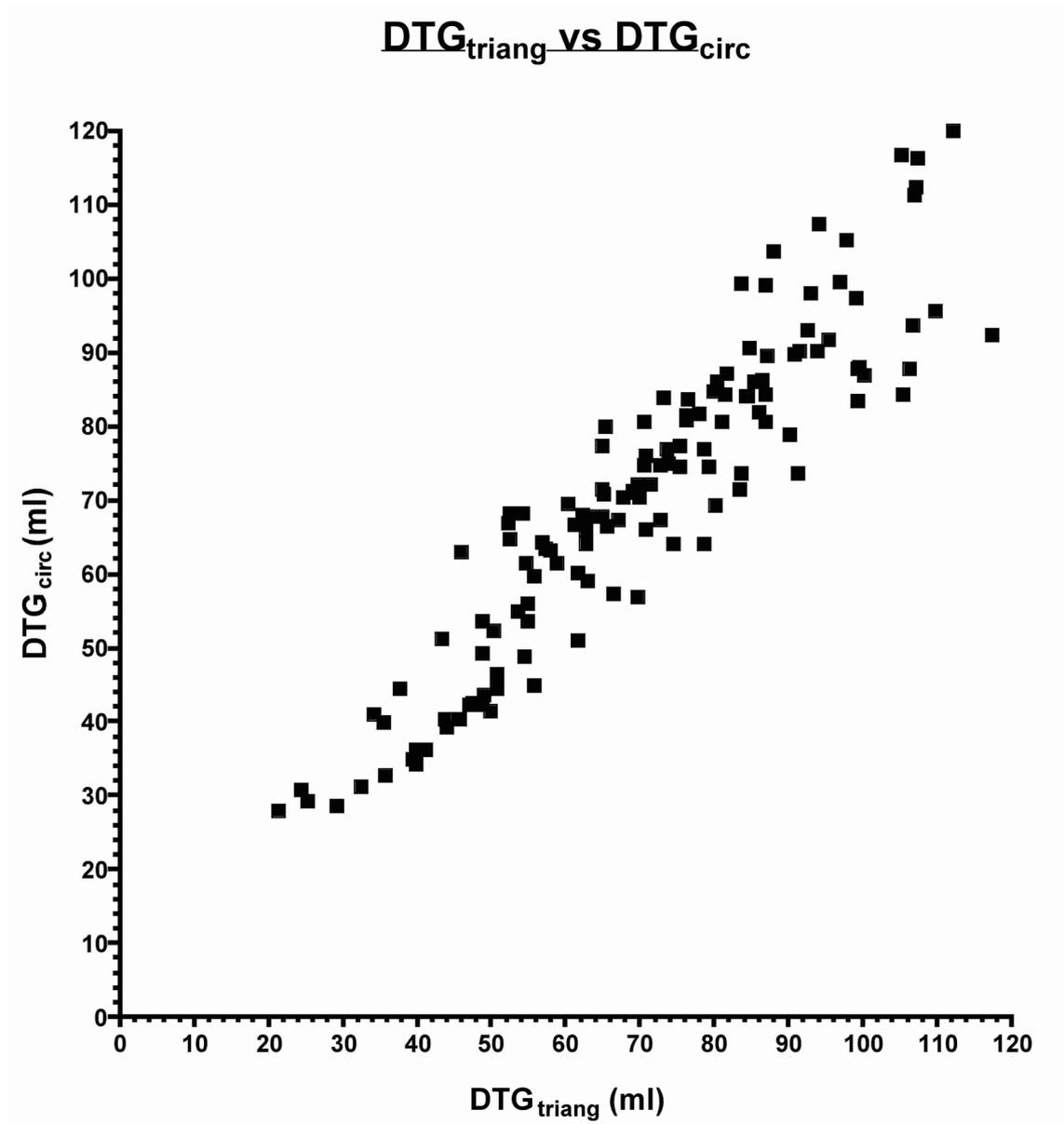
**Tabelle 10**  
Bestimmtheitsmaß  $r^2$

	DTG <sub>triang</sub>	DTG <sub>circ</sub>	TG-LAX <sub>triang</sub>	TG-LAX <sub>circ</sub>
DTG <sub>triang</sub>	1			
DTG <sub>circ</sub>	0.857	1		
TG-LAX <sub>triang</sub>	0.664	0.677	1	
TG-LAX <sub>circ</sub>	0.646	0.760	0.848	1

Was für die  $r$  – Werte galt, galt auch für das Bestimmtheitsmaß  $r^2$ .

Die Diagramme 9 – 14 illustrieren den Vergleich der verschiedenen Messverfahren für die SV.

Das Diagramm 9 zeigt ein Punktediagramm der Daten von SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - DTG<sub>circ</sub>.



**Diagramm 9**

Punktediagramm der Schlagvolumina von DTG<sub>triang</sub> versus DTG<sub>circ</sub>.

Der Pearson *r*-Korrelationskoeffizient zwischen SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - DTG<sub>circ</sub> war

$$r = 0,926$$

Das Bestimmtheitsmaß  $r^2$  für SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - DTG<sub>circ</sub> lag bei

$$r^2 = 0,857$$

Das Diagramm 10 zeigt ein Punktediagramm der Daten von SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>triang</sub>.

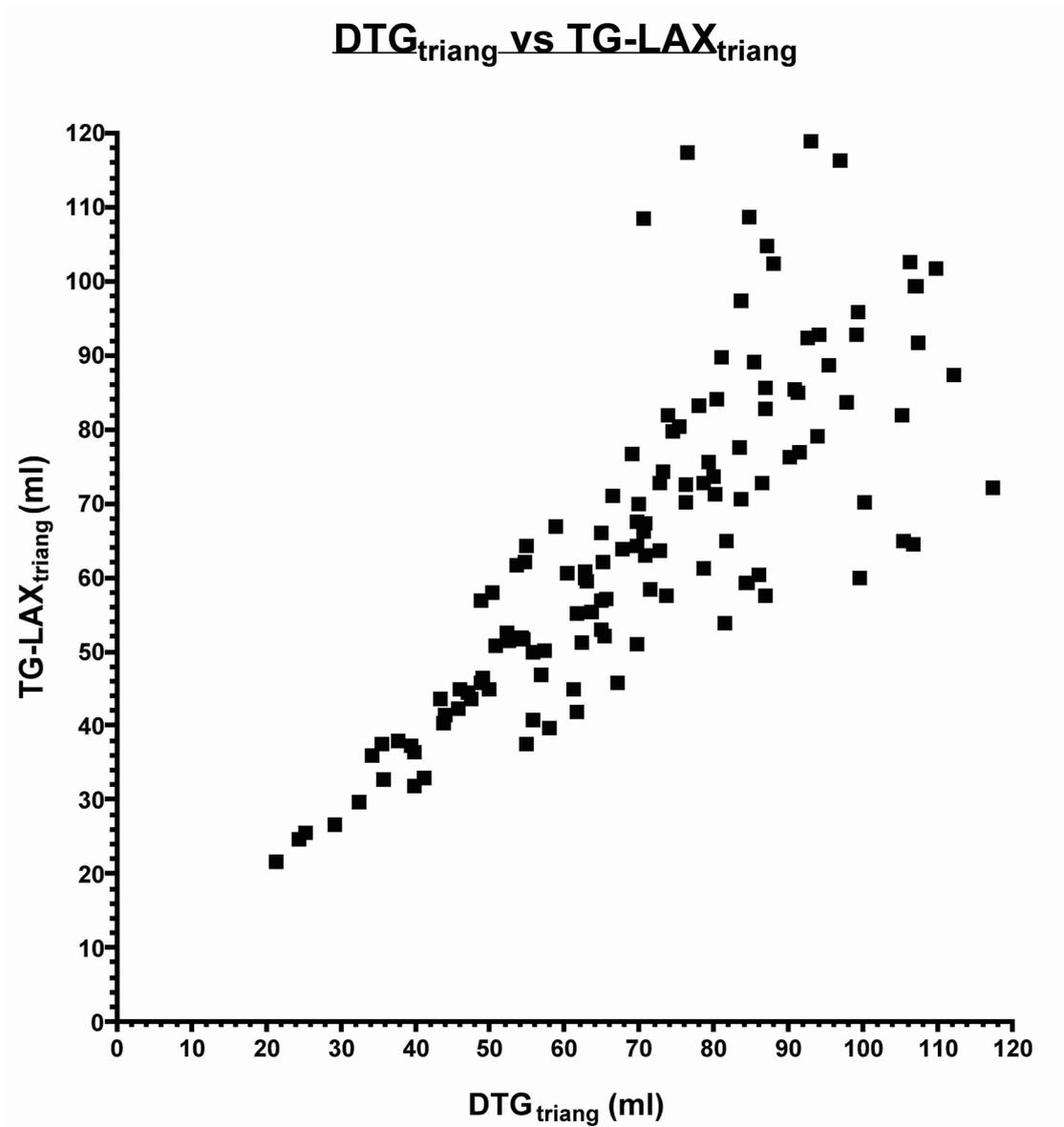


Diagramm 10  
Punktediagramm der Schlagvolumina von DTG<sub>triang</sub> versus TG-LAX<sub>triang</sub>.

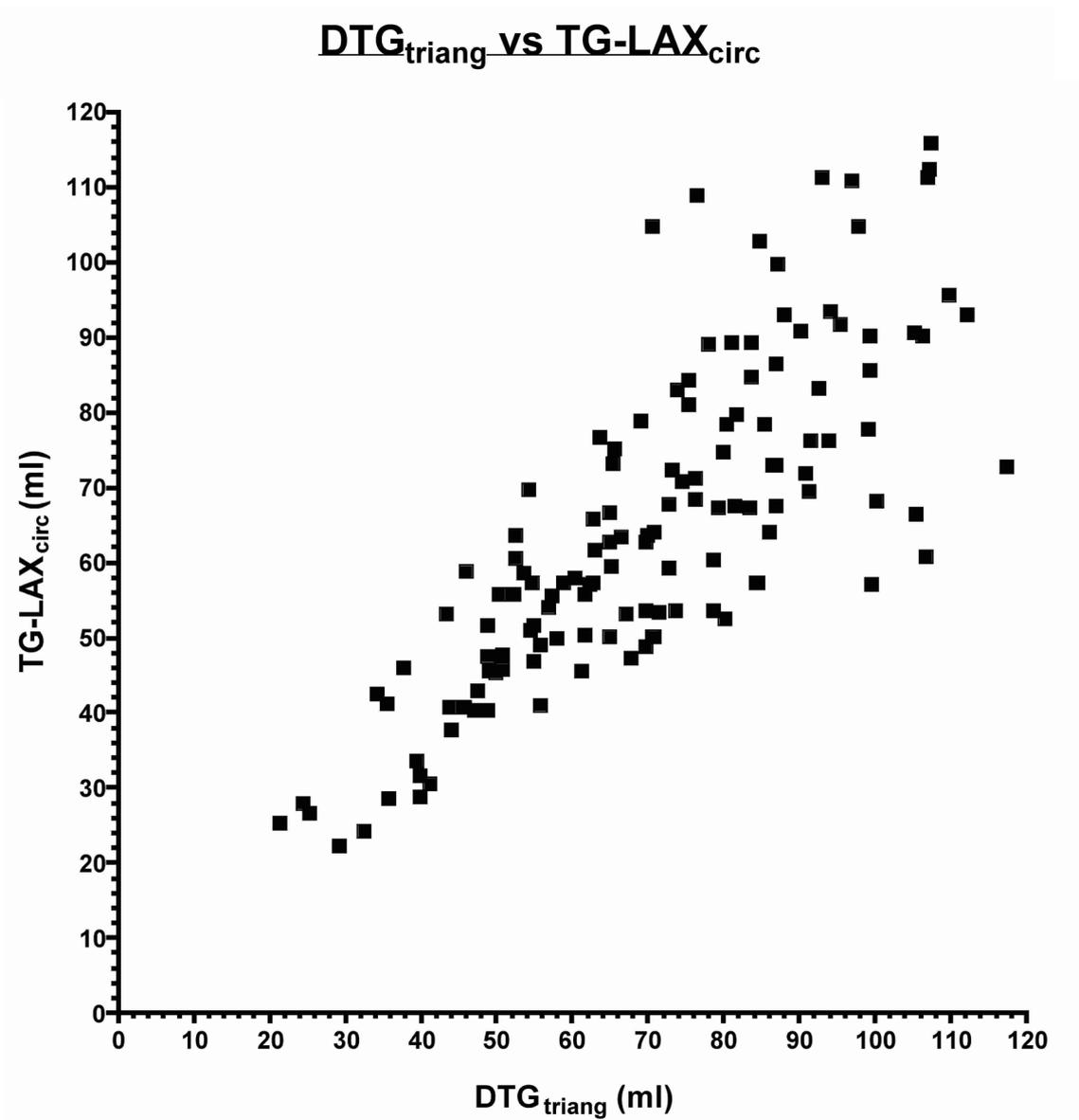
Der Pearson r-Korrelationskoeffizient zwischen SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>triang</sub> war

$$r = 0,815$$

Das Bestimmtheitsmaß  $r^2$  für SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>triang</sub> lag bei

$$r^2 = 0,664$$

Das Diagramm 11 zeigt ein Punktediagramm der Daten von SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub>.



**Diagramm 11**

Punktediagramm der Schlagvolumina von DTG<sub>triang</sub> versus TG-LAX<sub>circ</sub>.

Der Pearson r-Korrelationskoeffizient zwischen SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub> war

$$r = 0,804$$

Das Bestimmtheitsmaß  $r^2$  für SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub> lag bei

$$r^2 = 0,646$$

Das Diagramm 12 zeigt ein Punktediagramm der Daten von SV - DTG<sub>circ</sub> versus SV - TG-LAX<sub>triang</sub>.

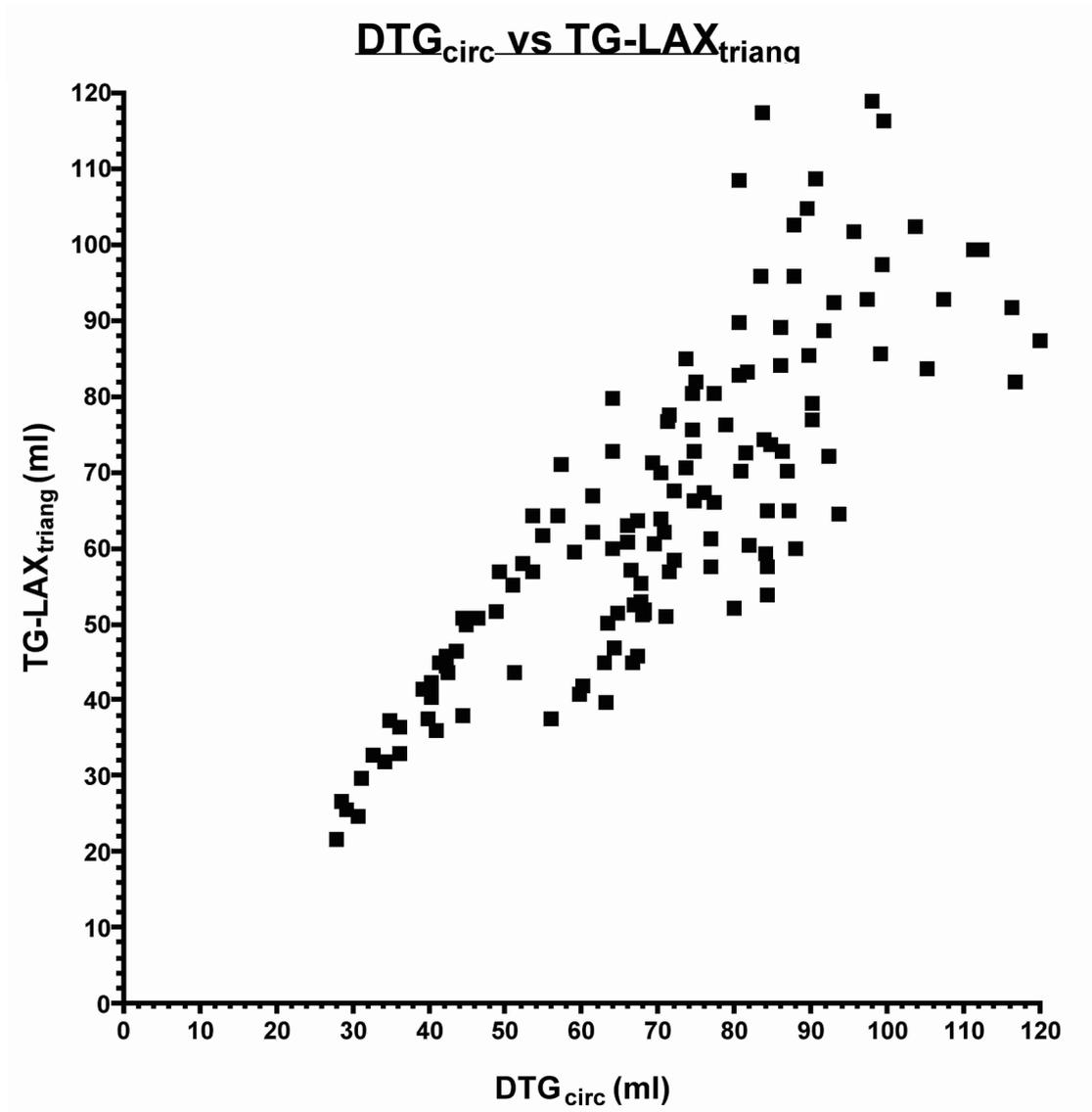


Diagramm 12

Punktediagramm der Schlagvolumina von DTG<sub>circ</sub> versus TG-LAX<sub>triang</sub>.

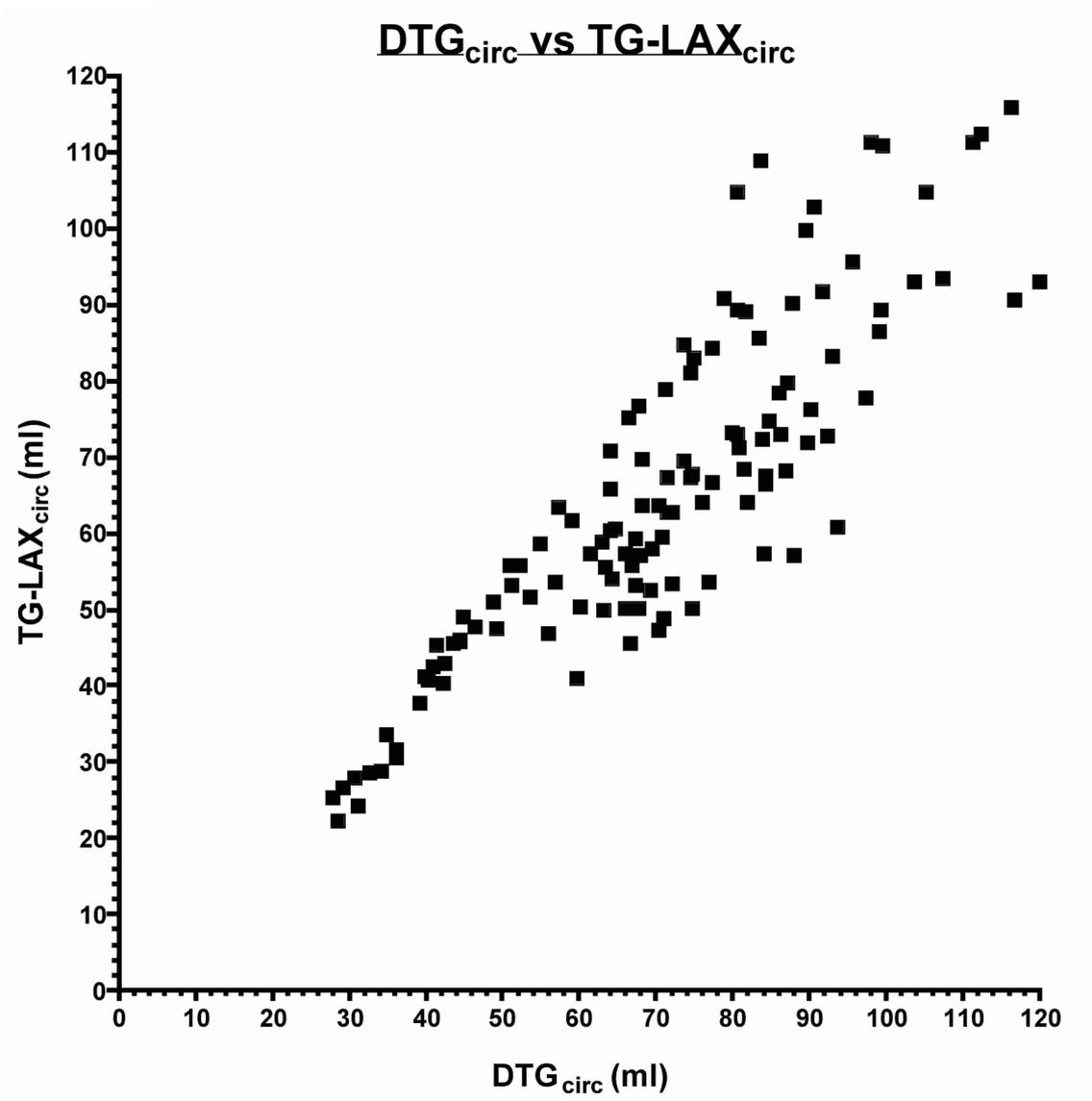
Der Pearson r-Korrelationskoeffizient zwischen SV - DTG<sub>circ</sub> versus SV - TG-LAX<sub>triang</sub> war

$$r = 0,823$$

Das Bestimmtheitsmaß  $r^2$  für SV - DTG<sub>circ</sub> versus SV - TG-LAX<sub>triang</sub> lag bei

$$r^2 = 0,677$$

Das Diagramm 13 zeigt ein Punktediagramm der Daten von SV - DTG<sub>circ</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub>.



**Diagramm 13**

Punktediagramm der Schlagvolumina versus DTG<sub>circ</sub> und TG-LAX<sub>circ</sub>.

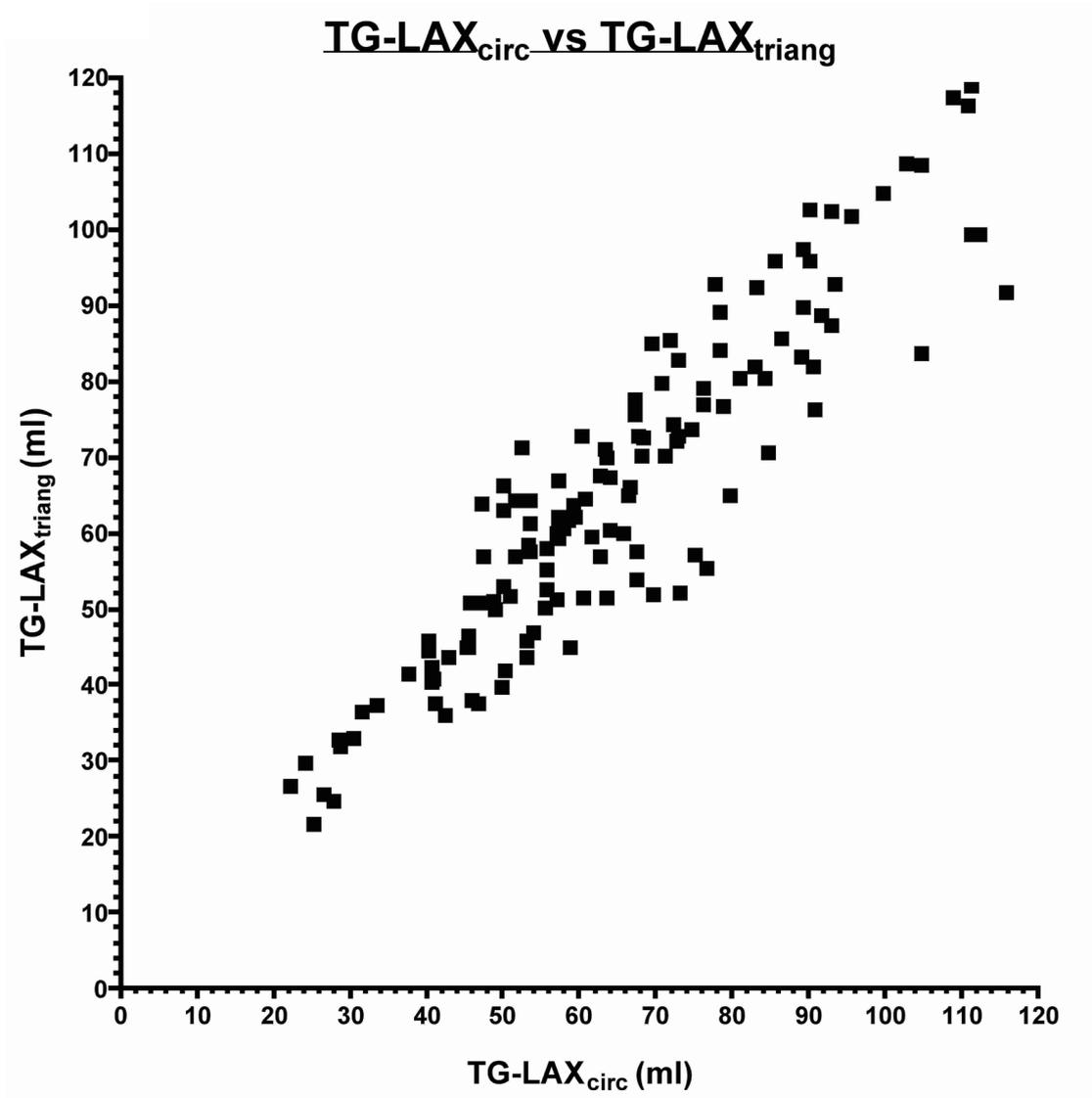
Der Pearson r-Korrelationskoeffizient zwischen SV - DTG<sub>circ</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub> war

$$r = 0,872$$

Das Bestimmtheitsmaß  $r^2$  für SV - DTG<sub>circ</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub> lag bei

$$r^2 = 0,760$$

Das Diagramm 14 zeigt ein Punktediagramm der Daten von SV - TG-LAX<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub>.



**Diagramm 14**

Punktediagramm der Schlagvolumina von TG-LAX<sub>triang</sub> versus TG-LAX<sub>circ</sub>.

Der Pearson r-Korrelationskoeffizient zwischen SV - TG-LAX<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub> war

$$r = 0,921$$

Das Bestimmtheitsmaß  $r^2$  für SV - TG-LAX<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub> lag bei

$$r^2 = 0,848$$

### 3.7 Regressionsanalyse

Mittels Regressionsanalyse wurden für den Vergleich der einzelnen Messverfahren die Regressionsgleichungen errechnet. Die Diagramme 15 – 20 illustrieren die dazugehörigen Regressionsgeraden.

Das Diagramm 15 zeigt die Regressionsgerade von SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - DTG<sub>circ</sub>.

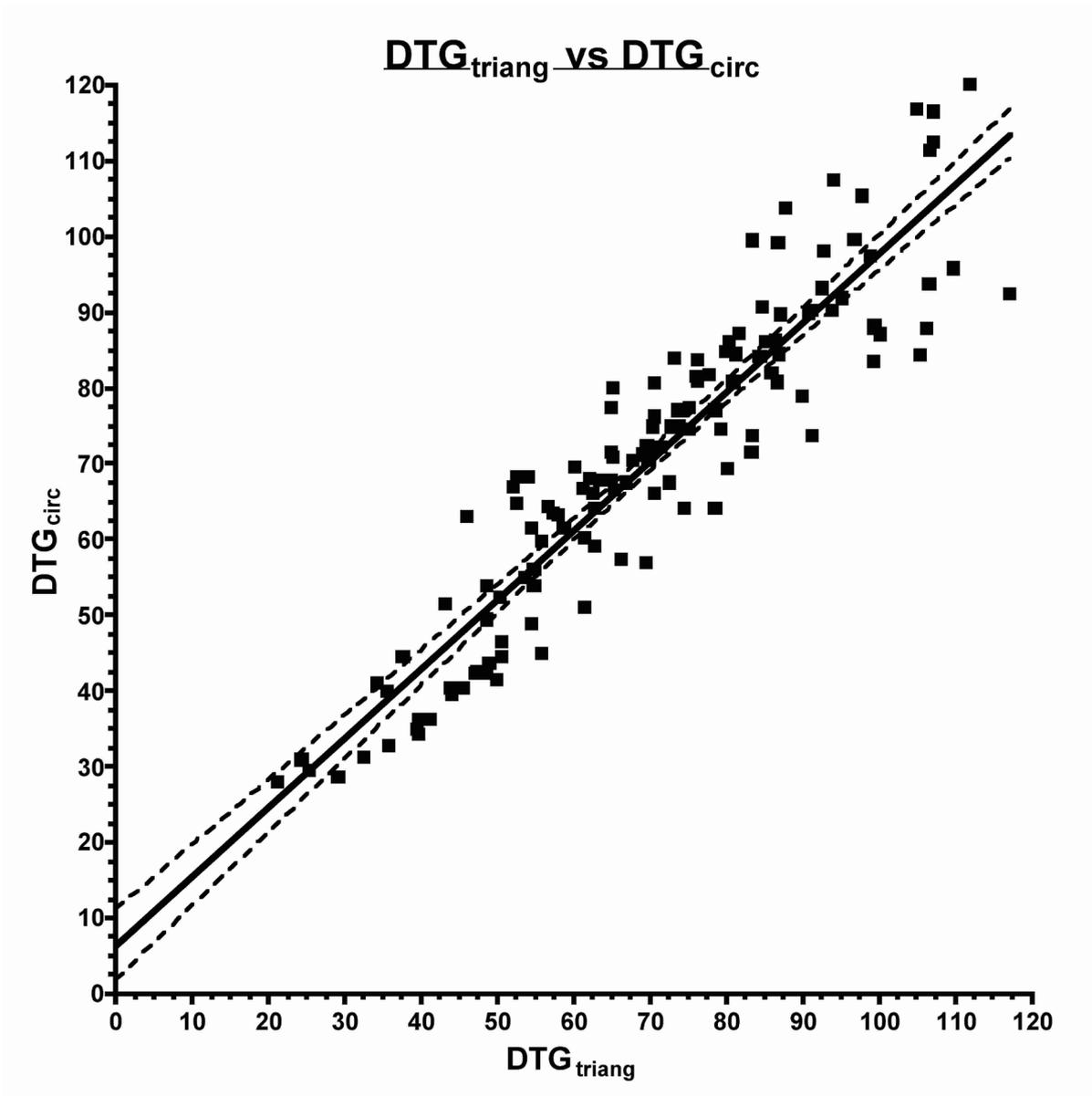


Diagramm 15

Regressionsanalyse von DTG<sub>triang</sub> versus DTG<sub>circ</sub>

Gleichung der Regressionsgeraden:

$DTG_{triang}$	=	0.913	x	$DTG_{circ}$	+	6.33
----------------	---	-------	---	--------------	---	------

Das Diagramm 16 zeigt die Regressionsgerade von SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>triang</sub>.

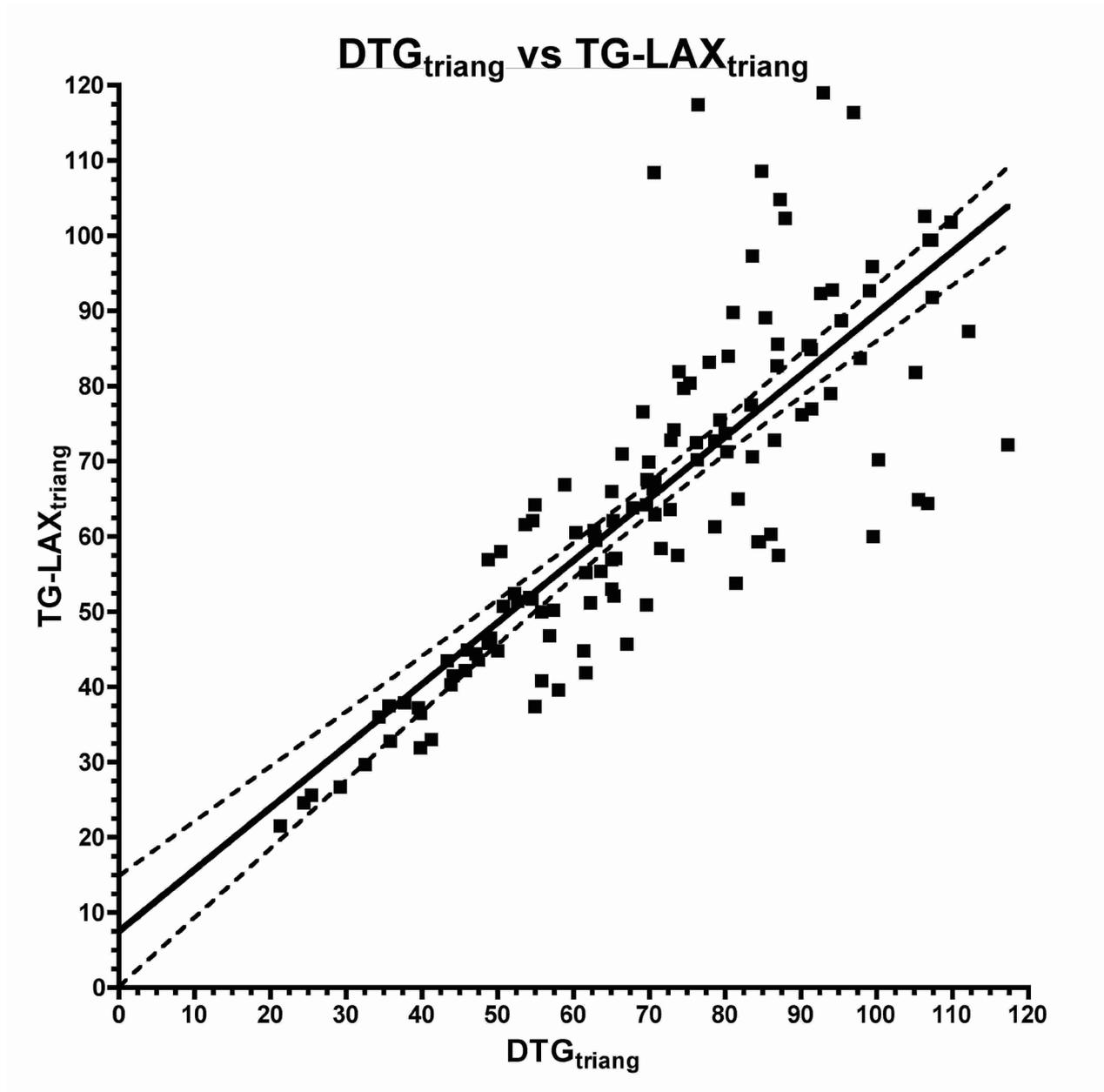


Diagramm 16  
Regressionsanalyse DTG<sub>triang</sub> versus TG-LAX<sub>triang</sub>

Gleichung der Regressionsgeraden:

DTG <sub>triang</sub>	=	0.822	x	TG-LAX <sub>triang</sub>	+	7.54
-----------------------	---	-------	---	--------------------------	---	------

Das Diagramm 17 zeigt die Regressionsgerade von SV - DTG<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub>.

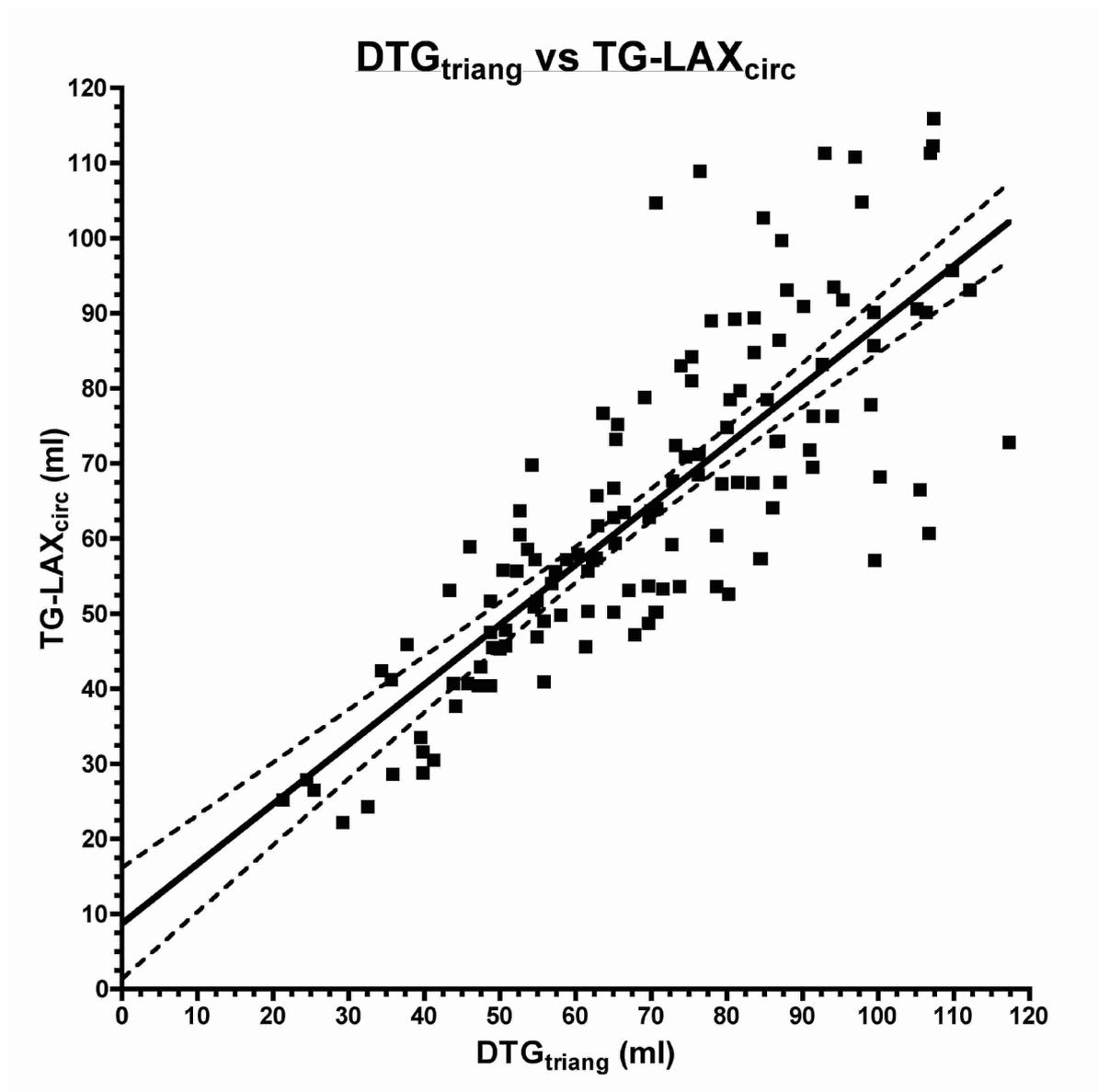


Diagramm 17  
Regressionsanalyse DTG<sub>triang</sub> versus TG-LAX<sub>circ</sub>

Gleichung der Regressionsgeraden:

$DTG_{triang}$	=	0.796	x	$TG-LAX_{circ}$	+	8.77
----------------	---	-------	---	-----------------	---	------

Das Diagramm 18 zeigt die Regressionsgerade von SV - DTG<sub>circ</sub> versus SV - TG-LAX<sub>triang</sub>.

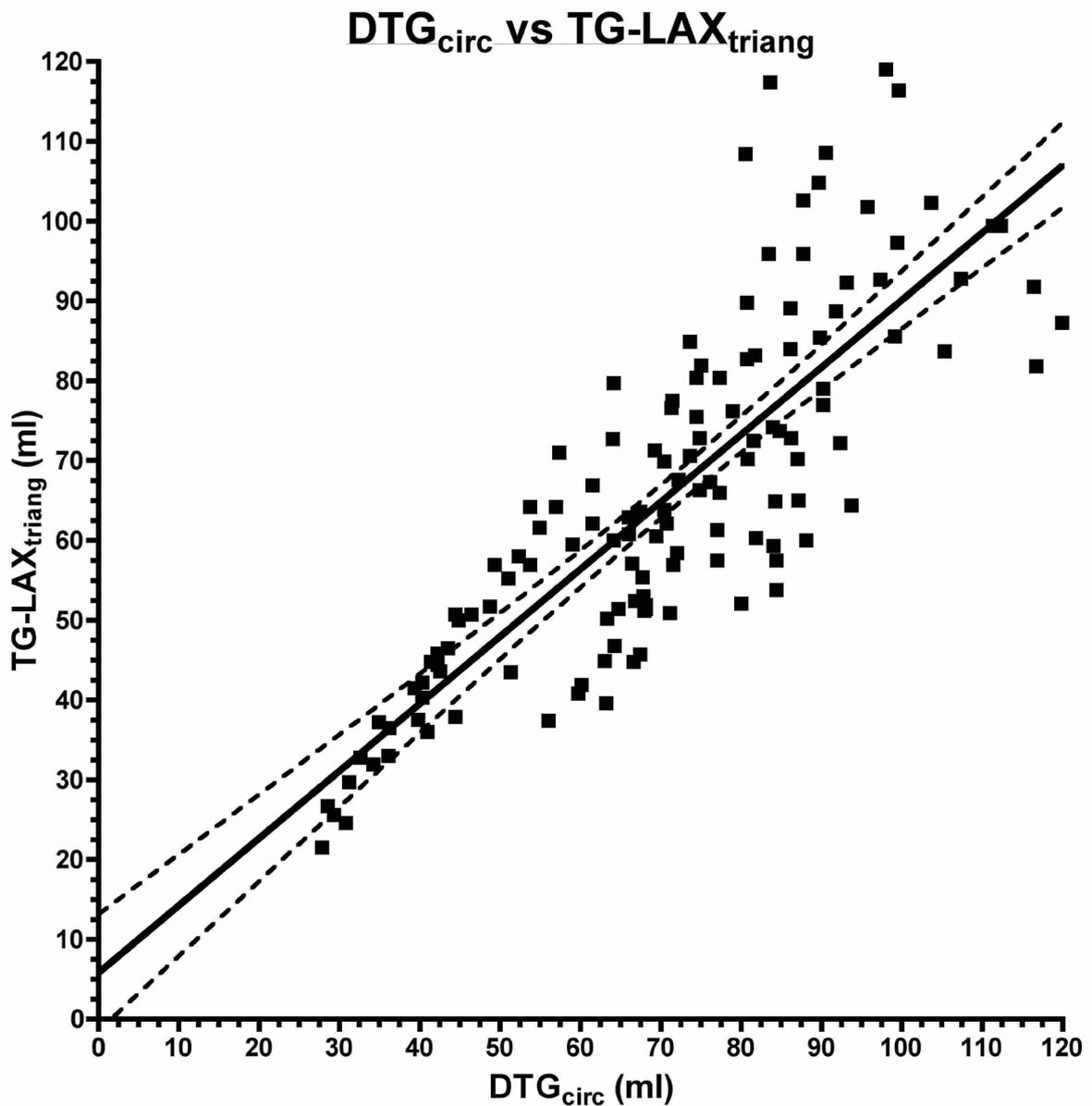


Diagramm 18

Regressionsanalyse DTG<sub>circ</sub> versus TG-LAX<sub>triang</sub>

Gleichung der Regressionsgeraden:

DTG <sub>circ</sub>	=	0.843	x	TG-LAX <sub>triang</sub>	+	5.87
---------------------	---	-------	---	--------------------------	---	------

Das Diagramm 19 zeigt die Regressionsgerade von SV - DTG<sub>circ</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub>.

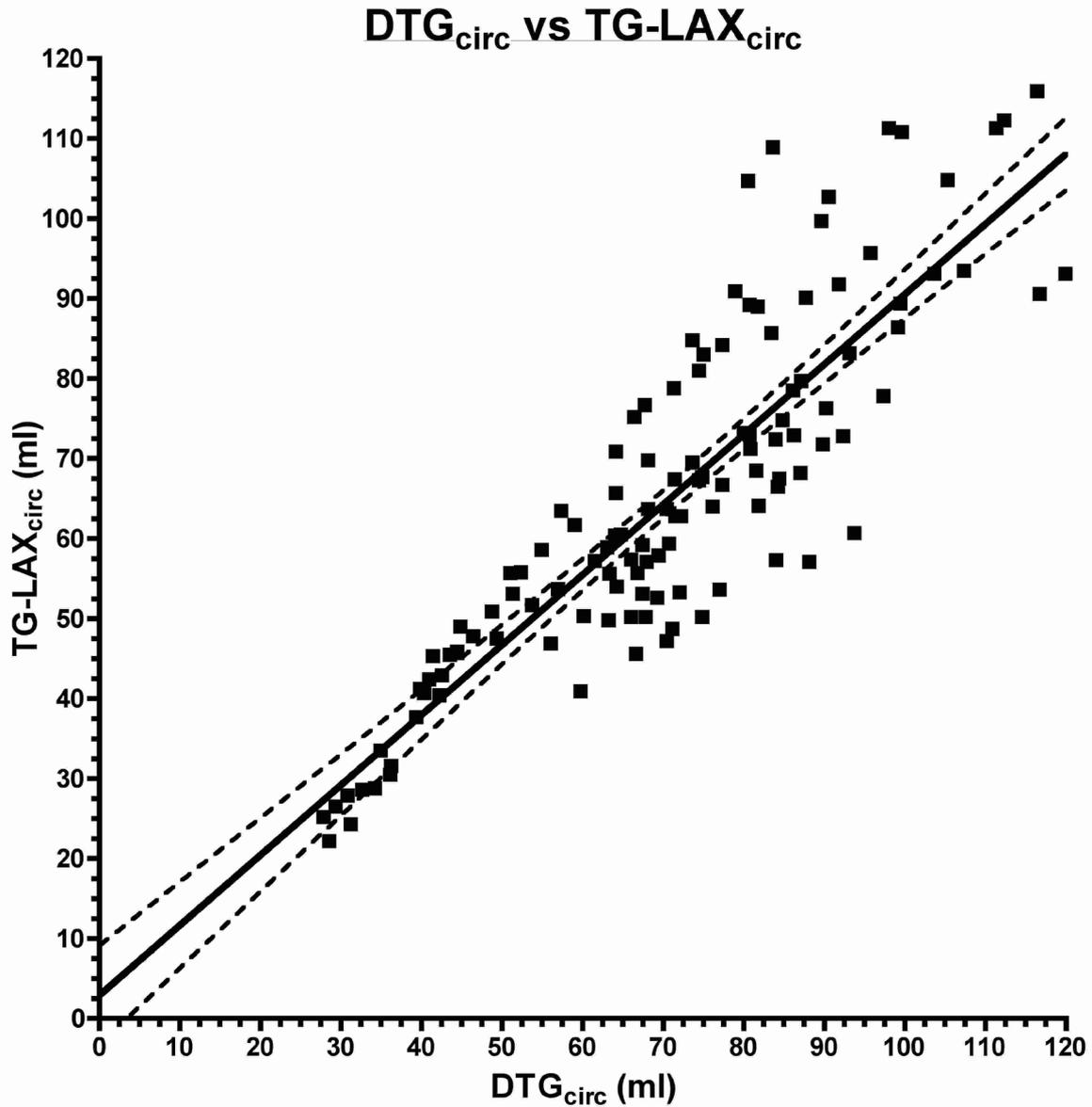


Diagramm 19  
Regressionsanalyse DTG<sub>circ</sub> versus TG-LAX<sub>circ</sub>

Gleichung der Regressionsgeraden:

DTG <sub>circ</sub>	=	0.876	x	TG-LAX <sub>circ</sub>	+	2.95
---------------------	---	-------	---	------------------------	---	------

Das Diagramm 20 zeigt die Regressionsgerade von SV - TG-LAX<sub>triang</sub> versus SV - TG-LAX<sub>circ</sub>.

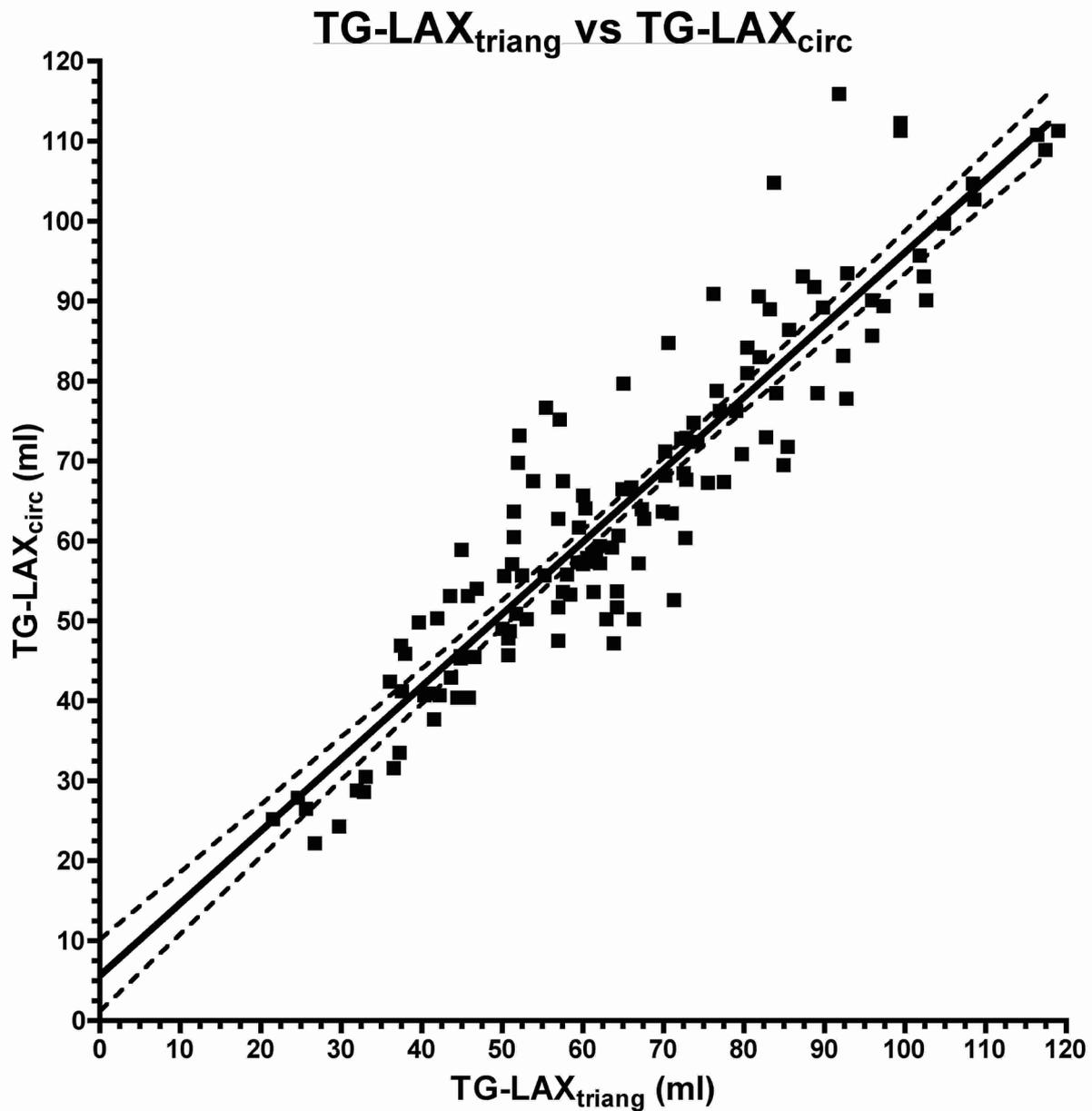


Diagramm 20

Regressionsanalyse TG-LAX<sub>triang</sub> versus TG-LAX<sub>circ</sub>

Gleichung der Regressionsgeraden:

$TG-LAX_{triang}$	=	0.905	x	$TG-LAX_{circ}$	+	5.67
-------------------	---	-------	---	-----------------	---	------

In Tabelle 11 sind die Steigungen der Regressionsgeraden zusammengefasst.

**Tabelle 11**

Steigungen der Regressionsgeraden

	$DTG_{\text{triang}}$	$DTG_{\text{circ}}$	$TG-LAX_{\text{triang}}$
$DTG_{\text{circ}}$	$0,913 \pm 0,032$		
$TG-LAX_{\text{triang}}$	$0,822 \pm 0,051$	$0,843 \pm 0,051$	
$TG-LAX_{\text{circ}}$	$0,796 \pm 0,051$	$0,876 \pm 0,043$	$0,905 \pm 0,033$

Tabelle 12 zeigt die Schnittpunkte der Regressionsgeraden mit der x-Achse.

**Tabelle 12**

Achsenabschnitte der Regressionsgeraden

	$DTG_{\text{triang}}$	$DTG_{\text{circ}}$	$TG-LAX_{\text{triang}}$
$DTG_{\text{circ}}$	$6,33 \pm 2,38$		
$TG-LAX_{\text{triang}}$	$7,54 \pm 3,75$	$5,87 \pm 3,73$	
$TG-LAX_{\text{circ}}$	$8,77 \pm 3,78$	$2,95 \pm 3,16$	$5,67 \pm 2,29$

Aus den ermittelten Steigungen und Achsenabschnitten ergeben sich die Gleichungen für die Regressionsgeraden. Die Gleichungen sind nochmals in Tabelle 13 zusammengefasst.

**Tabelle 13**

Gleichungen der Regressionsgeraden

1.	$DTG_{\text{circ}}$	=	0.913	x	$DTG_{\text{triang}}$	+	6.33
2.	$DTG_{\text{triang}}$	=	0.822	x	$TG-LAX_{\text{triang}}$	+	7.54
3.	$DTG_{\text{triang}}$	=	0.796	x	$TG-LAX_{\text{circ}}$	+	8.77
4.	$DTG_{\text{circ}}$	=	0.876	x	$TG-LAX_{\text{circ}}$	+	2.95
5.	$DTG_{\text{circ}}$	=	0.843	x	$TG-LAX_{\text{triang}}$	+	5.87
6.	$TG-LAX_{\text{triang}}$	=	0.905	x	$TG-LAX_{\text{circ}}$	+	5.67

Linearität besteht, wenn die Steigung 1 und der x-Achsen-Abschnitt 0 betragen. Auf signifikante Unterschiede von Steigungen und x-Achsen-Abschnitten ist nicht getestet worden. Allerdings zeigt sich wiederum, dass die Steigung näher an 1 ist, wenn Verfahren mit gleichen Sondenpositionen nebeneinander gestellt worden sind.

## 4 Diskussion

### 4.1 Klinische Bedeutung der Messung des Schlagvolumens und Herzzeitvolumens und Stellenwert des Pulmonalkatheters

Die Überwachung, Beurteilung und Steuerung der Herzkreislauffunktion stellt einen der Schwerpunkte der anästhesiologischen Tätigkeit in der Behandlung kritisch kranker Patienten sowohl perioperativ als auch im intensivmedizinischen Bereich dar. Das hierzu notwendige hämodynamische Basismonitoring umfasst neben der Überwachung von HF, EKG und peripherer Sauerstoffsättigung vor allem die Messung intravasaler Blutdrücke. Ziel dieser Monitoringverfahren ist es, die Perfusion von Organen und Geweben, die neben der ausreichenden Aufnahme von Sauerstoff unabdingbare Grundlage für eine adäquate Gewebeoxygenierung ist, beurteilen zu können. Die körperliche Untersuchung allein, also die Beurteilung von Hautturgor, Hautdurchblutung, Bestimmung der Urinausscheidung und andere Untersuchungsqualitäten, lassen aber beim kritisch kranken Patienten häufig keine verlässliche Einschätzung der tatsächlichen Herzkreislauffunktion zu.<sup>19</sup> Invasiv oder nicht-invasiv gemessene Blutdrücke werden vielmehr häufig als Surrogatparameter der Organperfusion verwendet. Die Drücke im Gefäßsystem stellen die Kraft pro Flächeneinheit dar, die das Blut auf die Gefäßwand ausübt. Neben dem intravasalen Blutdruck ist der Blutfluss, d.h. die Menge an Blutvolumen, das pro Zeiteinheit dem Organismus zur Verfügung gestellt wird und das Gefäßbett durchfließt, entscheidend für die Perfusion der Endorgane. Physikalisch entspricht dieser Blutfluss dem durch einen Gefäßquerschnitt strömenden Blutvolumen pro Zeiteinheit, das sich aus der über den Querschnitt gemittelten linearen Strömungsgeschwindigkeiten und der Fläche des Querschnitts ergibt.

Für die Erzeugung des systemischen Blutflusses ist die Pumpfunktion und damit die Auswurfleistung des Herzens verantwortlich, die in Form des SV oder HZV bzw. auf die Körperoberfläche bezogen mittels des Herzindex (HI) quantifiziert wird. Das HZV ist somit definiert als die Menge an Blut, die von einem Ventrikel über die Zeit ausgeworfen wird. Es wird in der Einheit [l/min] bzw. als HI in der Einheit [l/min/m<sup>2</sup>] angegeben.

Die beiden grundlegenden Faktoren, die das HZV bestimmen, sind das vom Herzen produzierte SV und die HF. Die Größe des SV wird durch die drei Determinanten Vorlast, Nachlast und Kontraktilität definiert. Die Messung des HZV ist zur Beurteilung

der Herzkreislauffunktion bei der Behandlung kritisch kranker Patienten extrem wichtig. Von Vorteil wäre eine einfache und verlässliche Methode zur Messung des HZV. Den Goldstandard zur Messung des HZV repräsentiert derzeit immer noch das Thermodilutionsverfahren, das in den 70er Jahren in der Klinik etabliert wurde. Erst in jüngster Zeit sind der PAK und das daran gebundene Thermodilutionsverfahren zum Gegenstand kontroverser wissenschaftlich-klinischer Auseinandersetzungen geworden. Ursächlicher Anknüpfungspunkt der Kritik war dabei die Invasivität des Verfahrens mit seinen technischen Schwierigkeiten und den punktionsbedingten Akutkomplikationen. Bei längerer transvasaler-transkardialer Liegedauer des Katheters können zudem auch Spätkomplikationen wie intravasale Thrombosen, Thrombembolien und Septikämien auftreten. Connors et al. wiesen 1996 in ihrer Studie an 5735 Intensivpatienten nach, dass der Einsatz eines PAK mit einer erhöhten Letalität, einer längeren Verweildauer auf der Intensivstation und höheren Behandlungskosten einhergeht.<sup>10</sup> Sandham et al. bestätigten in ihrer an 1994 Intensivpatienten durchgeführten kontrollierten, randomisierten Studie diese Ergebnisse. Ein Vorteil für den PAK konnte von der Arbeitsgruppe um Sandham nicht nachgewiesen werden.<sup>48</sup> Basierend auf diesen und anderen Studienergebnissen ist das invasive hämodynamische Monitoring mittels eines PAK zunehmend kritisiert und in Frage gestellt worden. Die Kontroverse um den PAK hat dazu geführt, dass alternative, weniger invasive Verfahren zur Bestimmung des HZV an Bedeutung gewonnen haben. Während der letzten Jahre ist durch intensive wissenschaftliche Anstrengungen die Messung des HZV durch transösophageale Doppler-Echokardiographie etabliert worden.<sup>42</sup> Da die Verfügbarkeit der TEE in operativen und intensivmedizinischen Einrichtungen stark zugenommen hat, stellt die Messung des TEE-HZV eine wertvolle und im Sinne der Auswertung von Synergieeffekten auch logische Alternative zur Thermodilution dar.

## **4.2 Klinischer Stellenwert der transösophagealen Echokardiographie**

Wenige Bereiche der Anästhesie und Intensivmedizin haben sich so explosiv und nachhaltig weiterentwickelt wie das Feld der perioperativen Echokardiographie. In den frühen 80er Jahren, als die TEE erstmals in den Operationssälen eingesetzt wurde, lag das Hauptinteresse auf der Beurteilung der globalen und regionalen linksventrikulären Funktion.<sup>20</sup> Seit dieser Zeit hat es viele technische Fortschritte gegeben: biplane und multiplane Schallköpfe, Multi-Frequenz-Schallköpfe, eine verbesserte Auflösung, Farbdoppler, pulsed-wave und continuous-wave

Doppler, automatische Grenzflächenerkennung, Gewebe-Doppler und digitale Bildverarbeitung. Diese Fortschritte haben dazu geführt, dass die TEE in der Behandlung kritisch kranker Patienten zur Diagnosefindung und zum Monitoring bei Fehlfunktionen des kardiovaskulären Systems eine Schlüsselstellung einnimmt. Eine steuerbare Sonde mit einem Ultraschallkopf wird transoral in den Ösophagus eingeführt. Von Ösophagus und Magen aus können Morphologie und Funktion des Herzens in unterschiedlichen, standardisierten Schnittebenen untersucht werden.

Im Rahmen einer TEE-Untersuchung werden immer folgende Untersuchungen vorgenommen:

1. Funktionsmessung der Mitral- und Aortenklappe,
2. Vermessung der thorakalen Aorta,
3. Erkennung von morphologischen Veränderungen,
4. Erkennung von valvulären Vegetationen,
5. Bestimmung von perikardialen Ergüssen,
6. Erkennung intrakardialer Luft oder Thromben und
7. Bestimmung der rechts- und linksventrikulären systolischen und diastolischen Funktion.<sup>24</sup>

Mit der zunehmenden Verfügbarkeit der TEE im perioperativen Umfeld und bei der klaren Indikation zur dringlichen TEE-Untersuchung im Falle des Auftretens bedrohlicher Blutdruckabfälle drängt sich aber geradezu zwangsläufig die Konsequenz auf, die TEE im Sinne der Ausnutzung von Synergieeffekten auch zur Bestimmung des SV einzusetzen. Durch TEE können SV und HZV auf verschiedene Weise gemessen werden. Den volumetrischen Verfahren, die auf der Darstellung des LV im zweidimensionalen Bild basieren, stehen die Doppler-Verfahren gegenüber, die den Doppler-Effekt zur Messung von Flussgeschwindigkeiten ausnutzen.<sup>53</sup> Die volumetrischen Verfahren haben sich aufgrund der begrenzten Auflösung des zweidimensionalen Bildes (0,3 mm bis 1,5 mm) und aufgrund der erforderlichen geometrischen Annahmen allenfalls als geeignet erwiesen, Änderungen des SV im Behandlungsverlauf mit ausreichender Genauigkeit erfassen zu können; zur exakten Quantifizierung haben sie sich nicht qualifiziert.<sup>8,40,60</sup> Ganz anders stellt sich die Situation für die Doppler-Methoden dar, wenn bestimmte physikalische, messtechnische und anatomische Voraussetzungen gegeben sind:<sup>7,43,53</sup>

- Am Messort sollten der Blutfluss laminar und das Blutflussprofil flach sein.
- Der Winkel zwischen Doppler-Strahl und Blutflussrichtung sollte nicht mehr als 20 Grad betragen.
- Der Ort der Doppler-Interrogation sollte anatomisch exakt derjenigen Stelle entsprechen, an der im zweidimensionalen Bild die Durchflussfläche ermittelt wird.
- Die Durchflussfläche sollte während der Systole möglichst konstant bleiben und auch keine Fluktuation bei Veränderungen des SV zeigen.

Unter den genannten Bedingungen ist es möglich, das SV als Produkt des Integrals der instanten systolischen Blutflussgeschwindigkeiten (time velocity integral = TVI) und der Durchflussfläche zu bestimmen. Initial hat es Versuche an der MV<sup>45</sup> und der PV<sup>49</sup> als Messort gegeben. Aufgrund der komplexen Geometrie der MV und der vom Ösophagus aus schlechten Beschallbarkeit der PV waren die Korrelationen mit der Thermodilutionsmethode aber so schlecht und Bias und prozentuale Abweichungen so hoch, dass diese Messorte schnell zugunsten der AV und LVOT verlassen worden sind.<sup>34</sup> Die Messung des volumetrischen Flusses durch den LVOT und über die AV ist 1993 erstmals von W.E. Katz<sup>25</sup> vorgestellt und dann in rascher Folge durch weitere Anwender aufgegriffen worden.<sup>12,41,51,64</sup> Katz hatte empfohlen, die Muster der Profile der Flussgeschwindigkeiten aus einer modifizierten tiefen transgastrischen Sondenposition (deep TG SAX) heraus vorzunehmen.<sup>54</sup> Durch diese Sondenposition konnten vom transösophagealen Zugangsweg aus erstmals Einstellungen zugänglich gemacht werden, die in dem apikalen Schallfenster der transthorakalen Echokardiographie ihre Entsprechung finden und die es ermöglichen, die Schallebene so einzustellen, dass die Richtung des Blutflusses durch den LVOT und die AV in die AA in der Achse des Doppler-Strahls zu liegen kommt. Diese tief-transgastrische Einstellung wurde kurze Zeit später von M.S. Feinberg<sup>17</sup> und A.C. Perrino<sup>39</sup> um eine longitudinale transgastrische Einstellung ergänzt, die in der systematischen Nomenklatur als „TG-LAX“ (transgastric long axis view)<sup>54</sup> bezeichnet wird und vom bekannten mitt-ösophagealen transgastrischen Kurzachsenblick durch Rotation der Schallebene um etwa 120° bis 135° erreicht werden kann. Diese Einstellung hatte sich angeboten, weil die zu dem damaligen Zeitpunkt neu eingeführten multiplanen Sonden erstmals auch die Nutzung intermediärer Schnittebenen erlaubten. Auch in der longitudinalen transgastrischen Ebene können Doppler-Strahl und Blutflussrichtung ideal zur Deckung gebracht werden, gleichzeitig aber erübrigen sich mit dieser Einstellung die technisch anspruchsvollen Manöver, die mit der

tief-transgastrischen Sondenposition verbunden sind.<sup>52</sup> In Abbildung 2 erscheinen die beiden verschiedenen Sondenpositionen als „DTG“ (deep transgastric) und „TG-LAX“ (transgastric long axis). Abbildung 2 zeigt auch, dass das Doppler-Verfahren zur Quantifizierung des Volumenflusses über die AV nicht nur zwei Sondenpositionen einschließt, sondern auch zwei unterschiedliche geometrische Modelle zur Messung der effektiven systolischen Durchflussfläche umfasst. Die erste geometrische Approximation ist mit dem Dreiecksmodell der AV („triang“, gleichschenkelig dreieckig) gegeben, das 1996 von P.L. Darmon vorgeschlagen worden ist<sup>13</sup> und durch die Ergebnisse von C. Schmidt<sup>52</sup> eine weitere Bestätigung gefunden hat. Dieses Modell lässt sich aus physikalischen Gründen zweckmäßig nur mit dem kontinuierlichen Doppler-Verfahren kombinieren. Der kontinuierliche Doppler hat nämlich keine Tiefenauflösung und registriert zwangsläufig die höchste entlang einer vorgegebenen Linie auftretende Geschwindigkeit. Nach dem Kontinuitätsgesetz tritt die höchste Flussgeschwindigkeit an der engsten Stelle einer Passage auf, also exakt auf der Höhe der AV, wenn der Weg des Volumenflusses aus dem LV in die AA verfolgt wird. Dem Dreiecksmodell tritt als zweite geometrische Annäherung das Kreismodell des LVOT („circ“, kreisförmig) zur Seite. Dabei wird der Durchmesser des LVOT zum Zeitpunkt der maximalen Öffnung der AV präzise 1 bis 2 mm unterhalb des Anulus der Klappe im zweidimensionalen Bild (ME LAX, mid esophageal long axis) ausgemessen und die Fläche dann nach der Formel  $\pi \times (D/2)^2$  berechnet.<sup>52,54</sup> Das Kreismodell kann zwangsläufig nur in Kombination mit dem gepulsten Doppler-Verfahren eingesetzt werden. Nur der gepulste Doppler verfügt über eine hohe räumliche Auflösung und gestattet, das Muster der Flussgeschwindigkeiten millimetergenau im LVOT korrespondierend zu der Stelle der Flächenmessung darzustellen.

Aus zwei Sondenpositionen, zwei geometrischen Modellen zur Messung der systolischen Querschnittsfläche und zwei spektralen Doppler-Verfahren ergeben sich in der Konsequenz demnach vier verschiedene logische Optionen zur Messung von SV und HZV auf Höhe der AV. In Abbildung 2 sind diese vier Optionen als  $DTG_{circ}$ ,  $DTG_{triang}$ ,  $TG-LAX_{circ}$  und  $TG-LAX_{triang}$  in ihrer jeweiligen Kombination aus Sondenposition, Flächenmodell und spektralem Doppler-Verfahren veranschaulicht. Alle vier Techniken haben in der Literatur Anwendung gefunden<sup>1,4,12,14,17,25,39,41,51,64</sup> und sind in die klinische Praxis eingeführt, aber niemals systematisch miteinander verglichen und auf klinische Austauschbarkeit hin evaluiert worden.

Die Tabelle 14 enthält eine vollständige Auflistung aller Studien, die das TEE Doppler-Verfahren auf Höhe der AV mit einer Referenzmethode vergleichend analysieren.

**Tabelle 14**

Vergleich der TEE Doppler-Verfahren an der Aortenklappe mit Referenzmethoden

Studie	TEE Sondenposition	Referenzmethode	Patientenanzahl	Erfolgsrate (%)	Korrelation (r)	Bias (L/min)	Grenzen der Übereinstimmung (L/min)
WE Katz et. al 25	Undefiniert	Thermodilution	31	88	0,91	∅	∅
PL Darmon et al 12	DTG(triang)	Thermodilution	63	98	0,94	(-0,06)	(-0,89) – (+0,77)
MS Feinberg et al. 17	TG-LAX(circ)	Thermodilution	33	88	0,90	(+0,10)	(+1,50) – (-1,30)
A Descorps-Declere et al 14	TG-LAX(circ)	Thermodilution	29	97	0,98	∅	∅
AC Perrino et al. 39	TG-LAX(triang)	Thermodilution	33	97	0,91	(-0,01)	(+1,11) – (-1,13)
J Poelaert et al. 41	DTG(circ)	Thermodilution	45	91	0,87	(-0,54)	(+1,52) – (-2,60)
	Undefiniert	Thermodilution	45	91	0,82	(+0,21)	(+2,58) – (-2,16)
CS Royse et al. 47	Undefiniert	Thermodilution	37	∅	∅	∅	∅
O Axler et al. 1	TG-LAX(circ)	2-D Echo (TEE)	45	∅	0,78	∅	∅
X Zhao et al. 64	DTG(triang)	Thermodilution	30	99	0,84	(-0,12)	(+0,86) – (-1,10)
	DTG(circ)	Thermodilution	30	99	0,87	(+0,07)	(+0,93) – (-0,79)
DA Bettex et al. 4	TG-LAX(triang)	Thermodilution	30	100	∅	(+0,50)	(+2,88) – (-1,88)
	TG-LAX(circ)	Thermodilution	30	100	∅	(+1,90)	(+4,54) – (-0,74)
	Undefiniert	Thermodilution	30	∅	∅	∅	∅
C Schmidt et al. 51	DTG(triang)	Bioimpedanz	37	100	0,93	(+0,18)	(+1,36) – (-0,99)

13 der aufgeführten Studien stellen das Doppler-Verfahren der Thermodilution gegenüber. Alle 13 Studien sind an kleinen Patientenkollektiven vorgenommen worden, d. h. n=29 bis n=63, so dass bis zum jetzigen Zeitpunkt lediglich 331 Patienten in Studienprotokolle einbezogen worden sind. Vor dem Hintergrund der Tatsache, dass in Übersichtsarbeiten das TEE Doppler-Verfahren als gut validiert und als klinisch austauschbar zur Thermodilution beurteilt wird,<sup>7,22,43</sup> überrascht die relativ niedrige Patientenzahl der Studien. Auch bei der klinischen Bedeutung und dem physiologischen Stellenwert, die dem SV und dem HZV in der Beurteilung des hämodynamisch kompromittierten Patienten zukommen, wäre eine Absicherung des Verfahrens an einer größeren Anzahl von Patienten auf jeden Fall erstrebenswert, zumal vier der dreizehn vorliegenden Arbeiten zumindest in Teilaspekten als methodisch problematisch bewertet werden müssen. In den Arbeiten von Katz, Poelaert, Royse und Bettex sind spektrale Doppler-Verfahren physikalisch falsch dem

Ort der Messung der Querschnittsfläche zugeordnet worden. Zwölf von dreizehn Arbeiten kommen zu dem Ergebnis, dass zwischen den TEE Doppler-Verfahren und der jeweiligen Referenzmethode eine hohe Übereinstimmung vorliegt. In einer aktuellen Publikation aus dem Jahr 2004 kommen lediglich Bettex et al. zu dem Schluss, die TEE-Methode zur Messung des HZV sei nicht verlässlich.<sup>4</sup> Es verwundert dann auch nicht, dass die Arbeit von Bettex et al. nachdrücklich kritisiert worden ist.<sup>3</sup> Die Kritik umfasst methodische Aspekte der Arbeit, reflektiert darüber hinaus aber vor allen Dingen ein grundsätzliches Problem, mit dem alle Protokolle konfrontiert sind, die an Patienten verschiedene Verfahren zur Messung von SV und HZV vergleichen. Es wird nämlich die Thermodilution zum Goldstandard der HZV-Messung erklärt, ohne die theoretischen Limitationen dieses Verfahrens einer kritischen Würdigung zu unterziehen. Dabei ist seit langem bekannt, dass gerade in einem heterogenen intensivmedizinischen Setting und bei herzchirurgischen Patienten nach kardiopulmonalem Bypass das Thermodilutionsverfahren selbst eine bedeutende Fehlerquelle darstellt<sup>29,36,63</sup> und unter experimentellen Bedingungen eine schlechte Übereinstimmung mit dem Verfahren nach dem Fick-Prinzip<sup>15,16</sup> oder dem „aortic transit-time“ Ultraschallverfahren aufweist.<sup>6</sup> Überhaupt kann erst eine Veränderung des HZV von mehr als 15% von der Thermodilution zuverlässig erkannt werden.<sup>23</sup> Auch in Modellversuchen bestanden große Abweichungen: so wurde z.B. in einer Studie an einem künstlichen Kreislauf-Modell mit der Thermodilutionstechnik ein mittlerer Auswurf von 7 l/min gemessen, während die tatsächliche pulsatile Flussrate bei 5 l/min lag.<sup>32</sup> Neben diesen grundsätzlichen Erwägungen bestehen erhebliche technische und benutzerspezifische Probleme (Schwankungen des SV und HZV mit dem Beatmungszyklus, PEEP-Beatmung, zu langsame bzw. unregelmäßige Injektion, zu geringes Indikatorvolumen) und auch kardiale Veränderungen, die zu Ungenauigkeiten der Thermodilution Anlass geben. Tachykarde Herzrhythmusstörungen können z.B. eine homogene Abkühlung des Blutes verhindern und somit Messungen verfälschen. Eine Trikuspidalinsuffizienz - ein häufig beobachtetes Phänomen bei kritisch kranken Patienten während einer mechanischen Beatmung - führt zu einer Unterschätzung des HZV.<sup>23</sup> Im Gegensatz dazu kann bei niedrigen Flüssen im rechten Herzen („low output“) aufgrund des Temperaturverlustes in das umgebende Gewebe das HZV überschätzt werden.<sup>22</sup> Es gibt weitere Erwägungen, die zum Tragen kommen, wenn Thermodilution und Doppler-Verfahren miteinander verglichen werden. Die Thermodilution misst den rechtsventrikulären Auswurf, während mittels Doppler der Auswurf des LV registriert wird. Unter den Bedingungen einer mechanischen Beatmung unterscheiden sich die Schlagvolumina beider Ventrikel während eines Beatmungszyklus als Folge des

stark schwankenden intrathorakalen Drucks aber deutlich voneinander.<sup>62</sup> Erst die Summe der über einen kompletten Beatmungszyklus ermittelten Schlagvolumina ist für den RV und den LV wieder gleich. Ein weiterer Unterschied der Verfahren besteht darin, dass die Thermodilutionskurve bei der Berechnung des SV mehrere Herzaktionen integriert, während dem Doppler-Verfahren ein einzelner Herzschlag zugrunde liegt. Dadurch wird das Doppler-Verfahren wesentlich anfälliger für Herz-Lunge-Interaktionen, wie sie mit einer mechanischen Beatmung verbunden sind.<sup>55</sup> In der Konsequenz kann man aus der Vielzahl und der Stichhaltigkeit der vorgebrachten Argumente nur folgern, dass es aus methodologischer Sicht falsch ist, die Thermodilution zum (Gold-)Standard der klinischen HZV-Messung zu machen. Richtig ist es dagegen, die Thermodilution als ein Verfahren in einer Reihe gleichberechtigter anderer Verfahren zu sehen, von denen jedes seine eigenen spezifischen immanenten Fehlerquellen aufweist.

Aus dem Fehlen eines tatsächlichen Goldstandards leitet sich dann die Notwendigkeit ab, alle verfügbaren Verfahren untereinander zu vergleichen, um dasjenige Verfahren zu identifizieren, das im Schnitt die beste Übereinstimmung mit allen anderen Verfahren aufweist.

Mit der Abbildung 17 wird darüber hinaus unterstrichen, dass neben den vier physikalisch präzisen Doppler-Verfahren in einigen Studien auch Kombinationen aus Geschwindigkeits- und Querschnittsmessungen in einer methodisch falschen Zuordnung zu einem spektralen Doppler-Verfahren zur Anwendung kommen. Es ist an dieser Stelle aufschlussreich zu bemerken, dass in keiner der Studien, die sich mit der Validierung des TEE Doppler-Verfahrens befassen, explizit die Diversität eben dieses Verfahrens herausgestellt wird. Ebenso wird in Übersichtsarbeiten und Buchkapiteln fälschlicherweise von dessen methodischer Homogenität ausgegangen.

Auch wird es erst vor dem Hintergrund der unzulänglichen Wahrnehmung der verschiedenen Ramifizierungen des Verfahrens verständlich, dass auf falschen physikalischen Annahmen basierende Validierungsstudien zur Veröffentlichung gelangen konnten. Wahrscheinlich hat das Fehlen einer eindeutigen Definition des TEE Doppler-Verfahrens auf Höhe der AV auch zu nachhaltigen Unklarheiten und Unsicherheiten auf Seiten der klinischen Anwender geführt und aus diesem Grund mit dazu beigetragen, dass in der Praxis das Potential der TEE zur Messung des HZV immer noch unzureichend ausgenutzt wird. Auf jeden Fall konnte vor diesem

Hintergrund keine Studie entstehen, in der die vier verschiedenen Techniken im Hinblick auf ihre klinische Austauschbarkeit gewichtet werden.

#### 4.3 Probleme bei der Anwendung der transösophagealen Echokardiographie

Vor dem Einsatz des TEE-Verfahrens sollten die möglichen Komplikationen der TEE berücksichtigt werden.

Irritationen können beim Legen der Echosonde im Bereich der Mundhöhle, des Rachenraumes, der Speiseröhre bis in den Magen vorkommen; dies vor allem beim Einführen der Echosonde am wachen Patienten, der im Gegensatz zum anästhesierten und relaxierten Patienten über intakte Schluckreflexe verfügt. Bei Patienten in der Kardiochirurgie, bei denen während einer Operation in Allgemeinanästhesie eine TEE durchgeführt wurde, sind postoperativ Schluckstörungen beschrieben worden, schwere Komplikationen unter Einsatz der TEE über mehrere Stunden und nach ausgedehnter Sondenmanipulation wie maximale Sondenflexion allerdings nur sehr selten. In einer europäischen Multicenterstudie 1991 an 10218 ambulanten Patienten kam es zu einer tödlichen broncho-ösophagealen Blutung bei einem Patienten, bei dem in der Obduktion später ein Lungentumor entdeckt wurde, der den Ösophagus penetriert hatte.<sup>11</sup> Weitere Komplikationen wie Laryngospasmus, Herzrhythmusstörungen und Herzinsuffizienz werden in der Literatur mit einer Häufigkeit von 0,2% angegeben.

Die perioperative TEE bei intubierten Patienten ruft selten schwerwiegende Komplikationen hervor.<sup>18,28,37,38,58</sup> Auch ein Einsatz der TEE über mehrere Stunden oder eine Manipulation der Sonde wie eine maximale Flexionsstellung sind erfahrungsgemäß unbedenklich.<sup>44,61</sup> Wird die TEE bei beatmungspflichtigen Intensivpatienten eingesetzt, muss mit vorübergehendem Blutdruckabfall gerechnet werden, der bei älteren Patienten (älter als 50 Jahre) drei- bis viermal so häufig beobachtet wird wie bei jüngeren Patienten.<sup>58</sup> Treten pharyngeale bzw. ösophageale Verletzungen auf, ist in der Regel ein schwieriges Einführen der Echosonde vorausgegangen oder es besteht eine hämorrhagische Diathese.<sup>50,56,59</sup> Eine schwerwiegende Verletzung wurde bislang erst in einem Fallbericht beschrieben.<sup>27</sup> Dabei handelt es sich um einen Patienten mit ösophagealer Perforation unter TEE mit anschließender Sepsis und Todesfolge.

Nach den Richtlinien der DGAI zur Weiterbildung von Anästhesisten in der transösophagealen Echokardiographie bestehen absolute Kontraindikationen für

den Einsatz der TEE bei Tumoren des oberen Gastrointestinaltraktes (Pharynx, Larynx, Ösophagus und Magen).<sup>31</sup> Relative Kontraindikationen bestehen bei anatomischen Malformationen des oberen Verdauungstraktes, bei Zustand nach chirurgischen Eingriffen im Bereich des oberen Verdauungstraktes, bei schwieriger Intubation des Ösophagus, bei Ösophagusvarizen, bei klinisch relevanten Blutungen im Bereich des oberen Verdauungstraktes und bei hämorrhagischer Diathese.

In einer prospektiven Analyse von TEE-Untersuchungen im Kindes- und Säuglingsalter (Alter: 2 Tage bis 17 Jahre) beobachteten Kececioglu et al. bei 1,4% ihrer Patienten TEE-assoziierte Komplikationen.<sup>26</sup> 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.

#### 4.4 Interpretation der eigenen Ergebnisse

Die Bland-Altman Analyse zeigt einen sehr kleinen ( $-0,22\text{ml} \leq \text{Bias} \leq 5,76\text{ml}$ ) mittleren Unterschied zwischen den Einzelmessungen. Wenn man jedoch die Ergebnisse der Verfahren aus unterschiedlichen Sondenpositionen miteinander vergleicht, ergibt sich ein Bias von mehr als 5 ml. Im Vergleich der Ergebnisse aus gleichen Sondenpositionen ergibt sich dagegen ein Bias von lediglich  $-0,22\text{ml}$  bis  $0,55\text{ml}$ . Gleiches gilt für die Grenzen der Übereinstimmung. Die mittlere Irrtumswahrscheinlichkeit lag für die unterschiedlichen Sondenpositionen über der zu tolerierenden Grenze von 30%. Für die Betrachtung aus gleicher Sondenposition ergab sich ein akzeptables Ergebnis.

Auch im  $t$  – Test für gepaarte Stichproben zeigte sich ein signifikanter Unterschied, wenn die Messungen von SV und HZV aus verschiedenen Sondenpositionen vorgenommen wurden. Die Wahl des geometrischen Modells zur Bestimmung der Querschnittsfläche führte dagegen nicht zu unterschiedlichen Ergebnissen bei der Bestimmung von SV und HZV.

Die Pearson-Analyse wies in allen Vergleichen der Messverfahren eine hohe Korrelation nach, wobei eine höhere Korrelation bestand, wenn Verfahren verglichen wurden, bei denen das SV und HZV aus der gleichen Sondenposition bestimmt wurden. Gleiches galt für das Bestimmtheitsmaß  $r^2$ .

Die Regressionsanalyse hat ergeben, dass die Ergebnisse linear aufeinander bezogen sind, wobei wiederum eine höhere Linearität für die Verfahrenspaare mit der gleichen Sondenposition bestand.

Die Studie belegt, dass die vier logischen Doppler-Verfahren auf Höhe der AV nicht gegeneinander austauschbar sind. Miteinander vergleichbar sind die tief-transgastrischen Verfahren und die transgastrischen Verfahren. Die vier anderen denkbaren Verfahrenskombinationen führen bei der Messung des SV und HZV zu signifikant unterschiedlichen Ergebnissen. Darüber hinaus lassen sich für den Vergleich der vier Verfahrenspaare mit unterschiedlicher Sondenposition mittlere Irrtumswahrscheinlichkeiten errechnen, die den aufgrund objektiver Kriterien abgesteckten Rahmen von 30% sprengen. Dabei liegen die Korrelationskoeffizienten auch für diese vier Paarvergleiche mit  $r^2$ -Werten zwischen 0,646 und 0,684 immer noch relativ hoch, was ohne Berücksichtigung der Bland-Altman Analyse zu Fehldeutungen Anlass geben kann. Dieses Ergebnis steht in grundsätzlichem Widerspruch zu den bis dato geltenden Annahmen, dass die auf Höhe der AV angewandten Doppler-Verfahren zu identischen Ergebnissen führen.

Ein weiteres unerwartetes Ergebnis stellt sich bei Betrachtung der Mittelwerte der Schlagvolumina ein, die für die Doppler-Verfahren aus einer tief-transgastrischen Sondenposition um 5 bis 6 ml signifikant höhere Mittelwerte ergaben als die Mittelwerte für die Doppler-Verfahren aus der transgastrischen langen Achse. Es ist damit gesichert, dass in der tiefgastrischen Sondenposition die Ausrichtung des Doppler-Strahls zur Richtung des Blutflusses besser gelingt, als es aus der transgastrischen longitudinalen Einstellung heraus möglich ist. Aus diesem Grunde sollte die echokardiographische Messung von SV und HZV durch die AV aus der tief-transgastrischen Sondenposition vorgenommen werden, da ein Überschätzen des SV mittels Ultraschall nicht möglich ist.

Ganz im Gegensatz zur Sondenposition hat es keinen Einfluss auf die Messung von SV und HZV, ob das Kreismodell oder das Dreiecksmodell als Approximation für  $AVA_{\text{eff}}$  zur Anwendung kommen, wenn nur die logisch richtige Zuordnung des gepulsten Doppler-Modus zum Kreismodell und des kontinuierlichen Doppler-Modus zum Dreiecksmodell Beachtung findet.

## 4.5 Zusammenfassung

Zusammenfassend kommt die hier vorliegende Arbeit zu folgenden Ergebnissen:

1. Das TVI zur Messung von SV und HZV wird Doppler-echokardiographisch mittels TEE aus der tief-transgastrischen Sondenposition registriert.
2. Bei Registrierung aus der transgastrischen longitudinalen Achse wird das TVI unterschätzt.
3. Bei Messung von SV und HZV auf Höhe der AV wird das Dreiecksmodell zugrunde gelegt, bei Messung auf Höhe des LVOT das Kreismodell.
4. Die Wahl von Dreiecks- oder Kreismodell bleibt ohne Einfluss auf die Messung von SV und HZV, wenn das Dreiecksmodell mit dem kontinuierlichen Doppler und das Kreismodell mit dem gepulsten Doppler gekoppelt werden.
5. Bei älteren Patienten ab ca. 65 Jahren ist von degenerativen Veränderungen der AV auszugehen und deshalb vorzugsweise die Anlotung aus der tief-transgastrischen Sondenposition in Verbindung mit dem Kreismodell des LVOT einzusetzen.

# 5 Anhang

## 5.1 Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

<b>Tabellenverzeichnis</b>		Seite
1	Demographie der 133 Patienten	24
2	Messdaten der Studie	25
3	Messdaten der Studie	30
4	Volumetrische Flussmessung	35
5	Bland-Altman Analyse: Bias (ml)	40
6	Bland-Altman Analyse: obere und untere Grenzen der Übereinstimmung	41
7	Bland-Altman Analyse: Mittlere Irrtumswahrscheinlichkeit	41
8	Gepaarter $t$ – Test	42
9	Korrelationsanalyse nach Pearson	42
10	Bestimmtheitsmaß $r^2$	43
11	Steigungen der Regressionsgeraden	56
12	Achsenabschnitte der Regressionsgeraden	56
13	Gleichungen der Regressionsgeraden	56
14	Vergleich der TEE Doppler-Verfahren an der AV mit Referenzmethode	62
 <b>Abbildungsverzeichnis</b>		 Seite
1	20 Sondenpositionen im TEE	10
2	Methoden der Doppler-echokardiographischen Bestimmung des SV über der AV	11
3	Schematische Zeichnung der tief-transgastrischen Einstellung der Echosonde in der langen Achse	12
4	Modifikation der klassischen transgastrischen Einstellung in der kurzen Achse	12
5	Farbkodierter Doppler des Blutflusses im LVOT, durch die AV und in die AA	13
6	Doppler-echokardiographische Bestimmung des Volumenflusses über der AV	14
7	Schematische Zeichnung der transgastrischen Einstellung der Echosonde in der langen Achse	15
8	Transgastrische lange Achse	16

9	Doppler-echokardiographische Bestimmung des Volumenflusses im LVOT	16
10	Schematische Zeichnung der mitt-ösophagealen Einstellung der Echsonde in der langen Achse	18
11	Der LVOT in einer mitt-ösophagealen Einstellung in der langen Achse	18
12	Geschlossene AV im Kurzachsenblick	20
13	AV in der frühen Systole	21
14	AV als gleichschenkliges Dreieck in der späten Systole	21
15	Schematische Sondenposition der TEE im mittleren Ösophagus	22

### Diagrammverzeichnis

		Seite
1	Mittelwerte und ( $\pm$ Standardabweichung) der Schlagvolumina	36
2	Mittelwerte und ( $\pm$ Standardabweichung) der Herzzeitvolumina	36
3	Bland-Altman Diagramm für SV DTGtriang und DTGcirc	37
4	Bland-Altman Diagramm für SV DTGtriang versus TG-LAXtriang	38
5	Bland-Altman Diagramm für SV DTGtriang versus TG-LAXcirc	38
6	Bland-Altman Diagramm für SV DTGcirc versus TG-LAXtriang	39
7	Bland-Altman Diagramm für SV DTGcirc versus TG-LAXcirc	39
8	Bland-Altman Diagramm für SV TG-LAXtriang versus TG-LAXcirc	40
9	Punktendiagramm der SV DTGtriang versus DTGcirc	44
10	Punktendiagramm der SV DTGtriang versus TG-LAXtriang	45
11	Punktendiagramm der SV DTGtriang versus TG-LAXcirc	46
12	Punktendiagramm der SV DTGcirc versus TG-LAXtriang	47
13	Punktendiagramm der SV DTGcirc versus TG-LAXcirc	48
14	Punktendiagramm der SV TG-LAXtriang versus TG-LAXcirc	49
15	Regressionsanalyse von SV DTGtriang versus DTGcirc	50
16	Regressionsanalyse von SV DTGtriang versus TG-LAXtriang	51
17	Regressionsanalyse von SV DTGtriang versus TG-LAXcirc	52
18	Regressionsanalyse von SV DTGcirc versus TG-LAXtriang	53
19	Regressionsanalyse von SV DTGcirc versus TG-LAXcirc	54
20	Regressionsanalyse von SV TG-LAXtriang versus TG-LAXcirc	55

## Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. Hugo Van Aken danke ich für die Möglichkeit, meine Dissertation in seiner Abteilung für Anästhesiologie und operative Intensivmedizin des Universitätsklinikums Münster zu erstellen.

Herrn PD Dr. med. Christoph Schmidt danke ich für die Vergabe des Themas und seine engagierte Betreuung beim Erstellen dieser Dissertation.

Allen Teilnehmern bin ich zu großem Dank verpflichtet, ohne die es nie möglich gewesen wäre, diese Studie überhaupt durchzuführen. Sie haben dazu beigetragen, dass eine beachtliche Menge an Daten zusammengetragen werden konnte.

Insbesondere möchte ich auf diesem offiziellen Weg meinen Eltern, denen diese Doktorarbeit gewidmet ist, danken. Sie haben mir diese Universitätsausbildung ermöglicht und jederzeit und in jeder Hinsicht zur Seite gestanden.

# Lebenslauf

## Daten zur Person

<i>Name</i>	Till Kettler
<i>Adresse</i>	Pinienweg 14, 44229 Dortmund
<i>Geburtsdatum</i>	22.01.1972
<i>Geburtsort</i>	Unna
<i>Familienstand</i>	verheiratet mit Dr. med. Claudia Kettler, geb. Kunath zwei Kinder Sontje Elisabeth und Johannes-Frederik
<i>Nationalität</i>	deutsch
<i>Eltern</i>	Hartmut Kettler, Unternehmer Hildegard Kettler, Technische Zeichnerin

## Schulbildung

<i>1978 – 1982</i>	Hellweg-Grundschule in Bönen
<i>1982 – 1991</i>	Geschwister-Scholl-Gymnasium in Unna
<i>Juni 1991</i>	Abitur

## Zivildienst

<i>01.07.1991 – 01.10.1992</i>	Rettungssanitäter bei der Feuer- und Rettungswache in Kamen
<i>12.10.1992 – 12.03.1993</i>	Auslandsaufenthalt in Kanada ehrenamtliche Tätigkeit in einem Alters- und Pflegeheim, in einer Rehabilitationsklinik und beim Rettungsdienst in Regina, Saskatchewan

## Studium

<i>15.04.1993</i>	Studium der Humanmedizin an der Philipps-Universität-Marburg
<i>27.03.1995</i>	Ärztliche Vorprüfung
<i>21.03.1996</i>	1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
<i>23.09.1998</i>	2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
<i>12.04.1999 – 20.06.2000</i>	Studium der Humanmedizin an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster Praktisches Jahr am Klinikum Dortmund
<i>14.06.2000</i>	3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

## **Famulaturen**

- 31.07.1995 – 08.09.1995 Famulatur in der Chirurgischen Abteilung des Städt. Hellmig-Krankenhauses in Kamen
- 22.07.1996 – 23.08.1996 Famulatur in der Abteilung für Anästhesie im Krankenhaus für Sportverletzte in Lüdenscheid-Hellersen
- 12.02.1997 – 21.03.1997 Famulatur im Institut für Rechtsmedizin der Stadt Dortmund
- 05.08.1997 – 05.09.1997 Famulatur in der Abteilung für Innere Medizin des Regina General Hospital der University of Saskatchewan in Kanada
- 31.08.1998 – 09.09.1998 Famulatur in der Abteilung für Radiologie des Klinikums der Philipps-Universität Marburg

## **Ärztliche Tätigkeit**

- 01.08.2000 – 31.01.2002 Arzt im Praktikum im Fachgebiet der Anästhesiologie, Klinikum Dortmund  
PD Dr. med. J. F. Zander
- 01.02.2002 Approbation als Arzt
- 01.02.2002 – 10.09.2005 Assistenzarzt im Fachgebiet der Anästhesiologie Klinikum Dortmund, PD Dr. med. J. F. Zander
- 01.02.2002 Fachkunde Rettungsdienst
- 23.05.2003 – 08.06.2003 Entwicklungshilfe im Missionskrankenhaus Hospitali Ya Malkia Wa Ulimwengu in Puma, Tansania
- 20.04.2005 Fachkunde im Strahlenschutz
- 10.09.2005 – 31.08.2007 Facharzt für Anästhesie  
seit 01.09.2007 Assistenzarzt im Fachgebiet Innere Medizin Marienhospital Dortmund

## **Wissenschaftliche Arbeit**

- Seit 2005 Dissertation in der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie und operative Intensivmedizin des Universitätsklinikums Münster  
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. Dr. h. c. H. Van Aken, FRCA, FANZCA
- Thema**  
Doppler-echokardiographische Messung von Schlagvolumen und Herzzeitvolumen im linksventrikulären Ausflusstrakt und an der Aortenklappe

## 6 Literaturverzeichnis

- 1 Axler O, Megarbane B, Lentschener C, Fernandez H: Comparison of cardiac output measured with echocardiographic volumes and aortic Doppler methods during mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 2003; 29: 208-217
- 2 Bednarz JE, Marcus RH, Lang RM: Technical guidelines for performing automated border detection studies. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8: 293-305
- 3 Bein B, Renner J, Tonner PH: Transoesophageal echocardiography for the determination of cardiac output: beware of improper comparisons. *Anaesthesia* 2005; 60: 512-514
- 4 Bettex DA, Hinselmann V, Hellermann JP, Jenni R, Schmid ER: Transoesophageal echocardiography is unreliable for cardiac output assessment after cardiac surgery compared with thermodilution. *Anaesthesia* 2004; 59: 1184-119
- 5 Bland JM, Altman DG: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; 1: 307-31
- 6 Botero M, Kirby D, Lobato EB, Staples ED, Gravenstein N: Measurement of cardiac output before and after cardiopulmonary bypass. Comparison among aortic transit-time ultrasound, thermodilution and noninvasive partial CO<sub>2</sub> – rebreathing. *J Cardiothor Vasc Anesth* 2004; 18: 563-57
- 7 Brown JM: Use of echocardiography for hemodynamic monitoring. *Crit Care Med* 2002; 30: 1361-136
- 8 Clements FM, Harpole DH, Quill T, Jones RH, McCann RL: Estimation of left ventricular volumes and ejection fraction by two-dimensional echocardiography: Comparison of short axis imaging and simultaneous radionuclide angiography. *Br J Anaesth* 1990; 64: 331-33
- 9 Colucci WS, Braunwald E: Pathophysiology of heart failure. In: Braunwald E, ed. *Heart disease. A textbook of cardiovascular medicine*. Philadelphia: WB Saunders, 1997: 394-42
- 10 Connors AF, Jr., Speroff T, Dawson NV, Thomas C, Harrell FE, Jr., Wagner D, Desbiens N, Goldman L, Wu AW, Califf RM, Fulkerson WJ, Jr., Vidaillet H, Broste S, Bellamy P, Lynn J, Knaus WA: The effectiveness of right heart catheterization in the initial care of critically ill patients. SUPPORT Investigators. *Jama* 1996; 276: 889-9
- 11 Daniel WG, Erbel R, Kasper W: Safety of transesophageal echocardiography – A multicenter survey of 10.419 examinations. *Circulation* 1991; 83: 817-82
- 12 Darmon PL, Hillel Z, Mogtader A, Mindich B, Thys DM: Cardiac output by transesophageal echocardiography using continuous-wave Doppler across the aortic valve. *Anesthesiology* 1994; 80: 796-805
- 13 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
- 14 Descorps-Declere A, Smail N, Vigue B, Duranteau J, Mimos O, Edouard A, Samii K: Transgastric, pulsed Doppler echocardiographic determination of cardiac output. *Intensive Care Med* 1996; 22: 34-38
- 15 Engoren M, Barbee D: Comparison of cardiac output determined by bioimpedance, thermodilution and the Fick method. *Am J Crit Care* 2005; 14: 40-45
- 16 Espersen K, Jensen EW, Rosenborg D, Thomsen JK, Eliassen K, Olsen NV, Kanstrup IL: Comparison of cardiac output measurement techniques: thermodilution, Doppler, CO<sub>2</sub> – rebreathing and the direct Fick method. *Acta Anaesthesiol Scand* 1995; 39: 245-251

- 17 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
- 18 Foster E, Schiller NB: The role of transesophageal echocardiography in critical care: USCF experience. *J Am Soc Echocardiogr* 5: 368-374
- 19 Hainer C, Bernhard M, Scheuren K, Rauch H, Weigand MA: Echokardiographie bei akuter hämodynamischer Instabilität. *Anaesthesist* 2006; 55: 1117-1132
- 20 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* 1977; 32: 43
- 21 Hozumi T, Shakudo M, Applegate R: Accuracy of cardiac output estimation with biplane transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1993; 6: 62-68
- 22 Janssens U: Hämodynamisches Monitoring. *Internist* 2000; 41: 995-1018
- 23 Jardin F, Bourdarias JP: Right heart catheterization at bedside: a critical view. *Intensive Care Med* 1995; 21: 291-295
- 24 Kahn RA, Konstadt SN, Louie EK, Aronson S, Thys DM: Intraoperative Echocardiography. In: Kaplan JA (ed.): *Cardiac Anesthesia*, 4th edition, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo: W.B. Saunders Company 1999
- 25 Katz WE, Gasior TA, Quinlan JJ, Gorcsan JI: Transgastric continuous-wave Doppler to determine cardiac output. *Am J Cardiol* 1993; 71: 853-857
- 26 Kececioglu D, Kehl HG, Weyand M: Vorteile und Risiken der intraoperativen transösophagealen Echokardiographie im Kindesalter. *Z Herz-Thorax-Gefäßchir* 1996; 10: 1-7
- 27 Kharasch ED, Sivarajan M: Gastroesophageal perforation after intraoperative transesophageal echocardiography. *Anesthesiology* 1996; 85: 426-428
- 28 Khoury AF, Afridi I, Quinones A, et al.: Transesophageal echocardiography in critically ill patients: Feasibility, safety and impact on management. *Am Heart J* 1994; 127: 1363-1371
- 29 Kubo SH, Burchenal JE, Cody RJ: Comparison of direct Fick and thermodilution cardiac output techniques at high flow rates. *Am J Cardiol* 1987; 59: 384-386
- 30 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
- 31 Loick HM, Poelaert J, Van Aken H: Transesophageal echocardiography in anesthesia and intensive care. The diagnostic importance of transesophageal echocardiography. *Anaesthesist* 1997; 46: 504-514
- 32 Mackenzie JD, Haites NE, Rawles JM: Method of assessing the reproducibility of blood flow measurement: Factors influencing the performance of thermodilution cardiac output computers. *Br Heart J* 1986; 55: 14-24
- 33 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

- 34 Marshall SA, Weyman AE: Doppler estimation of volumetric flow. In: Weyman AE, ed. Principles and practice of echocardiography. Philadelphia: Lea & Febiger, 1994
- 35 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
- 36 Nichikawa T, Dohi S: Errors in the measurement of cardiac output by thermodilution. *Can J Anaesth* 1993; 40: 142-153
- 37 Owall A, Stahl L, Settergren G: Incidence of sore throat and patient complaints after intraoperative transesophageal echocardiography during cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1992; 6: 15-16
- 38 Pearson AC, Castello R, Labovitz AJ: Safety and utility of transesophageal echocardiography in the critically ill patient. *Am Heart J* 1990; 119: 1083-1089
- 39 Perrino AC, Harris SN, Luther MA: Intraoperative determination of cardiac output using multiplane transesophageal echocardiography: A comparison to thermodilution. *Anesthesiology* 1998; 89: 350-357
- 40 Pinto FJ, Siegel LC, Chenzbraun A, Schnittger I: On-line estimation of cardiac output with a new automated border detection system using transesophageal echocardiography: A preliminary comparison with thermodilution. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1994; 8: 625-630
- 41 Poelaert J, Schmidt C, Van Aken H, Hinder F, Mollhoff T, Loick HM: A comparison of transoesophageal echocardiographic Doppler across the aortic valve and the thermodilution technique for estimating cardiac output. *Anaesthesia* 1999; 54: 128-136
- 42 Poelaert J, Skarvan K: *Transoesophageal echocardiography in anaesthesia and intensive care medicine* 2<sup>nd</sup> edition, London: BMJ Books, 2004. 2004
- 43 Poortmans G, Schüpfer G, Roosens C, Poelaert JI: Transösophageale Echokardiographie zur Evaluation der linksventrikulären Funktion. *Intensivmed* 2001; 38: 99-110
- 44 Porembka DT, Hoit BD: Transesophageal echocardiography in the intensive care patients. *Crit Care Med* 1991; 19: 826-835
- 45 Pu M, Griffin BP, Vandervoort PM, Leung DY, Cosgrove DM 3<sup>rd</sup>, Thomas JD: Intraoperative validation of mitral inflow determination by transesophageal echocardiography: Comparison of single-plane, biplane and thermodilution techniques. *J Am Coll Cardiol* 1995; 26: 1047-1053
- 46 Reich DL, Moskowitz DM, Kaplan JA: Hemodynamic Monitoring. In: Kaplan JA (ed.): *Cardiac Anesthesia*, 4<sup>th</sup> edition, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo: W.B. Saunders Company, 1999
- 47 Royse CF, Royse AG, Blake DW, Grigg LE: Measurement of cardiac output by transoesophageal echocardiography: a comparison of two Doppler methods with thermodilution. *Anaesth Intensive Care* 1999; 27: 586-590
- 48 Sandham JD, Hull RD, Brant RF, Knox L, Pineo GF, Doig CJ, Laporta DP, Viner S, Passerini L, Devitt H, Kirby A, Jacka M: A randomized, controlled trial of the use of pulmonary-artery catheters in high-risk surgical patients. *N Engl J Med* 2003; 348: 5-14
- 49 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
- 50 Savino JS, Hanson CWIII, Bigelow DC, et al.: Oropharyngeal injury after transesophageal echocardiography. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1994; 8: 76-78

- 51 Schmidt C, Theilmeier G, Van Aken H, Korsmeier P, Wirtz SP, Berendes E, Hoffmeier A, Meissner A: Comparison of electrical velocimetry and transoesophageal Doppler echocardiography for measuring stroke volume and cardiac output. *Br J Anaesth* 2005; 95: 603-610
- 52 Schmidt C, Theilmeier G, Van Aken H, Flottmann C, Wirtz SP, Kehl HG, Hoffmeier A, Berendes E: Effective systolic orifice area of the aortic valve: implications for Doppler echocardiographic cardiac output determinations. *Acta Anaesthesiol Scand* 2005; 49: 1135-1141
- 53 Schmidt C, Hinder F, Van Aken H, Poelaert JI: Evaluation of global left ventricular systolic function, in *Transoesophageal echocardiography in anaesthesia*, 2<sup>nd</sup> Edition. Edited by Poelaert JI, Skarvan K. London, BMJ Books 2004; 47-79
- 54 Shanewise JS, Cheung AT, Aronson S, Stewart WJ, Weiss RL, Mark JB, Savage RM, Sears-Rogan P, Mathew JP, Quinones MA, Cahalan MK, Savino JS: ASE/SCA guidelines for performing a comprehensive intraoperative multiplane transesophageal echocardiography examination: Recommendations of the American Society of Echocardiography council for Intraoperative Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists Task Force for Certification in Perioperative Transesophageal Echocardiography. *Anesth. Analg.* 1999; 89: 870-884
- 55 Slama M, Ahn J, Peltier M, Maizel J, Chemla D, Varagic J, Susic D, Tribouilloy C, Frohlich ED: Validation of echocardiographic and Doppler indexes of left ventricular relaxation in adult hypertensive and normotensive rats. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2005; 289: H1131-1136
- 56 Spahn DR, Schmid S, Carrel T, et al.: Hypopharynx perforation by a transesophageal echocardiography probe. *Anesthesiology* 1995; 82: 581-583
- 57 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* 1985;6: 653-662
- 58 Stoddard MF, Longaker RA, Smith J, et al.: The safety of transesophageal echocardiography in the elderly. *Am Heart J* 1993; 125: 1358-1362
- 59 Suriani RJ, Cutrone A, Feierman D, et al.: Intraoperative transesophageal echocardiography during liver transplantation. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 1996; 10: 699-70
- 60 Thys DM, Hillel Z, Goldman ME, Mindich BP, Kaplan JA: A comparison of hemodynamic indices derived by invasive monitoring and two-dimensional echocardiography. *Anesthesiology* 1987; 67: 630-634
- 61 Urbanowicz JH, Kernoff RS, Oppenheim G, et al.: Transesophageal echocardiography and its potential for esophageal damage. *Anesthesiology* 72: 40-43
- 62 van den Berg PC, Jansen JR, Pinsky MR: Effect of positive pressure on venous return in volume loaded cardiac surgical patients. *J Appl Physiol* 2002; 92: 1223-1231
- 63 van Grondelle A, Ditchey RV, Groves BM, Wagner WW Jr, Reeves JT: Thermodilution method overestimates low cardiac output in humans. *Am J Physiol* 1983; 245: H690-692
- 64 Zhao X, Mashikian JS, Panzica P, Lerner A, Park KW, Comunale ME: Comparison of thermodilution bolus cardiac output and Doppler cardiac output in the early post-cardiopulmonar bypass period. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17: 193-198



