

Medizinische Fakultät
der
Universität Duisburg-Essen

Aus der Klinik für Anästhesiologie und Intensivmedizin

Untersuchung zur Wertigkeit semi-automatisierter echokardiographischer Verfahren bei
herzchirurgischen Operationen

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der Medizin
durch die Medizinische Fakultät
der Universität Duisburg-Essen

Vorgelegt von
Thomas Komanek
Aus Kyjov, Tschechische Republik
2021

DuEPublico

Duisburg-Essen Publications online

UNIVERSITÄT
DUISBURG
ESSEN

Offen im Denken

ub | universitäts
bibliothek

Diese Dissertation wird via DuEPublico, dem Dokumenten- und Publikationsserver der Universität Duisburg-Essen, zur Verfügung gestellt und liegt auch als Print-Version vor.

DOI: 10.17185/duepublico/76955

URN: urn:nbn:de:hbz:465-20221124-112707-6

Alle Rechte vorbehalten.

Dekan: Herr Univ.-Prof. Dr. med. J. Buer

1. Gutachter: Herr Prof. Dr. med. U. Frey

2. Gutachter: Herr Priv.-Doz. Dr. med. St. C. Knipp

3. Gutachter: Herr Prof. Dr. med. P. K. Zahn

Tag der mündlichen Prüfung: 25. August 2022

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	5
1. 1. Ejektionsfraktion	6
1. 1. 1. Scheibchensummationsmethode (modifizierte Simpson-Methode)	6
1. 1. 2. AutoEF	8
1. 2. Herzzeitvolumen	10
1. 2. 1. Thermodilutionsmethode	10
1. 2. 2. Dopplergestützte HZV-Messung	12
1. 2. 3. AutoEF	15
1. 3. Studienziele	15
2. Material und Methoden	18
2. 1. Studiendesign	18
2. 1. 1. Einschlusskriterien	18
2. 1. 2. Ausschlusskriterien	18
2. 1. 3. Patientenrekrutierung	19
2. 1. 4. Studienendpunkte	21
2. 2. Material	21
2. 2. 1. Echokardiographie	21
2. 2. 2. Monitoring	22
2. 2. 3. Pulmonalarterienkatheter (Swan-Ganz-Katheter)	22
2. 3. Methoden	22
2. 3. 1. Erhebung anamnestischer Daten	22
2. 3. 2. Transthorakale Echokardiographie	22
2. 3. 3. Transösophageale Echokardiographie	23
2. 3. 4. Pulmonalarterienkatheter (Swan-Ganz-Katheter)	24
2. 3. 5. Statistische Analyse	26
3. Ergebnisse	27
3. 1. Demographische Daten	27
3. 3. Ejektionsfraktion	30
3. 3. 1. Vergleich von AutoEF und TEE EF nach Simpson	32
3. 3. 2. Vergleich von TEE mit anamnestischer EF	33
3. 3. 3. Vergleich von AutoEF mit anamnestischer EF	34

3. 3. 4. <i>Fazit</i>	34
3. 4. <i>Volumetrie</i>	35
3. 4. 1. <i>Linksventrikuläres enddiastolisches Volumen</i>	36
3. 4. 2. <i>Linksventrikuläres endsystolisches Volumen</i>	37
3. 4. 3. <i>Fazit</i>	38
3. 5. <i>Herzzeitvolumen</i>	38
3. 5. 1. <i>Vergleich der HZV-Messung mittels TTE AutoEF und Pulmonalkatheters</i>	39
3. 5. 2. <i>Vergleich der HZV-Messung mittels TEE und Pulmonalkatheters</i>	40
3. 5. 3. <i>Vergleich der HZV-Messung mittels AutoEF und TEE</i>	41
3. 5. 4. <i>Fazit</i>	43
4. Diskussion	44
4. 1. <i>Patientenkollektiv, Ein- und Ausschlusskriterien, Studienstärken</i>	45
4. 2. <i>Ejektionsfraktion</i>	46
4. 3. <i>Volumetrie</i>	46
4. 4. <i>Herzzeitvolumen</i>	47
4. 5. <i>Limitationen</i>	49
4. 6. <i>Zusammenfassung und Ausblick</i>	50
5. Zusammenfassung	52
6. Literatur	53
7. Danksagung	66
8. Curriculum vitae	70

1. Einleitung

Die anästhesiologische Betreuung von Patienten, die sich einem herzchirurgischen Eingriff unter Einsatz einer Herz-Lungen-Maschine unterziehen, stellt eine besondere Herausforderung dar.

Für die Stratifizierung des individuellen perioperativen Risikos spielt die Beurteilung der linksventrikulären Ejektionsfraktion eine wichtige Rolle (Nashef SAM et al., 2012; Fleisher LA et al., 2014; Lerman BJ et al., 2019; Flu WJ et al., 2010). Sie ermöglicht nicht nur eine effektive präoperative Ressourcenplanung, sondern nicht zuletzt auch eine adäquate Patientenaufklärung im Hinblick auf die perioperative Morbidität und Mortalität.

Es wurden unterschiedliche Modalitäten zur Beurteilung der linksventrikulären Ejektionsfraktion entwickelt, wobei die Echokardiographie aufgrund ihrer nicht invasiven Art und ubiquitären Verfügbarkeit eine führende Rolle im klinischen Alltag eingenommen hat.

Während und nach der Operation, die in Abhängigkeit von ihrem Ausmaß mit signifikanten hämodynamischen Veränderungen einhergehen kann, erlaubt die Abschätzung der rechts- und linksventrikulären Vor- und Nachlast sowie die Bestimmung der Myokardkontraktilität eine optimale Steuerung der Volumen- und Katecholamintherapie (Sidebotham et al., 2018).

Seit seiner Erstvorstellung im Jahr 1970 durch Swan und Ganz (Swan HJ, Ganz W et al., 1970) entwickelte sich der Pulmonalarterienkatheter zu einem klinischen Goldstandard des hämodynamischen Monitorings in der Kardioanästhesie (Roizen MF et al., 2003). Seine Anwendung kann jedoch potenziell lebensbedrohliche Komplikationen nach sich ziehen, bei fraglichem Nutzen für den Patienten unter dem Gesichtspunkt der postoperativen Morbidität und Mortalität. Dies wird in der wissenschaftlichen Literatur kontrovers diskutiert (Connors AF Jr et al., 1983; Schwann NM, 2011; Chiang Y, 2015 und viele andere). Daher wurde in den vergangenen Jahren intensiv nach alternativen, weniger invasiven Verfahren zur hämodynamischen Überwachung gesucht (Pugsley J et al., 2010).

Die Echokardiographie stellt hier ein geeignetes Verfahren dar und essenzielle Messwerte der kardialen Funktion können visuell und mathematisch exakt dargestellt werden.

1. 1. Ejektionsfraktion

Die Ejektionsfraktion des linken Ventrikels wird definiert als das während der systolischen Phase in die Aorta ausgeworfene Blutvolumen (Schlagvolumen) geteilt durch das linksventrikuläre enddiastolische Volumen:

$$EF = \frac{SV}{LVEDV} = \frac{LVEDV - LVESV}{LVEDV} \times 100\%$$

EF = Ejektionsfraktion, SV = Schlagvolumen,

LVEDV = linksventrikuläres enddiastolisches Volumen, LVESV = linksventrikuläres endsystolisches Volumen

Die Normalwerte für Erwachsene mit der Einteilung in die Schweregradklassen gemäß der American Society of Echocardiography und der European Association of Cardiovascular Imaging (Lang J et al., 2015) sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

	Männer				Frauen			
	Normal	Leichtgr. reduziert	Mittelgr. reduziert	Hochgr. reduziert	Normal	Leichtgr. reduziert	Mittelgr. reduziert	Hochgr. reduziert
LV EF (%)	52 - 72	41 - 51	30 - 40	< 30	54 - 74	41 - 53	30 - 40	< 30

Tab. 1 Klassifikation der linksventrikulären Ejektionsfraktion (LV EF). Nach Lang et al. 2015.

Für die zweidimensionale echokardiographische Berechnung der Ejektionsfraktion wird aktuell die biplane Scheibchensummationsmethode (modifizierte Simpson-Methode) empfohlen (Lang J et al., 2015).

1. 1. 1. Scheibchensummationsmethode (modifizierte Simpson-Methode)

Die Simpson-Methode geht von der mathematischen Annahme aus, dass das Volumen eines dreidimensionalen Objekts berechnet werden kann, indem dieses Objekt in Scheiben definierter Höhe und Fläche aufgeteilt wird. Das Gesamtvolumen entspricht der Summe der Volumina der einzelnen Scheiben (Reich DL, Fischer G, 2012).

$$V = \left(\frac{\pi}{4}\right) \times \sum_{i=1}^n a_i b_i \times \frac{H_i}{n}$$

n = Anzahl der Scheiben, a, b = Scheibendurchmesser, H = Scheibenhöhe

Das Model gibt die wahre Form des linken Ventrikels genauer wieder als frühere, nicht mehr empfohlene lineare Methoden nach Teichholz und Quinones (Lang RM et al., 2015).

Die echokardiographische Messung der linksventrikulären Volumina erfolgt jeweils in zwei orthogonalen Schnittebenen (biplan). Diese entsprechen dem apikalen Vierkammer- und Zweikammerblick in der transthorakalen Echokardiographie und dem mittösophagealen Vier- und Zweikammerblick bei der transösophagealen Untersuchung. Die endsystolischen und enddiastolischen Volumina werden in der Regel automatisch durch das Ultraschallgerät berechnet, nachdem die Grenzen des Endokards in entsprechenden Phasen des Herzzyklus von dem Untersucher markiert wurden.

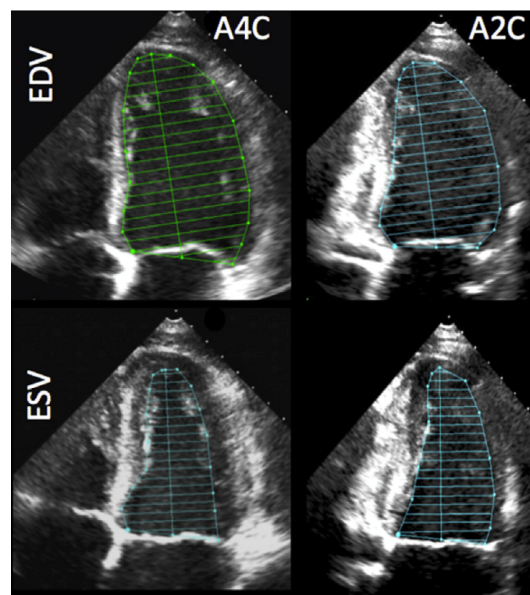


Abb. 1 Biplane Berechnung der linksventrikulären Volumina mittels biplaner modifizierter Simpson-Methode. A4C = apikaler Vierkammerblick, A2C = apikaler Zweikammerblick, EDV = enddiastolisches Volumen, ESV = endsystolisches Volumen. (Lang J et al.; 2015)

Die in Abb. 1 von der Mitte des Mitralklappenniveaus bis zu der tiefsten apikalen Endokardgrenze verlaufende Linie markiert die Länge des linken Ventrikels. Die Papillarmuskeln werden in das Cavum des Ventrikels eingeschlossen.

Die größte Limitation dieser Methode ist die mögliche Unterschätzung der gemessenen Dimensionen durch das sogenannte Foreshortening – eine Situation, in der der Apex des Ventrikels durch eine inkorrekte Schallkopfanlotung sonographisch nicht mit angeschnitten wird, wodurch die Ventrikelhöhle kleiner erscheint. Darüber hinaus setzt diese Methode eine gute Differenzierbarkeit der Endokardgrenzen in der endsystolischen

und enddiastolischen Phase des Herzzyklus voraus. Die zuverlässige Markierung des Endokards erfordert dazu ausreichende echokardiographische Ausbildung und Erfahrung (Cameli M et al., 2016) und bleibt trotzdem bis zu einem gewissen Ausmaß untersucherabhängig (McGowan JH et al., 2003). Aus diesen Gründen versucht die Industrie mit der fortschreitenden Weiterentwicklung der Ultraschallgeräte auch neue Methoden der EF-Messung vorzustellen, bei denen der individuelle Einfluss des Untersuchers minimiert wird. Die ersten semi-automatischen und automatischen Verfahren waren jedoch stark auf die Qualität der 2D-Bilder und die Gain-Einstellung angewiesen und wurden deshalb in der klinischen Alltagspraxis wenig akzeptiert (Jacob M et al., 2004; Thomas JD et al., 2005; Marsousi M et al., 2011). Es werden allerdings weitere Methoden intensiv erforscht.

1. 1. 2. AutoEF

Die AutoEF (GE, Solingen, Deutschland) ist ein Speckle-Tracking-basiertes Verfahren zur semi-automatischen Beurteilung der Ejektionsfraktion und anderer globaler Parameter der linksventrikulären Funktion. Hierbei werden natürlich vorkommende Gewebemuster (sog. „Speckels“ = Spiegel) des Myokards erkannt und deren Bewegung und Deformation während des kardialen Zyklus analysiert. Die Geschwindigkeitsmessung ist, anders als bei Gewebedoppler-basierten Verfahren, winkelunabhängig und daher in jeder Richtung innerhalb der Ultraschallebene möglich (Sidenbotham D et al., 2018). In früheren Studien konnte eine gute Korrelation zwischen AutoEF und der modifizierten Methode nach Simpson gezeigt werden (vgl. Szulik M, et al., 2011; Frederiksen CA et al., 2015).

Für die biplane Berechnung werden zweidimensionale transthorakale Videosequenzen des apikalen Vierkammer- und Zweikammerblicks herangezogen. Zunächst sind jeweils drei Regions of Interest – der mediale und laterale Mitralklappenannulus im Vierkammerblick, beziehungsweise der anteriore und posteriore Mitralklappenannulus im Zweikammerblick und der Apex – durch den Nutzer zu markieren. Hiernach erfolgt eine automatische Detektion der Endokardgrenzen, die bei Bedarf durch den Untersucher angepasst werden können. Die Erkennung der endsystolischen und enddiastolischen Phase erfolgt anhand des mitregistrierten EKGs. Sobald die Bilderloops in beiden

Schnittebenen analysiert und freigegeben wurden, erscheinen auf dem Display die kalkulierten Werte (siehe Abb. 2 und 3).

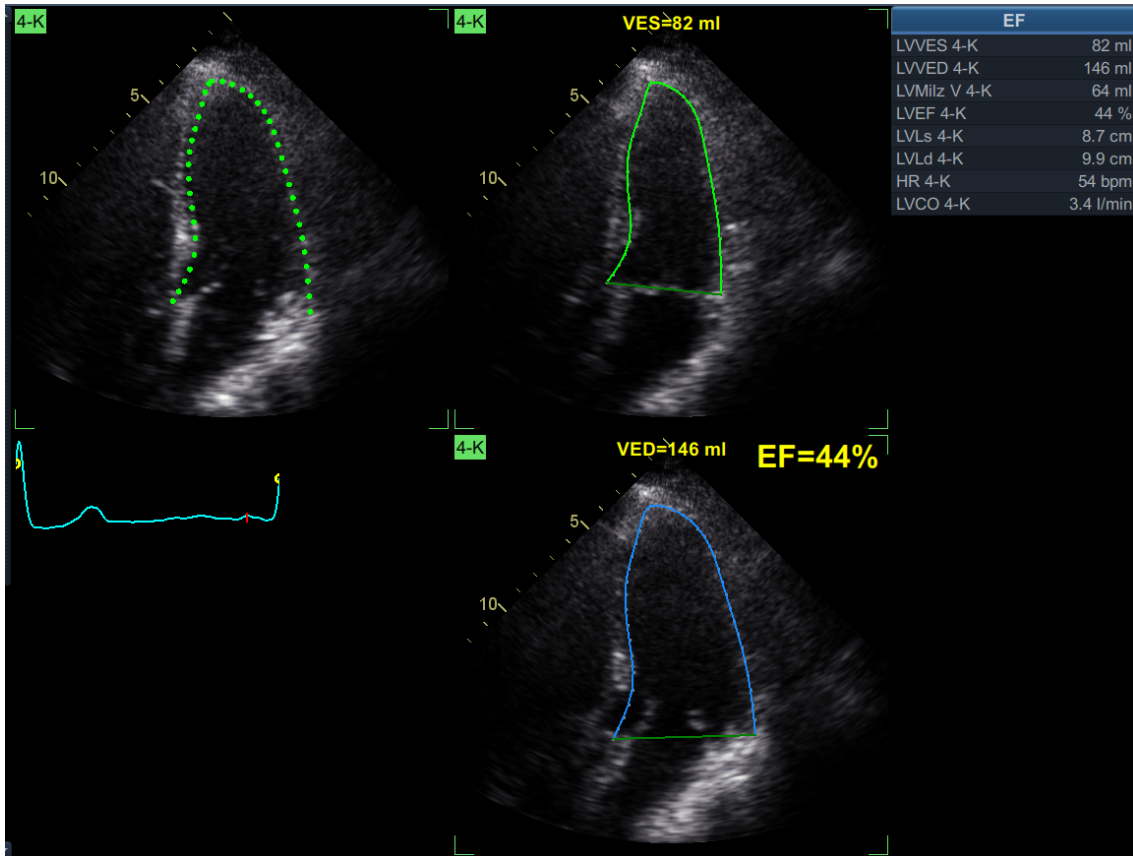


Abb. 2 AutoEF – Analyse des transthorakalen Vierkammerblicks. VED = enddiastolisches Volumen, VES = endsystolisches Volumen, EF = Ejektionsfraktion.

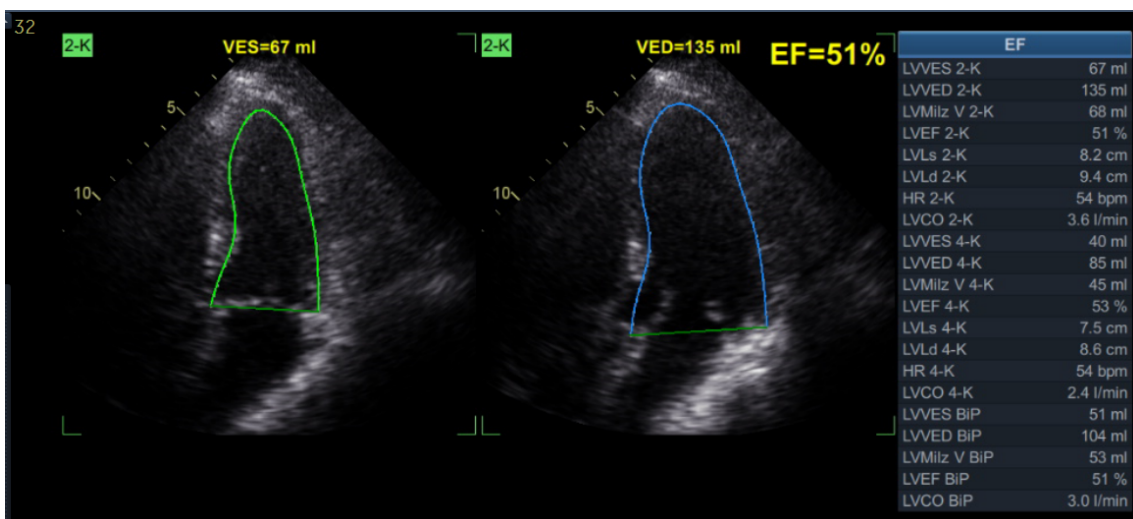


Abb. 3 AutoEF – Analyse des transthorakalen Zweikammerblicks mit anschließender Berechnung der biplanen Werte, VED = enddiastolisches Volumen, VES = endsystolisches Volumen, EF = Ejektionsfraktion.

1. 2. Herzzeitvolumen

Als Herzzeitvolumen wird das pro Zeiteinheit durch den linken oder rechten Ventrikel beförderte Blutvolumen bezeichnet. Es hängt direkt von dem Schlagvolumen und der Herzfrequenz ab:

$$HZV = SV \times HF$$

HZV = Herzzeitvolumen, SV = Schlagvolumen, HF = Herzfrequenz

In der Literatur und der klinischen Praxis wird das Herzzeitvolumen dem seltener benutzten Begriff Herzminutenvolumen gleichgestellt. Daher wird als Maßeinheit Liter pro Minute verwendet.

Durch die Umrechnung auf die Körperoberfläche wird aus dem Herzzeitvolumen der Herzindex ermittelt.

$$HI = \frac{HZV}{KOF}$$

HI = Herzindex, HZV = Herzzeitvolumen, KOF = Körperoberfläche

Seit der Postulierung des ersten theoretischen Konzeptes der HZV-Messung anhand der systemischen Sauerstoffextraktion aus dem Blut von Adolf Fick im Jahr 1870 wurden zahlreiche weitere Methoden der Quantifizierung des Herzzeitvolumens vorgestellt (Argueta EE et al., 2018). Als Referenzmethode hat sich die Thermodilution etabliert, obwohl in Studien keine gute Übereinstimmung mit der Fick'schen Methode nachgewiesen werden konnte (Dhingra VK et al., 2002). Dieses Verfahren ist jedoch in der klinischen Praxis in den letzten Jahren durch modernere, weniger invasive Methoden zunehmend abgelöst worden. Hierzu zählen auch die Doppler-Sonographie und die Speckle-Tracking-basierte semi-automatische Technik.

1. 2. 1. Thermodilutionsmethode

Die Thermodilutionsmethode beruht auf dem Indikatorverdünnungsprinzip, bei dem eine bekannte Menge einer Substanz in einen geschlossenen Kreislauf injiziert wird und der

Konzentrationsverlauf distal der Injektionsstelle (stromabwärts) gemessen wird (Longnecker DE et al., 2008).

Die theoretische Basis dieser Technik wurde bereits 1953 durch Fegler gelegt, und ein Jahr später wurden von ihm die ersten Tierexperimente durchgeführt. 1972 wurde von Forrester et al. der erste pulmonalarterielle Thermodilutionskatheter mit einem proximalen extrakorporalen und einem distalen, an der Spitze des Katheters liegenden Thermistor entwickelt. (Argueta EE et al, 2018)

Das Herz-Zeit-Volumen wird anhand der Zeit-Temperatur-Kurve nach der modifizierten Steward-Hamilton-Gleichung berechnet (Nishikawa T et al., 1993):

$$HZV = \frac{V_I \times (T_B - T_I) \times K}{\int_0^{\infty} \Delta T_B(t) dt}$$

Modifizierte Steward-Hamilton Gleichung. HZV = Herz-Zeit-Volumen, V_I = Injektatvolumen (ml), T_B = Bluttemperatur, T_I = Injektattemperatur, K = Kalibrierungsfaktor, $\int_0^{\infty} \Delta T_B(t) dt$ = Fläche unter der Thermodilutionskurve.

Während der Messung wird der Temperaturverlauf in der Arteria pulmonalis registriert. Somit wird im Wesentlichen das Herz-Zeit-Volumen des rechten Ventrikels berechnet. Unter Steady-State Bedingungen ohne Vorhandensein intrakardialer Shunts entspricht dies jedoch dem linksventrikulären Herz-Zeit-Volumen (Longnecker DE et al., 2008).

Die Thermodilutionsmethode wurde in einer Vielzahl klinischer und experimenteller Modelle validiert (Thiele RH et al., 2015). Vorausgesetzt, dass der Pulmonalkatheter korrekt eingeschwenkt wurde, ist ihre Durchführung einfach, schnell und die Messung verfügt über eine hohe Präzision. Bei einer Dreifachmessung beträgt der Präzisionsfehler lediglich 13 % (Yang XX et al., 2011). Gegenüber anderen Dilutionsverfahren wird bei der Thermodilutionstechnik eine nicht toxische, nicht kumulierende und nicht rezirkulierende Indikatorsubstanz angewendet (Longnecker DE et al., 2008).

Nichtsdestotrotz handelt es sich um eine hochgradig invasive und potenziell störanfällige Technik. Das Vorhandensein einer hochgradigen Trikuspidalklappeninsuffizienz (Lipkin DP et al., 1985; Hamilton MA et al., 1989) oder intrakardialer Shunts kann klinisch signifikante Messfehler zur Folge haben. In früheren Studien konnte darüber hinaus gezeigt werden, dass sehr niedrige Herz-Zeit-Volumina von dieser Methode überschätzt

und sehr hohe hingegen unterschätzt werden (vgl. Norris SL et al., 1986; Kubo SH et al., 1987).

1. 2. 2. Dopplergestützte HZV-Messung

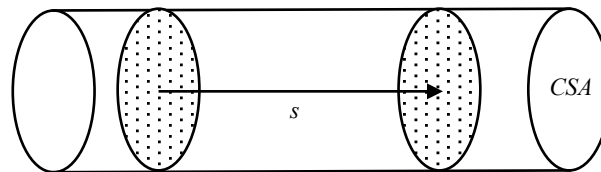
Durch die Implementation der Doppler-Technik wurde das diagnostische Spektrum der Echokardiographie deutlich erweitert (Reich DL, Fischer G, 2012). Anhand der Messung der Blutgeschwindigkeit in einer Struktur mit bekannter Querschnittsfläche lässt sich der Blutfluss durch diese Struktur berechnen.

$$Q = V \times CSA$$

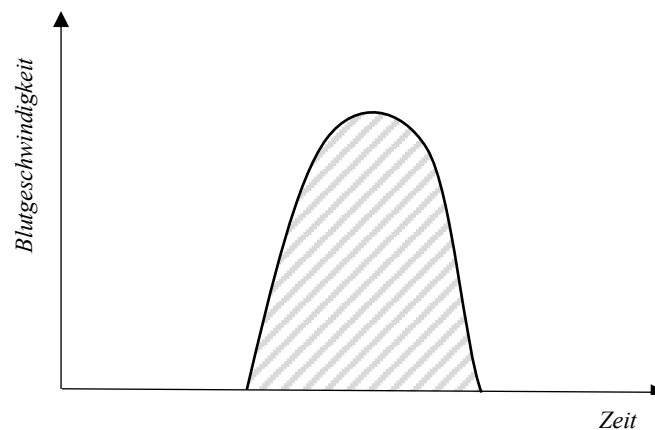
$Q = \text{Fluss}$, $V = \text{Geschwindigkeit}$, $CSA = \text{Querschnittsfläche}$

$$V = \frac{s}{t}$$

$V = \text{Geschwindigkeit}$, $s = \text{Distanz}$, $t = \text{Zeit}$



Die Blutgeschwindigkeit während eines Herzzyklus ist nicht konstant. Aus der Geschwindigkeits-Zeit-Kurve einer Ejektionsphase kann die Distanz, die das Blut pro Systole zurückgelegt hat, errechnet werden. Diese entspricht der Fläche unter der Kurve und wird über den Geschwindigkeits-Zeit-Integral (engl. velocity-time integral, VTI) berechnet.



Das Schlagvolumen ergibt sich aus dem Geschwindigkeits-Zeit-Integral und der Querschnittsfläche. Die für die Berechnung des Herz-Zeit-Volumens erforderliche Herzfrequenz kann aus dem Abstand der einzelnen Geschwindigkeits-Zeit-Kurven ermittelt werden.

$$SV = VTI \times CSA$$

SV = Schlagvolumen, VTI = Geschwindigkeits-Zeit-Integral, CSA = Querschnittsfläche

$$HZV = SV \times HF$$

HZV = Herzzeitvolumen, SV = Schlagvolumen, HF = Herzfrequenz

Prinzipiell kann eine beliebige kardiale Struktur für die Messung des Herzzeitvolumens verwendet werden. Von der American Society of Echocardiography wird jedoch der linksventrikuläre Ausflusstrakt (LVOT) empfohlen. Dieser ist echokardiographisch einfach darzustellen und der Blutfluss über diese Struktur weist ein beinahe laminares Flussprofil auf (vgl. Quinones MA et al., 2002, Thys DM et al., 1996). Da in der zweidimensionalen transösophagealen Echokardiographie eine präzise Bestimmung der Querschnittsfläche mittels direkter Planimetrie oft nicht möglich ist, wird stattdessen angenommen, dass der LVOT die Form eines Zylinders besitzt, dessen Querschnitt der Fläche eines Kreises entspricht (Møller-Sørensen H et al., 2014, Sidebotham D et al., 2018).

$$CSA_{LVOT} = \pi r^2 = \pi \left(\frac{d}{2}\right)^2$$

CSA_{LVOT} = Querschnittsfläche der linksventrikulären Ausflusstrakts, r = Radius, d = Durchmesser

Der Durchmesser des linksventrikulären Ausflusstrakts wird aus dem mittösophagealen Langachsenblick auf die Aortenklappe (ME AV LAX, 120°) in der mittelsystolischen Phase, ca. 5-10 mm proximal („ventrikelwärts“) der Aortenklappe ermittelt (vgl. Baumgartner H et al., 2017). Die Blutgeschwindigkeit kann in dieser Blickeinstellung jedoch nicht gleichzeitig gemessen werden, denn die Schallwellenrichtung und die Blutflussrichtung verlaufen annähernd senkrecht aufeinander. Daher erfolgt die Messung entweder im transgastrischen Langachsenblick (TG LAX, 120°) oder im tiefen transgastrischen Langachsenblick (dTG LAX, 0°), in denen der LVOT parallel zu den

Ultraschallwellen orientiert ist. Die PW-Doppler Probe soll dabei ungefähr an der gleichen Stelle positioniert werden, an der der LVOT-Durchmesser gemessen wurde.

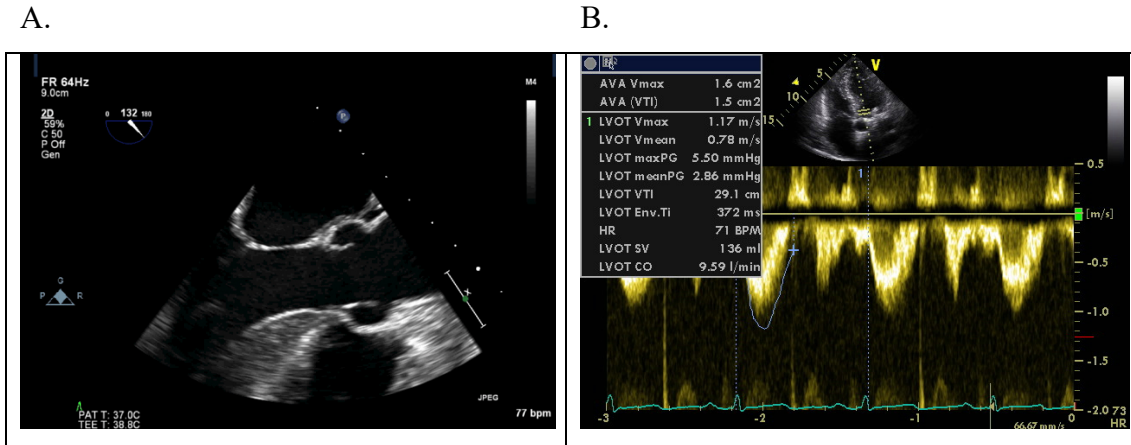


Abb. 4 Dopplergestützte Messung des Herzzeitvolumens anhand der Bestimmung des Geschwindigkeits-Zeit-Integrals im linksventrikulären Ausflusstrakt. A. mittösophagealer Langachsenblick auf die Aortenklappe mit der Darstellung des linksventrikulären Ausflusstrakts in der midsystolischen Phase. B. Flussmessung im linksventrikulären Ausflusstrakt mittels Pulsed-Wave-Doppler im tiefen transgastrischen Langachsenblick. Weitere Erläuterungen im Text.

Die echokardiographische Ermittlung von Geschwindigkeiten ist winkelabhängig und setzt voraus, dass das Doppler-Signal parallel zu dem Blutfluss im linksventrikulären Ausflusstrakt ausgerichtet wird. Axiale Abweichungen führen zu einer Unterschätzung des Geschwindigkeits-Zeit-Integrals (VTI) und daher zu einer Unterschätzung des Schlagvolumens.

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

v = Blutgeschwindigkeit, c = Schallgeschwindigkeit im Gewebe, f_d = Doppler-Frequenz, f_0 = Sendefrequenz, θ = Winkel zwischen den Ultraschallwellen und der Blutflussrichtung.

Achsenabweichungen von bis zu 20° haben einen Messfehler von maximal 6 Prozent zur Folge und werden daher in der klinischen Praxis üblicherweise toleriert (Reich DL, Fischer G, 2012).

Ferner wird die Bestimmung des Herz-Zeit-Volumens maßgeblich durch jegliche Ungenauigkeiten bei der Messung des LVOT-Durchmessers beeinflusst, denn diese werden bei der Berechnung der LVOT-Querschnittsfläche zum Quadrat genommen (vgl. Møller-Sørensen H et al., 2014).

Bei dem Vorliegen einer hochgradigen Aortenklappeninsuffizienz oder einer hochgradigen Obstruktion des linksventrikulären Ausflusstrakts repräsentiert der hier gemessene Blutfluss nicht das wahre systemische Herzzeitvolumen. In solchen Situationen soll eine alternative Stelle für die HZV-Ermittlung gewählt werden (z.B. die Mitralklappe oder der rechtsventrikuläre Ausflusstrakt) (Reich DL, Fischer G, 2012).

Die transösophageale Echokardiographie ist eine semi-invasive diagnostische Methode, die regelmäßig zur Beurteilung der kardialen Anatomie und Funktion während herzchirurgischer Eingriffe angewendet wird. Die Möglichkeit der gleichzeitigen Messung hämodynamischer Parameter mit Verzicht auf weitere, invasivere Maßnahmen, stellt einen großen Vorteil dieser Technik dar.

1. 2. 3. AutoEF

Das Prinzip der Methode wird in Kap. 1.1.2. erläutert. Aus den zweidimensionalen transthorakalen Videosequenzen wird das biplane linksventrikuläre endsystolische und enddiastolische Volumen ermittelt. Ihre Differenz ergibt das Schlagvolumen.

$$SV = LVEDV - LVESV$$

SV = Schlagvolumen, LVEDV = linksventrikuläres enddiastolisches Volumen, LVESV = linksventrikuläres endsystolisches Volumen.

Die für die Berechnung des Herz-Zeit-Volumens erforderliche Herzfrequenz wird aus der mitregistrierten EKG-Kurve automatisch abgeleitet.

1. 3. Studienziele

Transthorakale Echokardiographie stellt einen wichtigen Bestandteil der präoperativen anästhesiologischen Patientenevaluation dar. Jettoo et al. konnten zeigen, dass eine durch den Anästhesisten durchgeführte präoperative TTE-Untersuchung eine Echtzeit-Risikostratifizierung ermöglicht, zeitsparend ist und zu einer Optimierung des OP-Betriebs beitragen kann (Jettoo et al., 2011). Selbst durch ausreichendes Training und Erfahrung des Untersuchers ist jedoch eine gewisse Inter- und Intraobserver-Variabilität nicht auszuschließen (vgl. McGowan et al., 2003).

Durch den Einsatz der Auto-EF Methode wird der Einfluss des Untersuchers auf die quantitative Berechnung der linksventrikulären Ejektionsfraktion minimiert, wodurch eine bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse gewährleistet werden soll. Die Datenlage

ist jedoch unzureichend. Frederiksen et al. konnten eine gute Korrelation zwischen AutoEF, manueller Planimetrie mittels modifizierter Simpson-Methode und sogenanntem „Eyeballing“ (Abschätzung der Ejektionsfraktion mit bloßem Auge) bei transthorakalen Videosequenzen zeigen (Frederiksen CA et al., 2015). Szulik et al. und Aurich et al. verglichen in ihren Studien die AutoEF und die modifizierte Methode nach Simpson mittels TTE mit der MRT-gestützten Volumetrie als Referenzmethode. Beide Autoren stellten eine gute Korrelation der echokardiographischen Methoden untereinander mit einer Tendenz zur Unterschätzung der Ejektionsfraktion im Vergleich zu der Referenzmethode fest (vgl. Szulik M et al., 2011; Aurich M et al., 2014).

Insgesamt zeichneten sich alle drei genannten Studien durch kleinere und heterogene Patientenkollektive aus. In den letzteren beiden Arbeiten betrug der zeitliche Abstand zwischen den echokardiographischen Messungen und den MRT-Untersuchungen bis zu einem Monat, oder er wurde gar nicht näher spezifiziert und die mögliche Intra-Study-Variabilität wurde nicht berücksichtigt. Ferner wurde in keiner der genannten Studien die Validität der mittels AutoEF ermittelten hämodynamischen Variablen untersucht.

Der Gegenstand dieser Arbeit war daher eine erweiterte Untersuchung der Wertigkeit der AutoEF-Methode bei einem größeren Patientenkollektiv vor einer elektiven kardiochirurgischen Myokardrevaskularisation.

Die semi-automatische transthorakale Messung der Ejektionsfraktion mittels AutoEF wurde mit der planimetrischen Messung nach modifizierter Simpson-Methode mittels transösophagealer Echokardiographie verglichen. Zweidimensionale transösophageale Echokardiographie stellt zwar keine Referenzmethode für die Bestimmung der Ejektionsfraktion dar, aufgrund des engen anatomischen Verhältnisses zum Herzen bietet Ösophagus jedoch ein exzellentes Schallfenster für eine präzisere Betrachtung kardialer Strukturen und Funktion als transthorakale Echokardiographie (vgl. Hahn RT et al., 2013).

Des Weiteren wurden in dieser Studie die anhand der AutoEF-Methode ermittelten volumetrischen und hämodynamischen Parameter mit der transösophagealen dopplergestützten Messung über VTI_{LVOT} verglichen. Beide Methoden wurden anschließend gegen die Thermodilutionsmethode via Pulmonalkatheter, die bis dato den goldenen Standard darstellt, validiert.

Sämtliche Messungen wurden nacheinander in einem engen zeitlichen Abstand unter stabilen Vor- und Nachlastbedingungen und unter kontrollierter Beatmung durchgeführt. Sofern präoperativ erfasst, wurde ebenso die durch einen Kardiologen transthorakal ermittelte Ejektionsfraktion der AutoEF-Methode gegenübergestellt.

Patienten mit Vorhofflimmern, bei denen das Herzzeitvolumen pathophysiologisch bedingt stärkeren Schwankungen unterliegt (vgl. Dubrey SW, 1997) und dadurch nur schwer exakt zu erfassen ist, wurden in diese Studie nicht eingeschlossen. Ebenso wurden Patienten mit mittel- und hochgradigen Herzklappenvitien ausgeschlossen, denn in solchen Fällen kann die Bestimmung des Herzzeitvolumens mittels Pulmonalkatheters klinisch signifikante Messfehler ausweisen.

Insbesondere wurden folgende Hypothesen getestet:

1. Die präoperative Bestimmung der linksventrikulären Ejektionsfraktion mittels AutoEF korreliert mit der transösophagealen biplanen EF-Messung mittels modifizierter Simpson-Methode.
2. Die präoperative Bestimmung des Herzzeitvolumens mittels AutoEF korreliert mit der Thermodilutionsmethode mittels Pulmonalkatheters.
3. Die präoperative Bestimmung des Herzzeitvolumens mittels AutoEF korreliert mit der transösophagealen, dopplerbasierten HZV-Messung.
4. Die präoperative Bestimmung der linksventrikulären Ejektionsfraktion mittels AutoEF korreliert mit der durch einen Kardiologen anamnestisch transthorakal erhobenen Ejektionsfraktion.

2. Material und Methoden

2.1. Studiendesign

Diese prospektive, partiell verblindete, nicht interventionelle Beobachtungsstudie wurde von Februar 2016 bis September 2017 in der Klinik für Anästhesiologie und Intensivmedizin des Universitätsklinikums Essen durchgeführt.

Nach positivem Votum der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Universität Duisburg-Essen (No. 15-6633-BO) wurden von insgesamt 1035 Patienten, die sich einem geplanten herzchirurgischen Eingriff in der Klinik für Herz- und Thoraxchirurgie unterzogen haben, zunächst 377 als potenzielle Studienkandidaten identifiziert.

Die Studie wurde im Deutschen Register Klinischer Studien unter der DRKS-ID DRKS00010666 registriert.

2.1.1. Einschlusskriterien

- Koronare Herzkrankheit indiziert zu einer elektiven Revaskularisation mittels aortokoronaren Bypasses,
- Sinusrhythmus,
- Keine Herzklappenvitien,
- Lebensalter zwischen 45 und 85 Jahren,
- Einwilligungsfähigkeit zur Studienteilnahme.

2.1.2. Ausschlusskriterien

- Ablehnung der Studienteilnahme durch den Patienten,
- Teilnahme an einer anderen Studie,
- Notfalloperation,
- Intraoperativ neu diagnostiziertes Vorhofflimmern,
- Intraoperativ neu diagnostizierter AV-Block,
- Intraoperativ neu diagnostizierte Herzklappenvitien,
- Inkomplette oder nicht durchführbare transthorakale echokardiographische Untersuchung,
- Inkomplette oder nicht durchführbare transösophageale echokardiographische Untersuchung,

- Inkomplette oder nicht durchführbare hämodynamische Messungen mittels Pulmonalkatheter,
- Fehlende Patientenunterlagen,
- Fehlende echokardiographische Datensätze.

2. 1. 3. Patientenrekrutierung

Die Aufklärung zur Teilnahme an der Studie erfolgte im Rahmen der präoperativen anästhesiologischen Evaluation. Drei Patienten haben sich gegen die Teilnahme entschieden, ein Patient wurde aufgrund seiner Teilnahme an einer anderen, parallel laufenden Studie ausgeschlossen. Ein weiterer Patient musste ausgeschlossen werden, weil eine Notfall-Operation zwischen dem Zeitpunkt der Aufklärung und dem geplanten OP-Termin erforderlich war.

Im Rahmen der Datenauswertung wurden weitere Patienten aufgrund eines neu aufgetretenen Vorhofflimmerns (n = 2), eines neu aufgetretenen AV-Blocks (n = 1) und eines intraoperativ festgestellten Herzklappenitiums (n = 9) aus der Studie ausgeschlossen. Bei 112 Patienten konnten wegen schwieriger Schallbedingungen keine adäquaten TTE- und bei 36 Patienten keine adäquaten TEE-Bilder akquiriert werden. Vier Datensätze der Thermodilutionsmessung und 15 echokardiographische Datensätze waren unvollständig. Sechszwanzig weitere Patienten wurden aufgrund unvollständiger oder fehlender Unterlagen ausgeschlossen. Schließlich konnten insgesamt 167 Patientendatensätze ausgewertet werden. Der Studienablauf mit jeweiligen Ein- und Ausschlusskriterien wird in Abb. 5 zusammengefasst.

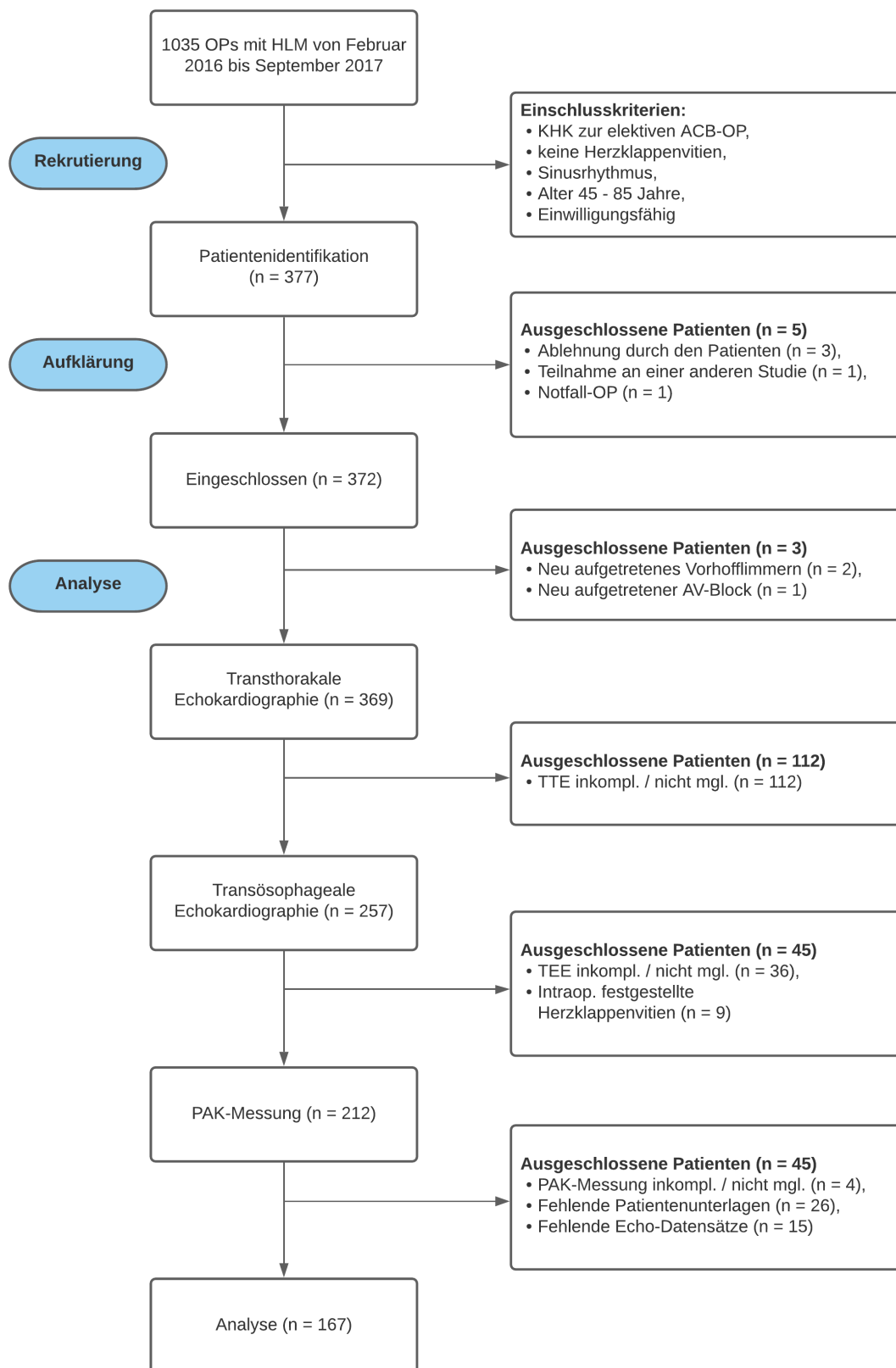


Abb. 5 Consort Diagramm des Studienverlaufs. HLM = Herz-Lungen-Maschine, ACB = Aortokoronarer Bypass, TTE = transthorakale Echokardiographie, TEE = transösophageale Echokardiographie, PAK = pulmonalarterieller Katheter.

2. 1. 4. Studienendpunkte

Die primären Studienendpunkte sind die Unterschiede in der gemessenen Ejektionsfraktion, dem linksventrikulären endsystolischen und enddiastolischen Volumen und dem Herzzeitvolumen in Abhängigkeit von der angewendeten Methode.

Der sekundäre Studienendpunkt ist der Vergleich der anamnestisch dokumentierten Ejektionsfraktion mit der präoperativ bestimmten Ejektionsfraktion mittels AutoEF (transthorakal) und modifizierter Simpson-Methode (transösophageal).

2. 2. Material

2. 2. 1. Echokardiographie

Sämtliche echokardiographische Untersuchungen wurden mittels Ultraschallsystem Vivid S6 von GE Healthcare (GE, Solingen, Deutschland) durchgeführt.

Für die transthorakale Echokardiographie wurde der Sektorschallkopf M4S (GE, Solingen, Deutschland) und für die transösophageale Echokardiographie die Ultraschallsonde 6Tc (GE, Solingen, Deutschland) angewendet.

Die Daten wurden postoperativ auf einem zentralen PAC-Server gespeichert und mittels Echo-PAC[®] Clinical Workstation Software (GE, Solingen, Deutschland) offline analysiert.



Abb. 6 Ultraschallsystem Vivid S6 von GE Healthcare

2. 2. 2. *Monitoring*

Zur Überwachung und Registrierung der Vitalparameter wurde das Monitoringsystem Infinity Delta XL von der Firma Dräger (Drägerwerk AG, Lübeck, Deutschland) benutzt.

2. 2. 3. *Pulmonalarterienkatheter (Swan-Ganz-Katheter)*

Es wurde ein 5-Lumen, 7,5 Fr, 110 cm langer Pulmonalarterienkatheter von der Firma Edwards Lifesciences (Edwards Lifesciences, Nyon, Schweiz) benutzt.

2. 3. Methoden

2. 3. 1. *Erhebung anamnestischer Daten*

Die anamnestischen Daten wurden im Rahmen der präoperativen anästhesiologischen Patientenevaluation erhoben. Hierbei wurde ebenso die von dem Zuweiser dokumentierte Ejektionsfraktion festgehalten.

2. 3. 2. *Transthorakale Echokardiographie*

Die transthorakale Echokardiographie erfolgte unmittelbar nach der Narkoseeinleitung, in der Regel während der Anlage der zentralen Zugänge, unter stabilen hämodynamischen Bedingungen. Aus medizinisch-ethischen sowie organisatorischen Gründen wurde vereinbart, dass diese die Dauer der präoperativen anästhesiologischen Vorbereitung (Intubation bis OP-Freigabe) um nicht mehr als sieben Minuten überschreiten darf.

Der Patient verblieb in Rückenlage. Um den Einfluss der Beatmung auf die Vor- und Nachlast zu eliminieren und die bestmögliche Bildqualität ohne Lungenartefakte zu erreichen, wurde die Untersuchung nach vorheriger Präoxygenierung mit 100% Sauerstoff im Atemstillstand durchgeführt. Bei dem Wechsel der Schallkopfposition von apikalem Vierkammer- auf Zweikammerblick wurden die Patienten zwischenbeatmet, bis eine expiratorische CO₂-Konzentration unter 40 mmHg erreicht wurde. Bei keinem der Patienten musste die Untersuchung aufgrund eines Sauerstoffsättigungsabfalls abgebrochen werden.

Es wurden jeweils drei EKG-synchronisierte Videoloops mit apikalem Vierkammerblick (A4C) und drei mit apikalem Zweikammerblick (A2C) gespeichert. Von diesen Aufnahmen wurde für die anschließende AutoEF-Messung jeweils ein Herzzyklus mit

der besten Bildqualität ausgesucht. Diese Vorgehensweise entspricht den Empfehlungen der American Society of Echocardiography und der European Association of Cardiovascular Imaging (Lang et al., 2015).

2. 3. 3. Transösophageale Echokardiographie

Die transösophageale Untersuchung wurde unmittelbar nach der OP-Saaleinfahrt und erneutem Anschluss des Patienten an die Beatmung und das Vitalparametermonitoring vor dem Hautschnitt unter stabilisierten hämodynamischen Bedingungen veranlasst. Bei längeren Wartezeiten auf die OP-Freigabe erfolgte die Echokardiographie bereits im Einleitungsraum, so dass der zeitliche Abstand zwischen der transthorakalen und transösophagealen Echokardiographie nie länger als 15 Minuten betrug.

Der standardisierte Ablauf der Untersuchung richtete sich in seiner verkürzten Form nach den Empfehlungen der American Society of Echocardiography und der Society of Cardiovascular Anesthesiologists (Hahn RT et al., 2013).

Im Rahmen dieser Studie wurden folgende Schnitteinstellungen analysiert:

- mittösophagealer Vierkammerblick (ME 4C),
- mittösophagealer Zweikammerblick (ME 2C),
- mittösophagealer Langachsenblick auf die Aortenklappe (ME AV LAX),
- transgastrischer Langachsenblick (TG LAX) mit Pulsed-wave-Doppler (PWD) Flussgeschwindigkeitsmessung im linksventrikulären Ausflusstrakt und/ oder
- tiefer transgastrischer Langachsenblick (dTG LAX) mit Pulsed-wave-Doppler (PWD) Flussgeschwindigkeitsmessung im linksventrikulären Ausflusstrakt.

Es wurden ebenso drei Videosequenzen von jeder Schnitteinstellung gespeichert und anschließend jeweils die Sequenz mit der besten Bildqualität analysiert.

Bei der Auswertung der Doppler-Messungen wurde die Aufnahme mit dem stärksten Doppler-Signal verwendet.

Um den Durchmesser des linksventrikulären Ausflusstraktes zu bestimmen, wurde im Einklang mit den Empfehlungen von European Association of Cardiovascular Imaging und American Society of Echocardiography (Baumgartner H et al., 2017) der Mittelwert von drei Messungen verwendet. Dieser wurde mittsystolisch, 5 – 10 mm proximal der

Aortenklappe gemessen. An dieser Stelle wurde im weiteren Schritt in den oben genannten Blickstellungen ebenso die Flussgeschwindigkeitsmessung mit Pulsed-wave-Doppler durchgeführt.

Für die Berechnung des Herz-Zeit-Volumens wurde der Mittelwert des LVOT-Geschwindigkeits-Zeit-Integrals von drei Dopplersignalkurven, wie von anderen Autoren (Dubrey SW, Falk RH, 1997; Quinones MA et al., 2002) vorgeschlagen, verwendet.

Die transthorakale und transösophageale Untersuchungen wurden neben dem Autor der Studie durch weitere Mitarbeiter der Klinik mit guten theoretischen und praktischen echokardiographischen Vorkenntnissen durchgeführt.

Die quantitativen echokardiographischen Berechnungen (Auto-EF, Simpson) wurden postoperativ durch den Autor und zwei weitere Mitarbeiter der Klinik veranlasst.

Sämtliche studienrelevante echokardiographische Kalkulationen wurden nicht vor dem Ende der Operation vorgenommen, um eine Beeinflussung der einzelnen Messungen durch Kenntnis der Vorwerte zu verhindern.

Der Ablauf des Untersuchungsgangs wird in Abb. 7 zusammengefasst.

2. 3. 4. Pulmonalarterienkatheter (Swan-Ganz-Katheter)

Der Pulmonaliskatheter wurde im Rahmen der Anlage zentralvenöser Zugänge nach der Narkoseeinleitung durch den zuständigen Anästhesisten eingeschwenkt.

Die erste Messung der hämodynamischen Parameter erfolgte in der Regel unmittelbar nach der Einfahrt in den OP-Saal bereits während der TEE-Untersuchung oder direkt danach. Analog zum Abschnitt 2. 3. 3. wurde die Messung bei längeren Wartezeiten bereits im Einleitungsraum durchgeführt, um das Intervall zwischen den jeweiligen Messmethoden auf maximal 15 Minuten zu reduzieren.

Es wurden insgesamt drei 10ml-Boli kalter Kochsalzlösung über den proximalen Katheterschenkel injiziert und der HZV-Mittelwert berechnet. Die Messungen wurden unabhängig von der Phase des Beatmungszyklus durchgeführt. Bei Vorliegen eines deutlich abweichenden Einzelmesswertes wurde dieser ausgeschlossen und es wurde eine vierte Messung veranlasst.

Die Ergebnisse der HZV-Messungen mittels AutoEF und TEE waren zu diesem Zeitpunkt dem Untersucher nicht bekannt.

A.

DIA-STUDIE ABLAUF

CHECKLISTE VOR der Untersuchung (OP-Einleitung)

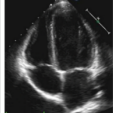
<input type="checkbox"/> Name	<input type="checkbox"/> Vorname	<input type="checkbox"/> Geburtsdatum	<input type="checkbox"/> Geschlecht
<input type="checkbox"/> Patienten-ID	<input type="checkbox"/> Diagn. Kode: DIA + KHK + Prae + Rhythmus		
<input type="checkbox"/> Größe + Gewicht	<input type="checkbox"/> Andere ID: Name des unters. Anästhesisten		

TEE

Echo-Gerät mit Monitor verbinden (X10-Anschluss), ggf. EKG-Elektroden kleben.
 Über Physio-Taste EKG-Amplituden optimieren und QRS-Erkennung aktivieren.

Apikaler Vierkammerblick

Atemstillstand
3 Loops speichern

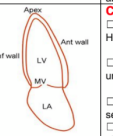


CAVE!

- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?
- LV samt Apex und lat. Wand sichtbar?
- Septum senkrecht?
- Endokard gut abgrenzbar?

Apikaler Zweikammerblick

Atemstillstand
3 Loops speichern




CAVE!

- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?
- LV samt Apex, inf. und ant. Wand sichtbar?
- LV-Achse senkrecht?
- Endokard gut abgrenzbar?

TEE *Nach Saaleinfahrt, vor Hautschnitt*

Echo-Gerät mit Monitor verbinden (X10-Anschluss).
 Über Physio-Taste EKG-Amplituden optimieren und QRS-Erkennung aktivieren.
 Bei erster BGA 2 ml Blut in kleines EDTA-Röhrchen abnehmen.

ME 4C 30 – 40 cm ZR, 0 – 20° Rotation **3 Loops**



CAVE!

- Sonde retroflektieren um Foreshortening zu meiden
- LV samt Apex, und lat. Wand sichtbar?
- LV-Achse / Septum möglichst senkrecht?
- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?

TIPPS & TRICKS

- LVOT/AK im Bild? Sonde vorschleiben und bis auf 20° rotieren!


- Colour Doppler (MK, TK) **1 Loop**

Version 3.2016 1

B.

DIA-STUDIE ABLAUF

- PWD MK-Einflussprofil Messpunkt: MK-Koaptationsfläche **1 Freeze**



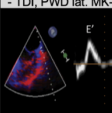
CAVE!

- Doppler-Anlotung parallel zum transmitralen Fluss?
- Nulllinie und Kurvengröße optimieren.

TIPPS & TRICKS

- Keine A-Welle? Ist der Pat. im SR?

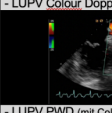
- TDI, PWD lat. MK-Anulus Messpunkt: lat. MK-Anulus **1 Freeze**



CAVE!

- Doppler-Anlotung parallel zur Bewegung des MK-Anulus?
- US-Sektorbreite so schmal wie möglich einstellen.
- Nulllinie und Kurvengröße optimieren.

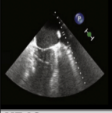
- LUPV Colour Doppler 4C oder 2C **1 Loop**



TIPPS & TRICKS

- TEE-Sonde zurückziehen und nach links drehen, LUPV vom Dach des LA zurückverfolgen.
- Zur Differenzierung zwischen LUPV und LAA Colour Doppler anwenden.

- LUPV PWD (mit Colour Doppler) Messpunkt: LUPV, ca. 1 cm tief **1 Freeze**




CAVE!

- Doppler-Anlotung parallel zum PV-Fluss.
- Nulllinie und Kurvengröße optimieren.

TIPPS & TRICKS

- Colour-Doppler Mode während PWD-Messung eingeschaltet lassen, um den maximalen Flussbereich zu identifizieren.

ME 2C 30 – 40 cm ZR, 90° Rotation **3 Loops**



CAVE!


- Sonde retroflektieren um Foreshortening zu meiden
- LV samt Apex, ant und inf. Wand sichtbar?
- LV-Achse möglichst senkrecht?
- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?

Version 3.2016 2

C.

DIA-STUDIE ABLAUF

ME AV SAX 30 – 40 cm ZR, 30 – 60° Rotation **1 Loop**




CAVE!

- AK-Koaptationsfläche.
- AK-Anulus kreisförmig?
- Alle 3 Klappentaschen gut dargestellt?
- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?

TIPPS & TRICKS

- Farbdoppler über AK legen, um AKI darzustellen.

ME AV LAX 30 – 40 cm ZR, 110 – 160° Rotation **1 Loop**



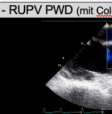
CAVE!

- AK-Koaptationsfläche mittig im Bulbus?
- LVOT röhrenförmig und breit?
- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?

TIPPS & TRICKS

- Farbdoppler über AK und MK legen, um AKI und MKI darzustellen.

- RUPV PWD (mit Colour Doppler) 30 – 40 cm ZR, 110 – 160° Rotation **1 Loop**




TIPPS & TRICKS

- Aus vorheriger Bildeinstellung Sonde nach rechts drehen, die RUPV mündet rechts unten ins LA.
- Colour-Doppler erleichtert manchmal erheblich das Auffinden der RUPV / RUPV-Jets.

CAVE!

- PW-Doppler Messung nicht vergessen!

TG Mid SAX 40 – 45 cm ZR, 0° Rotation **1 Loop**




CAVE!

- Sonde anteflektieren oder neutral stellen.
- Pap. Muskeln, Septum und PW sichtbar, Endokard gut abgrenzbar, LV mittig im Bild?
- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?

TIPPS & TRICKS

- MK-Segel statt PM im Bild? Sonde neutral stellen!

TG 2C 40 – 45 cm ZR, 90° Rotation **1 Loop**



CAVE!

- MK, ant. und inf. LV-Wand sichtbar?
- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?

TIPPS & TRICKS


- Sonde nach links und rechts drehen, um den größtmöglichen LV-Diameter zu erfassen.

Version 3.2016 3

D.

DIA-STUDIE ABLAUF


- TG LAX 40 – 45 cm ZR, 110 – 130° Rotation **1 Loop**



TIPPS & TRICKS

- Optionaler Schnitt, da hier manchmal PWD des LVOT und CWD der AK einfacher durchführbar.

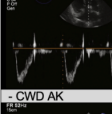
dTG LAX 45 – 50 cm ZR, 0° Rotation



CAVE!

- Sonde tief in den Magen vorschleiben, maximal anteflektieren und vorsichtig zurückziehen.
- MK, LVOT, AK sichtbar? Septum möglichst senkrecht?
- Vollständiger Herzzyklus gespeichert?

- PWD LVOT Messpunkt: ca 5 mm prox. der AK **1 Freeze**



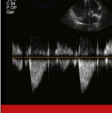
CAVE!

- Doppler-Anlotung parallel zum LVOT-Fluss.
- Hüllkurve und Aortenclück sichtbar?
- Nulllinie und Kurvengröße optimieren.

TIPPS & TRICKS

- Colour-Doppler Mode eingeschaltet lassen, um den maximalen Flussbereich zu identifizieren.

- CWD AK Messpunkt: AK, LVOT **1 Freeze**



CAVE!

- Doppler-Anlotung parallel zum LVOT/AK-Fluss.
- Scharfe, helle Kurve sichtbar?
- Nulllinie und Kurvengröße optimieren.

TIPPS & TRICKS

- Falls PW- und CW- Doppler-Anlotung in dTG LAX schwierig / Flussignal schwach, Messungen in TG LAX durchführen (s.o.).

UNTERSUCHUNG BEENDEN

NACH STERNUMVERSCHLUSS

- Aus der Patientenliste den Patienten auswählen und NEUE Untersuchung starten.
- Diagn. Kode: DIA + KHK + Post + Rhythmus.
- Über Physio-Taste EKG-Amplituden optimieren und QRS-Erkennung aktivieren.

KOMPLETTE TEE UNTERSUCHUNG WIEDERHOLEN

NACH BEENDIGUNG DES FALLS

- Daten auf EchoPac hochladen, Hämodynamik Ausdruck (PAK) nicht vergessen
- Kopien von A-B-C Bogen, erste Monitor-Bildkopie plus EDTA-Blut in DIA Fach

Version 3.2016 4

Abb. 7 Studienprotokoll des echokardiographischen Untersuchungsgangs in Form eines Taschzettels. Weitere Erläuterungen im Text.

2. 3. 5. Statistische Analyse

Die Ergebnisse werden im Fall der Normalverteilung als Mittelwert \pm Standardabweichung oder bei nicht normal verteilten Werten als Median und Interquartilabstand (IQR) in Klammern angegeben. Die Werte wurden mittels Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk Test auf Normalverteilung getestet. Normalverteilte Variablen wurden mittels zweiseitigen ungepaarten t-Tests geprüft, ansonsten wurde der Wilcoxon-Test verwendet. Unterschiede wurden bei einem p-Niveau unter 0,05 als statistisch signifikant betrachtet.

Die einzelnen Messverfahren wurden mittels linearer Korrelation und Bland-Altman Analyse miteinander verglichen. Es wurden Korrelationskoeffiziente r nach Pearson und jeweils der Bias (Mittelwert der Differenzen) mit korrespondierendem Schwankungsbereich (± 95 % Standardabweichung der Differenz) berechnet.

Sämtliche statistischen Analysen wurden mit der Software SPSS (Version 25, IBM, Armonk, USA) durchgeführt.

3. Ergebnisse

3.1. Demographische Daten

In unserer Studie wurden Daten von insgesamt 167 Patienten analysiert. Nach dem Ausschluss der Patienten anhand der vordefinierten Kriterien fand keine weitere Vorselektion statt. Das Patientenkollektiv zeichnete sich durch eine deutliche Prävalenz des männlichen Geschlechts (n = 145, 86,8 %) aus. Das Durchschnittsalter lag bei 69,6 ($\pm 9,8$ SD) Jahren. Dies entspricht dem Bericht der Deutschen Gesellschaft für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie aus dem Jahr 2017.

Die demographischen Daten und Komorbiditäten bilden Tabellen 2 und 3 ab.

Tab. 2 Demographische Daten	Gesamt (n = 167)
Männlich, n (%)	145 (86,8)
Alter (Jahre)	69,6 \pm 9,80
Größe (cm)	174 \pm 8,00
Gewicht (kg)	85,1 \pm 15,0
BMI (kg*m ⁻²)	28,1 \pm 4,10
Körperoberfläche (m ²)	1,99 \pm 0,20
Systolischer Blutdruck (mmHg)	132 \pm 17
Diastolischer Blutdruck (mmHg)	74,6 \pm 11,7
Herzfrequenz (min ⁻¹)	65,4 \pm 12,5
Präoperative Laborparameter	
Serum-Natrium (mmol/l)	140 \pm 3,00
Serum-Kalium (mmol/l)	4,23 \pm 0,44
Serum-Glukose (mg/dl)	125 \pm 49
NYHA Klassifikation, n (%)	
NYHA 1	29 (17,4)
NYHA 2	70 (41,9)
NYHA 3	64 (38,3)
NYHA 4	4 (2,40)
CCS Klassifikation, n (%)	
CCS 1	25 (15)
CCS 2	57 (34,1)
CCS 3	72 (43,1)
CCS 4	13 (7,80)
Rauchstatus, n (%)	
Aktuell	48 (28,7)
Ehemals	59 (35,3)
Diabetes, n (%)	
Insulinpflichtig	14 (8,40)
Nicht-insulinpflichtig	37 (22,2)
pAVK, n (%)	26 (15,6)
COPD, n (%)	29 (17,4)
Pulmonaler Hypertonus, n (%)	
Moderat	14 (8,40)
Schwer	0

Daten werden als Mittelwert \pm Standardabweichung oder als absolute und relative Patientenzahl angegeben. BMI = Body-Mass-Index, pAVK = periphere arterielle Verschlusskrankheit, COPD = chronische obstruktive Lungenerkrankung.

Tab. 3 Demographische Daten	Gesamt (n = 167)
Nierenfunktion, n (%)	
Kompensierte Retention	47 (28,1)
Terminale Niereninsuffizienz	1 (0,60)
Dialyse	2 (1,20)
Präop. LV-Funktion (EF)*, n (%)	157 (100)
Moderat (EF 31 – 50 %)	48 (28,7)
Schlecht (EF 21 – 30 %)	4 (2,40)
Sehr schlecht (EF < 20 %)	1 (0,60)
Herzinfarkt in den letzten 90 T, n (%)	31 (18,6)
Immobilität, n (%)	15 (9,00)
EuroScore 2 (%), median (IQR)	1,14 (1,00)

Daten werden als absolute und relative Patientenzahl angegeben. EuroScore 2 wird als Median ± Interquartilabstand (IQR) angegeben. LV = linksventrikulär, EF = Ejektionsfraktion.

Tabelle 4 fasst die Daten zur präoperativen Medikation zusammen.

Tab. 4 Präoperative Medikation	Gesamt (n = 167)
ACE-Hemmer, n (%)	88 (52,7)
AT ₁ -Antagonisten, n (%)	43 (25,7)
Beta ₁ -Rezeptorenblocker, n (%)	128 (76,6)
Bisoprolol, n (%)	51 (30,5)
Metoprolol, n (%)	71 (42,5)
Nebivolol, n (%)	6 (3,6)
Calcium-Antagonisten, n (%)	32 (19,2)
Nitrate, n (%)	20 (12)
Diuretika, n (%)	52 (31,1)
Tamsulosin, n (%)	6 (3,6)
Alpha ₂ -Rezeptorenblocker, n (%)	3 (1,8)
Acetylsalicylsäure, n (%)	154 (92,2)
Clopidogrel, n (%)	20 (12,0)
Kumarine, n (%)	4 (2,4)
DOAK, n (%)	8 (4,8)
Lipidsenker, n (%)	86 (51,1)
L-Thyroxin, n (%)	5 (3,0)
Corticosteroide, n (%)	3 (1,8)
NSAR, n (%)	2 (1,2)
Insulin, n (%)	10 (6)
Metformin, (%)	11 (6,6)

Daten werden als absolute und relative Patientenzahl angegeben. ACE = Angiotensin converting Enzyme, AT₁ = Angiotensin 1-Rezeptor, DOAK = direkte orale Antikoagulationen, NSAR = nichtsteroidale Antirheumatika.

Die Tabellen 5 und 6 zeigen den durchschnittlichen intraoperativen Verbrauch von Blutprodukten und Gerinnungspräparaten sowie die OP-Parameter.

Tab. 5 Blutprodukteverbrauch	
Erythrozytenkonzentrate [EK], n (%)	71 (42,6)
1 EK, n (%)	21 (12,6)
2 EK, n (%)	37 (22,2)
3 EK, n (%)	5 (3,0)
> 3 EK, n (%)	8 (4,8)
Thrombozytenkonzentrate [TK], n (%)	19 (11,4)
1 TK, n (%)	2 (1,2)
2 TK, n (%)	17 (10,2)
Gefrorenes Frischplasma [GFP], n (%)	0
Fibrinogen [g], n (%)	33 (19,8)
1 g, n (%)	2 (1,2)
2 g, n (%)	19 (11,4)
> 2 g, n (%)	12 (7,2)
Prothrombinkonzentrat [IE], n (%)	9 (5,4)
500 IE, n (%)	2 (1,2)
1.000 IE, n (%)	1 (0,6)
1.500 IE, n (%)	1 (0,6)
2.000 IE, n (%)	4 (2,4)
> 2.000 IE, n (%)	1 (0,6)

Daten werden als absolute und relative Patientenzahl angegeben. IE = internationale Einheit.

Tab. 6 OP-Parameter	
Bypasszeit (min)	94,7 ± 34,6
Aortenklemmzeit (min)	60,0 ± 22,9
Anzahl von Grafts	2,79 ± 1,01
1, n (%)	12 (7,70)
2, n (%)	49 (31,4)
3, n (%)	64 (41,0)
4, n (%)	24 (15,4)
> 4, n (%)	7 (4,40)
A. thoracica interna n, (%)	156 (100)
Links, n (%)	141 (84,4)
Rechts, n (%)	2 (1,2)
Bilateral, n (%)	7 (4,2)

Daten werden als Mittelwert ± Standardabweichung oder als absolute und relative Patientenzahl angegeben.

3.3. Ejektionsfraktion

Die Mediane der anamnestisch dokumentierten Ejektionsfraktion, der transthorakal semiautomatisch biplan gemessenen Ejektionsfraktion (AutoEF) und der transösophageal nach Simpson biplan gemessenen Ejektionsfraktion betragen 56,0 % (IQR 10,0 %), 42,0 % (IQR 13,0 %) und 55,2 % (IQR 15,1 %). Der Wilcoxon-Test zeigte statistisch signifikante Unterschiede zwischen AutoEF und den anderen beiden Methoden ($p < 0,01$). Der Unterschied zwischen der anamnestischen Ejektionsfraktion und der mittels TEE biplan ermittelten Ejektionsfraktion war nicht signifikant ($p = 0,607$).

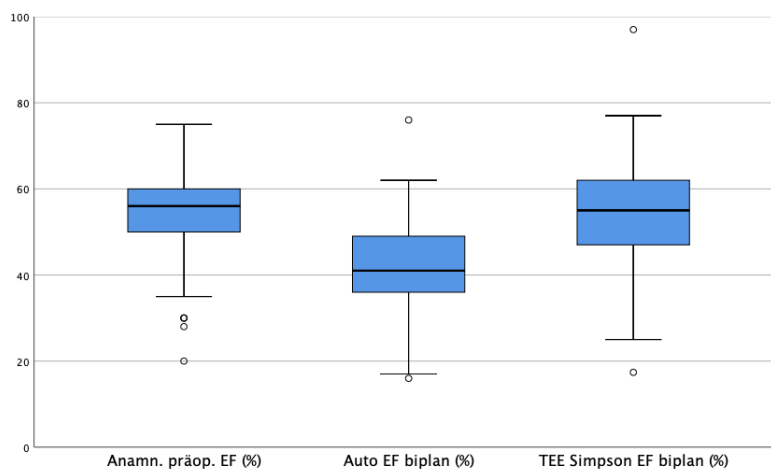


Abb. 8 Boxplot mit Medianen und Interquartilabständen (IQR) der anamnestisch dokumentierten Ejektionsfraktion, Ejektionsfraktion gemessen mittels transthorakaler AutoEF und der Ejektionsfraktion mittels transösophagealer Echokardiographie nach Simpson. EF = Ejektionsfraktion, TEE = transösophageale Echokardiographie.

Die Analyse der monoplanen Messungen mittels AutoEF und mittels TEE nach Simpson zeigte folgende Ergebnisse: die Mediane der Ejektionsfraktionen im Vierkammerblick betragen 42,0 % (IQR 16,0 %) bei AutoEF und 51,0 % (IQR 20 %) bei transösophagealer Echokardiographie im Vierkammerblick ($p < 0,01$); im Zweikammerblick lagen die Mediane bei 41,0 % (IQR 15,0%) für AutoEF und bei 58,8 % (IQR 21 %) für die transösophageale Echokardiographie ($p < 0,01$).

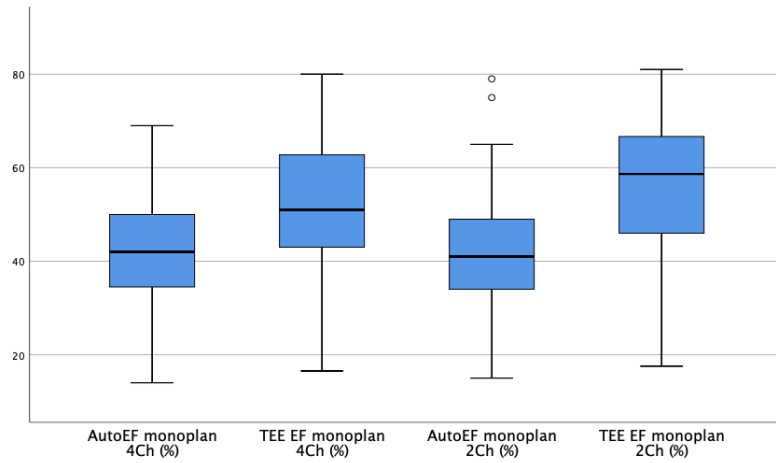


Abb. 9 Boxplot mit Medianen und Interquartilabständen (IQR) der monoplan gemessenen Ejektionsfraktionen mittels AutoEF und transösophageal nach Simpson. TEE = transösophageale Echokardiographie, EF = Ejektionsfraktion, 4Ch = Vierkammerblick, 2Ch = Zweikammerblick.

3. 3. 1. Vergleich von AutoEF und TEE EF nach Simpson

Die biplanen Messungen zeigten eine mittlere Korrelation ($r = 0,38$, $p < 0,01$). Die Bland-Altman Analyse ergab einen Bias von $-12,6\%$ mit einem Schwankungsbereich (95 % SD) von $-36,6 - 11,3\%$.

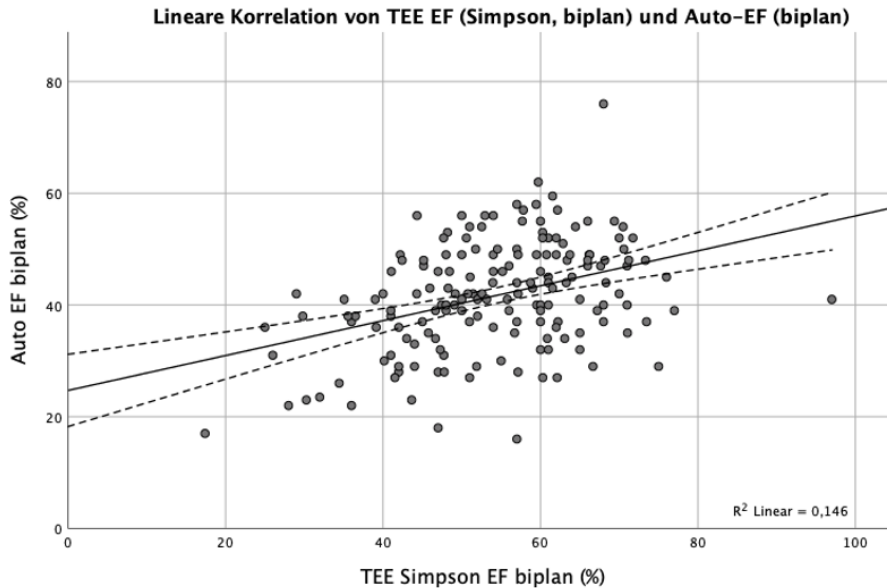


Abb. 10 Lineare Korrelation zwischen TEE EF nach Simpson biplan und TTE AutoEF biplan ($r = 0,38$, $p < 0,01$); durchgezogene Linie = Regressionskurve, gestrichelte Linien = mittleres Konfidenzintervall, EF = Ejektionsfraktion, TTE = transthorakale Echokardiographie, TEE = transösophageale Echokardiographie.

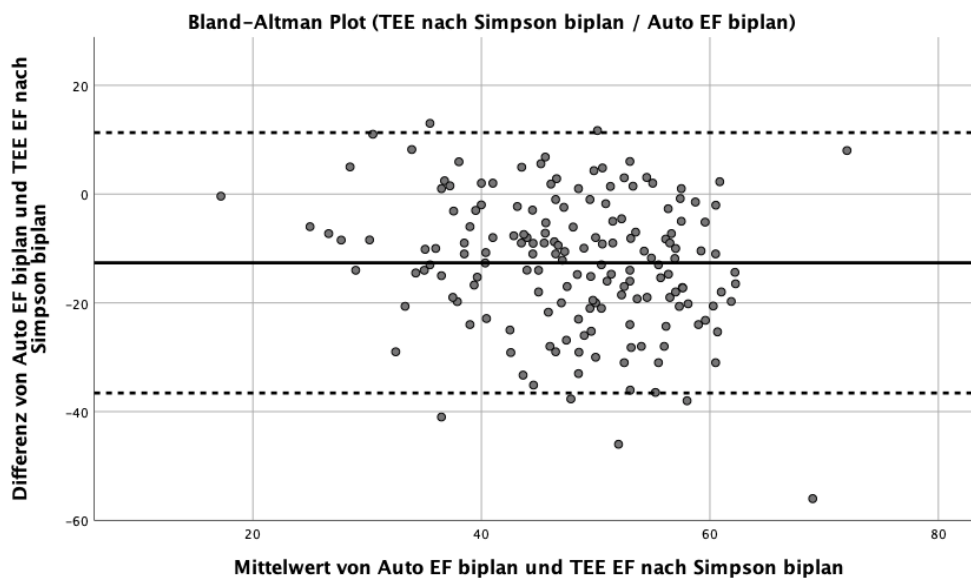
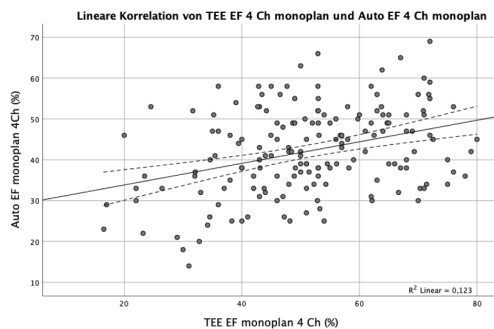


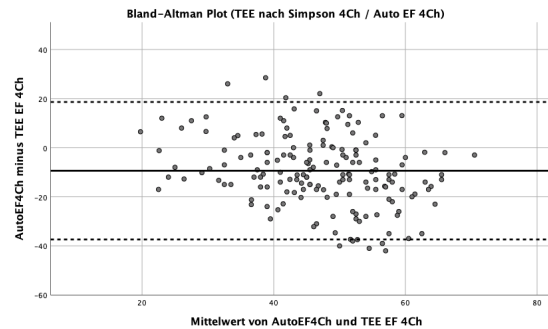
Abb. 11 Bland-Altman Plot zum Vergleich der TEE EF nach Simpson biplan und TTE AutoEF biplan; Bias = $-12,6\%$, Schwankungsbereich = $-36,5 - 11,3\%$; durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Grenzen des Schwankungsbereichs. EF = Ejektionsfraktion, TTE = transthorakale Echokardiographie, TEE = transösophageale Echokardiographie

Die monoplanen Messungen der Ejektionsfraktion mittels TTE AutoEF und TEE nach Simpson zeigten eine ähnliche Korrelation ($r = 0,35$, $p < 0,01$) mit einem Bias von $-9,39\%$ und einem Schwankungsbereich von $-37,4 - 18,6\%$ im Vierkammerblick und eine schwächere Korrelation ($r = 0,21$, $p < 0,01$) mit einem Bias von $-15,1\%$ und einem Schwankungsbereich von $-46,1 - 15,9\%$ im Zweikammerblick.

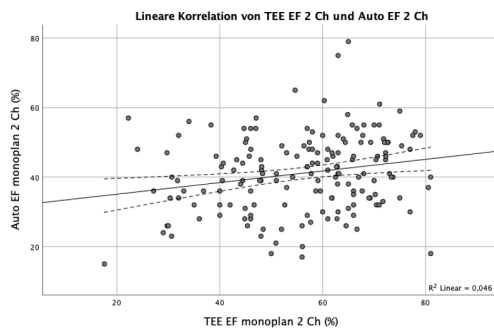
A.



B.



C.



D.

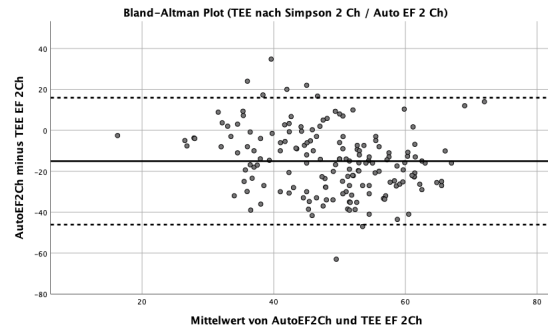


Abb. 12 Lineare Korrelationen (links) zwischen TEE EF nach Simpson und TTE AutoEF mit korrespondierenden Bland-Altman Plots (rechts). A und B = Vierkammerblick ($r = 0,35$, $p < 0,01$), C und D = Zweikammerblick ($r = 0,21$, $p < 0,01$); TEE = transösophageale Echokardiographie, TTE = transthorakale Echokardiographie, 4 Ch = Vierkammerblick, 2 Ch = Zweikammerblick, EF = Ejektionsfraktion.

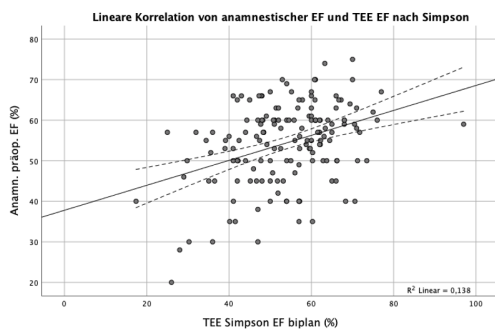
3. 3. 2. Vergleich von TEE mit anamnestischer EF

Es konnte eine mittlere Korrelation zwischen der anamnestisch dokumentierten Ejektionsfraktion und der mittels TEE nach Simpson biplan berechneten Ejektionsfraktion gezeigt werden ($r = 0,37$, $p < 0,01$, Bias = $0,35\%$, Schwankungsbereich = $-23,9 - 24,6\%$).

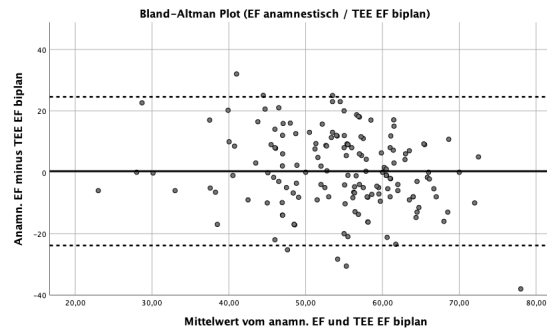
3. 3. 3. Vergleich von AutoEF mit anamnestischer EF

Die Korrelation zwischen der anamnestisch dokumentierten Ejektionsfraktion und der Ejektionsfraktion mittels AutoEF (biplan) war schwächer als bei den beiden vorangegangenen Methoden. ($r = 0,27$, $p < 0,01$, Bias = -12,8 %, Schwankungsbereich = -36,1 – 10,6 %).

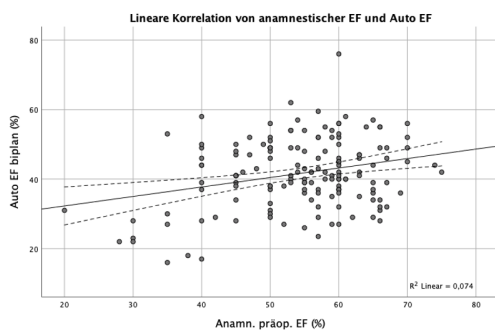
A.



B.



C.



D.

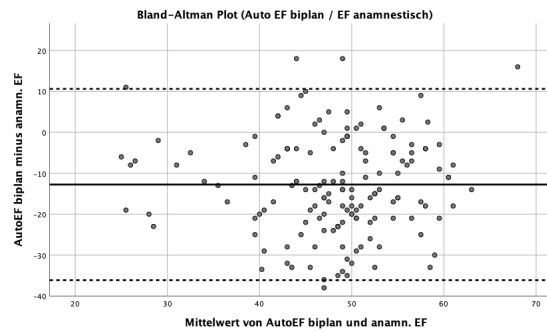


Abb. 13 Lineare Korrelationen (links) zwischen der anamnestisch dokumentierten EF und der TEE EF nach Simpson biplan (A, $r = 0,37$, $p < 0,01$) und zwischen der anamnestisch dokumentierten EF und der AutoEF biplan (C, $r = 0,27$, $p < 0,01$) mit korrespondierenden Bland-Altman Plots (rechts). TEE = transösophageale Echokardiographie, TTE = transthorakale Echokardiographie, EF = Ejektionsfraktion.

3. 3. 4. Fazit

Als Ergebnis ist festzuhalten, dass sich die Korrelation zwischen AutoEF und der Simpson-Methode in transösophagealer Echokardiographie in der biplanen Messung am stärksten zeigte. Während die monoplane Messung im Vierkammerblick einen ähnlichen Korrelationskoeffizienten aufwies, war dieser im Zweikammerblick deutlich geringer. Auch die Korrelation von AutoEF mit der anamnestischen Ejektionsfraktion war lediglich schwach ausgeprägt. Die Bland-Altman Analyse zeigte jeweils einen negativen Bias mit einem breiten Schwankungsbereich. Die mittels AutoEF gemessene

Ejektionsfraktion war somit im Vergleich zu den anderen beiden Methoden signifikant niedriger.

Die transösophageale Echokardiographie korrelierte hingegen gut mit der anamnestisch ermittelten Ejektionsfraktion und der Bias war niedrig mit einem breiten Schwankungsbereich.

3. 4. Volumetrie

Die Abbildung 14 zeigt die Ergebnisse der volumetrischen Messungen mittels TTE AutoEF und mittels TEE nach Simpson.

Die Mediane der linksventrikulären enddiastolischen Volumina betragen 108 ml (IQR 45,0 ml) bei AutoEF und 80,0 ml (IQR 32,0 ml) bei TEE nach Simpson ($p < 0,01$).

Die Messungen der endsystolischen Volumina ergaben Mediane von 64,0 ml (IQR 34,0 ml) bei AutoEF und 34,0 ml (IQR 21,0 ml) bei TEE nach Simpson ($p < 0,01$).

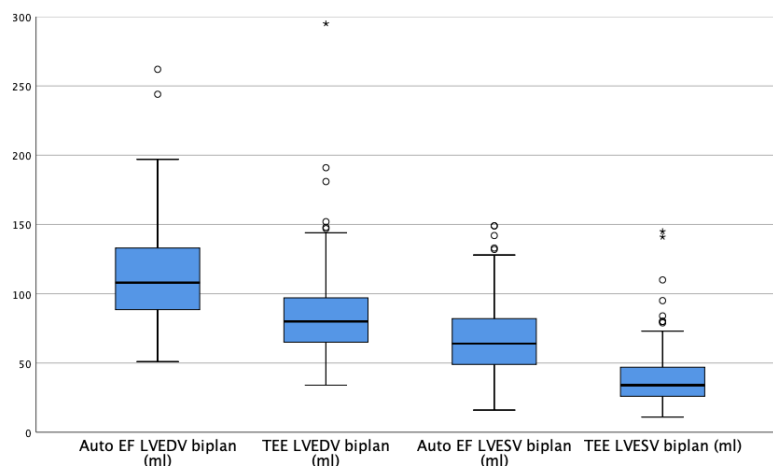


Abb. 14 Boxplot mit Medianen und Interquartilabständen der linksventrikulären enddiastolischen und endsystolischen Volumina gemessen mittels TTE AutoEF und TEE nach Simpson. LVEDV = linksventrikuläres enddiastolisches Volumen, LVESV = linksventrikuläres endsystolisches Volumen, TEE = transösophageale Echokardiographie.

3. 4. 1. Linksventrikuläres enddiastolisches Volumen

Die Messungen der linksventrikulären enddiastolischen Volumina mittels TTE AutoEF und TEE nach Simpson wiesen eine mittlere Korrelation ($r = 0,31$, $p < 0,01$) auf. Die Bland-Altman Analyse zeigte einen Bias von 29,8 ml mit einem Schwankungsbereich von $-45,3 - 105$ ml.

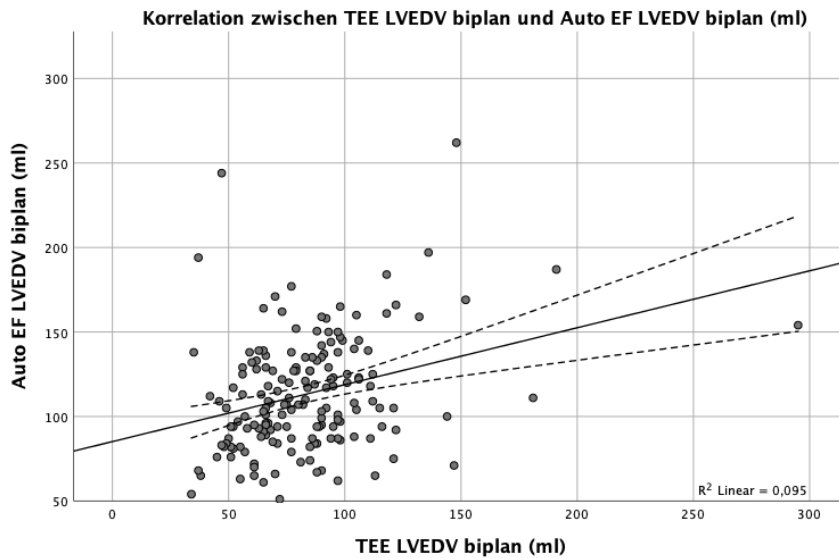


Abb. 15 Lineare Korrelation der linksventrikulären enddiastolischen Volumina mittels TTE AutoEF und TEE nach Simpson ($r = 0,31$, $p < 0,01$); durchgezogene Linie = Regressionskurve, gestrichelte Linien = mittleres Konfidenzintervall, LVEDV = linksventrikuläres enddiastolisches Volumen, TEE = transthorakale Echokardiographie, EF = Ejektionsfraktion.

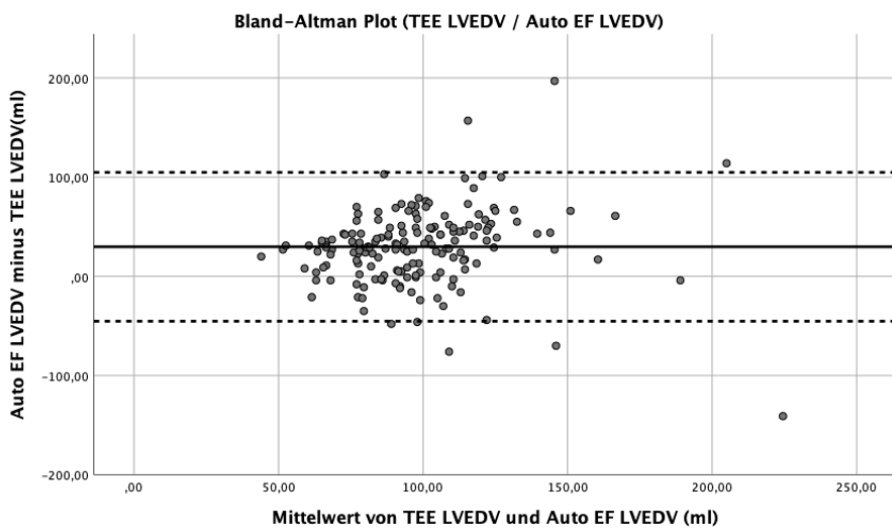


Abb. 16 Bland-Altman Plot zum Vergleich des LVEDV mittels AutoEF und TEE nach Simpson. Bias = 29,8 ml, Schwankungsbereich = $-45,3 - 105$ ml; durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Grenzen des Schwankungsbereichs, LVEDV = linksventrikuläres enddiastolisches Volumen, TEE = transthorakale Echokardiographie, EF = Ejektionsfraktion.

3. 4. 2. Linksventrikuläres endsystolisches Volumen

Die Korrelation der linksventrikulären endsystolischen Volumina zeigte sich stärker ($r = 0,49$, $p < 0,01$) bei einem Bias von 28,1 ml und einem Schwankungsbereich von -18,2 – 74,5 ml.

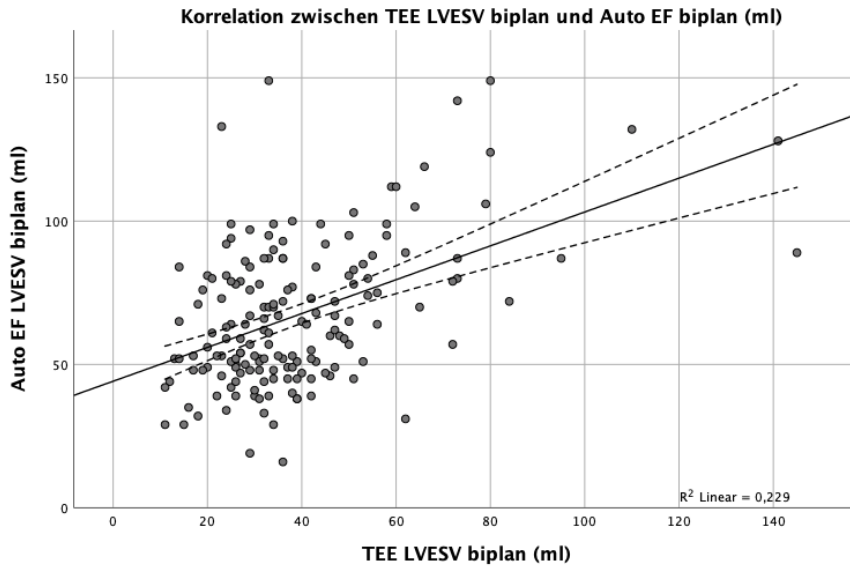


Abb. 17 Lineare Korrelation der linksventrikulären endsystolischen Volumina mittels TTE AutoEF und TEE nach Simpson ($r = 0,49$, $p < 0,01$); durchgezogene Linie = Regressionskurve, gestrichelte Linien = mittleres Konfidenzintervall, LVESV = linksventrikuläres endsystolisches Volumen, TEE = transösophageale Echokardiographie, EF = Ejektionsfraktion.

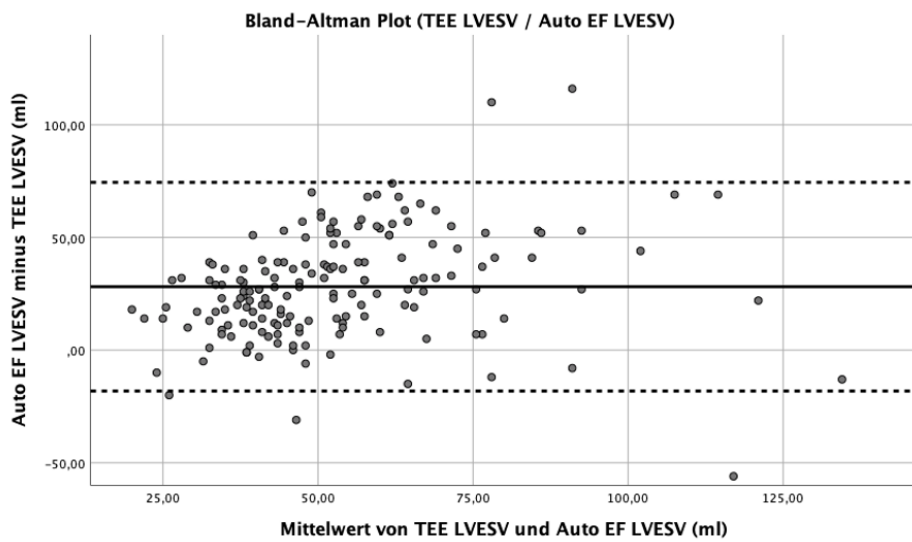


Abb. 18 Bland-Altman Plot zum Vergleich des LVESV mittels AutoEF und TEE nach Simpson. Bias = 28,1 ml, Schwankungsbereich = -18,2 – 74,5 ml; durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Grenzen des Schwankungsbereichs, LVESV = linksventrikuläres endsystolisches Volumen, TEE = transthorakale Echokardiographie, EF = Ejektionsfraktion.

3. 4. 3. Fazit

In der volumetrischen Analyse konnte eine bessere Korrelation der endsystolischen als der enddiastolischen linksventrikulären Volumina nachgewiesen werden. Der Bias war bei den beiden Messungen vergleichbar mit einem breiten Schwankungsbereich.

Sowohl endsystolisch als auch enddiastolisch wurden mittels AutoEF höhere Volumina ermittelt als mittels transösophagealer Echokardiographie.

3. 5. Herzzeitvolumen

Die mittels pulmonalarteriellen Katheters erhobenen hämodynamischen Parameter fasst Tabelle 7 zusammen.

Tab. 7 Hämodynamische Parameter mittels Pulmonalkatheters	
ZVD (mmHg)	10,95 ± 3,75
mPAP (mmHg)	23,27 ± 5,27
PWP (mmHg)	12,92 ± 4,11
HZV (l/min)	3,98 ± 1,29
CI (l/min/m ²)	2,00 ± 0,57
SVRI (dyn*s*cm ⁻⁵ *m ²)	2656 ± 923
PVRI (dyn*s*cm ⁻⁵ *m ²)	441 ± 176

Daten werden als Mittelwert ± Standardabweichung angegeben.
ZVD = zentralvenöser Druck, mPAP = mittlerer pulmonalarterieller Druck,
PWP = pulmonalarterieller Verschlussdruck, HZV = Herzzeitvolumen,
CI = Herzindex, SVRI = systemischer vaskulärer Widerstandsindex,
PVRI = pulmonaler vaskulärer Widerstandsindex.

In der Abbildung 19 werden die Ergebnisse der HZV-Messung mittels TTE AutoEF, TEE und Pulmonalkatheters dargestellt.

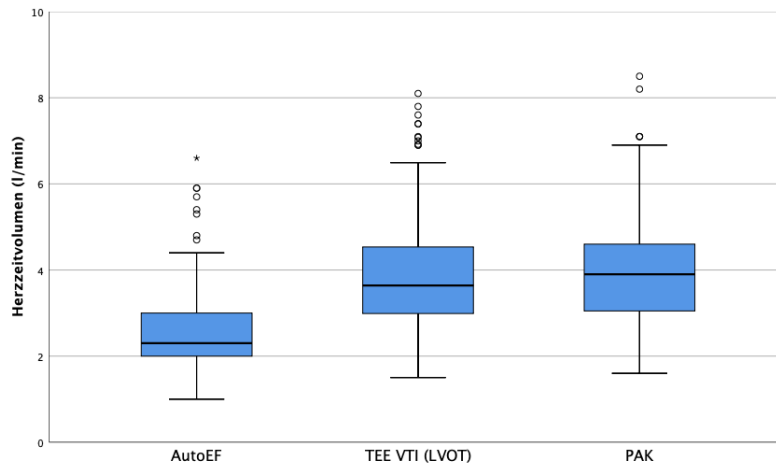


Abb. 19 Boxplot mit Medianen und Interquartilabständen (IQR) der transthorakal, transösophageal und mittels Pulmonalkatheters gemessenen Herzzeitvolumina. TEE = transösophageale Echokardiographie, VTI = Geschwindigkeits-Zeit-Integral, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt, PAK = Pulmonalkatheter.

Die Mediane der transthorakal semiautomatisch, der transösophageal mittels VTI_{LVOT} und der mittels Thermodilutionsmethode via Pulmonalkatheter ermittelten Herzzeitvolumina betragen 2,30 l/min (IQR 1,00 l/min), 3,64 l/min (IQR 1,59 l/min) und 3,90 l/min (IQR 1,60 l/min). Der Wilcoxon-Test zeigte signifikante Unterschiede zwischen AutoEF und den beiden Referenzmethoden ($p < 0,01$). Der Unterschied zwischen der transösophagealen Echokardiographie und der Thermodilution war statistisch nicht signifikant ($p = 0,328$).

3. 5. 1. Vergleich der HZV-Messung mittels TTE AutoEF und Pulmonalkatheters

Es konnte eine schwache Korrelation zwischen den mittels Pulmonalkatheters und den mittels AutoEF gemessenen Herzzeitvolumina festgestellt werden ($r = 0,28$, $p < 0,01$). Die Bland-Altman Analyse zeigte einen Bias von 1,39 l/min mit einem Schwankungsbereich von -1,34 – 4,12 l/min.

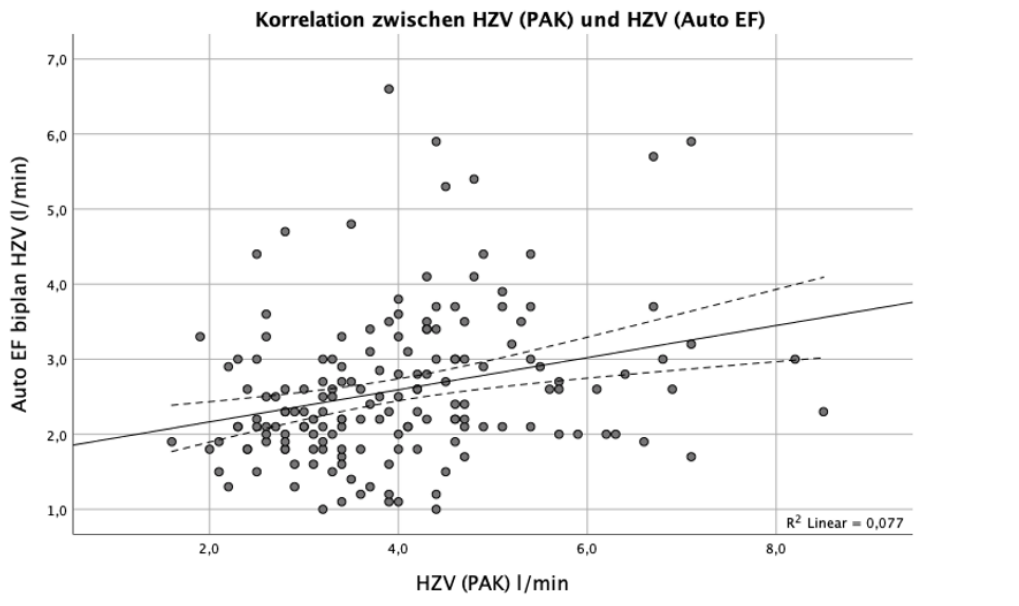


Abb. 20 Lineare Korrelation der HZV-Messungen mittels AutoEF und Pulmonalkatheters. ($r = 0,28$, $p < 0,01$); durchgezogene Linie = Regressionskurve, gestrichelte Linien = mittleres Konfidenzintervall. HZV = Herzzeitvolumen, PAK = Pulmonalkatheter.

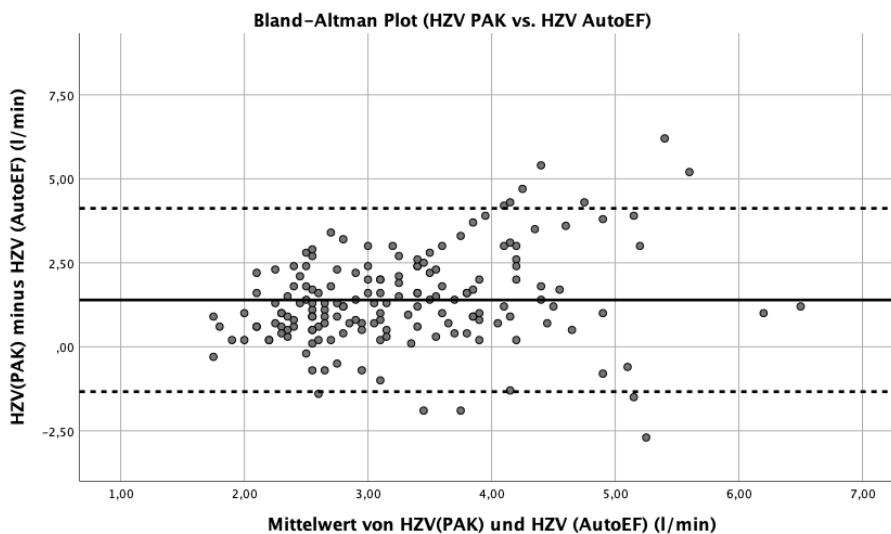


Abb. 21 Bland-Altman Plot zum Vergleich der HZV-Messung mittels AutoEF und Pulmonalkatheters. Bias = 1,39 l/min, Schwankungsbereich = -1,34 – 4,12 l/min; durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Grenzen des Schwankungsbereichs, HZV = Herzzeitvolumen, PAK = Pulmonalkatheter.

3. 5. 2. Vergleich der HZV-Messung mittels TEE und Pulmonalkatheters

Die Korrelation zwischen den beiden Messmethoden war besser im Vergleich zur Messung mittels AutoEF ($r = 0,47$, $p < 0,01$). Die Bland-Altman Analyse ergab einen Bias von 0,06 l/min mit einem Schwankungsbereich von -2,67 – 2,80 l/min.

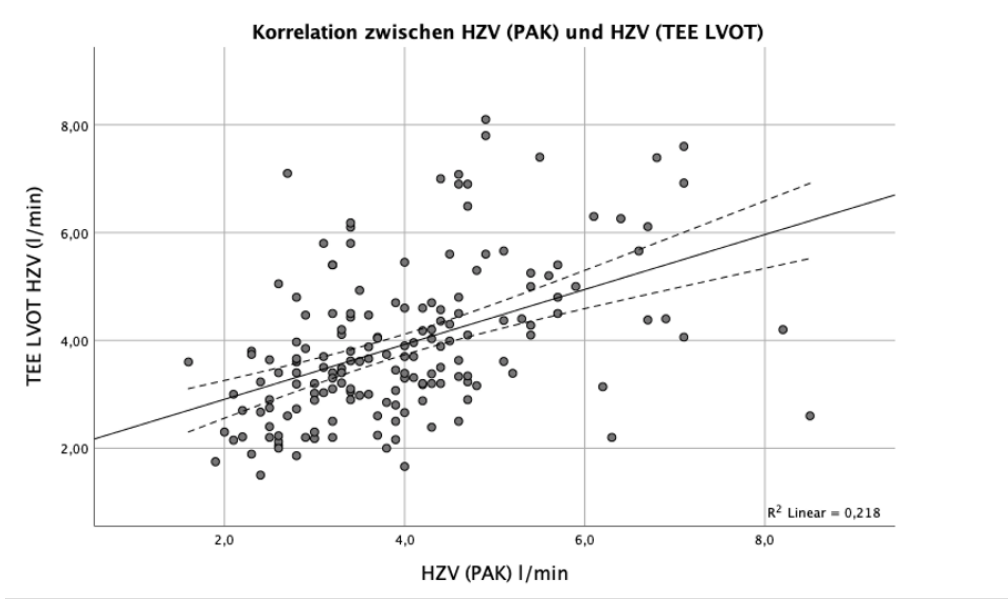


Abb. 22 Lineare Korrelation der HZV-Messung mittels Pulmonalkatheters und TEE ($r = 0,47$, $p < 0,01$); durchgezogene Linie = Regressionskurve, gestrichelte Linien = mittleres Konfidenzintervall. HZV = Herzzeitvolumen, PAK = Pulmonalkatheter, TEE = transösophageale Echokardiographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt.

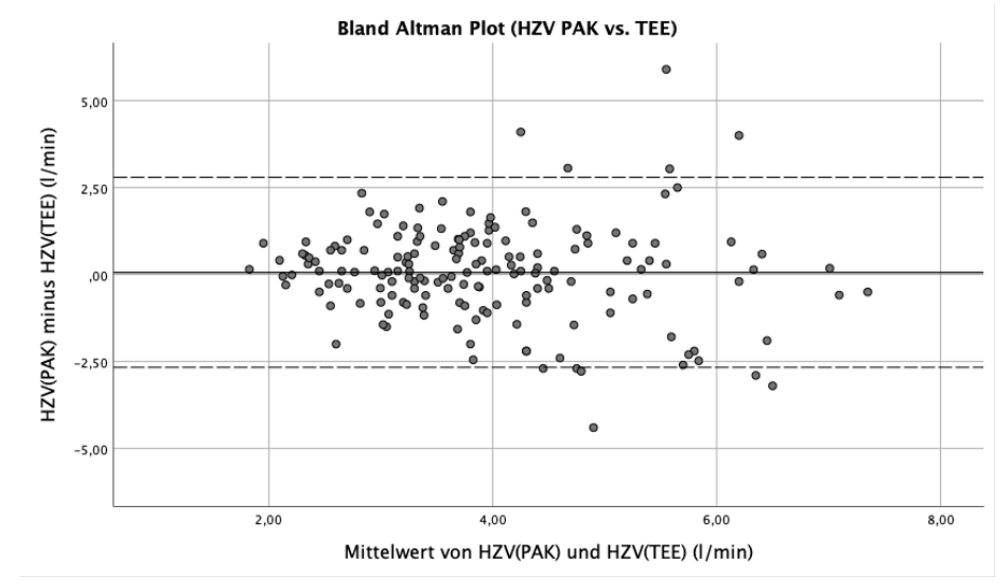


Abb. 23 Bland-Altman Plot zum Vergleich der HZV-Messung mittels Pulmonalkatheters und TEE. Bias = 0,06 l/min, Schwankungsbereich = -2,67 – 2,80 l/min. Durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Grenzen des Schwankungsbereichs. HZV = Herzzeitvolumen, PAK = Pulmonalkatheter, TEE = transösophageale Echokardiographie.

3. 5. 3. Vergleich der HZV-Messung mittels AutoEF und TEE

AutoEF korrelierte schwach mit der HZV-Messung mittels transösophagealer Echokardiographie ($r = 0,19$, $p < 0,05$). Das Bias betrug 1,33 l/min bei einem Schwankungsbereich von -1,72 – 4,38 l/min.

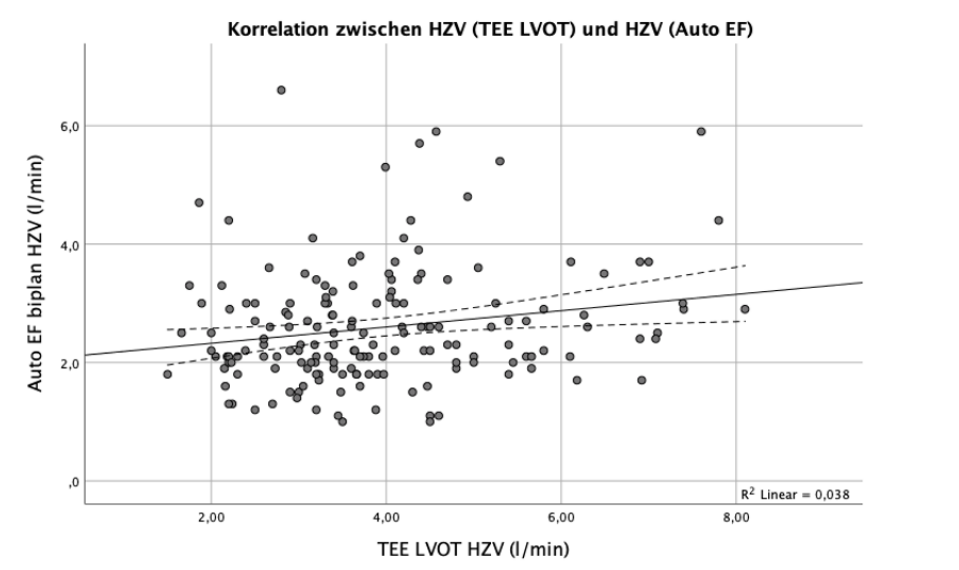


Abb. 24 Lineare Korrelation der HZV-Messung mittels AutoEF und TEE ($r=0,19$, $p < 0,05$); durchgezogene Linie = Regressionskurve, gestrichelte Linien = mittleres Konfidenzintervall. HZV = Herzzeitvolumen, TEE = transösophageale Echokardiographie, LVOT = linksventrikulärer Ausflusstrakt.

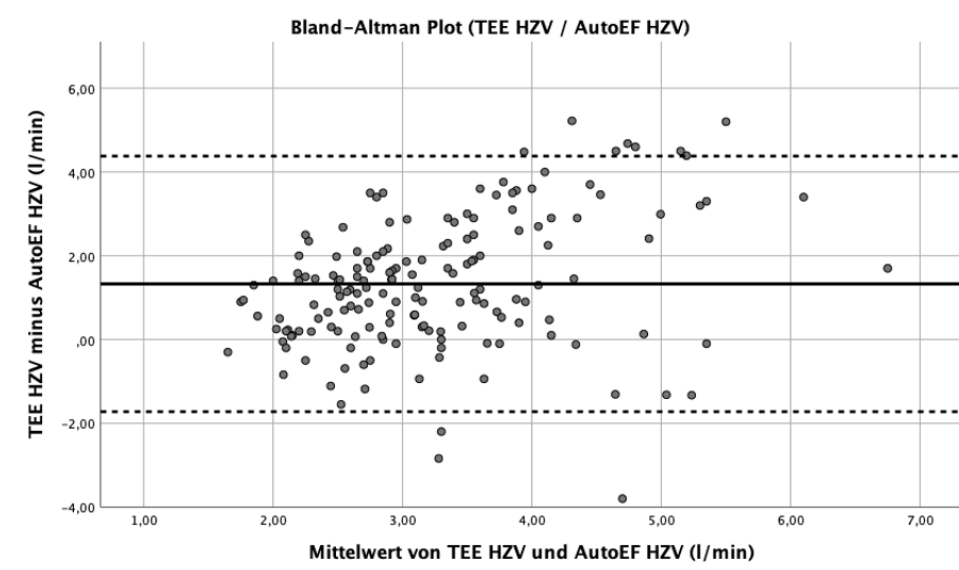


Abb. 25 Bland-Altman Plot zum Vergleich der HZV-Messung mittels AutoEF und TEE. Bias = 1,33 l/min, Schwankungsbereich = -1,72 – 4,38 l/min. Durchgezogene Linie = Bias, gestrichelte Linien = Grenzen des Schwankungsbereichs. TEE = transösophageale Echokardiographie, HZV = Herzzeitvolumen.

3. 5. 4. Fazit

Im Ergebnis zeigte die AutoEF sowohl mit der VTI_{LVOT} -Methode in der transösophagealen Echokardiographie als auch mit der Thermodilution mittels Pulmonalkatheters lediglich schwache Korrelationen. Der Bias war in beiden Fällen beinahe identisch mit einer ähnlich großen Schwankungsbreite.

Die transösophageale Echokardiographie wies den höchsten Korrelationskoeffizienten mit dem Pulmonalkatheter auf. Die Übereinstimmung der beiden Methoden war sehr gut und die Schwankungsbreite moderat.

4. Diskussion

Die echokardiographische Bestimmung der linksventrikulären Ejektionsfraktion stellt einen wichtigen Bestandteil der perioperativen Diagnostik mit weitreichenden therapeutischen und prognostischen Implikationen bei Patienten vor einem geplanten herzchirurgischen Eingriff dar.

Trotz der Fortschritte in der Bildgebungsdiagnostik mittels Kardio-MRT und 3D-Echokardiographie findet weiterhin die zweidimensionale Echokardiographie dank Ihrer ubiquitären Verfügbarkeit mit der Möglichkeit einer bettseitigen Durchführung, Nicht-Invasivität und verhältnismäßig günstigen Anschaffungskosten immer mehr Anwendung in der alltäglichen klinischen Praxis (Oren-Grinberg A et al., 2013, Spencer KT et al., 2013, Royse CF et al., 2012).

Die von den Fachgesellschaften empfohlene quantitative Bestimmung der Ejektionsfraktion anhand der modifizierten Simpson-Methode ist zeitaufwändig und erfordert Training sowie ausreichende Erfahrung des Untersuchers. Deshalb wird im klinischen Alltag weiterhin häufig zu einer rein visuellen Beurteilung der Ejektionsfraktion gegriffen, die zwar vom Prinzip her vollkommen subjektiv ist, bei erfahrenen Untersuchern jedoch eine überraschend gute Korrelation mit der Scheibchensummationsmethode aufweist (Gudmundsson P et al., 2005). McGowan et al. berichteten anhand der Datenanalyse aus früheren Studien über eine Interobserver-Variabilität von 9 – 21 % für die Simpson-Methode und 8 – 17 % für die visuelle EF-Abschätzung mit einer Intraobserver-Variabilität von 6 – 13 % bei der Simpson-Methode sowie 11 – 13 % bei „Eyeballing“ (McGowan JH et al., 2003).

Eine mögliche Lösung dieses Problems könnte die Anwendung moderner Softwarelösungen bei der Analyse echokardiographischer Aufnahmen bieten.

In dieser Arbeit wurde eine semi-automatische, Speckle tracking-basierte Methode zur quantitativen transthorakalen Beurteilung der globalen linksventrikulären Ejektionsfraktion untersucht. Frühere Studien beschrieben eine gute Korrelation und Übereinstimmung von AutoEF mit der transthorakalen modifizierten Simpson-Methode und der Kardio-MRT. Ferner konnte gezeigt werden, dass AutoEF weniger Zeit als manuelles Endokard-Tracing in Anspruch nimmt und eine geringere Intra- und Interobserver-Variabilität aufweist (vgl. Szulik M et al., 2011; Aurich M et al., 2014; Frederiksen CA et al., 2015).

Dies ist die erste Studie, in der AutoEF mit der transösophagealen Berechnung der Ejektionsfraktion mittels modifizierter Simpson-Methode verglichen wurde. Obwohl die transösophageale Echokardiographie keinen Goldstandard für die EF-Messung darstellt, bietet sie aufgrund der anatomischen Nähe zum Herzen ein besseres Schallfenster für die Betrachtung des linken Ventrikels als die transthorakale Darstellung.

Darüber hinaus wurde das durch AutoEF ermittelte Herzzeitvolumen mit der transösophagealen dopplerbasierten HZV-Bestimmung über den Geschwindigkeits-Zeit-Integral im linksventrikulären Ausflusstrakt sowie mit dem Goldstandard der HZV-Messung – der Thermodilutionsmethode mittels Pulmonalkatheters – in Korrelation gebracht.

4. 1. Patientenkollektiv, Ein- und Ausschlusskriterien, Studienstärken

Die Stichprobengröße wurde basierend auf vorherigen Studien mit analoger Methodologie gewählt (vgl. Szulik et al., 2011, Aurich et al., 2014, Frederiksen et al., 2015 und andere).

Die von uns festgestellte Menge der nicht verwertbaren transthorakalen echokardiographischen Datensätze (insgesamt 30,1 % von den ursprünglich eingeschlossenen 372 Patienten) entspricht in etwa den von Aurich et al. und Frederiksen et al. berichteten Anteilen der qualitativ suboptimalen Bildaufnahmen. Obwohl die genauen Ursachen hierfür im Rahmen unserer Studie nicht näher erfasst wurden, schließt sich der Autor den Feststellungen von Aurich et al. an, dass diese grundsätzlich auf die Patientenkomorbiditäten (insbesondere Adipositas und COPD) sowie Schwierigkeiten bei der Bildakquisition (Ankopplung und Auslotung der Ultraschallsonden) zurückzuführen sind.

Dank der definierten Ausschlusskriterien wies unser Patientenkollektiv mehr Homogenität auf, als das in den bisherigen Arbeiten der Fall war. Somit konnten bekannte Störfaktoren wie Herzrhythmusstörungen oder höhergradige Herzklappenvitien bei der Ermittlung der Ejektionsfraktion und des Herzzeitvolumens a priori ausgeschlossen werden. Dabei ist streng darauf geachtet worden, dass keine weitere Vorselektion vor der Durchführung der Datenanalyse stattgefunden hat.

Diese Arbeit zeichnet sich ferner durch einen sehr kurzen zeitlichen Abstand zwischen den jeweiligen Untersuchungsmodalitäten aus. Bis auf die anamnestiche Bestimmung

der linksventrikulären Ejektionsfraktion, die in einem nicht näher definiertem Zeitintervall vor dem OP-Termin durchgeführt wurde, fanden sämtliche Untersuchungen binnen maximal 30 Minuten statt. Somit sollte der Einfluss der zeitabhängigen Veränderungen der kardialen Vor- und Nachlast minimiert werden.

4. 2. Ejektionsfraktion

In dieser prospektiven Studie konnten wir eine mittlere Korrelation zwischen der biplanen semiautomatischen Messung der Ejektionsfraktion mittels AutoEF und der von uns gewählten Referenzmethode – transösophagealer Quantifizierung mittels modifizierter Simpson-Methode – feststellen. Die Korrelation der monoplanen Messungen im Zweikammerblick war sogar lediglich schwach vorhanden. Die Bland-Altman Analysen zeigten jeweils einen klinisch signifikanten Bias mit einem breiten Schwankungsbereich in allen Bildgebungsebenen.

Im Vergleich zu der Referenzmethode waren die mittels AutoEF berechneten Ejektionsfraktionen signifikant geringer. Dies entspricht den Beobachtungen von Aurich et al. und Szulik et al., die jedoch Kardio-MRT als Referenzmethode in deren Studien angewendet haben.

Eine mögliche Erklärung der schlechten Übereinstimmung könnte die Analyse der linksventrikulären enddiastolischen und endsystolischen Volumina liefern.

4. 3. Volumetrie

Die Korrelation der linksventrikulären Volumina war endsystolisch moderat und enddiastolisch schwach.

Die Bland-Altman Analyse zeigte sehr breite Schwankungsbereiche mit einem konstanten, signifikanten Bias in beiden Endphasen des kardialen Zyklus. AutoEF ergab jeweils höhere endsystolische und enddiastolische Volumina als die transösophageale Echokardiographie. Dies steht im Gegensatz zu Aurichs Studie, in der AutoEF eine Tendenz zur Unterschätzung der linksventrikulären Volumina aufwies.

Der besonders breite Schwankungsbereich der enddiastolischen Phase erklärt, warum die von der linksventrikulären Volumetrie abhängige Berechnung der Ejektionsfraktionen geringere Werte bei AutoEF als bei transösophagealer Echokardiographie ergab.

Bei der quantitativen Auswertung echokardiographischer Daten ist die Qualität des Bildmaterials von entscheidender Bedeutung. In unserer Studie zeigten sich insbesondere die transthorakalen Aufnahmen häufig suboptimal, so dass eine manuelle Korrektur der von AutoEF detektierten Endokardgrenzen und ihre Extrapolation erforderlich waren.

Gemäß den aktuellen Leitlinien soll die transthorakale Echokardiographie in Linksseitenlage erfolgen (Mitchell et al., 2018). Die Patienten der vorliegenden Studie sind während der Untersuchung jedoch in Rückenlage verblieben, um den perioperativen Ablauf bestmöglich nachzustellen. Dieser Umstand hatte möglicherweise negative Auswirkungen auf die Qualität der Aufnahmen.

Aus dem oben genannten Grund wurde bei Patienten mit suboptimaler Visualisierung des Endokards zudem keine Kontrastmittel-Echokardiographie angewendet, die in solchen Fällen von der American Society of Cardiology und der European Association of Cardiovascular Imaging indes empfohlen wird (Lang et al., 2015).

In anderen Vergleichsstudien unterschiedlicher Modalitäten zur quantitativen Beurteilung des linken Ventrikels wird die Frage der Endokarddelineation öfter diskutiert. Die echokardiographische Leitlinie besagt, dass das Cavum des linken Ventrikels entlang der Endokardgrenze planimetriert werden soll. Aufgrund der Trabekularisierung der linksventrikulären Innenoberfläche und der hieraus resultierenden gewissen Bildunschärfe wird häufig bei der Anwendung der modifizierten Simpson-Methode die Grenze eher durch die Trabekelspitzen gezogen. Hierdurch wird ein signifikantes Blutvolumen aus der Berechnung exkludiert.

Eine aggressivere Delineation des Endokards durch AutoEF könnte daher die in unserer Studie festgestellten höheren endsystolischen und enddiastolischen Volumina zur Folge haben.

4. 4. Herzzeitvolumen

Das mittels AutoEF berechnete Herzzeitvolumen zeigte schwache Korrelationen sowohl mit der HZV-Messung über VTI_{LVOT} in der transösophagealen Echokardiographie als auch mit der Thermodilutionsmethode via Pulmonalkatheter. Der Bias war in beiden Fällen vergleichbar groß, klinisch signifikant und der Schwankungsbereich war breit.

Da die AutoEF-basierte Berechnung des Herzzeitvolumens maßgeblich von der korrekten linksventrikulären Volumetrie abhängig ist, lässt sich vermuten, dass die

Messabweichung auf die im Kapitel 4.3. erläuterten Probleme bei der Akquisition transthorakaler Ultraschallbilder zurückzuführen sein könnte.

Obwohl gemäß Studienprotokoll alle drei Untersuchungen in einem engen zeitlichen Abstand nacheinander stattfinden sollten, kann außerdem nicht ausgeschlossen werden, dass das Herzzeitvolumen während der unmittelbar nach der Narkoseeinleitung durchgeführten transthorakalen Echokardiographie durch die Gabe der Induktionsanästhetika negativ beeinflusst wurde. Die transiente Kreislaufdepression und die anschließende spontane oder medikamentöse Kreislaufstabilisierung zum Zeitpunkt der Durchführung der transösophagealen Echokardiographie und der Thermodilution könnten für die von uns festgestellte Differenz der Herzzeitvolumina zwischen AutoEF und den beiden Referenzmethoden ursächlich geworden sein (vgl. Südfeld et al., 2017). Während die transthorakale Untersuchung im Atemstillstand ohne PEEP erfolgte, wurde sowohl die transösophageale Echokardiographie als auch die Thermodilution unter volumenkontrollierter Beatmung unabhängig von der Phase des Beatmungszyklus durchgeführt. Eine solche Vorgehensweise entspricht zwar der alltäglichen klinischen Praxis, Groeneveld et al. konnten jedoch zeigen, dass das rechtsventrikuläre Herzzeitvolumen abhängig von der Phase des Atemzyklus bei einer Überdruckbeatmung um etwa 30 % variiert (Groeneveld et al., 1985). Auch Pinsky et al. betont in seiner Übersichtsarbeit die Rolle der Herz-Lungen-Interaktionen und ihren Einfluss auf die kardiale Vor- und Nachlast bei beatmeten Patienten (vgl. Pinsky MR, 2007, van den Berg PC et al., 1997).

Die Korrelation der beiden Referenzmethoden war in unserer Studie moderat. Der geringe Bias und der Schwankungsbereich entsprechen den in einer früheren Arbeit von Graeser et al. berichteten Ergebnissen (Graeser K et al., 2018).

Die Frage der Vergleichbarkeit der transösophagealen Echokardiographie mit der Thermodilution bei der Ermittlung des Herzzeitvolumens steht im Fokus vieler wissenschaftlicher Publikationen der letzten Jahre. Als wichtigste Störfaktoren bei der dopplerbasierten HZV-Bestimmung wurden die starke Winkelabhängigkeit bei der Blutflussmessung und die Annahme der konstanten, zirkulären Form des linksventrikulären Ausflusstrakts während des kardialen Zyklus identifiziert. Frühere Studien demonstrierten anhand kardialer Computertomographie, dass der linksventrikuläre Ausflusstrakt eine elliptische Form besitzt (Doddamani S et al., 2009).

Diese wird jedoch durch die 2D-Echokardiographie nicht erfasst, so dass die LVOT-Querschnittsfläche durch die zweidimensionale Echokardiographie konstant unterschätzt wird. Ferner konnten Hansen et al. zeigen, dass die zweidimensionale Blutflussbestimmung in vivo aufgrund der inkorrekten Annahme eines achsensymmetrischen und parabolischen Flussprofils ungenau ist (Hansen KL et al., 2017).

4. 5. Limitationen

Unsere Studie weist einige Limitationen auf. Die transthorakalen und transösophagealen Echokardiographien wurden von mehreren Untersuchern mit unterschiedlicher Erfahrung durchgeführt. Eine Qualitätssicherung durch einen zertifizierten Gutachter erfolgte nicht. Somit kann nicht ausgeschlossen werden, dass auch Daten aus inadäquat durchgeführten Untersuchungen in die Analyse eingeschlossen wurden.

An der anschließenden quantitativen Auswertung waren insgesamt drei unabhängige Untersucher beteiligt. Insbesondere die modifizierte Simpson-Methode weist grundsätzlich eine gewisse subjektive Komponente auf, die für eine signifikante Intra- und Interobserver-Variabilität verantwortlich sein könnte. Diese wurden jedoch nicht erfasst.

Ferner wurde von jedem Patienten jeweils nur eine transthorakale und eine transösophageale Videosequenz mit der besten Bildqualität analysiert, so dass die Beat-to-Beat Variabilität nicht berücksichtigt wurde.

Die gegebenenfalls erforderliche Katecholamindosis sowie die Beatmungsparameter zum Zeitpunkt der Durchführung der transösophagealen Echokardiographie und der Thermodilution wurden nicht angegeben.

Von der American Society of Echocardiography wird für die Durchführung einer kompletten transthorakalen Echokardiographie ein Zeitrahmen von 45 – 60 Minuten empfohlen. Obwohl im Rahmen unserer Studie lediglich der transthorakale apikale Vier- und Zweikammerblick erfasst wurde, ist es möglich, dass die von unserem Studienprotokoll maximal vorgesehene, wesentlich kürzere Dauer der Untersuchung Einfluss auf die Qualität der Aufnahmen genommen hat.

Es wurden ausschließlich Patienten mit Sinusrhythmus ohne Herzklappenvitien in unsere Studie eingeschlossen, so dass keine Aussage über die Wertigkeit von AutoEF bei

Patienten mit Herzrhythmusstörungen und Herzklappenerkrankungen gemacht werden kann.

Obwohl die Thermodilutionsmethode einen klinischen Goldstandard der HZV-Messung darstellt, ist sie kein Referenz-Goldstandard. Hochpräzise Referenzmessmethoden, die auf dem Laufzeitdifferenzprinzip basieren, sind jedoch invasiv und werden klinisch nicht angewendet (Millan PD et al., 2018).

4. 6. Zusammenfassung und Ausblick

Zusammenfassend konnten in unserer Studie die Ergebnisse anderer Autoren zur Wertigkeit von AutoEF bei der Bestimmung der linksventrikulären Ejektionsfraktion nicht reproduziert werden.

Die schlechte Korrelation und Übereinstimmung von der Echokardiographie und der Thermodilutionsmethode bei der HZV-Bestimmung war im Einklang mit einer früher publizierten Übersichtsarbeit von Wetterslev et al. (Wetterslev M et al., 2016).

Nichtsdestotrotz liefert Echokardiographie wertvolle Informationen über kardiale Anatomie und Funktion und stellt somit eine unverzichtbare diagnostische Methode im Rahmen des perioperativen Managements kardiochirurgischer Patienten dar.

Obwohl der Nutzen der semi-automatischen quantitativen Echokardiographie in dieser Arbeit nicht nachgewiesen werden konnte, ist der Autor der Überzeugung, dass es sich um ein vielversprechendes Forschungsgebiet mit einem großen klinischen Potenzial handelt. Durch die Weiterentwicklung dreidimensionaler Echokardiographie und die Anwendung künstlicher Intelligenz sind in den kommenden Dekaden große Fortschritte zu erwarten. Diese könnten nicht nur eine Verbesserung der Bildqualität bringen, sondern auch eine vollkommen automatisierte quantitative Beurteilung ermöglichen. Hierdurch soll nicht nur die erforderliche Zeit für die Auswertung echokardiographischer Datensätze verkürzt, sondern auch die Reproduzierbarkeit und Genauigkeit verbessert werden. Die Ergebnisse solcher Bemühungen, die eine enge multidisziplinäre Zusammenarbeit zwischen den Forschern und der Industrie erfordern, müssen in künftigen unabhängigen Studien untersucht werden.

Abgesehen vom technologischen Fortschritt spielen echokardiographische Ausbildung, adäquates Training und Zertifizierung eine essenzielle Rolle, denn nur qualitativ

hochwertige Datensätze aus korrekt durchgeführten Untersuchungen können sinnvoller Weise einer quantitativen Analyse unterzogen werden.

5. Zusammenfassung

Fragestellung: Die perioperative Evaluation der linksventrikulären systolischen Funktion und das erweiterte hämodynamische Monitoring spielen eine unverzichtbare Rolle im Rahmen des anästhesiologischen Managements bei kardiochirurgischen Eingriffen. In dieser Studie untersuchten wir die Korrelation und Übereinstimmung der kommerziell angebotenen semi-automatischen Software zur transthorakalen echokardiographischen Beurteilung der Ejektionsfraktion und des Herzzeitvolumens AutoEF (GE, Solingen, Deutschland) mit der modifizierten Simpson-Methode in der transösophagealen Echokardiographie und mit dem Pulmonalkatheter.

Methodik: Wir führten eine prospektive, partiell verblindete, nicht interventionelle Beobachtungsstudie durch. Bei einem Kollektiv von insgesamt 167 Patienten wurde die Ejektionsfraktion transthorakal mittels AutoEF und transösophageal mittels modifizierter Simpson-Methode berechnet. Ferner wurde das Herzzeitvolumen mittels AutoEF sowie transösophageal dopplergestützt über den Geschwindigkeits-Zeit-Integral im linksventrikulären Ausflusstrakt (VTI_{LVOT}) und anhand der Thermodilutionsmethode via Pulmonalkatheter ermittelt. Wir berechneten die Korrelationskoeffizienten r nach Pearson und führten eine Bland-Altman Analyse der einzelnen Methoden durch.

Ergebnisse: Wir konnten eine moderate Korrelation zwischen AutoEF und der transösophagealen modifizierten Simpson-Methode feststellen. Das mittels AutoEF berechnete Herzzeitvolumen zeigte schwache Korrelationen sowohl mit der VTI_{LVOT} -Methode als auch mit der Thermodilution. AutoEF lieferte signifikant geringere Ejektionsfraktionen und Herzzeitvolumina als die Referenzmethoden. Die transösophageale Echokardiographie wies den höchsten Korrelationskoeffizienten und die beste Übereinstimmung mit dem Pulmonalkatheter auf.

Schlussfolgerungen: AutoEF stellt eine interessante Weiterentwicklung der quantitativen Echokardiographie dar. Durch die minimalen Anforderungen auf die Nutzerinteraktion könnte die Intra- und Interobserver-Variabilität bei der Auswertung echokardiographischer Daten minimiert werden. Unsere Studie zeigte jedoch, dass AutoEF und die aktuell empfohlenen Referenzmethoden nicht austauschbar sind. Die Ergebnisse der AutoEF-Messungen sind daher immer kritisch zu betrachten und die hierauf basierten Therapieentscheidungen mit Vorsicht zu treffen, insbesondere bei weniger erfahrenen Nutzern.

6. Literatur

1. American Society of Anesthesiologists Task Force on Pulmonary Artery Catheterization. Practice guidelines for pulmonary artery catheterization: an updated report by the American Society of Anesthesiologists Task Force on Pulmonary Artery Catheterization. *Anesthesiology*. 2003 Oct;99(4):988-1014. doi: 10.1097/00000542-200310000-00036. PMID: 14508336.
2. Argueta EE, Paniagua D. Thermodilution Cardiac Output: A Concept Over 250 Years in the Making. *Cardiol Rev*. 2019 May/Jun;27(3):138-144. doi: 10.1097/CRD.0000000000000223. PMID: 30946701.
3. Aurich M, André F, Keller M, Greiner S, Hess A, Buss SJ, Katus HA, Mereles D. Assessment of left ventricular volumes with echocardiography and cardiac magnetic resonance imaging: real-life evaluation of standard versus new semiautomatic methods. *J Am Soc Echocardiogr*. 2014 Oct;27(10):1017-24. doi: 10.1016/j.echo.2014.07.006. Epub 2014 Aug 14. PMID: 25129394.
4. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Edvardsen T, Goldstein S, Lancellotti P, LeFevre M, Miller F Jr, Otto CM. Recommendations on the Echocardiographic Assessment of Aortic Valve Stenosis: A Focused Update from the European Association of Cardiovascular Imaging and the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr*. 2017 Apr;30(4):372-392. doi: 10.1016/j.echo.2017.02.009. PMID: 28385280.
5. Cameli M, Mondillo S, Solari M, Righini FM, Andrei V, Contaldi C, De Marco E, Di Mauro M, Esposito R, Gallina S, Montisci R, Rossi A, Galderisi M, Nistri S, Agricola E, Mele D. Echocardiographic assessment of left ventricular systolic function: from ejection fraction to torsion. *Heart Fail Rev*. 2016 Jan;21(1):77-94. doi: 10.1007/s10741-015-9521-8. PMID: 26712329.

6. Chiang Y, Hosseinian L, Rhee A, Itagaki S, Cavallaro P, Chikwe J. Questionable benefit of the pulmonary artery catheter after cardiac surgery in high-risk patients. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2015 Feb;29(1):76-81. doi: 10.1053/j.jvca.2014.07.017. PMID: 25620141.
7. Connors AF Jr, McCaffree DR, Gray BA. Evaluation of right-heart catheterization in the critically ill patient without acute myocardial infarction. *N Engl J Med.* 1983 Feb 3;308(5):263-7. doi: 10.1056/NEJM198302033080508. PMID: 6848938.
8. Dhingra VK, Fenwick JC, Walley KR, Chittock DR, Ronco JJ. Lack of agreement between thermodilution and fick cardiac output in critically ill patients. *Chest.* 2002 Sep;122(3):990-7. doi: 10.1378/chest.122.3.990. PMID: 12226045.
9. Die Deutsche Gesellschaft für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie (2018): Herzchirurgische Versorgung in Deutschland weiterhin auf hohem Qualitätsniveau.
Online Publikation; <https://www.dgthg.de/de/node/332#>
abgerufen am 17.10.2020
10. Doddamani S, Grushko MJ, Makaryus AN, Jain VR, Bello R, Friedman MA, Ostfeld RJ, Malhotra D, Boxt LM, Haramati L, Spevack DM. Demonstration of left ventricular outflow tract eccentricity by 64-slice multi-detector CT. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2009 Feb;25(2):175-81. doi: 10.1007/s10554-008-9362-9. Epub 2008 Sep 4. PMID: 18770012.
11. Dubrey SW, Falk RH. Optimal number of beats for the Doppler measurement of cardiac output in atrial fibrillation. *J Am Soc Echocardiogr.* 1997 Jan-Feb;10(1):67-71. doi: 10.1016/s0894-7317(97)80034-x. PMID: 9046495.

12. Fegler G. Measurement of cardiac output in anaesthetized animals by a thermodilution method. *Q J Exp Physiol Cogn Med Sci.* 1954;39(3):153-64. doi: 10.1113/expphysiol.1954.sp001067. PMID: 13194838.
13. Fleisher LA, Fleischmann KE, Auerbach AD, Barnason SA, Beckman JA, Bozkurt B, Davila-Roman VG, Gerhard-Herman MD, Holly TA, Kane GC, Marine JE, Nelson MT, Spencer CC, Thompson A, Ting HH, Uretsky BF, Wijeyesundera DN. 2014 ACC/AHA guideline on perioperative cardiovascular evaluation and management of patients undergoing noncardiac surgery: executive summary: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *Circulation.* 2014 Dec 9;130(24):2215-45. doi: 10.1161/CIR.000000000000105. Epub 2014 Aug 1. PMID: 25085962.
14. Flu WJ, van Kuijk JP, Hoeks SE, Kuiper R, Schouten O, Goei D, Elhendy A, Verhagen HJ, Thomson IR, Bax JJ, Fleisher LA, Poldermans D. Prognostic implications of asymptomatic left ventricular dysfunction in patients undergoing vascular surgery. *Anesthesiology.* 2010 Jun;112(6):1316-24. doi: 10.1097/ALN.0b013e3181da89ca. PMID: 20502115.
15. Forrester JS, Ganz W, Diamond G, McHugh T, Chonette DW, Swan HJ. Thermodilution cardiac output determination with a single flow-directed catheter. *Am Heart J.* 1972 Mar;83(3):306-11. doi: 10.1016/0002-8703(72)90429-2. PMID: 4551026.
16. Frederiksen CA, Juhl-Olsen P, Hermansen JF, Andersen NH, Sloth E. Clinical utility of semi-automated estimation of ejection fraction at the point-of-care. *Heart Lung Vessel.* 2015;7(3):208-16. PMID: 26495266; PMCID: PMC4593021.

17. Graeser K, Zemtsovski M, Kofoed KF, Winther-Jensen M, Nilsson JC, Kjaergaard J, Møller-Sørensen H. Comparing Methods for Cardiac Output: Intraoperatively Doppler-Derived Cardiac Output Measured With 3-Dimensional Echocardiography Is Not Interchangeable With Cardiac Output by Pulmonary Catheter Thermodilution. *Anesth Analg.* 2018 Aug;127(2):399-407. doi: 10.1213/ANE.0000000000002800. PMID: 29324489.
18. Groeneveld AB, Berendsen RR, Schneider AJ, Pneumatikos IA, Stokkel LA, Thijs LG. Effect of the mechanical ventilatory cycle on thermodilution right ventricular volumes and cardiac output. *J Appl Physiol* (1985). 2000 Jul;89(1):89-96. doi: 10.1152/jappl.2000.89.1.89. PMID: 10904039.
19. Gudmundsson P, Rydberg E, Winter R, Willenheimer R. Visually estimated left ventricular ejection fraction by echocardiography is closely correlated with formal quantitative methods. *Int J Cardiol.* 2005 May 25;101(2):209-12. doi: 10.1016/j.ijcard.2004.03.027. PMID: 15882665.
20. Hahn RT, Abraham T, Adams MS, Bruce CJ, Glas KE, Lang RM, Reeves ST, Shanewise JS, Siu SC, Stewart W, Picard MH. Guidelines for performing a comprehensive transesophageal echocardiographic examination: recommendations from the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *J Am Soc Echocardiogr.* 2013 Sep;26(9):921-64. doi: 10.1016/j.echo.2013.07.009. PMID: 23998692.
21. Hamilton MA, Stevenson LW, Woo M, Child JS, Tillisch JH. Effect of tricuspid regurgitation on the reliability of the thermodilution cardiac output technique in congestive heart failure. *Am J Cardiol.* 1989 Oct 15;64(14):945-8. doi: 10.1016/0002-9149(89)90851-5. PMID: 2801567.

22. Hansen KL, Møller-Sørensen H, Kjaergaard J, Jensen MB, Lund JT, Pedersen MM, Olesen JB, Jensen JA, Nielsen MB. Vector Flow Imaging Compared with Conventional Doppler Ultrasound and Thermodilution for Estimation of Blood Flow in the Ascending Aorta. *Ultrason Imaging*. 2017 Jan;39(1):3-18. doi: 10.1177/0161734615620137. Epub 2016 Aug 2. PMID: 26705136.
23. Jacob M, Blu T, Unser M. Efficient energies and algorithms for parametric snakes. *IEEE Trans Image Process*. 2004 Sep;13(9):1231-44. doi: 10.1109/tip.2004.832919. PMID: 15449585.
24. Jettoo P, Kakwani R, Junejo S, Talkhani I, Dixon P. Pre-operative echocardiogram in hip fracture patients with cardiac murmur--an audit. *J Orthop Surg Res*. 2011 Sep 23;6:49. doi: 10.1186/1749-799X-6-49. PMID: 21943077; PMCID: PMC3189143.
25. Kubo SH, Burchenal JE, Cody RJ. Comparison of direct Fick and thermodilution cardiac output techniques at high flow rates. *Am J Cardiol*. 1987 Feb 1;59(4):384-6. doi: 10.1016/0002-9149(87)90829-0. PMID: 3812301.
26. Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, Afilalo J, Armstrong A, Ernande L, Flachskampf FA, Foster E, Goldstein SA, Kuznetsova T, Lancellotti P, Muraru D, Picard MH, Rietzschel ER, Rudski L, Spencer KT, Tsang W, Voigt JU. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *J Am Soc Echocardiogr*. 2015 Jan;28(1):1-39.e14. doi: 10.1016/j.echo.2014.10.003. PMID: 25559473.
27. Lerman BJ, Popat RA, Assimes TL, Heidenreich PA, Wren SM. Association Between Heart Failure and Postoperative Mortality Among Patients Undergoing Ambulatory Noncardiac Surgery. *JAMA Surg*. 2019 Oct 1;154(10):907-914. doi: 10.1001/jamasurg.2019.2110. PMID: 31290953; PMCID: PMC6624813.

28. Lipkin DP, Poole-Wilson PA. Measurement of cardiac output during exercise by the thermodilution and direct Fick techniques in patients with chronic congestive heart failure. *Am J Cardiol.* 1985 Aug 1;56(4):321-4. doi: 10.1016/0002-9149(85)90857-4. PMID: 3895880.
29. Longnecker DE, Brown, DL, Newman, MF, Zapol, WM (2008) *Anesthesiology*. McGraw-Hill Education.
30. Marsousi M, Ahmadian A, Kocharian A, Alirezaie J. Active ellipse model and automatic chamber detection in apical views of echocardiography images. *Ultrasound Med Biol.* 2011 Dec;37(12):2055-65. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2011.09.001. Epub 2011 Oct 26. PMID: 22033131.
31. McGowan JH, Cleland JG. Reliability of reporting left ventricular systolic function by echocardiography: a systematic review of 3 methods. *Am Heart J.* 2003 Sep;146(3):388-97. doi: 10.1016/S0002-8703(03)00248-5. PMID: 12947354.
32. Mignotte M, Meunier J, Tardif JC. Endocardial boundary estimation and tracking in echocardiographic images using deformable templates and Markov Random Fields. *Pattern Anal Appl* 2001;4: 256–71. doi:10.1007/PL00010988.
33. Millan PD, Thiele RH. Agreement Between Transesophageal Echocardiography and Thermodilution-Based Cardiac Output. *Anesth Analg.* 2018 Aug;127(2):329-330. doi: 10.1213/ANE.0000000000003322. PMID: 30028382.

34. Mitchell C, Rahko PS, Blauwet LA, Canaday B, Finstuen JA, Foster MC, Horton K, Ogunyankin KO, Palma RA, Velazquez EJ. Guidelines for Performing a Comprehensive Transthoracic Echocardiographic Examination in Adults: Recommendations from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2019 Jan;32(1):1-64. doi: 10.1016/j.echo.2018.06.004. Epub 2018 Oct 1. PMID: 30282592.
35. Møller-Sørensen H, Graeser K, Hansen KL, Zemtsovski M, Sander EM, Nilsson JC. Measurements of cardiac output obtained with transesophageal echocardiography and pulmonary artery thermodilution are not interchangeable. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2014 Jan;58(1):80-8. doi: 10.1111/aas.12227. Epub 2013 Nov 5. PMID: 24192143.
36. Nashef SA, Roques F, Sharples LD, Nilsson J, Smith C, Goldstone AR, Lockowandt U. EuroSCORE II. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2012 Apr;41(4):734-44; discussion 744-5. doi: 10.1093/ejcts/ezs043. Epub 2012 Feb 29. PMID: 22378855.
37. Nishikawa T, Dohi S. Errors in the measurement of cardiac output by thermodilution. *Can J Anaesth.* 1993 Feb;40(2):142-53. doi: 10.1007/BF03011312. PMID: 8443853.
38. Norris SL, King EG, Grace M, Weir B. Thermodilution cardiac output--an in vitro model of low flow states. *Crit Care Med.* 1986 Jan;14(1):57-9. doi: 10.1097/00003246-198601000-00013. PMID: 3510106.
39. Oren-Grinberg A, Talmor D, Brown SM. Focused critical care echocardiography. *Crit Care Med.* 2013 Nov;41(11):2618-26. doi: 10.1097/CCM.0b013e31829e4dc5. PMID: 23989172; PMCID: PMC4035815.

40. Pinsky MR. Heart-lung interactions. *Curr Opin Crit Care*. 2007 Oct;13(5):528-31. doi: 10.1097/MCC.0b013e3282efad97. PMID: 17762231.
41. Pugsley J, Lerner AB. Cardiac output monitoring: is there a gold standard and how do the newer technologies compare? *Semin Cardiothorac Vasc Anesth*. 2010 Dec;14(4):274-82. doi: 10.1177/1089253210386386. Epub 2010 Nov 7. PMID: 21059611.
42. Quiñones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA; Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr*. 2002 Feb;15(2):167-84. doi: 10.1067/mje.2002.120202. PMID: 11836492.
43. Reich DL, Fischer G (2012) Perioperative Transesophageal Echocardiography E-Book: A Companion to Kaplan's Cardiac Anesthesia (Expert Consult: Online). Elsevier Health Sciences.
44. Royse CF, Canty DJ, Faris J, Haji DL, Veltman M, Royse A. Core review: physician-performed ultrasound: the time has come for routine use in acute care medicine. *Anesth Analg*. 2012 Nov;115(5):1007-28. doi: 10.1213/ANE.0b013e31826a79c1. Epub 2012 Sep 25. PMID: 23011559.
45. Schwann NM, Hillel Z, Hoefft A, Barash P, Möhnle P, Miao Y, Mangano DT. Lack of effectiveness of the pulmonary artery catheter in cardiac surgery. *Anesth Analg*. 2011 Nov;113(5):994-1002. doi: 10.1213/ANE.0b013e31822c94a8. Epub 2011 Sep 14. PMID: 21918165.

46. Sidebotham, D., Merry, A. F., Legget, M. E. & Wright, G. I. (2018). Practical Perioperative Transoesophageal Echocardiography (Oxford Clinical Imaging Guides) (3. Aufl.). Oxford University Press.
47. Spencer KT, Kimura BJ, Korcarz CE, Pellikka PA, Rahko PS, Siegel RJ. Focused cardiac ultrasound: recommendations from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2013 Jun;26(6):567-81. doi: 10.1016/j.echo.2013.04.001. PMID: 23711341.
48. Südfeld S, Brechnitz S, Wagner JY, Reese PC, Pinnschmidt HO, Reuter DA, Saugel B. Post-induction hypotension and early intraoperative hypotension associated with general anaesthesia. *Br J Anaesth.* 2017 Jul 1;119(1):57-64. doi: 10.1093/bja/aex127. PMID: 28974066.
49. Swan HJ, Ganz W, Forrester J, Marcus H, Diamond G, Chonette D. Catheterization of the heart in man with use of a flow-directed balloon-tipped catheter. *N Engl J Med.* 1970 Aug 27;283(9):447-51. doi: 10.1056/NEJM197008272830902. PMID: 5434111.
50. Szulik M, Pappas CJ, Jurcut R, Magro M, Peeters E, Goetschalckx K, Rademakers F, Desmet W, Voigt JU. Clinical validation of a novel speckle-tracking-based ejection fraction assessment method. *J Am Soc Echocardiogr.* 2011 Oct;24(10):1092-100. doi: 10.1016/j.echo.2011.05.004. Epub 2011 Jun 23. PMID: 21703823.
51. Thiele RH, Bartels K, Gan TJ. Cardiac output monitoring: a contemporary assessment and review. *Crit Care Med.* 2015 Jan;43(1):177-85. doi: 10.1097/CCM.0000000000000608. PMID: 25251758.

52. Thomas JD, Adams DB, Devries S, Ehler D, Greenberg N, Garcia M, Ginzton L, Gorcsan J, Katz AS, Keller A, Khandheria B, Powers KB, Roszel C, Rubenson DS, Soble J; Digital Echocardiography Committee of the American Society of Echocardiography. Guidelines and recommendations for digital echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2005 Mar;18(3):287-97. doi: 10.1016/j.echo.2005.01.010. PMID: 15746725.
53. Thys DM, Abel M, Bollen BA, Cahalan MK, Curling P, Dean RJ, Paulus D, Pearlman AS, Roizen MF, Smith J, Steward WJ, Woolf SH. Practice guidelines for perioperative transesophageal echocardiography. A report by the American Society of Anesthesiologists and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists Task Force on Transesophageal Echocardiography. *Anesthesiology.* 1996;84:986–1006.
54. van den Berg PC, Grimbergen CA, Spaan JA, Pinsky MR. Positive pressure inspiration differentially affects right and left ventricular outputs in postoperative cardiac surgery patients. *J Crit Care.* 1997 Jun;12(2):56-65. doi: 10.1016/s0883-9441(97)90002-2. PMID: 9165413.
55. Wetterslev M, Møller-Sørensen H, Johansen RR, Perner A. Systematic review of cardiac output measurements by echocardiography vs. thermodilution: the techniques are not interchangeable. *Intensive Care Med.* 2016 Aug;42(8):1223-33. doi: 10.1007/s00134-016-4258-y. Epub 2016 Mar 1. PMID: 26932349.
56. Yang XX, Critchley LA, Joynt GM. Determination of the precision error of the pulmonary artery thermodilution catheter using an in vitro continuous flow test rig. *Anesth Analg.* 2011 Jan;112(1):70-7. doi: 10.1213/ANE.0b013e3181ff475e. Epub 2010 Dec 2. PMID: 21127281.

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
A2C	apikaler Zweikammerblick
A4C	apikaler Vierkammerblick
ACB	Aortokoronarer Bypass
ACE	Angiotensin converting Enzyme
AT1	Angiotensin 1-Rezeptor
AV	atrioventrikulär
BMI	Body-Mass-Index
c	Schallgeschwindigkeit im Gewebe
CCS	Canadian Cardiovascular Society
COPD	chronische obstruktive Lungenerkrankung
CSA	Querschnittsfläche
CSA _{LVOT}	Querschnittsfläche der linksventrikulären Ausflusstrakts
d	Durchmesser
DOAK	direkte orale Antikoagulationen
dTG LAX	tiefer transgastrischer Langachsenblick
EDV	enddiastolisches Volumen
EF	Ejektionsfraktion
EK	Erythrozytenkonzentrat
EKG	Elektrokardiogramm
ESV	endsystolisches Volumen
f ₀	Sendefrequenz
f _d	Doppler-Frequenz
GFP	gefrorenes Frischplasma
HF	Herzfrequenz
HI	Herzindex
HLM	Herz-Lungen-Maschine
HZV	Herzzeitvolumen
IE	internationale Einheit
IQR	Interquartilabstand

K	<i>Kalibrierungsfaktor</i>
KOF	<i>Körperoberfläche</i>
LVEDV.....	<i>linksventrikuläres enddiastolisches Volumen</i>
LVESV.....	<i>linksventrikuläres endsystolisches Volumen</i>
LVOT.....	<i>linksventrikulärer Ausflusstrakt</i>
ME 2C.....	<i>mittösophagealer Zweikammerblick</i>
ME 4C.....	<i>mittösophagealer Vierkammerblick</i>
ME AV LAX	<i>mittösophagealer Langachsenblick auf die Aortenklappe</i>
mPAP	<i>mittlerer pulmonalarterieller Druck</i>
MRT.....	<i>Magnetresonanztomographie</i>
NSAR.....	<i>nichtsteroidale Antirheumatika</i>
NYHA.....	<i>New York Heart Association</i>
PAK	<i>pulmonalarterieller Katheter, Pulmonalkatheter</i>
pAVK.....	<i>periphere arterielle Verschlusskrankheit</i>
PEEP	<i>positiver endexpiratorischer Druck</i>
PVRI.....	<i>pulmonaler vaskulärer Widerstandsindex</i>
PW	<i>Pulsed-Wave</i>
PWD	<i>Pulsed-wave-Doppler</i>
PWP	<i>pulmonalarterieller Verschlussdruck</i>
Q	<i>Fluss</i>
r	<i>Radius</i>
s	<i>Distanz</i>
SV.....	<i>Schlagvolumen, Schlagvolumen</i>
SVRI.....	<i>systemischer vaskulärer Widerstandsindex</i>
t	<i>Zeit</i>
T _B	<i>Bluttemperatur</i>
TEE.....	<i>transösophageale Echokardiographie</i>
TG LAX.....	<i>transgastrischer Langachsenblick</i>
T _I	<i>Injektattemperatur</i>
TK.....	<i>Thrombozytenkonzentrat</i>
TTE.....	<i>transthorakale Echokardiographie</i>
V	<i>Geschwindigkeit</i>

VED *enddiastolisches Volumen*
VES *endsystolisches Volumen*
V_I *Injektatvolumen*
VTI *Geschwindigkeits-Zeit-Integral*
ZVD *zentralvenöser Druck*

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Biplane Berechnung der linksventrikulären Volumina mittels biplaner modifizierter Simpson-Methode	7
Abb. 2	AutoEF – Analyse des transthorakalen Vierkammerblicks	9
Abb. 3	AutoEF – Analyse des transthorakalen Zweikammerblicks	9
Abb. 4	Dopplergestützte Messung des Herzzeitvolumens anhand der Bestimmung des Geschwindigkeits-Zeit-Integrals im linksventrikulären Ausflusstrakt	14
Abb. 5	Consort Diagramm des Studienverlaufs	20
Abb. 6	Ultraschallsystem Vivid S6 von GE Healthcare	21
Abb. 7	Studienprotokoll des echokardiographischen Untersuchungsgangs	25
Abb. 8	Boxplot mit Medianen und Interquartilabständen (IQR) der anamnestisch dokumentierten Ejektionsfraktion, Ejektionsfraktion gemessen mittels transthorakaler AutoEF und der Ejektionsfraktion mittels transösophagealer Echokardiographie nach Simpson.....	30
Abb. 9	Boxplot mit Medianen und Interquartilabständen (IQR) der monoplan gemessenen Ejektionsfraktionen mittels AutoEF und transösophageal nach Simpson.....	31
Abb. 10	Lineare Korrelation zwischen TEE EF nach Simpson biplan und TTE AutoEF biplan.....	32
Abb. 11	Bland-Altman Plot zum Vergleich der TEE EF nach Simpson biplan und TTE AutoEF biplan	32
Abb. 12	Lineare Korrelationen zwischen TEE EF nach Simpson und TTE AutoEF mit korrespondierenden Bland-Altman Plots	33
Abb. 13	Lineare Korrelationen zwischen der anamnestisch dokumentierten EF und der TEE EF nach Simpson biplan und zwischen der anamnestisch dokumentierten EF und der AutoEF biplan	34
Abb. 14	Boxplot mit Medianen und Interquartilabständen der linksventrikulären enddiastolischen und endsystolischen Volumina gemessen mittels TTE AutoEF und TEE nach Simpson	35
Abb. 15	Lineare Korrelation der linksventrikulären enddiastolischen Volumina mittels TTE AutoEF und TEE nach Simpson.....	36

Abb. 16	Bland-Altman Plot zum Vergleich des LVEDV mittels AutoEF und TEE nach Simpson.....	36
Abb. 17	Lineare Korrelation der linksventrikulären endsystolischen Volumina mittels TTE AutoEF und TEE nach Simpson.....	37
Abb. 18	Bland-Altman Plot zum Vergleich des LVESV mittels AutoEF und TEE nach Simpson.....	37
Abb. 19	Boxplot mit Medianen und Interquartilabständen der transthorakal, transösophageal und mittels Pulmonalkatheters gemessenen Herzzeitvolumina.....	39
Abb. 20	Lineare Korrelation der HZV-Messungen mittels AutoEF und Pulmonalkatheters	40
Abb. 21	Bland-Altman Plot zum Vergleich der HZV-Messung mittels AutoEF und Pulmonalkatheters	40
Abb. 22	Lineare Korrelation der HZV-Messung mittels Pulmonalkatheters und TEE	41
Abb. 23	Bland-Altman Plot zum Vergleich der HZV-Messung mittels Pulmonalkatheters und TEE.....	41
Abb. 24	Lineare Korrelation der HZV-Messung mittels AutoEF und TEE.....	42
Abb. 25	Bland-Altman Plot zum Vergleich der HZV-Messung mittels AutoEF und TEE	42

Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Klassifikation der linksventrikulären Ejektionsfraktion	6
Tab. 2	Demographische Daten	27
Tab. 3	Demographische Daten	28
Tab. 4	Präoperative Medikation	28
Tab. 5	Blutprodukteverbrauch.....	29
Tab. 6	OP-Parameter	29
Tab. 7	Hämodynamische Parameter mittels Pulmonalkatheters	38

7. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen beteiligten Personen bedanken, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Professor Ulrich Frey für die Bereitstellung des Dissertationsthemas, die ausgezeichnete Anleitung, umfassende Betreuung, sowie seine Geduld und Motivation bei der Erstellung dieser Arbeit. Ohne die großzügigen Rahmenbedingungen, die er mir als Direktor der Klinik für Anästhesie des Marien Hospitals Herne verschaffen hat, wäre die Fertigstellung dieser Dissertationsschrift kaum möglich gewesen.

Ferner möchte ich allen Mitarbeitern der Klinik für Anästhesiologie und Intensivmedizin des Universitätsklinikums Essen für ihre Mitwirkung meinen Dank aussprechen. Insbesondere meinen ehemaligen Kollegen, Herrn Dr. med. Saed Omer und Herrn Marco Rabis, danke ich herzlichst für ihre Hilfe bei der Auswertung unzähliger echokardiographischer Datensätze.

Nicht zuletzt danke ich meinem Freund Christopher für seine unermüdliche Aufmunterung und die moralische Unterstützung während der Entstehung dieser Arbeit.

8. Curriculum vitae

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.