

Aus der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie und dem  
Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie - Abteilung Sportmedizin  
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vergleich von 3D HeartModel<sup>A.I.</sup> und 2D Echo in der Messung linkskardialer  
Größen- und Funktionsparameter bei Leistungssportler\*innen

*Comparison between 3D HeartModel<sup>A.I.</sup> and 2D Echo in Measuring left  
heart parameters of size and function in professional athletes*

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Valentin Johann Fröhlich

aus Halle (Saale)

Datum der Promotion: 30.06.2024

# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>2</b>
<b>Tabellen- und Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>4</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>5</b>
<b>Kurzzusammenfassung</b> .....	<b>7</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>8</b>
<b>1. Einleitung</b> .....	<b>9</b>
1.1 <i>Entwicklung der Echokardiographie</i> .....	9
1.2 <i>Das Sporthertz</i> .....	9
1.3 <i>Der plötzliche Herztod im Sport</i> .....	11
1.4 <i>Apparative Diagnostik Sporthertz</i> .....	12
1.4.1 <i>Das Sportler-Elektrokardiogramm (EKG)</i> .....	12
1.4.2 <i>Echokardiographie</i> .....	14
1.4.3 <i>Cardiac Magnetic Resonance (CMR)</i> .....	15
1.5 <i>Hintergrund: 2D- und 3D-Echokardiographie/HeartModel</i> .....	16
<b>2. Fragestellung</b> .....	<b>18</b>
<b>3. Methoden und Material</b> .....	<b>19</b>
3.1 <i>Studiendesign</i> .....	19
3.2 <i>Stichprobe</i> .....	21
3.3 <i>Untersuchungsbedingungen</i> .....	21
3.3.1 <i>Bildgebende Methoden</i> .....	21
3.3.2 <i>Klassifikation der Sportarten</i> .....	26
3.4 <i>Geräte</i> .....	28
3.5 <i>Untersuchungsdurchführung</i> .....	28
3.5.1 <i>Untersuchungsablauf</i> .....	28
3.5.2 <i>Untersucher</i> .....	30
3.5.3 <i>Erhobene Werte</i> .....	30
3.6 <i>Statistische Analyse</i> .....	31
<b>4. Ergebnisse</b> .....	<b>35</b>
4.1 <i>Biometrie der Stichprobe</i> .....	35
4.2 <i>Sportarten und Klassifikation</i> .....	37

4.3 Vergleich 2D- und 3D-Echokardiographie.....	40
4.3.1 Deskriptive Statistik und T-Test.....	40
4.3.2 Streudiagramm.....	42
4.3.3 Bland-Altman-Plot.....	46
4.3.4 Pearson-Korrelationskoeffizient.....	50
4.4 Vergleich HeartModel automatisch und adjustiert.....	52
4.5 EKG.....	54
<b>5. Diskussion .....</b>	<b>55</b>
5.1 Rekapitulation der Fragestellung .....	55
5.2 Interpretation der Ergebnisse.....	55
5.2.1 Zusammenfassung der Hauptergebnisse .....	55
5.2.2 Stichprobe und Biometrie .....	56
5.2.3 Ausgeschlossene Fälle.....	58
5.2.4 Methodik.....	60
5.2.5 Vergleich 2D- und 3D-Echokardiographie .....	61
5.2.6 Vergleich automatische und adjustierte 3D-Messung.....	64
5.2.7 EKG.....	65
5.3 Kritik/Limitationen.....	66
5.4 Ausblick.....	67
5.5 Schlussfolgerungen .....	68
<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>70</b>
<b>Anhang .....</b>	<b>77</b>
<b>Eidesstattliche Versicherung .....</b>	<b>79</b>
<b>Lebenslauf: Valentin Fröhlich .....</b>	<b>80</b>
<b>Danksagung .....</b>	<b>81</b>
<b>Bescheinigung über Art und Umfang der statistischen Bearbeitung .....</b>	<b>82</b>

## Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation von Sportarten nach Mitchell et al. ....	27
Tabelle 2: Klassifikation von Sportarten nach Pelliccia et al. ....	28
Tabelle 3: p-Werte aus T-Test für verbundene Stichproben.....	34
Tabelle 4: p-Werte aus Wilcoxon-Test.....	34
Tabelle 5: Biometrische Daten.....	35
Tabelle 6: Sportarten sortiert nach Häufigkeit.....	38
Tabelle 7: Klassifikation der in der Studie vertretenen Sportarten nach Mitchell et al. ...	39
Tabelle 8: Klassifikation der in der Studie vertretenen Sportarten nach Pelliccia et al. .	39
Tabelle 9: Echokardiographie-Werte 2D und 3D HeartModel adjustiert – Mittelwerte...	40
Tabelle 10: Echokardiographie-Werte 2D und 3D HeartModel adjustiert - Spannweite.	41
Tabelle 11: Pearson-Korrelationskoeffizienten (2D vs. 3D HeartModel adjustiert) .....	50
Tabelle 12: Echokardiographie-Werte 3D HeartModel automatisch und adjustiert – Mittelwerte .....	52
Tabelle 13: Echokardiographie-Werte 3D HeartModel automatisch und adjustiert - Spannweite.....	53
Tabelle 14: Pearson-Korrelationskoeffizienten (3D HeartModel automatisch vs. adjustiert).....	53
Tabelle 15: EKG .....	54
Tabelle 16: Ausschnitte der Originalfragebögen zur persönlichen Trainingsanamnese	77
Tabelle 17: Werte aus CMR und 3D HeartModel adjustiert - Mittelwerte. ....	78
Tabelle 18: Werte aus CMR und 3D HeartModel adjustiert - Spannweite. ....	78
Abbildung 1: Beispiel HeartModel-Messung .....	23
Abbildung 2: Fluss-Volumen-Kurve mit EKG aus dem HeartModel.....	24
Abbildung 3: Streudiagramme .....	45
Abbildung 4: Bland-Altman-Plots .....	49
Abbildung 5: Punktdiagramm der Korrelationskoeffizienten .....	51
Abbildung 6: Fehlmessung HeartModel.....	59

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Adjus	adjustiert
AV	Atrioventrikulär
ARCV	Arhythmogene rechtsventrikuläre Kardiomyopathie
ASE	American Society of Echocardiography
BSA	Body Surface Area (Körperoberfläche)
CMR	Cardiac Magnetic Resonance
DCM	Dilatative Kardiomyopathie
EACVI	European Association of Cardiovascular Imaging
EAPC	European Association of Preventive Cardiology
ED	Enddiastole
EDL	Enddiastolische Länge
EDV	Enddiastolisches Volumen
EF	Ejektionsfraktion
EKG	Elektrokardiogramm
ES	Endsystole
ESC	Europäische Gesellschaft für Kardiologie
ESL	Endsystolische Länge
ESV	Endsystolisches Volumen
Fa.	Firma
g	Gramm
g/kg	Gramm pro Kilogramm
h	Stunde(n)
HCM	Hypertrophe Kardiomyopathie
HM	HeartModel
HV	Herzvolumen
iRSB	inkompletter Rechtsschenkelblock

kcal	Kilocalorien
kg	Kilogramm
KI	Konfidenzintervall
kLSB	kompletter Linksschenkelblock
LA	Linkes Atrium
LAV	Links-atriales Volumen
LV	Linker Ventrikel
LV EDD	Linksventrikulärer Enddiastolischer Durchmesser
LVEF	Linksventrikuläre Ejektionsfraktion
LVM	Linksventrikuläre Masse
LVMi	Linksventrikulärer Masse-Index
LVNC	Linksventrikuläre Non-Compaction
Max	Maximum
Min	Minimum
ml/kg	Milliliter pro Kilogramm
mm/m <sup>2</sup>	Millimeter pro Quadratmeter
NCCM	Noncompaction-Kardiomyopathie
Sp.	Sportler*innen
SV	Schlagvolumen
Tab.	Tabelle
TEE	Transösophageale Echokardiographie
TTE	Transthorakale Echokardiographie
MRT	Magnetresonanztomographie
PHT	Plötzlicher Herztod

## Kurzzusammenfassung

**Hintergrund** Die transthorakale 2D-Echokardiografie gehört zur Standardmethode in der sportmedizinischen Diagnostik insbesondere zum Nachweis von Sporthertzadaptationen. Trotz Empfehlung der Leitlinien findet die 3D-Echokardiografie noch keine breite klinische Anwendung. Ziel dieser Arbeit ist ein Vergleich von 2D- und 3D-Echokardiografie in der Volumenmessung des linken Herzens in einem Kollektiv von Leistungssportler\*innen.

**Methoden** Für diese retrospektive Studie diente ein Real-Life-Kollektiv von Leistungssportler\*innen der sportmedizinischen Ambulanz der Charité als Studienpopulation. Es wurden Volumen- und Längenwerte des linken Ventrikels und Vorhofs aus 2D- und 3D-Echokardiografie gegenübergestellt. Für die 3D-Messungen kam die vollautomatische Echokardiografie-Software HeartModel<sup>A.I.</sup> von Philips Healthcare mit Adjustierung durch den Untersucher zum Einsatz. Die statistische Auswertung erfolgte mittels T-Test für verbundene Stichproben und Pearson-Korrelationskoeffizient.

**Ergebnisse** 219 Sportler\*innen mit einem Durchschnittsalter von 21,29 Jahren wurden in die Studie eingeschlossen, 24% waren weiblich, 76% männlich. Den Großteil bildeten Spieler\*innen der Ballsportarten. Ausdauersportler\*innen waren zu 27% vertreten. Die Werte aus der 3D-Echokardiografie und der 2D-Echokardiografie unterschieden sich bis auf die EF signifikant (für alle Parameter  $p < 0,001$ ). Die 3D-Werte waren durchschnittlich 3-59% höher bezogen auf den 2D-Wert. Für alle Parameter außer die EF ( $r = 0,2$ ) zeigte sich eine hohe positive Korrelation ( $r = 0,72$  bis  $0,908$ ; alle Werte signifikant mit  $p < 0,01$ ).

**Schlussfolgerungen** Die Anwendung einer 3D-Echokardiografie-Software zur vollautomatischen Volumenmessung des linken Herzens lässt sich mit geringem Zeitaufwand in den klinischen Alltag integrieren. Mit Adjustierung durch den Untersucher werden auch bei Leistungssportlern Messwerte erzielt, die gut mit der 2D-Echokardiografie korrelieren. Ihr Einsatz bietet sich somit den Leitlinien folgend als Alternativmethode an. Größere Vergleichsstudien mit MRT-Daten erscheinen sinnvoll, um die bessere Vergleichbarkeit der 3D-Werte mit dem Goldstandard CMR gegenüber den 2D-Werten zu demonstrieren.

## Abstract

**Background:** The transthoracic 2D-echocardiography is a standard method of sports-medical diagnostics. In particular, it is applied to detect adaptations in the hearts of athletes. Despite being recommended in the guidelines, the 3D-echocardiography is not applied widely in the clinical practice. The study aims at comparing the capacity of 2D- and 3D-echocardiography to measure the volume of the left heart by examining a collective of athletes.

**Methods** In this retrospective study, a real-life-collective of athletes at the sports-medical ambulance at the Charité built the study population. 2D- and 3D-echocardiography were compared in regard to the volumes and longitudes of the left ventricle and atrium. The 3D-measurements were made with the fully automatic software Philips HeartModel<sup>AI</sup> including a manual adjustment. Statistical analysis was made with the paired t-test for related samples and the Pearson correlation coefficient.

**Results** There were 219 athletes included in this trial, 24% of which were female, 76% male. The average age of the athletes was 21,29 years. The majority was active in ball sports. Endurance athletes were represented with 27%. The values of 3D-echocardiography and 2D-echocardiography differed significantly (for all parameters  $p < 0,001$ ), except of the ejection fraction (EF). Average 3D-values were 3 to 59% higher than the 2D-values. Correlation for EF was low ( $r = 0,2$ ), correlation for all remaining parameters was high ( $r = 0,72 - 0,908$ ; all values significant with  $p < 0,01$ ).

**Conclusions** Application of a 3D-echocardiography-software for fully automatic measurement of volumes of the left heart can be easily integrated in the daily clinical practice with only little time required. With the adjustment of the examiner, also in the case of athletes, measurements which correlate well with those of the 2D-echocardiography can be achieved. Therefore the application is conceivable as an alternative method in line with the guidelines. Bigger trials seem reasonable to show the better comparability of the 3D-values with the gold-standard CMR compared with the 2D-values.



# 1. Einleitung

## 1.1 Entwicklung der Echokardiographie

Voraussetzung für die Entstehung der Ultraschalltechnik und der Echokardiographie war der 1880 erstmals von den Brüdern Curie beschriebene piezoelektrische Effekt (1). Der erste Einsatz des Ultraschall zur Darstellung des Herzens erfolgte 1950 durch W.D. Keidel, der mittels M-Mode versuchte, Änderungen des Herzvolumens aufzuzeichnen (1,2). 1954 setzten der Physiker Hertz und der schwedische Kardiologe Edler den M-Mode des linken Herzens zur Diagnostik von Mitralklappen-Pathologien ein (2). Die erste Darstellung intraatrialer Thromben und Tumore beschrieb 1959 Effert (1). Nachdem in den 1960er Jahren die Abbildung von Perikardergüssen und Linksherz-Vergrößerungen, und ab 1968 der Einsatz von Kontrastmittel-Echokardiographie möglich wurden, etablierte sich ab 1970 der Einsatz standardisierter Schnittebenen (2). In diese Zeit fiel auch die Entwicklung des Dopplerverfahrens durch 1961 D.L. Franklin et al. und 1969 L.H. Light (2). Die nächste große Errungenschaft war die 2D-Echokardiographie, Erstbeschreiber waren J.M. Griffith 1974 und W.L. Henry 1978 (2). Doppler-Sonographie und 2D-Echokardiographie bildeten die Grundlage für die farbkodierte 2D-Doppler-Echokardiographie, deren theoretisches Prinzip von K. Namekawa et al. (1982) durch S. Kyo et al. 1983 praktisch in der Klinik umgesetzt wurde (2). Parallel erfolgte bereits 1976 die Verbreitung der Transösophagealen Echokardiographie (TEE) durch L. Frazin et al. (1). 1989 kam schließlich das Prinzip der 3D-Echokardiographie unter dem Namen „Echo-CT“ auf (3). Aufgrund schlechter Bildqualität und langwieriger Bildverarbeitungsprozesse wurde die transthorakale 3D-Echokardiographie anfangs noch wenig eingesetzt. In den letzten Jahren des 20. Jahrhunderts fand die Offline-3D-TEE mit guter räumlicher Auflösung mehr und mehr klinische Anwendung. Im neuen Jahrtausend konnte sich durch die Entwicklung neuer Schallköpfe zunehmend die Echtzeit-3D-Echokardiographie durchsetzen (3).

## 1.2 Das Sportherz

Unter dem Begriff Sportherz, in der internationalen Literatur „athlete's heart“, wird im Allgemeinen eine physiologische exzentrische Myokard-Hypertrophie und Dilatation im Rahmen eines ausdauersportinduzierten Adaptationsprozesses verstanden (4,5). Dies betrifft vor allem den linken Ventrikel und beinhaltet eine Vergrößerung des diastolischen

Durchmessers, der Wanddicke und der Masse (6). Die erste Beschreibung dieses Phänomens erfolgte bereits 1899.

Der Grad der Ausprägung ist abhängig von Intensität und Dauer des Trainings und wird vorwiegend bei ausdauertrainierten Leistungssportler\*innen beobachtet. Als Mindesttrainingsdauer für die Entwicklung eines Sportherzens gelten 5 Stunden Ausdauersport pro Woche. Jedoch können Charakteristika eines Sportherzens trotz ausreichendem Ausdauertraining fehlen. Nicht jede\*r Sportler\*in entwickelt ein Sportherz, Ursache sind vermutlich genetische Unterschiede (5,7). Die stärkste Größenzunahme des Herzens findet sich bei klassischen Ausdauerathlet\*innen wie beispielsweise Langläufer\*innen, Langstreckenläufer\*innen oder Radrennfahrer\*innen. Geringe bis keine Vergrößerung ist bei Sportarten, in denen Kraft und Schnellkraft dominieren, wie Sprint zu beobachten (5).

Die Entwicklung des Sportherzens korreliert deutlich mit der Trainingsdauer, am linken Ventrikel konnte ein phasischer Verlauf gezeigt werden. Dabei vergrößern sich akut vor allem Ventrikelvolumen und –masse (exzentrischer Umbau) und chronisch nehmen insbesondere Ventrikellänge und Wanddicke sowie die Ventrikelmasse (exzentrische Hypertrophie) zu (8). Das Verhältnis von Enddiastolischem Volumen und Myokardmasse persistiert (9). Ein Gesamtherzgewicht von 7,5 Gramm pro Kilogramm (g/kg) wird in der Regel nicht überschritten (5).

Im Gegensatz zum dynamischen Training bei Ausdauerathlet\*innen kommt es in Folge von statischem Training bei Kraftsportler\*innen wie Gewichtheber\*innen nicht zu einer Vergrößerung des Herzvolumens, sondern vor allem zur linksventrikulären Hypertrophie mit Wanddickenzunahme (10,11).

Auch die Ethnie hat Einfluss auf Entwicklung des Sportherzens. So sind bei dunkelhäutigen Sportler\*innen im Mittel dickere Kammerwände und leicht größere linke Vorhöfe messbar als bei hellhäutigen Sportler\*innen (5). Zwischen den Geschlechtern ist kein Unterschied in der Adaptation feststellbar, ähnlich wie bei untrainierten Personen zeigen jedoch auch Sportlerinnen etwas geringere relative Herzvolumina als männliche Athleten (7).

Die Vergrößerung des Herzens zeigt sich messbar in einer größeren Muskelmasse und einem größeren Volumen der Herzhöhlen und wird auf die erhöhte Volumenbelastung durch das erhöhte Herzzeitvolumen während sportlicher Tätigkeit zurückgeführt. Mit den Herzmuskelzellen vermehren sich auch Kapillaren und Mitochondrien für ausreichende Sauerstoffversorgung (7). Von der Volumenvergrößerung sind linker und rechter

Ventrikel sowie Vorhöfe gleichermaßen betroffen (5,12). Darüber hinaus entwickeln Sportlerherzen und insbesondere der linke Ventrikel häufig eine erhöhte Trabekularisierung (5).

Der Umbau des Herzens resultiert in einem höheren Schlagvolumen (SV). Häufig ist die Ruheherzfrequenz erniedrigt, die maximale Herzfrequenz jedoch unverändert. Somit können höhere Herzzeitvolumina und eine höhere Leistungsfähigkeit und ökonomischere Arbeitsweise erreicht werden. Intrakardiale Drücke zeigen sich unverändert, eine in Ruhe kritisch geringe Ejektionsfraktion (EF) steigt in der Regel unter Belastung in normale Bereiche an als Folge höherer Sympathikusaktivität. Die diastolische Funktionsweise ist normal bis supranormal (5,7).

Differentialdiagnosen der physiologischen Sportherzadaptation sind vor allem die pathologische konzentrische Herzhypertrophie. Hier ist insbesondere die Abgrenzung zur Hypertrophen Kardiomyopathie (HCM), hypertensiver Herzerkrankung, Zusammenhang mit Anabolikamissbrauch, Aortenklappenstenose und Noncompaction-Kardiomyopathie (NCCM) zu nennen (5).

Unter dem Begriff Sportherz werden neben der strukturellen Anpassungen im Sinne einer physiologischen Hypertrophie auch funktionelle Anpassungen zusammengefasst (7,9). Diese Veränderungen treten bereits früh bei geringen Intensitäten aeroben Ausdauertrainings entsprechend 1000 bis 2000 Kilokalorien (kcal) erhöhtem Energieverbrauch pro Woche auf (7). Durch eine verbesserte aerobe Kapazität der Skelettmuskulatur wird das Vegetativum beeinflusst und der Sympathikotonus gesenkt. Dies hat einen geringeren peripheren Gefäßwiderstand und eine erniedrigte Herzfrequenz zur Folge, das SV steigt an, die Herzfunktion wird optimiert (7).

Die Rückbildung des Sportherzens verläuft individuell und unterschiedlich von partiell bis hin zu vollständig. Häufig zeigt sich eine Abnahme der Wanddicke bei persistierend vergrößerten Ventrikeldimensionen (5).

Die Prävalenz von Vorhofflimmern ist bei Ausdauersportler\*innen gering erhöht, was auf Remodeling und Vergrößerung der Vorhöfe zurückgeführt wird. Dennoch ist die Lebenserwartung von langjährigen Ausdauersportler\*innen im Vergleich zur Normalbevölkerung erhöht (5).

### **1.3 Der plötzliche Herztod im Sport**

Der Plötzlichen Herztod (PHT), international „sudden cardiac death“ (SCD) beim Sport beschreibt einen plötzlich auftretenden, unerwarteten Herzstillstand mit Todesfolge

während oder bis zu einer Stunde nach intensiver körperlicher Belastung bei scheinbarer Gesundheit und nicht bekannter kardialer Pathologie (13,14). Daten aus Frankreich zeigen eine Inzidenz von 4,6 PHT pro 1.000.000 pro Jahr im Zusammenhang mit Sport in der Durchschnittsbevölkerung (15,16). Eine zusammengefasste Inzidenz aus Studien vorwiegend aus den USA wird mit 1:50.000 für Sportler unter 40 Jahren angegeben (14). Die Häufigkeit ist abhängig von Alter, Geschlecht und Sportart: ältere Sportler\*innen (über 35 Jahren) haben eine höhere Inzidenz als junge Sportler\*innen, Männer sind etwa 20-fach häufiger betroffen als Frauen. Insbesondere männliche Basketballer zeigen höhere PHT-Raten als Sportler anderer Sportarten (14,16,17). Im Vergleich zu Nicht-Sportler\*innen zeigen junge Sportler\*innen ein 2,5- bis 5-fach erhöhtes Risiko für einen PHT (13,15,16,18). Zugrundeliegender Pathomechanismus ist in der Regel eine ventrikuläre Tachykardie gefolgt von Kammerflimmern, deren Ursprung eine Reihe von verschiedenen Ursachen sein können (13). Häufigste Ursache bei jungen Sportler\*innen ist die HCM, bei der eine erbliche Form etwa die Hälfte der Fälle betrifft (13,19). Weitere sind angeborene Koronaranomalien und Myokarditiden, seltener eine arrhythmogene rechtsventrikuläre Kardiomyopathie (ARCV) mit familiärer Disposition, Long-QT-Syndrom, Brugada-Syndrom und WPW-Syndrom, sowie die Commotio cordis. Bei älteren Sportler\*innen im Alter über 35 Jahren dominiert die koronare Herzerkrankung als Ursache (13,19). Zur Prävention wird im Rahmen einer sportmedizinischen Untersuchung neben einer umfassenden Anamnese und körperlichen Untersuchung ein Laborstatus, eine Lungenfunktion, ein Ruhe- und Belastungs-EKG und eine Echokardiographie empfohlen (13,16). Insbesondere die Echokardiographie nimmt zur Quantifizierung sportphysiologischer Adaptationen und Detektion pathologischer Veränderungen des Herzens eine zentrale Rolle ein (16,20).

## **1.4 Apparative Diagnostik Sportherz**

### 1.4.1 Das Sportler-Elektrokardiogramm (EKG)

Durch die typischen sportphysiologischen Anpassungsmechanismen des Sportherzens in der Struktur sowie dem Vegetativum (erhöhter Vagotonus) können auch im Ruhe-EKG bei Sportler\*innen charakteristische Veränderungen beobachtet werden (21,22). Mit dem Ziel der standardisierten Beurteilung eines Sportler\*in-EKG zur Prävention des plötzlichen Herztodes (PHT) im Sport hat nach der Europäischen Gesellschaft für Kardiologie (ESC) 2009 und der Veröffentlichung der Seattle-Kriterien durch eine

Konsensuskonferenz 2012 nochmals ein internationales Expertenkomitee im Auftrag des „American College of Cardiology“ 2017 internationale Standard-Kriterien zur Interpretation des EKG entwickelt (22–25). Sie unterscheiden zwischen normalen EKG-Veränderungen durch trainings-assoziierte physiologische Sporthetz-Adaptation und abnormalen EKG-Veränderungen. Diese sind nicht nur auf Adaptationsprozesse zurückzuführen, sondern geben Hinweis auf eine zugrundeliegende Pathologie und bedürfen weiterer Evaluierung (22).

Zu den physiologischen Veränderungen zählen vor allem Sinusbradykardie, Sinusarrhythmie, erhöhte QRS-Amplitude, inkompletter Rechtsschenkelblock (iRSB), Atrioventrikulärer (AV) Block I°, AV-Block II° Typ 1 (Wenckebach) und frühe Repolarisierung (22). Die häufig beobachtete Sinusbradykardie mit einer Ruhe-Herzfrequenz  $< 60/\text{min}$  aber  $\geq 30/\text{min}$  kann auch im Zusammenhang mit ektopen Vorhofrhythmen oder AV-junktionalen Ersatzrhythmen auftreten (21,22). Die erhöhte QRS-Amplitude (Sokolow-Lyon-Index  $> 3,5 \text{ mV}$ ) ist Zeichen der Herzhypertrophie (21,22). Als Ursache des iRSB gilt ein vergrößerter rechter Ventrikel (21). Ein AV-Block wird auf eine hohe Aktivität des Parasympathikus und eine geringe Aktivität des Sympathikus in Ruhe zurückgeführt (21). Eine frühe Repolarisation kann in einer J-Punkt-Elevation oder ST-Strecken-Elevation erkennbar werden (22) und ist ebenfalls Ausdruck eines erhöhten Vagotonus (21).

Zu den abnormalen EKG-Veränderungen zählen vor allem T-Wellen-Inversion, ST-Strecken-Senkung, kompletter Linksschenkelblock (kLSB), pathologische Q-Zacken, verlängerte QRS-Dauer, QT-Intervall-Verlängerung, Brugada-Typ-1-Muster sowie AV-Block II° Typ 2 (Mobitz) und AV-Block III°. Sie können beispielsweise Hinweis auf eine zugrundeliegende HCM oder DCM, eine Myokarditis, eine ARCV oder eine linksventrikuläre Non-Compaction (LVNC) sein (21,22).

Analog zur physiologischen Sporthetz-Adaptation sind auch sportbedingte EKG-Veränderungen in Abhängigkeit von der Sportart unterschiedlich ausgeprägt und werden am häufigsten bei Ausdauer-Sportler\*innen registriert. Darüber hinaus zeigen sich deutliche Geschlechter-Unterschiede. Beispielsweise sind erhöhte QRS-Amplitude und iRSB bei männlichen prozentual häufiger als weiblichen Sportler\*innen (21). Auch adoleszente Sportler\*innen zeigen bereits typische EKG-Veränderungen (26). Eine anteriore T-Wellen-Inversion tritt bei einem Alter unter 16 Jahren mit hoher Prävalenz auf und gilt als physiologisch (22,26). Vor allem in der Präsentation von Zeichen einer frühen Repolarisation zeigen sich häufig Unterschiede bei dunkelhäutigen und kaukasischen

Athlet\*innen: eine J-Punkt- und konvexe ST-Strecken-Elevation in Kombination mit einer T-Wellen-Inversion in V1-V4 ist als Normvariante bei Sportler\*innen afrikanischen und afrokaribischen Ursprungs anzusehen (5,22).

In Bezug auf die Echokardiographie konnte eine leicht positive Korrelation von EKG-Veränderungen mit echokardiographischen Parametern des linken Ventrikels (LV) bei adoleszenten (QTc-Intervall-Dauer mit Linksventrikulärem Masse-Index (LVMI) und linksventrikulären Diametern) und adulten (QRS-Dauer mit linksventrikulärer Masse (LVM)) Sportler\*innen gezeigt werden (27,28).

In geringen Prävalenzen können auch Personen ohne sportliche Tätigkeit EKG-Spezifika eines Sportherz zeigen (29,30). Ein signifikanter Anstieg der Prävalenz kann bei  $\geq 3$  bzw.  $\geq 4$  Stunden sportlicher Aktivität pro Woche beobachtet werden (29,31).

#### 1.4.2. Echokardiographie

Kardiale Bildgebung schließt sich in der sportmedizinischen Diagnostik einer ausführlichen Anamnese, körperlichen Untersuchung und dem EKG an (16,32). Dabei zeigt sich primär die transthorakale 2D-Echokardiographie (TTE) durch breite Verfügbarkeit, geringe Kosten und vernachlässigbare Strahlungsbelastung als geeignet (33). Sie wird seit einiger Zeit für Screening-Untersuchungen von Wettkampfsportler\*innen als Standard empfohlen (16,20,34). Bei deutschen Bundeskaderathlet\*innen ist sie, wie vom Sportmediziner Axel Urhausen beschrieben, „Bestandteil der durch den Bereich Leistungssport finanzierten sportmedizinischen Gesundheitsbeurteilung an DOSB-lizensierten Untersuchungszentren“ (33). In der Differenzierung zwischen physiologischen Sportherz-Adaptationen und pathologischen Herzhypertrophien hat die Echokardiographie zentralen Stellenwert. Die TTE wird von der European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI) für diesen Casus als Erstlinien-Methode empfohlen (35). So ist laut Urhausen eine Echokardiographie indiziert und Methode der Wahl bei „auffälligen herzbezogenen Befunden in Anamnese, körperlicher Untersuchung oder EKG“ (33). Auffällige Befunde in der Anamnese sind beispielsweise Synkopen, Schwindel, Brustschmerz oder positive Familienanamnese für PHT oder Herzmuskelerkrankungen. Marfan-Habitus und pathologische Herzgeräusche stellen Indikationen aus der körperlichen Untersuchung dar. Ergänzt wird dies durch abnormale EKG-Veränderungen wie Repolarisationsstörungen (33,36).

Junge Sportler\*innen bieten in der Regel gute Schallbedingungen für eine TTE aufgrund eines geringen Körperfettanteils, was die Eignung der Echokardiographie in der Sportmedizin unterstreicht (33). Dies gilt, wie Kindermann und Scharhag feststellen, insbesondere für den linken Ventrikel, der rechte Ventrikel ist „echokardiographisch weniger zuverlässig beurteilbar“ (5). Somit ist es üblich, die Sporthert adaptations durch Bestimmung von Volumina und Diametern mittels Echokardiographie zu quantifizieren (5).

Die Herzgröße ist stark von der Körpergröße abhängig, weswegen vor allem in Deutschland das relative Herzvolumen auf das Körpergewicht bezogen in Millilitern pro Kilogramm (ml/kg) angegeben wird (5,33,35). Während das normale relative Herzvolumen bei Frauen 9 bis 11 ml/kg und Männern 10 bis 12 ml/kg beträgt, sind bei Sportler\*innen Volumina bis zu 19 bzw. 20 ml/kg messbar (5). Die EACVI gibt Daten für weitere Parameter aus einer Referenzstudie an. So zeigen 55% der Sportler einen vergrößerten linksventrikulären Enddiastolischen Durchmesser (LV EDD) und 14% einen LV EDD von > 60 mm. Der auf die Körperoberfläche („body surface area“, BSA) bezogene relative Durchmesser soll bei Frauen 40 mm/m<sup>2</sup> und Männern 35 mm/m<sup>2</sup> nicht überschreiten. Deutliche ethnische Unterschiede zeigen sich in der maximalen Wanddicke. Bei weißen Sportler\*innen zeigt der Großteil der Frauen eine Wanddicke < 11 mm und der Männer < 12 mm, nur 2% > 13 mm. Demgegenüber wurden bei dunkelhäutigen Sportler\*innen Wanddicken > 13 mm bei 18% der Männer und > 11 mm bei 3% der Frauen gemessen (36).

Neben dem M-Mode-Verfahren und den 2D-Kammerblicken kommen auch Doppler-Verfahren in der Basis-Echokardiographie-Untersuchung zum Einsatz (33). Bei konkreten Fragestellungen kann darüber hinaus eine Stress-Echokardiographie unter körperlicher Belastung durchgeführt werden. Speckle Tracking und 3D-Echokardiographie sind ebenfalls nicht Teil der Routine und können bei weiterführenden Fragestellungen zusätzliche Informationen liefern (36).

#### 1.4.3 Cardiac Magnetic Resonance (CMR)

Nach der Echokardiographie ist das CMR die gebräuchlichste Bildgebung für das Sporthert. Es wird nicht systematisch, sondern nur im Rahmen von konkreten Fragestellungen, die sich beispielsweise aus der Echokardiographie ableiten, eingesetzt (33,36). In der Differenzierung zwischen Sporthert und HCM ist es der Echokardiographie überlegen (35). Vornehmlich die anterolateralen und apikalen

Wandabschnitte kommen besser zur Darstellung (37,38). In der Messung von Volumina und Muskelmasse gilt es aufgrund hoher Genauigkeit und Reproduzierbarkeit als Goldstandard (33,36,39,40).

Der auffallendste Unterschied zur Echokardiographie ist, dass im CMR Volumina der Herzkammern und -vorhöfe größer, Wanddicke und –masse kleiner als in der 2D-Echokardiographie gemessen werden (33,36). Daraus ergeben sich andere Referenzwerte im CMR (36).

### **1.5 Hintergrund: 2D- und 3D-Echokardiographie/HeartModel**

Die EACVI empfiehlt die 3D-Echokardiographie nicht als Routine-Diagnostik in der Bildgebung des Sportherzens. Dennoch weist sie auf den Informationsgewinn durch 3D-Echokardiographie hin (36). Dieser entsteht aus der präziseren direkten Messung der Volumina ohne geometrische Näherung im Vergleich zur 2D-Technik. Zudem sind die Volumenwerte nur wenig kleiner als im Goldstandard CMR im Gegensatz zum 2D-Echo, wo die Volumina systematisch unterschätzt werden (36,41–43). Darüber hinaus haben sich die Ergebnisse aus der 3D-Echokardiographie als besser reproduzierbar erwiesen (43,44). Auf diese Entwicklungen nehmen American Society of Echocardiography (ASE) und EACVI in der Leitlinie von 2015 zur „Kammerauswertung in der Echokardiographie“ Bezug. Der Einsatz von 3D-Echokardiographie in der Volumenmessung des linken Ventrikels wird dort, „wenn verfügbar und realisierbar“, empfohlen (übersetzt durch den Autor) (45). Für die Sportmedizin konkretisieren dies die European Association of Preventive Cardiology (EAPC) und die EACVI in einer gemeinsamen Leitlinie zur Bildgebung des Sportherzens. Diese betont den Nutzen der 3D-Echokardiographie auch zur Abklärung kardiovaskulärer Adaptationen. Genannte Indikationen sind der Bedarf einer besseren Einschätzung von Volumen, Funktion und Geometrie sowie die Quantifizierung der Trabekularisierung des LV (36).

Trotz dieser Empfehlungen wird die herkömmliche 3D-Echokardiographie aufgrund fehlender Expertise der Untersuchenden und des großen Zeitaufwands zur Generierung der Volumenwerte im klinischen Alltag kaum angewendet (44,46).

Philips HeartModel<sup>A.1.</sup> ist eine vollautomatische Echokardiographie-Software auf Basis eines Modell-basierten Algorithmus zur Berechnung der Volumina des linken Vorhofs (LA) und linken Ventrikels (LV) sowie der linksventrikulären Ejektionsfraktion (LVEF) aus 3D-Datensätzen. Mittels dieses adaptiven Algorithmus können die Volumina simultan gemessen werden. So konnte bereits ein enormer Zeitvorteil gegenüber der 2D-



Echokardiographie gezeigt werden (46,47). Da die Software die Volumenmessung vollautomatisch durchführt, sind im Unterschied zur herkömmlichen 3D-Messung nur geringe zusätzliche Kenntnisse nötig und die Anwendung stellt sich als gut praktikabel dar (47,48). Die breite Anwendung auf verschiedene Herzformen wurde bereits in einer prospektiven multizentrischen Studie getestet, die die genannten Vorteile bestätigt (48). Auch bei kardiologischen Patient\*innen mit Vorhofflimmern und Mitralklappeninsuffizienz zeigte sich die Software geeignet (49,50). Dies konnte für adoleszente Patient\*innen bekräftigt werden, für pädiatrische zumindest teilweise (51,52). Die Evaluation des HeartModel erfolgte in der Regel im Vergleich mit der herkömmlichen 3D-Echokardiographie und dem CMR und vereinzelt mit der 2D-Echokardiographie (47–55). Folglich sprechen diverse Studien eine Empfehlung zum Einsatz in der klinischen Praxis aus (47,48,53). Die Software HeartModel bietet also die Voraussetzungen, um 3D-Echokardiographie im klinischen Alltag auch in der Sportmedizin zu integrieren. Für einen direkten Vergleich von 2D-Echokardiographie mit einer adaptiven 3D-Echokardiographie-Software in der Volumenmessung der Herzkammern bei Leistungssportler\*innen fehlen nach bestem Wissen bislang größere Studien.

## 2. Fragestellung

Die Echokardiographie nimmt in der sportmedizinischen Diagnostik und zur Erfassung von Sportherz-Adaptationen eine zentrale Rolle ein. Der Empfehlung der 3D-Echokardiographie durch die Leitlinien steht der tatsächliche Einsatz der 2D-Echokardiographie im klinischen Alltag gegenüber. Ob in der Sportmedizin 3D-Echokardiographie ebenso gut oder statt 2D-Echokardiographie in der Beurteilung des Sportherzens von Leistungssportler\*innen mittels Volumenmessung angewendet werden kann, ist bislang wenig evaluiert.

In dieser Arbeit soll untersucht werden, inwieweit sich die HeartModel-Technologie für die Erfassung sportphysiologischer Anpassungen im Leistungssport im direkten Vergleich zur 2D-Technik eignet. Hierfür sollen rund 200 vollständige Echokardiographien von Leistungssportler\*innen mit beiden Techniken verglichen werden. Im Wesentlichen soll untersucht werden:

- Vergleich der HeartModel 3D-Technik mit den konventionellen 2D-Techniken zur Beurteilung von linkem Atrium und linkem Ventrikel
- der mögliche Einfluss von Sportart, Alter und Trainingsanamnese auf die gemessenen Volumina und der Einfluss der jeweiligen Untersuchungsmethode (2D vs. 3D) auf die Ergebnisse.

## 3. Methoden und Material

### 3.1 Studiendesign

Unter dem Ziel der Rekrutierung eines Kollektivs von Leistungssportler\*innen soll hier zunächst die Begrifflichkeit Leistungssportler\*in erläutert werden.

Eine erste umfassende Definition boten Scharhag und Araujo 2015, welche hier Anwendung finden soll. Sie stellen eingangs die Erfüllung von 4 Basiskriterien als Bedingung, um von Leistungssportler\*innen sprechen zu können. Diese umschließen zusammengefasst 1. die Ausübung von Training in einer Sportart mit dem klaren Ziel der Leistungs- bzw. Ergebnisverbesserung, 2. die aktive Wettkampfteilnahme, 3. die formale Mitgliedschaft in einem Sportverein oder -verband und 4. das Ausüben der Sportart als Hauptaktivität mit entsprechendem zeitlichem Aufwand (56).

Der Großteil der eingeschlossenen Sportler\*innen stellte sich im Rahmen von jährlichen Vereins- und Kaderuntersuchungen aus den großen Berliner Sportvereinen insbesondere der Ballsportarten, jedoch beispielsweise auch aus den Bereichen Turnen oder Leichtathletik vor. Es handelt sich damit um meist professionelle Sportler\*innen oder adoleszente und teilweise pädiatrische Sportler\*innen der Jugendkader der Vereine oder Verbände. Diese erfüllen klar alle Basiskriterien für Leistungssport mit Wettkampfteilnahme meist auch auf internationalem Niveau.

Ein kleiner Teil der rekrutierten Sportler\*innen stellte sich als Freizeitsportler\*in im Rahmen eines selbst initiierten Check-ups vor. Diese erfüllten anamnestisch ebenfalls die Basiskriterien, da meist Teil eines Vereins oder Verbands und regionaler bis zu nationaler Wettkampfteilnahme, der Ausübung der Sportart als meist einziges Hobby mit erheblichem zeitlichen Aufwand, und bewegen sich damit auf Leistungssportniveau.

Daher soll in dieser Arbeit der Begriff Leistungssportler\*innen zur Benennung des Sportler\*innenkollektivs Anwendung finden.

Zur weiteren Einordnung einer Studiengruppe von Sportler\*innen empfehlen Scharhag und Araujo die Einordnung in Altersklassen wie folgt: jugendliche Sportler (12-17 Jahre), erwachsene Sportler (klassisches Leistungssportalter, 18-35 Jahre) und Masterathleten (>35-60 Jahre) (56). Die Anzahl der Sportler\*innen der einzelnen Klassen in dieser Studie ist im Ergebnisteil (Tabelle 5) aufgeführt, der Großteil ist den erwachsenen Sportlern zuzuordnen. Ergänzt werden muss noch ein kleiner Teil von pädiatrischen Sportler\*innen im Alter von unter 12 Jahren.

Des Weiteren soll die Trainingsanamnese kategorisiert werden, welche in dieser Studie anhand von Trainingsstunden pro Woche und Trainingsdauer in Jahren erfragt wurde. Dies wird im Rahmen der biometrischen Daten im Ergebnisteil aufgelistet.

Zusätzlich schlagen Scharhag und Araujo eine genauere Beschreibung des Leistungsniveaus der Sportler\*innen vor, wobei beispielsweise leistungsphysiologische Werte wie Lactatschwellen oder genauere Angaben zum Wettkampfniveau genannt werden (56). Die Erhebung von Lactatschwellen ist im Rahmen der Studie nicht erfolgt, eine Diskussion dieser Thematik findet sich im Diskussionsteil der Arbeit.

Bezüglich des Wettkampfniveaus ergibt sich ein heterogenes Bild innerhalb des Studienkollektivs von regionaler Wettkampfteilnahme auf Bundeslandebene bis hin zu Teilnahme an internationalen Sportveranstaltungen wie Europa- und Weltmeisterschaften, Weltcups sowie Sommer- und Winterolympiade. Ein großer Teil der Sportler\*innen vor allem der Ballsportarten ist im Rahmen der Vereinszugehörigkeit auf Bundesliganiveau der jeweiligen Sportart tätig.

Die Rekrutierung eines geeigneten Kollektivs an Leistungssportler\*innen begann ab dem 01.01.2018 in der Ambulanz der Sportmedizin am Campus Charité Mitte. Jede\*r aufgrund der Anamnese potentiell geeignete Sportler\*in erhielt zusätzlich zur üblichen 2D-Echokardiographie eine 3D-Echokardiographie. Eingeschlossen in die Studie wurden Sportler\*innen bis zum 26.04.2019.

Eine Trainingsdauer über dem Cut-off von 5 Stunden pro Woche stellte die Einschlussvoraussetzung in der Trainingsanamnese dar. Ab diesem Wert sind mit hoher Wahrscheinlichkeit sowohl im EKG als auch in der Echokardiographie morphologische Adaptationen im Sinne eines Sportherzens zu beobachten (5).

2D- und 3D-Echokardiographie wurden als Teil der regulären sportmedizinischen Diagnostik durchgeführt, ebenso ein Ruhe-EKG. Die Indikation zur Durchführung eines CMR wurde nur bei Sportler\*innen mit auffälligen, abklärungsbedürftigen Befunden in der Echokardiographie gestellt. Angaben u.a. zum Trainingsaufwand machten die Sportler\*innen in einem Anamnese-Fragebogen (siehe Anhang, Tabelle 16).

Ziel war es, lineare und volumetrische Parameter von LV und LA zwischen 2D- und 3D- sowie CMR und 3D-Echokardiographie zu vergleichen. Dazu sollten der T-Test für verbundene Stichproben und der Pearson-Korrelationskoeffizient dienen. Dieser prüft, inwiefern „zwei Variablen über eine lineare Beziehung systematisch

zusammenhängen“(57). Geprüft werden sollte die Hypothese, dass die Parameter der verschiedenen Methoden untereinander jeweils eine hohe Korrelation aufweisen.

### **3.2 Stichprobe**

Im Zeitraum vom 02.01.2018 bis 26.04.2019 erhielten 463 Sportler\*innen im Rahmen einer sportmedizinischen Untersuchung eine Echokardiographie-Untersuchung mit 2D- und 3D-Technik. Einschlusskriterien waren Ausübung aktiven Leistungssports oder im Anamnesegespräch angegebener Freizeitsport mit hoher Trainingsdauer. Eingeschlossen wurden pädiatrische, adoleszente und erwachsene Sportler\*innen. 25 Sportler\*innen gaben im Anamnese-Fragebogen eine Trainingsdauer unterhalb des Cut-offs von 5 Stunden pro Woche an. Diese wurden bei Durchsicht der Anamnese-Fragebögen ausgeschlossen. Von den verbleibenden Echokardiographie-Aufnahmen konnten 287 mittels HeartModel bei Philips in Hamburg ausgewertet werden. Die Aufnahmen von 48 Sportler\*innen lieferten im Zuge dessen keine verwertbaren Ergebnisse und wurden daraufhin ausgeschlossen. Weitere 20 wurden wegen fehlender Werte aus 2- und 4-Kammerblick in der 2D-Echokardiographie ausgeschlossen. Ein Kollektiv von 219 Leistungssportler\*innen bildete folglich die Stichprobe der Studie. Der Anteil männlicher Leistungssportler war mit 167 (76%) sehr viel größer als der Anteil weiblicher Leistungssportlerinnen mit 52 (24%), keine\*r divers. Das Durchschnittsalter betrug 21 Jahre ( $21,29 \pm 8,13$ ).

### **3.3 Untersuchungsbedingungen**

#### 3.3.1 Bildgebende Methoden

##### 3.3.1.1 Technische Grundlagen der 3D-Echokardiographie

Hardware-Basis der 3D-Echokardiographie ist ein „fully sampled matrix-array transducer“ (41), ein Schallkopf bestehend aus circa 3000 zweidimensional angeordneten Piezoelektrischen Kristallen, der im üblichen Frequenzbereich von 2 bis 4 Megahertz (MHz) arbeitet (3,41). Derartige moderne Schallköpfe können nun sowohl ein 2D- als auch ein 3D-Bild des Herzens aufzeichnen (41). Zur Bilderzeugung existieren zwei Methoden: Die Echtzeit-3D-Methode erzeugt in hoher Frequenz ein pyramidenförmiges Schallfenster im  $90 \times 90^\circ$ -Winkel und zeichnet pro Herzzyklus mehrere dreidimensionale Bilder auf (3,41). Die zweite Methode zeichnet über mehrere Herzzyklen ein Gesamtbild auf, das sich aus schmalen, einzeln aufgenommenen Volumina zusammensetzt. Sie

liefert Bilder höherer zeitlicher und räumlicher Auflösung, wird aber im Gegensatz zur Live-3D-Methode durch Rhythmusunregelmäßigkeiten und starke respiratorische Tätigkeit beeinträchtigt (41).

### 3.3.1.2 Volumenmessung im HeartModel<sup>A.1.</sup>

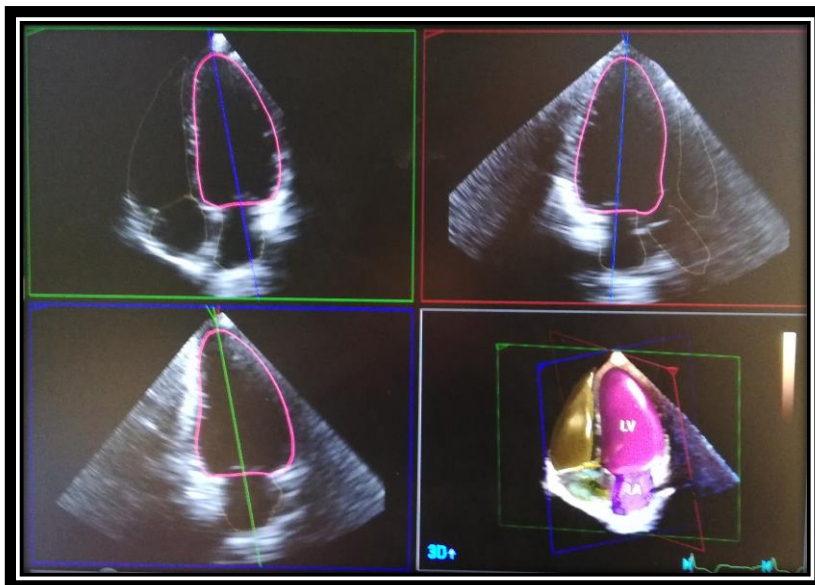
Philips Heartmodel<sup>A.1.</sup> ist eine vollautomatische Echtzeit-3D-TTE-Software zur simultanen Messung der LV- und LA-Volumina und der EF (46). Sie beruht auf einem adaptiven Algorithmus. Basis ist die Kenntnis der generellen Struktur des Herzens. Dafür wurden rund tausend Trainings-TTEs an verschiedenen Zentren durchgeführt. Aus diesen Daten konnte ein Modell des Herzens erzeugt werden (Beispielbild in Abbildung 1). Dieses Modell wird bei der Volumenmessung in der TTE an die jeweilige Herzmorphologie angepasst. Es ist damit jedoch nicht zur Anwendung bei großen strukturellen Veränderungen wie beispielsweise kongenitalen Fehlbildungen vorgesehen. Im Rahmen eines Validierungsprozesses wurden wiederum einige hundert durch den Algorithmus erzeugte Bilder mit den durch etablierte Kliniker\*innen manuell erfassten Herzvolumina verglichen und angepasst. Der HeartModel Algorithmus kann damit verschiedenste Herzformen und strukturelle Unterschiede (beispielsweise ethnische) adaptieren.

HeartModel nutzt den apikalen Vierkammerblick, wobei linkes Atrium (LA) und LV in der zentralen Achse in möglichst vollständiger Struktur eingestellt werden sollten. Wenigstens 14 von 17 ASE Segmenten müssen sichtbar sein, um eine genaue Messung zu gewährleisten. Große Abweichungen von dieser Bildeinstellung resultieren in nicht-verwertbaren Messergebnissen.

Durch Detektion der inneren und äußeren Kontur des Myokards kann die Software die Endokardstruktur, die die Form der Herzkammern bestimmt, genauer erfassen als die subjektiv durch den/die Untersucher\*in festgelegte Grenze im herkömmlichen 2D-Echo (58). Papillarmuskel und Trabekel sowie der linksventrikuläre Ausflusstrakt werden in das Ventrikelvolumen miteinbezogen (41).

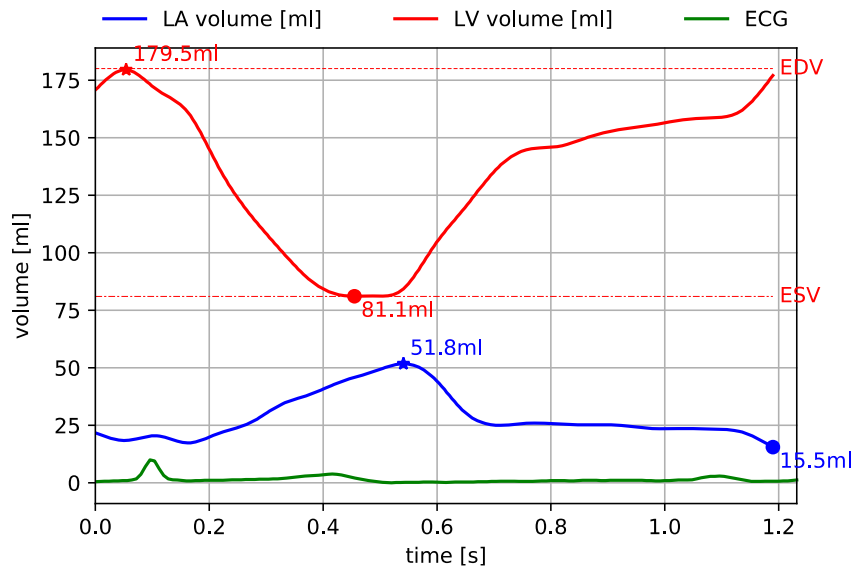
Analog zum 2D-Echo misst das HeartModel enddiastolisches Volumen (EDV) und endsystolisches Volumen (ESV). Zur Messung von EDV und ESV werden die Zeitpunkte von Enddiastole (ED) und Endsystole (ES) geschätzt. Entsprechend wird die ED nahe dem Zeitpunkt der R-Zacke im EKG, wenn der LV am größten ist, gesetzt. Für die ES wird das Bild gewählt, in dem das Gewebe in der Mitralebene die größte Ausdehnung zeigt und der LV am kleinsten ist (visualisiert in Abbildung 2).

Die Erfassung der Herzkammergrenzen erfolgt in einer Abfolge immer detaillierterer Musteranpassung. Erster Schritt ist das Übereinanderlegen und Ausrichten des gesamten Herzmodells und des geschallten Herzbildes. Daraufhin wird jede einzelne Herzkammer in Größe und Position korrigiert und die Form an die genaue Endokardstruktur angepasst (Bild-Beispiel Abbildung 1). Danach hat der/die Untersucher\*in noch einmal die Möglichkeit die Konturen mithilfe graphischer Regler manuell anzupassen, um eine noch genauere Messung zu ermöglichen (58). Entsprechend hat der/die Untersucher\*in die Wahl, die Messung vollautomatisch durch die Software ablaufen zu lassen oder selbst zu adjustieren. Die in dieser Studie verwendeten Voreinstellungen der Regler für die Detektion des Endokards waren enddiastolisch 100 und endsystolisch 80. Diese Einstellungen sind von Philips als MR-kompatibel angegeben, das heißt in der Volumenmessung am nächsten am CMR. Nach Testung verschiedener Regler-Einstellungen schien auch optisch diese Einstellung die Endokardgrenze am besten zu detektieren.



**Abbildung 1: Beispiel HeartModel-Messung**

**Konturlinie des linken Ventrikels farblich rosa hervorgehoben: links oben im 4-Kammerblick, rechts oben im 3-Kammerblick, links unten im 2-Kammerblick; rechts unten vollständiges 3D-Modell (abfotografiert von EPIQ Philips Healthcare, HeartModel)**



**Abbildung 2: Fluss-Volumen-Kurve mit EKG aus dem HeartModel**

### 3.3.1.3 Volumenmessung in der 2D- Echokardiographie

Die Volumina des linken Ventrikels und des linken Atriums werden üblicherweise zu den Zeitpunkten der Endsystole und Enddiastole gemessen (45). Zur Berechnung der endsystolischen und enddiastolischen Volumina werden in der 2D-Echokardiographie überwiegend 2 Methoden verwendet (59). Die genaueste und am häufigsten verwendete ist die biplane Scheibchensummationsmethode (modifizierte Simpson-Methode) unter Verwendung des apikalen Vierkammer- und Zweikammerblicks (60,61). Sie wird in den Leitlinien der American Society of Echocardiography (ASE) und der EACVI empfohlen als Mittel der Wahl in der 2D-Echokardiographie (45). Dabei wird der Ventrikel vom Apex bis zur Mitralklappenebene in zumeist 20 Scheibchen gleicher Höhe unterteilt, deren Form als näherungsweise trapezoid oder zylindrisch angenommen wird (59). Die Gesamthöhe der Scheibchen entspricht der Länge des Ventrikels in langer Achse (62). Durch Summation der Scheibchenvolumina errechnet sich das Ventrikelvolumen (59). Nötige Schritte durch den/die Untersucher\*in sind nur das graphische Umfahren der Ventrikelkontur anhand der Endokardgrenze und Bestimmung der Längsachse (60). Die Scheibchen können anschließend individuell an die Kammerform angepasst werden (45). Dabei werden der Papillarmuskel und die Trabekel der LV-Kavität zugerechnet und somit in die Volumenmessung mit einbezogen (45,63). Folgende Formel wird zur Berechnung verwendet:



$$V = \frac{\pi}{4} \cdot \sum_{i=1}^{20} a_i b_i \frac{L}{20}$$

**Formel 1: biplane Scheibchensummationsmethode (modifizierte Simpson-Methode)**

**V = Volumen**

**a<sub>i</sub> = Radius des Scheibchens i (i = 1,2,3 ... 20) im apikalen Vierkammerblick**

**b<sub>i</sub> = Radius des Scheibchens i im apikalen Zweikammerblick**

**L = Länge der Längsachse (jeweils längere aus Vier- und Zweikammerblick)**

(Übernommen aus (60))

Ebenfalls häufig angewendet wird die Flächen-Längen-Methode mono- oder biplan (59). Hierbei wird der Ventrikel als rund angenommen und das Volumen durch Rotation der Ventrikelfläche um die Längsachse im apikalen Vier- oder Zweikammerblick angenähert (45,60). Durch den/die Untersucher\*in werden also Längsachse und planimetrische Fläche bestimmt (59). Das Volumen errechnet sich mit folgender Formel:

monoplan: $V = 0,85 \cdot \frac{A^2}{L}$	biplan: $V = 0,85 \cdot \frac{A_2 \cdot A_4}{L}$
--	--

**Formel 2: Flächen-Längen-Methode monoplan und biplan**

**V = Volumen**

**A = Fläche aus Zwei- oder Vierkammerblick**

**A<sub>2</sub> = Fläche im Zweikammerblick**

**A<sub>4</sub> = Fläche im Vierkammerblick**

**L = Länge der Längsachse** (Übernommen aus (59,60))

Die Scheibchen-Summations-Methode gilt als genauer, da sie die geringere geometrische Näherung darstellt. Beide Methoden neigen dazu, die Volumina zu unterschätzen, da der LV verkürzt dargestellt wird. Da der LV-Apex vor allem im Vierkammerblick häufig tangential angeschnitten und damit unzureichend abgebildet wird, resultiert eine zu gering gemessene Längsachse (62,64). Daher empfehlen die ASE und EACI Leitlinien die planimetrische Fläche maximal an die Endokardgrenze anzunähern (45). Die darüber hinaus existierende Teichholz-Methode mithilfe des M-Mode wird nicht mehr angewendet (45).

#### 3.3.1.4 Volumenmessung im CMR

Das CMR, das heißt die Magnetresonanztomographie-Untersuchung des Herzens, gilt als genaueste und am besten reproduzierbare Methode und damit als Goldstandard zur Messung der LV Volumina (65,66). Dies konnte mehrfach in Studien gezeigt werden (67). Daher wird es von der EACVI als beste und der Echokardiographie überlegene Methode in der Bildgebung und Differentialdiagnostik des Sportherzens empfohlen (35). Als 3D-Schnittbildverfahren kommt es ohne geometrische Näherung an eine angenommene Ventrikelform aus, da die Ventrikel in ihrer vollständigen Struktur in mehreren Ebenen dargestellt werden (39). Aufgrund sehr hoher Bildqualität ist eine genaue Unterscheidung des Myokards vom blutgefüllten Kammer-Inneren möglich (65). Dabei kommt standardmäßig die Sequenz „fast imaging with steady state free precession“ (SSFP) in Cine-Technik zum Einsatz (35). SSFP zählt zu den schnellen Bildgebungssequenzen der Magnetresonanztomographie (MRT) und basiert auf einem schnellen Gradientenecho. Dieses Echosignal wird registriert, nachdem ein Magnetfeldgradient Dephasierung und Rephasierung der durch einen Hochfrequenzpuls angeregten Spins bewirkt (68,69). Bei der Cine-Technik entsteht durch Mehrfachaufnahme einzelner Schichten ein scheinbar bewegtes Bild eines Herzzyklus (35,69). Analog zur Echokardiographie erfolgt im CMR die Bestimmung des EDV und ESV zu den Zeitpunkten mit dem größten und dem kleinsten Blutvolumen im LV (70). In der kurzen Herzachse wird vom/von der Untersucher\*in mittels einer Software in den einzelnen Schichten die Kontur des Endokards graphisch gekennzeichnet, durch Summation der Einzelschichten wird das Volumen berechnet (65,69).

#### 3.3.2 Klassifikation der Sportarten

Ursprünglich wurde eine Klassifikation von Sportarten entwickelt, um Patient\*innen mit kardiovaskulären Pathologien eine Empfehlung zur Ausübung passender Sportarten bezogen auf die Möglichkeiten der Patient\*innen geben zu können (71). Ebenso resultierte sie aus der Beobachtung der unterschiedlichen kardialen Adaptationen auf Kraft- und Ausdauertraining. Im Krafttraining ist mit hohen statischen Anteilen und isometrischer Muskelarbeit eine eher konzentrische Herzmuskelhypertrophie als Reaktion auf Druckbelastung die Folge. Im Ausdauertraining mit hohen dynamischen Anteilen und eher isotonischer Muskelarbeit ist eine exzentrische

Herzmuskelhypertrophie als Reaktion auf Volumenbelastung zu beobachten. Die meisten Sportarten beinhalten jedoch Komponenten beider Extreme (36,71).

Die erste etablierte Klassifikation nach Mitchell ordnet Sportarten nach der Intensität der dynamischen (A, B, C) und statischen (1, 2, 3) Komponenten in jeweils drei Stufen von gering über moderat bis hoch. Daraus ergeben sich 9 Kategorien, die von 1A bis 3C beziffert werden (71).

Pellicia et al. stellten 2018 eine neue Einteilung der Sportarten vor. Sie bewerten ebenfalls den Anteil dynamischer (isotonischer) und statischer (isometrischer) Komponenten der Aktivität und zusätzlich das kardiale Remodeling. Auf dieser Basis kategorisieren sie vier Sportdisziplinen: „Skill“, „Power“, „Mixed“ und „Endurance“ (36). Beispiele für Sportarten eingeteilt in die jeweiligen Klassifikationen sind in Tabelle 1 und 2 dargestellt.

**Tabelle 1: Klassifikation von Sportarten nach Mitchell et al. mit Beispielen (übersetzt durch den Autor) (71)**

		Dynamische Komponente		
		A. Niedrig (<50%)	B. Moderat (50-75%)	C. Hoch (>75%)
Statische Komponente	1. Niedrig (<10%)	Bowling Cricket Golf	Volleyball Tischtennis Fechten	Fußball Langstreckenlauf
	2. Moderat (10-20%)	Tauchen Reiten	Sprint Rugby	Basketball Eishockey Schwimmen Handball Tennis Mittelstreckenlauf
	3. Hoch (>30%)	Turnen Kampfsport Gewichtheben	Abfahrtski Wrestling	Boxen Radfahren Rudern Triathlon Kanusport

**Tabelle 2: Klassifikation von Sportarten nach Pelliccia et al. mit Beispielen (übersetzt durch den Autor) (36)**

Skill	Power	Mixed	Endurance
Golf Bogenschießen Tischtennis Reiten Karate	Gewichtheben Boxen Judo Abfahrtski Turnen Sprint	Fußball Basketball Volleyball Handball Eishockey	Rudern Radfahren Schwimmen Mittel- /Langstreckenlauf Triathlon Kanusport

### 3.4 Geräte

Für die 2D- und 3D-Echokardiographie-Untersuchungen wurde ein Philips-Echokardiographiegerät (EPIQ, CVx, X5 Transducer; Philips Healthcare, Andover, MA) in der Sportmedizinischen Ambulanz der Charité Universitätsmedizin verwendet. Für das CMR diente ein 3 Tesla Siemens Magnetom Skyra (Magnetom® Symphony, Siemens Healthcare GmbH ©, Erlangen). Zur Auswertung der HeartModel-Bilder diente die Software Philips QLAB 13 (Rev2794-2794) (04-Feb-2019, Philips Healthcare, Andover, MA) an den Computern von Philips Healthcare Deutschland in Hamburg. Zur Auswertung der LA-2D-Bilder diente der Excelera-Server in der Sportmedizin der Charité. Als Software zur Hinterlegung digitaler Patient\*innenakten diente in der Charité Sportmedizin das „i/med Sportmedizin“ (Dorner Health IT Solutions: Dorner GmbH & Co KG). Dort waren die Echokardiographiebefunde mit 2D-Werten, Anamnesefragebögen, EKG-Werte und CMR-Befunde gespeichert. Benötigte Daten konnten mittels einer Datenabfragefunktion gezielt abgerufen werden.

### 3.5 Untersuchungsdurchführung

#### 3.5.1 Untersuchungsablauf

Die Durchführung der einzelnen Untersuchungen erfolgte im Rahmen der üblichen Routine-Diagnostik von Sportler\*innen in der Ambulanz der Sportmedizin der Charité. Den Anfang bildete in der Regel das selbstständige Ausfüllen eines Anamnese-

Fragebogens (siehe Anhang, Tabelle 16) an Tablets. Dieser enthielt vor allem Fragen nach Sportart, wöchentlicher Trainingsdauer in Stunden und Trainingsjahren. Nächster Schritt war eine Körperfettmessung mittels 10-Falten-Methode und Messung von Größe und Gewicht. Darauf folgte die Durchführung eines Ruhe-EKG und die Echokardiographie-Untersuchung. Zuerst wurde eine normale 2D-Echokardiographie wie in der Sportmedizin üblich durchgeführt. Die 2D LV-Volumina wurden mittels Simpson-Methode aus den 2- und 4-Kammerblicken händisch unmittelbar am Gerät gemessen. Daraus wurden die biplanen Werte berechnet.

In derselben Untersuchung wurde nun ein 3D-Echobild mittels HeartModel-Software aufgenommen, unter Verwendung desselben spezialisierten Schallkopfes. Bilder und Werte wurden automatisch vom Echo-Gerät auf den Excelera-Server übertragen und dort gespeichert. Ein schriftlicher Echo-Befund wurde zusätzlich im i/med gespeichert. Bei einigen Athlet\*innen wurde die Indikation für die Durchführung eines CMR gestellt aufgrund weiter abklärungsbedürftiger Ergebnisse in der Routine-Untersuchung.

Nach Abschluss der Sportler\*innen-Rekrutierung für die Studie wurden im i/med die Patient\*innenakten mit dem Stichwort HeartModel gelabelt. Dies diente als Grundlage für die spätere Datenbankabfrage. Die Durchsicht der Anamnese-Fragebögen bezüglich Trainingsumfang pro Woche folgte. Die Sportler\*innen, deren Trainingsstunden unterhalb des Cut-off lag, wurden ausgeschlossen, ebenso Sportler\*innen mit nachweislicher kardiovaskulärer Pathologie.

Zur Auswertung der 3D-Bilder mittels HeartModel wurden die gesamten gespeicherten Echo-Bilder der Studienpopulation vom Excelera-Server auf eine passwortgesicherte mobile Festplatte übertragen. Die Speicherung der Patient\*innendaten erfolgte unter Pseudonymisierung mittels Nummerncode. Die Speicherung auf der Festplatte diente dem Transport zur Philips-Zentrale in Hamburg. Dort konnte vom 20. bis 24. Mai 2019 mit freundlicher Genehmigung in den Räumen der Entwicklungsabteilung von Philips Healthcare Deutschland eine PC-Version von HeartModel genutzt werden. Die Volumenmessung erfolgte wie unter Punkt 3.3.1.2 beschrieben zunächst durch Generierung einer automatischen Messung durch die Software. Anschließend wurde auf Basis der automatisch erstellten Messung eine manuell korrigierte Volumenmessung durchgeführt. Beide Messwerte wurden wiederum ausschließlich auf derselben passwortgesicherten externen Festplatte pseudonymisiert gespeichert. Es erfolgte die Auswertung so vieler 3D-Bilder wie in der vorgegebenen Zeit möglich.

Die noch fehlenden 2D LA-Volumina wurden nachfolgend in den im Excelera-Server gespeicherten Bildern erhoben. Die Volumenmessung erfolgte analog zum LV händisch aus den 2- und 4-Kammerblicken und Berechnung des biplanen Wertes.

Die biometrischen Daten, EKG-Werte und 2D-Echo-Werte wurden mittels Datenbankabfrage aus dem i/med gesammelt. Die Werte für Trainingsstunden/Woche und Trainingsjahre, für absolutes und relatives Herzvolumen und die CMR-Werte wurden manuell aus den entsprechenden Befunden bzw. aus den Anamnese-Fragebögen herausgeschrieben.

Alle Daten wurden in einer Excel-Tabelle gesammelt und in SPSS importiert zur statistischen Auswertung.

### 3.5.2 Untersucher

Die 2D-Echokardiographie wurde hauptsächlich von Dr. med. Thomas Thouet durchgeführt, ergänzt von Dr. med. Paul Schmidt und Dr. med. Michael Kardasinski. Die 2D-Volumenmessung des LV erfolgte in diesem Zuge durch die Untersucher selbst.

Die Aufnahme der 3D-Bilder erfolgte ausschließlich durch Dr. med. Thomas Thouet. Für die CMR-Auswertung im Diagnostikum Berlin war Dr. med. Christoph Tillmanns verantwortlich.

Ein Skript für Export und Speicherung der HeartModel-Daten sowie die Visualisierung der Volumenkurven aus dem HeartModel wurde von Dr. Ing. André Goossen von Philips in Hamburg erstellt. Für die statistische Auswertung konnte auf die Beratung von Dr. Arno Schroll zurückgegriffen werden.

Die Volumenmessung von LA und LV in den 3D-Echo-Bildern mittels HeartModel und vom LA in den 2D-Vorhof-Bildern erfolgte durch den Autor dieser Arbeit.

### 3.5.3 Erhobene Werte

Die Zusammenfassung der biometrischen Daten umfasste Alter, Geschlecht, Körpergröße, Körpergewicht, BMI, Körperoberfläche (body surface area - BSA), Körperfettanteil, fettfreie Masse und Blutdruck (siehe Tabelle 5).

Relevante Daten aus der Anamnese waren Sportart (Tab. 6), daraus folgend Sportklasse nach Mitchel et al. (Tab. 7), Sportklasse nach Peliccia et al. (Tab. 8), Trainingsstunden pro Woche und Trainingsjahre (Tab. 5).

Aus der 2D-Echokardiographie wurde außerdem ein absolutes und relatives Herzvolumen (HV, bezogen auf das Körpergewicht) berechnet (Tab. 5).

Diese Herzvolumenbestimmung mittels TTE erfolgt in der Sportmedizin üblicherweise als ergänzender Verlaufsparemeter zur Beurteilung der Herzadaptationen, da Sportherzen typischerweise ein erhöhtes relatives Herzvolumen aufweisen (5). Die Berechnung erfolgte mittels der Größe des LV (EDV) nach Mußhoff und Reindell (Formel 3) (62).

Die Auswertung durch HeartModel ergab die Parameter EDV, ESV, Enddiastolische Länge (EDL), Endsystolische Länge (ESL) sowie SV und EF für den LV. Für den LA wurden maximales (LAV max), minimales (LAV min) und Ejektionsfraktion (LAEF) ausgegeben. Zusätzlich wurde aus der Fluss-Volumen-Kurve manuell das PreA-Volumen des LA (LAV PreA) bestimmt. Die entsprechenden Parameter wurden demnach auch aus der 2D-Echokardiographie ausgewählt.

Für den Vergleich der beiden Methoden sollten in der 3D-Echokardiographie die manuell adjustierten Werte und in der 2D-Echokardiographie die biplanen Werte aus der modifizierten Simpson-Methode verwendet werden.

Die CMR-Auswertung ergab die Werte EDV, ESV, SV, EF und LAV max, die zum Vergleich mit der 3D-Echokardiographie herangezogen werden sollten.

Aus dem EKG wurden die Werte erhoben, bei denen physiologische Veränderungen durch Sportherz-Adaptation zu erwarten waren und sich mittels Datenbankabfrage gesammelt ausgegeben ließen. Dies betraf Herzfrequenz, Sokolow-Index, PQ-Zeit, P-Wellen-Dauer, und durchschnittliche P-Wellen-Amplitude (siehe Tabelle 15).

$$HV = 6,25 \times EDV + 20$$

**Formel 3: Berechnung des HV nach Mußhoff und Reindell (62)**

### 3.6 Statistische Analyse

Die Statistische Analyse wurde mit den Programmen Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) und IBM® SPSS® Statistics 24 für Windows 10 (SPSS Incorporation, Chicago, Illinois, USA) durchgeführt.

Zur Darstellung der epidemiologischen Daten der Stichprobe (Tabelle 5) dienten absolute und relative Häufigkeiten, Minima und Maxima sowie Median und Mittelwert mit Standardabweichung. Für die Werte der Trainingsstunden pro Woche wurde außerdem die Einteilung in Wertebereiche aus dem Anamnesebogen (siehe Anhang, Tabelle 16) übernommen.

Die EKG-Werte wurden ebenfalls deskriptiv mit absoluten und relativen Häufigkeiten und Mittelwerten mit Standardabweichung dargestellt (Tabelle 15).

Der Vergleich von 2D- und 3D-Echokardiographie erfolgte als Mittelwertvergleich mittels T-Test für verbundene Stichproben sowie Prüfung auf Korrelation mittels Berechnung des Pearson-Korrelationskoeffizienten. Zusätzlich wurden die Methoden graphisch in Streudiagrammen mit Regressionsgerade (Abbildung 3) und Bland-Altman-Plot (Abbildung 4) gegenübergestellt (72).

Für den T-Test für verbundene Stichproben ist eine Normalverteilung der Differenzen der Methoden Voraussetzung (73). Die Normalverteilung des Mittelwerts der Differenzen wurde bei großer Stichprobe ( $N = 219$ ) nach dem zentralen Grenzwertsatz angenommen und zusätzlich die Normalverteilung der Differenzen optisch anhand von Histogrammen geprüft und war bei allen Parametern erfüllt (74).

Als Nullhypothese  $H_0$  des T-Tests wurde angenommen, dass die Werte der beiden Methoden sich nicht unterscheiden, als Alternativhypothese  $H_1$ , dass sie sich signifikant unterscheiden. Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt.

Voraussetzung für die Berechnung des Pearson-Korrelationskoeffizienten ist eine bivariate Normalverteilung beider Variablen. Da diese jedoch schwer zu prüfen ist und die Berechnung der Pearson-Korrelation als robust gegenüber Verletzungen dieser Voraussetzung gilt, erfolgte die Prüfung auf Normalverteilung der einzelnen Variablen ebenfalls optisch mit Histogrammen und war bei allen Parametern erfüllt (73,74). Das Signifikanzniveau der 2-seitigen Signifikanztestung wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt.

Zusätzlich wurden für den Vergleich der Korrelationskoeffizienten von 2D-/3D-Echokardiographie auch Konfidenzintervalle mittels Fisher-Transformation berechnet (73,75). Eine Vergleichbarkeit wird damit insofern möglich, dass bei Überschneidungen der Konfidenzintervalle die einzelnen Korrelationskoeffizienten nicht als unterschiedlich angenommen werden müssten. Damit sollte die Aussagekraft der einzelnen Korrelationskoeffizienten für den Vergleich der Methoden erhöht werden (nähere Erläuterungen siehe Diskussion).



Für den Vergleich von automatischer (3D HM auto) und manuell adjustierter (3D HM adjus) 3D-Echokardiographie-Messung wurde der Wilcoxon-Test verwendet, da die Voraussetzung des T-Tests für verbundene Stichproben, die Normalverteilung der Differenzen, optisch in den Histogrammen nicht erfüllt war. Null- und Alternativhypothese waren analog zum Vergleich von 2D- und 3D-Echokardiographie. Zur Berechnung der Korrelation diente ebenfalls der Pearson-Korrelationskoeffizient nach optischer Prüfung auf Normalverteilung der Variablen. Das Signifikanzniveau für den Wilcoxon-Test wurde wie beim T-Test auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt, für die Pearson-Korrelation wie beim 2D/3D-Vergleich. Auch hier wurden Konfidenzintervalle für die Pearson-Korrelationskoeffizienten berechnet.

Für den Vergleich von 3D-Echokardiografie und CMR zeigte sich die Stichprobe mit  $N = 7$  Leistungssportler\*innen, die eine CMR-Untersuchung erhalten hatten, primär zu klein. Daher wurde bei geringer Aussagekraft eines Vergleichs auf die statistische Auswertung verzichtet. Die Ergebnisse der CMR-Messungen sind entsprechend nicht im Ergebnisteil dargestellt und nicht Teil der Diskussion, jedoch der Vollständigkeit halber im Anhang in Gegenüberstellung zu den manuell adjustierten 3D-Echokardiografiewerten aufgeführt (Tabellen 17, 18, S. 75).

Aufgrund der hohen Anzahl von Mittelwertvergleichen wurden alle p-Werte aus dem T-Test für verbundene Stichproben und dem Wilcoxon-Test mittels Bonferroni-Holm-Korrektur korrigiert, um die Wahrscheinlichkeit für das Begehen des Fehlers 1. Art zu verringern (73). Dazu diente ein Online-Rechner der Internetseite [statistikguru.de](http://statistikguru.de) (76). Eine Auflistung der p-Werte vor und nach Korrektur findet sich in Tabelle 3 und 4.

**Tabelle 3: p-Werte aus T-Test für verbundene Stichproben  
Echokardiographie 2D Biplan vs. 3D HeartModel adjustiert, p-Werte vor und nach  
Bonferroni-Holm-Korrektur**

	<b>p-Wert</b>	<b>p-Wert korrigiert</b>
EDV (ml)	2,6309E-90	< 0,001
ESV (ml)	9,5054E-87	< 0,001
EDL (cm)	6,1933E-31	< 0,001
ESL (cm)	1,0898E-19	< 0,001
SV (ml)	3,4214E-56	< 0,001
EF (%)	6,5043E-25	< 0,001
LAV min	6,5576E-23	< 0,001
LAV max	1,036E-34	< 0,001
LAV PreA	1,3822E-26	< 0,001
LA EF	0,352	0,352

**Tabelle 4: p-Werte aus Wilcoxon-Test  
Echokardiographie 3D HeartModel automatisch vs. adjustiert, p-Werte vor und nach  
Bonferroni-Holm-Korrektur**

	<b>p-Wert</b>	<b>p-Wert korrigiert</b>
EDV (ml)	1,97E-17	2E-16
ESV (ml)	0,02	0,06
EDL (cm)	1,42E-23	0
ESL (cm)	1,95E-10	1,56E-09
SV (ml)	3,75E-10	2,625E-09
EF (%)	0,023	0,06
LAV min	0,006	0,024
LAV max	0,000002	0
LAV PreA	0,00002	0,0001
LA EF	0,112	0,112

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Biometrie der Stichprobe

Der Großteil der in die Studie eingeschlossenen Leistungssportler\*innen war männlich (76%). Das durchschnittliche Alter betrug rund 21 Jahre, wobei minderjährige Sportler\*innen (Sp.) mit 39,7% einen großen Anteil bildeten. Die Altersspanne reichte von 10 bis 59 Jahren. Die Einteilung in Altersklassen nach Scharhag und Araujo sowie weitere biometrische Daten zu Körpergröße, -gewicht, -oberfläche (body surface area, BSA), -fettanteil, fettfreier Masse, BMI und Blutdruck sind in Tabelle 5 dargestellt.

Die Studienteilnehmer\*innen wiesen im Mittel rund 9 Jahre Trainingsdauer auf bei durchschnittlich rund 17 Trainingsstunden pro Woche. Mehr als ein Drittel des Leistungssportler\*innenkollektivs (kumulativ 35,5%) gab eine wöchentliche Trainingsdauer von  $\geq 20$  Stunden an.

Das mittels 2D-Echokardiographie gemessene durchschnittliche Gesamt-Herzvolumen betrug 851 ml, das relative Herzvolumen im Mittel 11,7 ml pro kg Körpergewicht. Bei 94 Leistungssportler\*innen (42,9 %) lag das gemessene relative Herzvolumen über der Normwertgrenze (11 ml/kg für Frauen und 12 ml/kg für Männer).

**Tabelle 5: Biometrische Daten**

**Angabe als Absolute Zahlen (%) oder als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung.**

<b>Stichprobe</b>	
<b>N gesamt</b>	219
<b>Geschlecht</b>	
- männlich	167 (76%)
- weiblich	52 (24%)
- divers	0 (0%)
<b>Alter (Jahre)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	21,29 $\pm$ 8,13
- Median	19
- MIN ; MAX	10 ; 59
- < 18	87 (39,7%)
- > 18	132 (60,3%)

- pädiatrische Sp. (< 12)	13 (5,9%)
- jugendliche Sp. (12-17)	74 (33,8%)
- Erwachsenensp. (18-35)	124 (56,6%)
- Masterathleten (> 35)	8 (3,7%)
<b>Herzvolumina</b>	
<b>- Absolut (ml)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	851 $\pm$ 233,2
- Median	867
- MIN ; MAX	319 ; 1378
<b>- Relativ (ml/kg)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	11,7 $\pm$ 1,6
- Median	11,6
- MIN ; MAX	8,2 ; 20,7
- über Normwert	94 (42,9%)
<b>Körpergröße (cm)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	178,6 $\pm$ 15,1
- Median	179,6
- MIN ; MAX	136,2 ; 212,5
<b>Körpergewicht (kg)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	72,6 $\pm$ 19,4
- Median	73,0
- MIN ; MAX	26,3 ; 123,6
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	22,2 $\pm$ 3,5
- Median	22,5
- MIN ; MAX	13,9 ; 33,9
<b>BSA (m<sup>2</sup>)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	1,9 $\pm$ 0,3
- Median	1,9
- MIN ; MAX	1,0 ; 2,6
<b>Körperfettanteil (%)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	13,8 $\pm$ 3,98
- Median	13,6
- MIN ; MAX	6,3 ; 27,6

<b>Fettfreie Masse (kg)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	62,3 $\pm$ 16,3
- Median	63,27
- MIN ; MAX	22,64 ; 101,74
<b>Blutdruck (mmHg)</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	119/74 $\pm$ 12/8
- Median	120/75
- MIN ; MAX	85/50 ; 160/95
<b>Trainingsjahre</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	9,1 $\pm$ 6,2
- Median	8
- MIN ; MAX	1 ; 34
<b>Trainingsstunden/Woche</b>	
- Mittelwert $\pm$ SD	16,9 $\pm$ 7,03
- Median	15
- MIN ; MAX	5 ; 35
- 5-9	29 (13,6%)
- 10-14	72 (33,6%)
- 15-19	37 (17,3%)
- 20-24	42 (19,6%)
- 25-30	33 (15,4%)
- >30	1 (0,5%)

## 4.2 Sportarten und Klassifikation

18 Sportarten waren in der Studiengruppe vertreten (Tab. 6). Die größte Gruppe bildeten die Ballsportarten, wie Volleyball, Handball und Fußball mit kumulativ 42%. Klassische Ausdauersportarten wie Triathlon oder Radsport bildeten insgesamt einen geringeren Anteil. Von diesen Ausdauersportarten waren Triathlet\*innen mit 7,8% am häufigsten vertreten.

In der Klassifizierung der Sportarten nach Mitchell et al. dominierten Sportarten mit hoher dynamischer Komponente (1C-3C) mit einem kumulativen Anteil von über 60% (Tab. 7).

Der Klasse 2C wurde mit 58 (26,5%) der größte Anteil der Leistungsportler\*innen zugeordnet.






In der Klassifizierung nach Pelliccia et al. umfasste die Klasse „Mixed“ mit 112 Leistungssportler\*innen (51,1%) rund die Hälfte und damit den größten Anteil des Kollektivs (Tab. 8). Sportarten mit hoher Ausdauerkomponente waren in der Kategorie „Endurance“ mit 27,4% vertreten, der hier auch Rudern und Schwimmen zugeordnet wurden. Das entspricht nach dieser Klassifizierung 60 Ausdauersportler\*innen in der Studiengruppe. Nur ein Leistungssportler kam aus einer Sportart der Klasse „Skill“.

**Tabelle 6: Sportarten sortiert nach Häufigkeit**

**Angabe als Absolute Zahlen und Prozentwert; N=219**

<b>Sportart</b>	<b>Anzahl</b>	<b>Prozentualer Anteil</b>
Volleyball	32	14,6%
Handball	28	12,8%
Turnen	28	12,8%
Fußball	27	12,3%
Eishockey	19	8,7%
Triathlon	17	7,8%
RSG	17	7,8%
Rudern	13	5,9%
Eisschnelllauf	13	5,9%
Radsport	7	3,2%
Schwimmen	5	2,3%
Laufen	4	1,8%
Beachvolleyball	3	1,4%
Basketball	2	0,9%
Badminton Para	1	0,5%
Kanurennsport	1	0,5%
Karate	1	0,5%
Boxen	1	0,5%

**Tabelle 7: Klassifikation der in der Studie vertretenen Sportarten nach Mitchell et al.  
Angabe als Absolute Zahlen (%); N=219**

		Dynamische Komponente		
		A. Niedrig (<50%)	B. Moderat (50-75%)	C. Hoch (>75%)
Statische Komponente	1. Niedrig (<10%)	0	32  (14,6%)	31  (14,2%)
	2. Moderat (10-20%)	0	0	58  (26,5%)
	3. Hoch (>30%)	46  (21,0%)	0	52  (23,7%)

**Tabelle 8: Klassifikation der in der Studie vertretenen Sportarten nach Pelliccia et al.  
Angabe als Absolute Zahlen (%); N=219**

Skill	Power	Mixed	Endurance
1 (0,5%)	46 (21,0%)	112 (51,1%)	60 (27,4%)

### 4.3 Vergleich 2D- und 3D-Echokardiographie

Für den Vergleich 2D- und 3D-Echokardiographie wurden die Ergebnisse der biplanen Messung aus der 2D-Technik und die Ergebnisse der adjustierten (HM adjus) Messungen aus dem HeartModel (HM) herangezogen.

#### 4.3.1 Deskriptive Statistik und T-Test

Die Werte der Volumina von LA und LV aus dem HeartModel waren durchweg größer als die der 2D-Technik (Tab. 9). Dagegen ergaben sich niedrigere Ejektionsfraktionen als in der 2D-Technik. Die Werte der LV Längen zeigten geringere Unterschiede, jedoch auch hier höhere Werte aus dem HeartModel. Die Mittelwerte aller Parameter außer der LA EF unterschieden sich signifikant.

Die beobachtete Abweichung der Mittelwerte aus dem HeartModel gegenüber der 2D-Methode (Bias) war mit 45% beim EDV und 59% beim ESV des LV am größten. Für die Vorhof-Volumina (LAV max, LAV min, LAV PreA) war diese prozentuale Differenz mit 26-31% etwas geringer. Im HeartModel nur gering größer gemessen wurden dagegen EDL und ESL des LV mit 3% bzw. 4%.

Die LV EF war im HeartModel 8% geringer, die LA EF 1%.

**Tabelle 9: Echokardiographie-Werte 2D und 3D HeartModel adjustiert – Mittelwerte.**

**Angabe als Mittelwert ± Standardabweichung auf erste Nachkommastelle gerundet. p-Wert aus T-Test für verbundene Stichproben korrigiert mit Bonferroni-Holm-Korrektur. Mittlere absolute (3D HM adjus – 2D Biplan) und relative Differenz (Bias) bezogen auf 2D-Werte; N=219**

	2D Biplan	3D HM adjus	p-Wert	Differenz	Bias
<b>EDV (ml)</b>	142,4 ± 42,4	206,1 ± 57,2	< 0,001	63,7	45%
<b>ESV (ml)</b>	64,4 ± 21	102,7 ± 30,9	< 0,001	38,3	59%
<b>EDL (cm)</b>	9,4 ± 1	9,7 ± 1	< 0,001	0,3	3%
<b>ESL (cm)</b>	7,9 ± 0,9	8,2 ± 0,9	< 0,001	0,3	4%
<b>SV (ml)</b>	78 ± 23	103,5 ± 29,4	< 0,001	25,5	33%
<b>EF (%)</b>	55 ± 4,1	50,4 ± 5	< 0,001	-4,6	-8%
<b>LAV min (ml)</b>	16,2 ± 7,8	21,3 ± 9,7	< 0,001	5,1	31%
<b>LAV max (ml)</b>	44,4 ± 17,4	56,0 ± 19,7	< 0,001	11,6	26%
<b>LAV PreA</b>	25,2 ± 11,4	32,1 ± 13,7	< 0,001	6,9	27%
<b>LA EF</b>	63,3 ± 9,7	62,6 ± 8	0,352	-0,7	-1%



Auch in ihrer Spannweite zwischen minimalem und maximalem Wert unterschieden sich EDL und ESL nur geringfügig (Tab. 10). Die kleinen Vorhof-Volumina LAV min und LAV PreA und die LA EF zeigten ebenfalls eine gute Übereinstimmung. Die Minima und Maxima der LV-Volumina EDV und ESV sowie von LAV max waren im HeartModel deutlich höher als in der 2D-Methode. Hervorzuheben sind darüber hinaus die minimal gemessene LV EF von nur 28% und maximale EDV-Werte von über 300 ml im HeartModel.

**Tabelle 10: Echokardiographie-Werte 2D und 3D HeartModel adjustiert - Spannweite. Angabe als Minimum, Maximum und Median; N=219**

	2D Biplan			3D HM adjus		
	Minimum	Maximum	Median	Minimum	Maximum	Median
<b>EDV (ml)</b>	47	236	145	77	334	207
<b>ESV (ml)</b>	21	118	64	34	179	105
<b>EDL (cm)</b>	6,9	11,4	9,4	6,8	11,8	9,9
<b>ESL (cm)</b>	5,7	10	8,1	5,5	9,9	8,4
<b>SV (ml)</b>	25	138	78	28	180	102
<b>EF (%)</b>	47	67	55	28	62	51
<b>LAV min (ml)</b>	4	49	15	5	57	20
<b>LAV max (ml)</b>	9	99	43	14	145	54
<b>LAV PreA</b>	6	72	24	8	75	30
<b>LA EF</b>	27	85	64	28	80	63

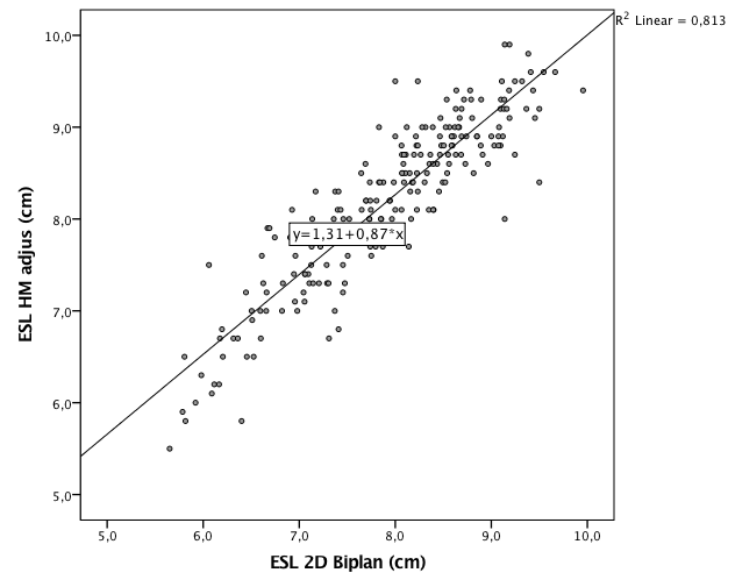
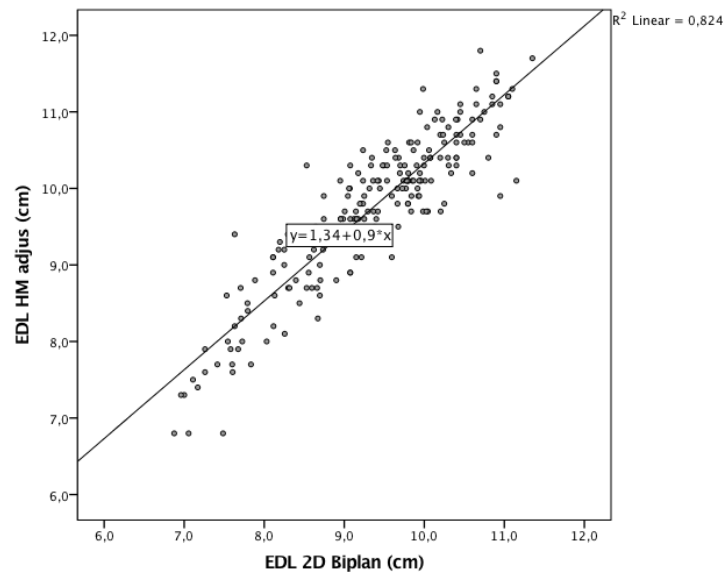
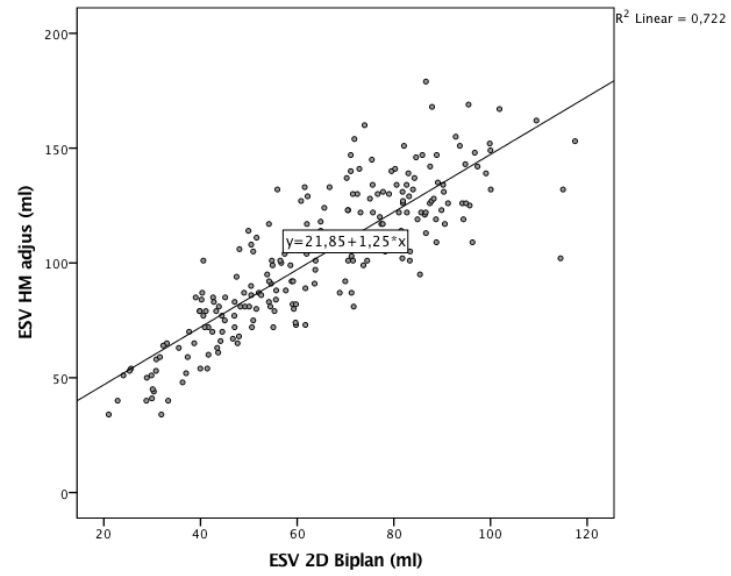
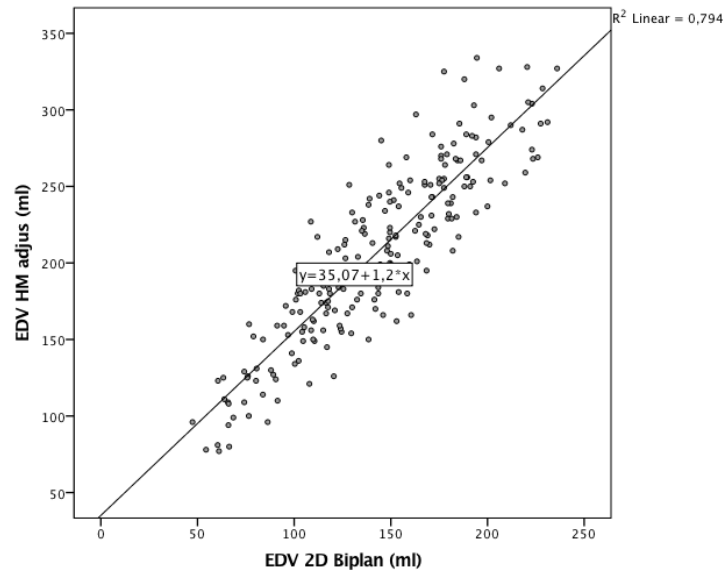
### 4.3.2 Streudiagramm

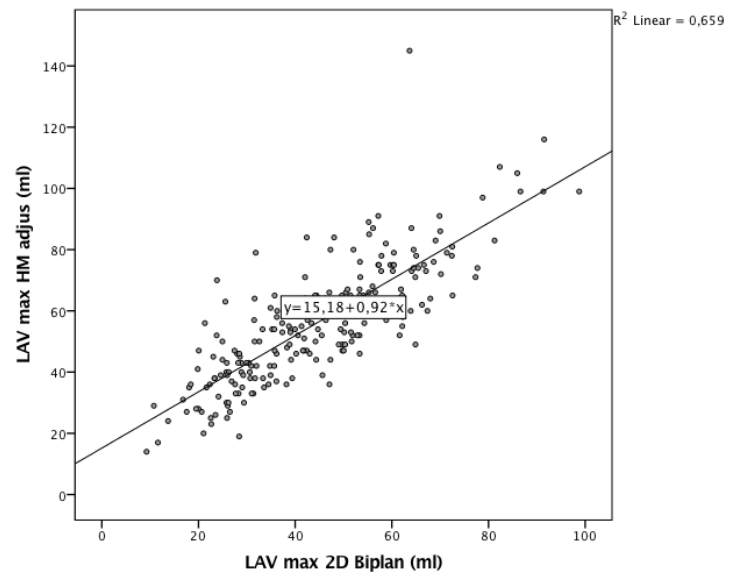
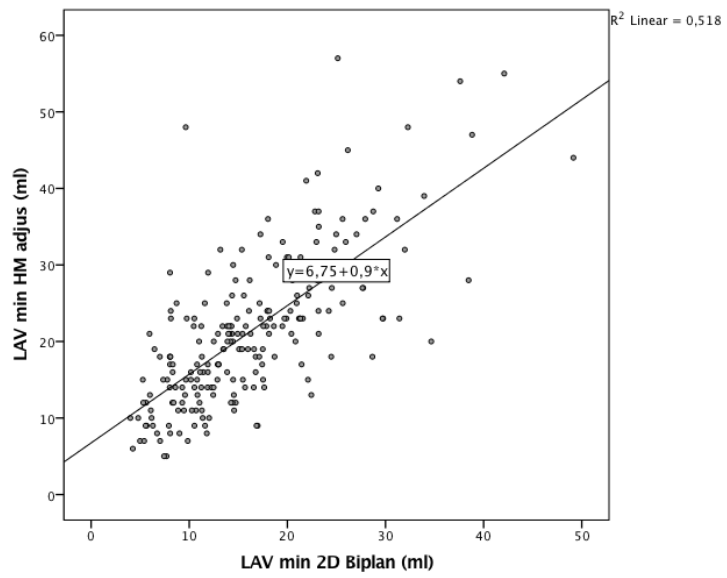
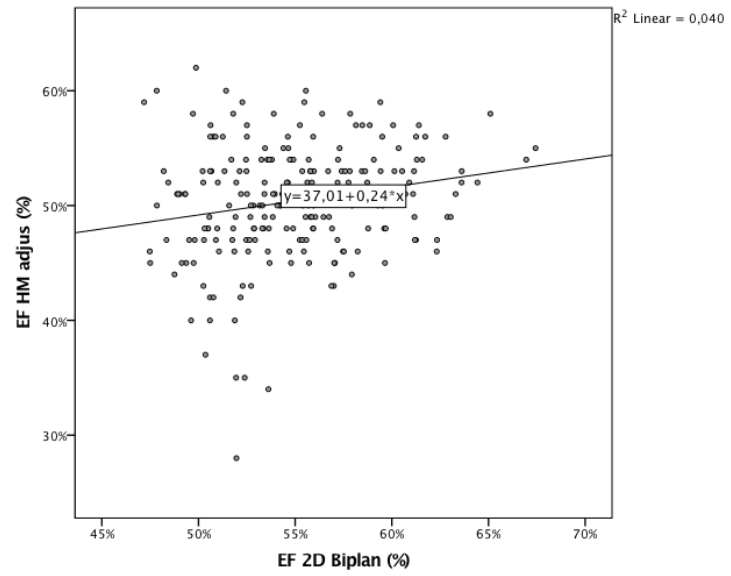
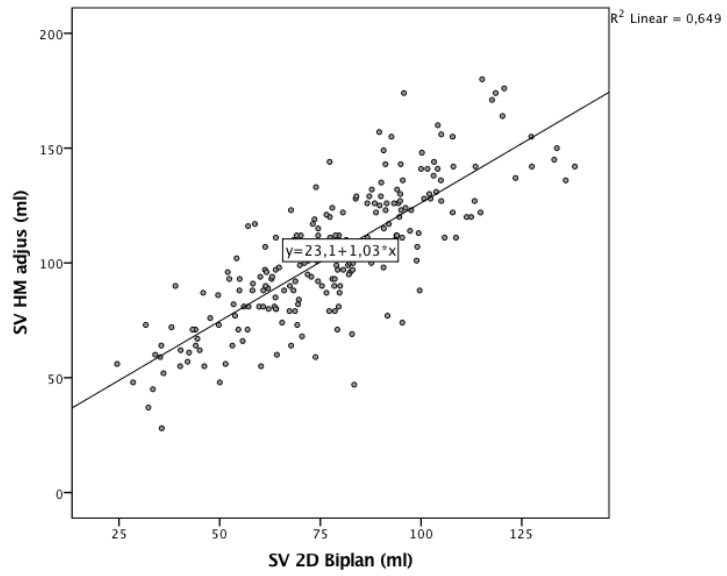
Die Werte aus 2D- und 3D-Echokardiographie wurden graphisch mittels Streudiagramm mit Regressionsgerade gegenübergestellt (Abbildung 3). Für alle Parameter zeigte sich eine positive lineare Beziehung. Diese war für EDL und ESL optisch am stärksten, da hier die Punktwolke die geringste Streuung um die Regressionsgerade aufwies.

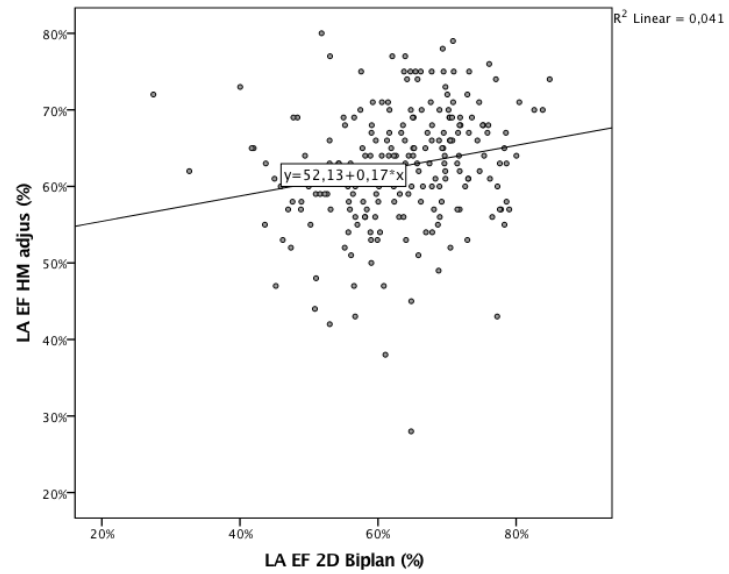
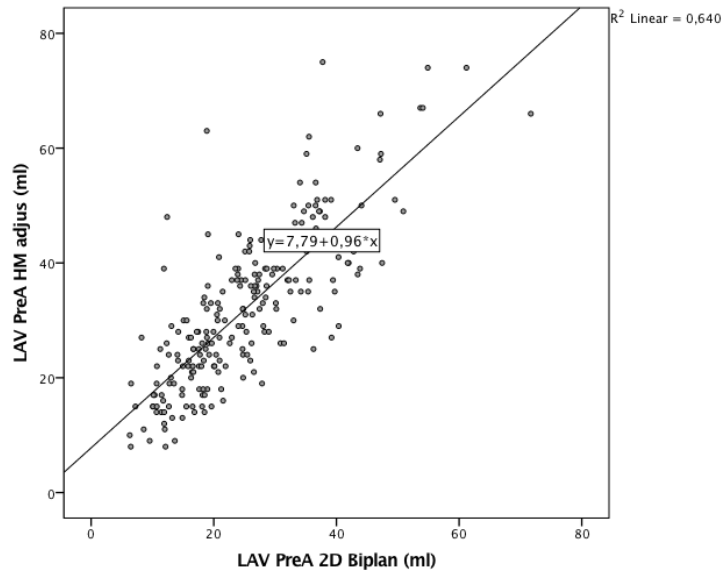
Volumina, Längen und Schlagvolumen des LV zeigten ähnliche Anstiege ( $0,8 < b < 1,3$ ) der Regressionsgeraden bei insgesamt geringer Streuung der Wertepaare um die Regressionsgerade. Für die Ejektionsfraktion sowohl des LV als auch des LA präsentierte sich eine maßgeblich größere Streuung.

Bei allen Parametern, jedoch am deutlichsten bei dem Vergleich der Vorhofvolumina ließ sich eine größere Streubreite mit Zunahme des Volumens erkennen.

Im Streudiagramm für das EDV fielen einige sehr hohe HeartModel-Werte von über 300 ml auf. Darüber hinaus stachen bei der Darstellung der LV EF sehr niedrige Werte sowohl in der 2D- als auch der 3D-TTE hervor. So maß die 2D-Methode bei 16 Sportler\*innen (7,3%) eine LV EF  $< 50\%$ . Die im Schnitt niedrigeren 3D-Werte waren für 18 Sportler\*innen (8,2%) sogar  $< 45\%$ .







**Abbildung 3: Streudiagramme**

**2D-Wert auf der x-Achse und 3D-Wert auf der Y-Achse, eingefügte Regressionsgerade Volumina in ml, Längen in cm, Ejektionsfraktionen in %**

### 4.3.3 Bland-Altman-Plot

Als weitere graphische Darstellung erfolgte die Auswertung mittels Bland-Altman-Plot. In den Plots (Abbildung 4) sind für alle Echokardiographie-Werte die Mittelwerte aus den jeweiligen 2D- und 3D-HeartModel-Werten auf der X-Achse gegen die Differenzen der Werte (3D-Wert minus 2D-Wert) auf der Y-Achse aufgetragen. Zusätzlich sind mit waagerechten Linien der Mittelwert und das Konfidenzintervall ( $\pm 1,96 \times$  Standardabweichung) der Differenzen, der sogenannte Übereinstimmungsbereich, markiert.

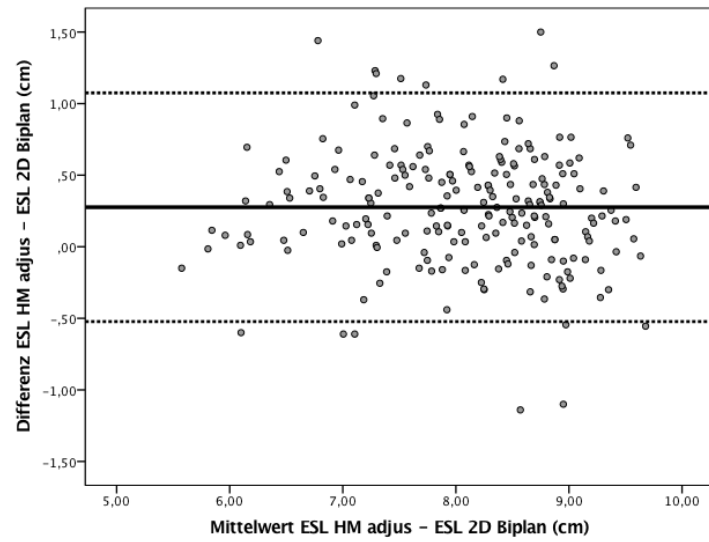
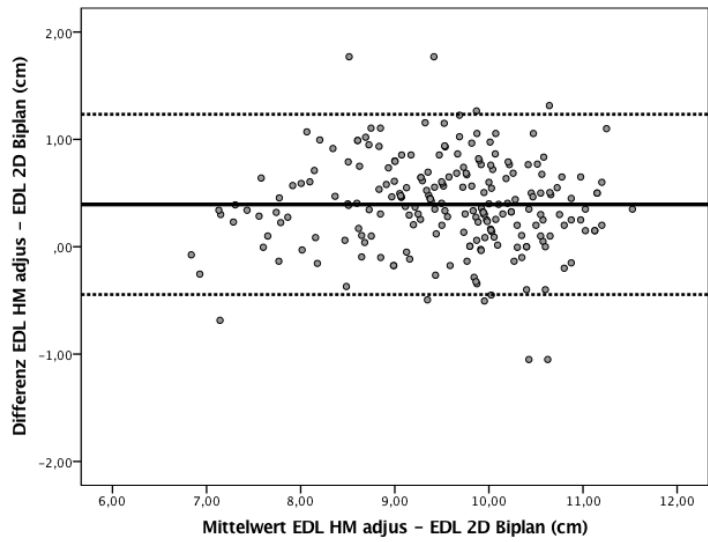
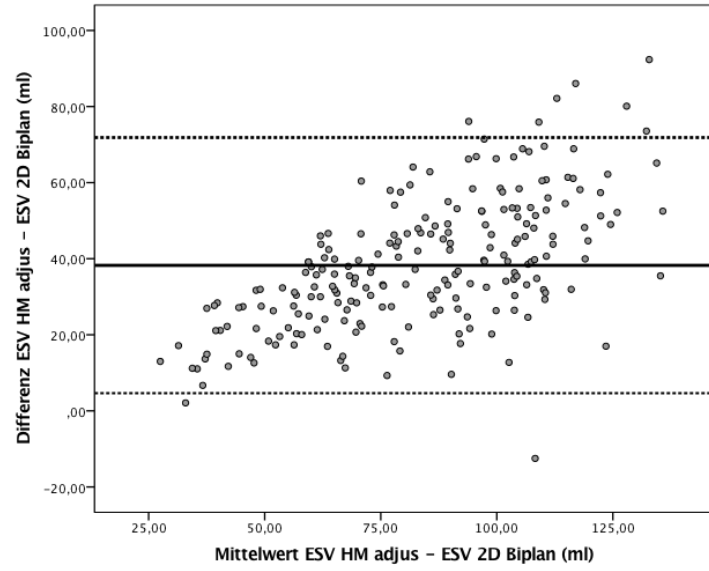
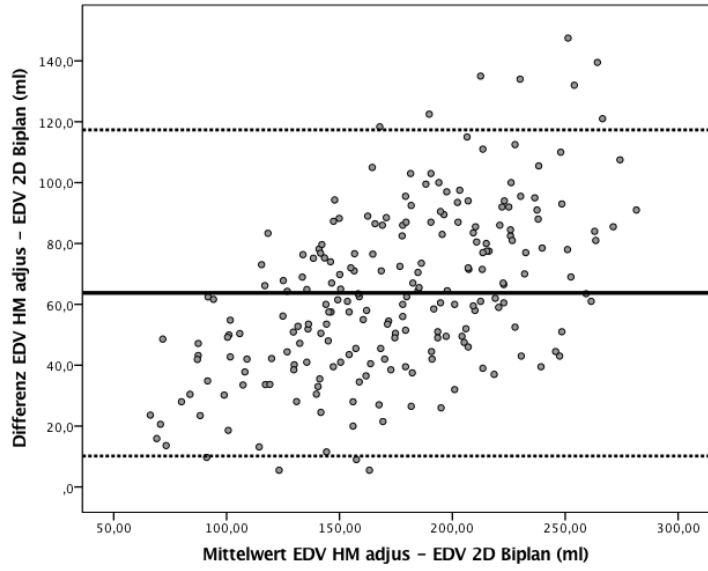
Die Werte von EDV, ESV und SV des LV wiesen eine hohe mittlere Differenz und ein großes Konfidenzintervall auf. Bei den Datenpunkten imponierte eine zunehmende Streuung bei größeren Volumina sowie größere Differenzen zwischen den Messwerten mit Zunahme des Volumens. Bis auf einen Ausreißer beim ESV waren die Differenzen der 2D- und 3D-Messungen von EDV und ESV durchweg positiv.

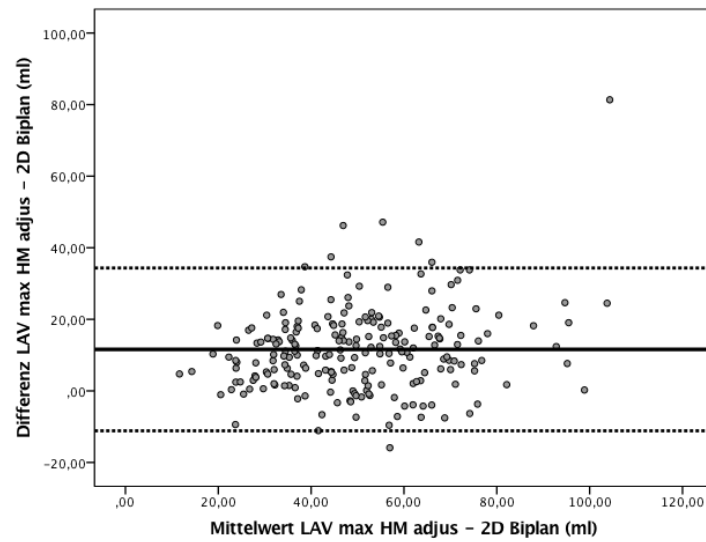
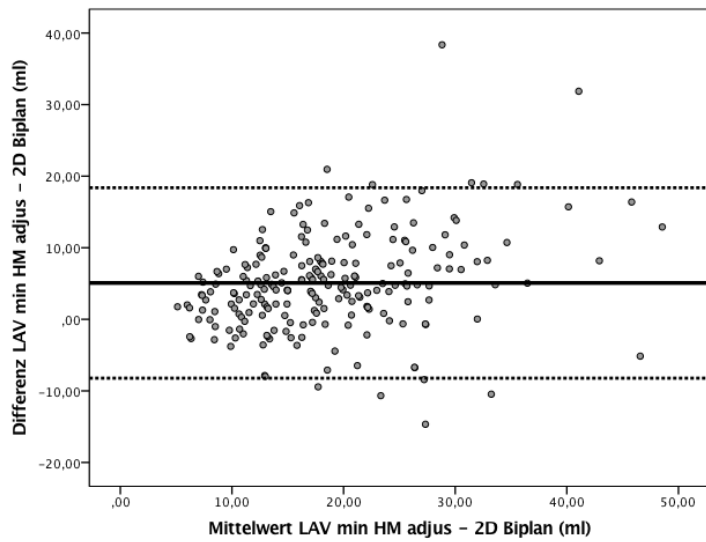
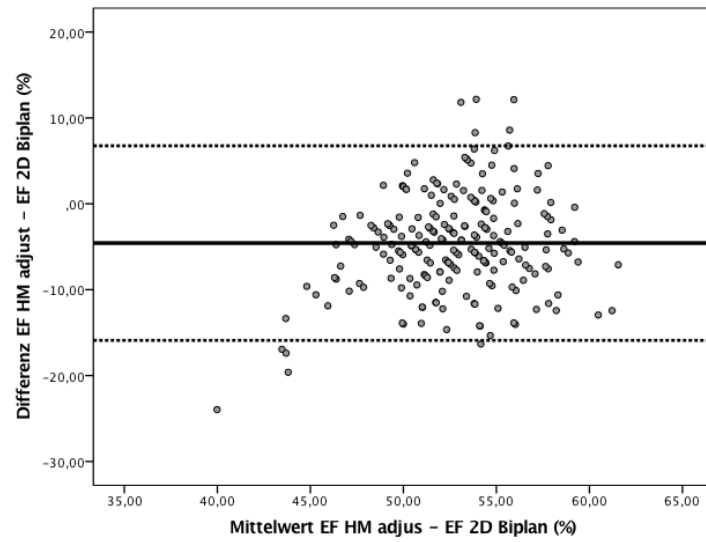
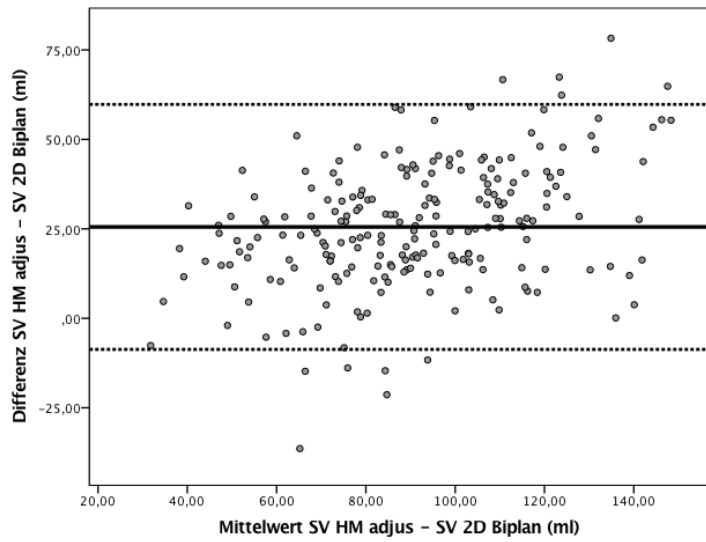
EDL und ESL des LV zeigten eine gute Übereinstimmung mit einer mittleren Differenz nahe 0 und engem Konfidenzintervall. Die Werte der Differenz wiesen eine konstante Streuung um die mittlere Differenz auch bei größeren Längenwerten auf. Auch hier überwiegen die positiven Differenzen.

Für die EF des LV wurde die negative mittlere Differenz deutlich bei breitem Konfidenzintervall. Der Großteil der Datenpunkte ordnete sich mit Werten zwischen 45% und 60% in einem engen Wertebereich ein.

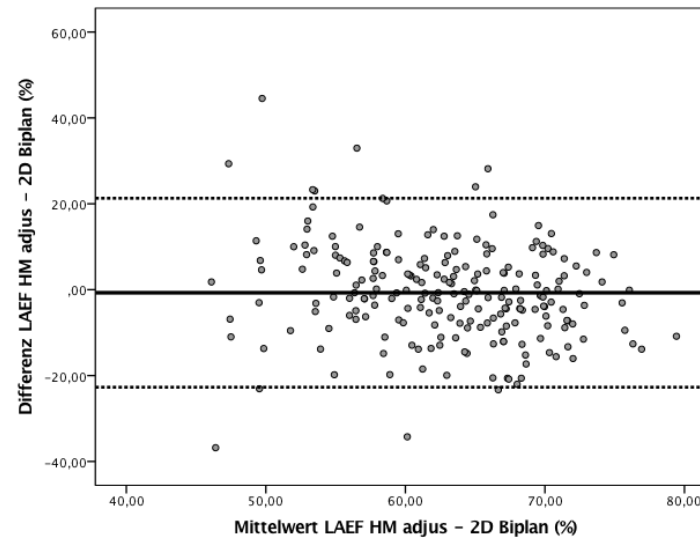
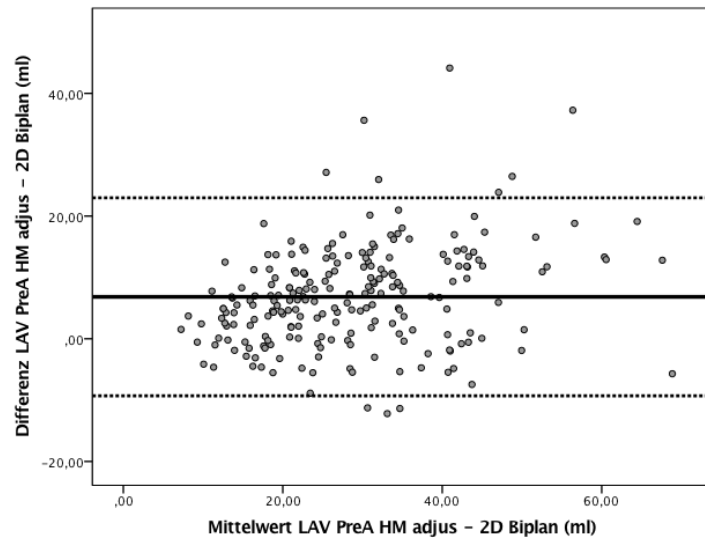
Die Volumina des LA (LAV min, LAV max, LAV PreA) zeigten mit positiver mittlerer Differenz und breitem Konfidenzintervall eine ähnliche Darstellung wie die Volumina des LV. Auch bei den Datenpunkten der Vorhofvolumina war eine größere Streuung mit Zunahme des Mittelwertes zu beobachten.

Die Werte der LA EF wiesen zwar eine mittlere Differenz nahe 0 auf, jedoch auch ein sehr breites Konfidenzintervall. Die Streuung der Datenpunkte um die mittlere Differenz zeigte sich über den gesamten Wertebereich konstant.









**Abbildung 4: Bland-Altman-Plots**

**Mittelwerte der Werte aus 2D- und 3D-Echokardiographie aufgetragen gegen die Differenz der Werte, durchgezogene Linie auf Höhe der mittleren Differenz und gestrichelte Linien auf Höhe der oberen und unteren Grenze des Konfidenzintervalls ( $\pm 1,96$ -fache Standardabweichung)**

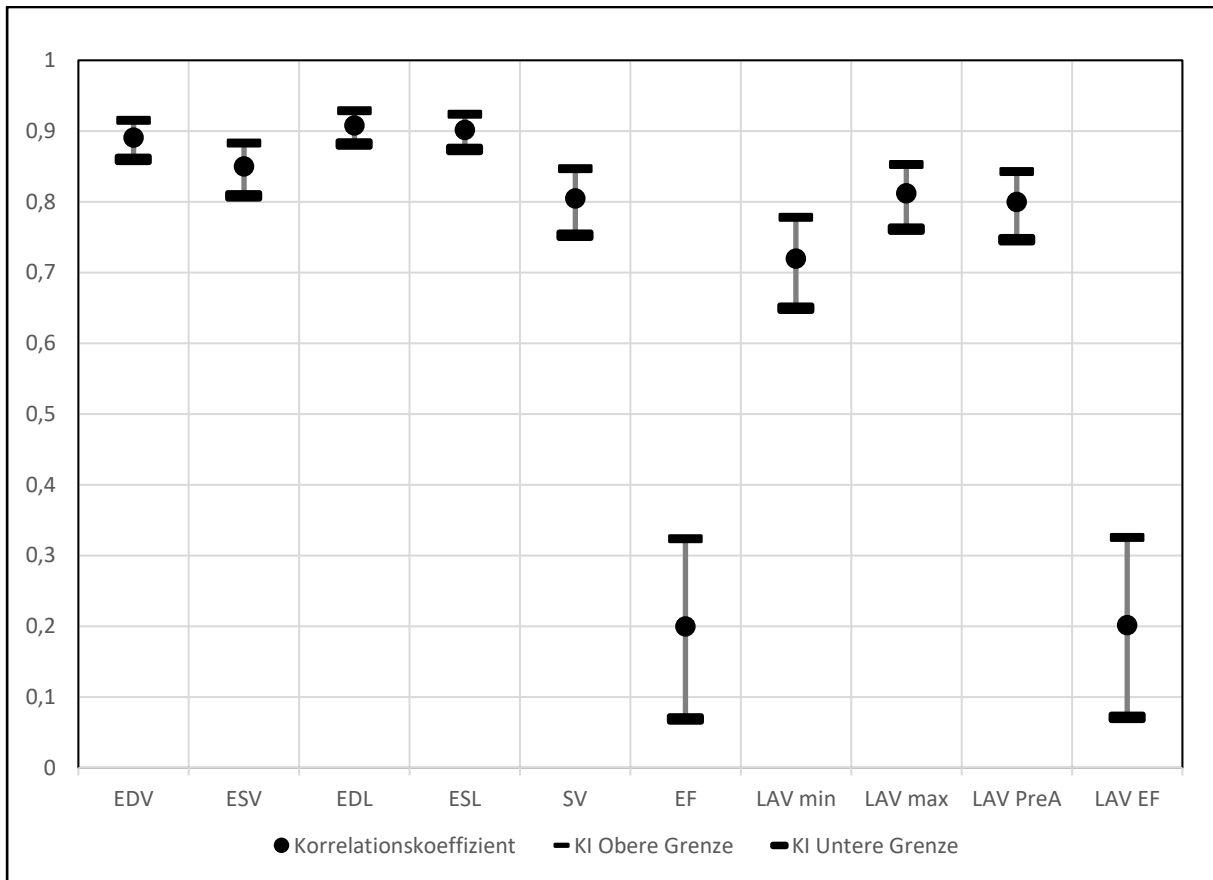
#### 4.3.4 Pearson-Korrelationskoeffizient

Zum Nachweis eines systematischen linearen Zusammenhangs der Werte aus 3D-HeartModel und 2D-Echokardiographie erfolgte die Berechnung der Pearson-Korrelationskoeffizienten inklusive 95%-Konfidenzintervalle für jeden Parameter (Tabelle 11). Die höchste Korrelation zeigten EDL und ESL mit einem Koeffizienten  $r > 0,9$ . Für die Volumina des LV (EDV, ESV, SV) ergaben sich mit Koeffizienten  $r > 0,8$  etwas höhere Korrelationen als für die Volumina des LA (LAV min, max, PreA) mit Koeffizienten  $r > 0,7$ . Hervorzuheben waren auch die im Vergleich sehr niedrige Korrelation der Ventrikel- und Vorhof-EF mit einem Koeffizienten von rund  $r = 0,2$ . Alle Korrelationskoeffizienten waren auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Zur Veranschaulichung wurden die Korrelationskoeffizienten mit Konfidenzintervallen in einem Punktdiagramm dargestellt (Abbildung 5). Dies diente der Sichtbarmachung von Überschneidungen der Konfidenzintervalle. Mit Ausnahme der Ejektionsfraktionen überschnitten sich die Konfidenzintervalle der einzelnen Werte mehrfach bei engen Intervallgrenzen.

**Tabelle 11: Pearson-Korrelationskoeffizienten (2D vs. 3D HeartModel adjustiert) mit 95%-Konfidenzintervall (KI) und p-Wert aus 2-seitiger Signifikanztestung. N=219**

	Korrelationskoeffizient	KI Obere Grenze	KI Untere Grenze	p-Wert
EDV	0,891	0,915	0,860	< 0,001
ESV	0,850	0,883	0,809	< 0,001
EDL	0,908	0,929	0,882	< 0,001
ESL	0,902	0,924	0,874	< 0,001
SV	0,805	0,847	0,753	< 0,001
EF	0,2	0,324	0,069	0,003
LAV min	0,72	0,778	0,649	< 0,001
LAV max	0,812	0,853	0,761	< 0,001
LAV PreA	0,8	0,843	0,747	< 0,001
LAV EF	0,202	0,326	0,071	0,003



**Abbildung 5: Punktdiagramm der Korrelationskoeffizienten mit Grenzen der 95%-Konfidenzintervalle und Spannweitenlinien**

#### 4.4 Vergleich HeartModel automatisch und adjustiert

Der Vergleich der automatisch vom HeartModel gemessenen Werte und der Werte nach manueller Adjustierung zeigte für alle Parameter geringe Unterschiede von durchweg unter 3%. Mit einem festgelegten Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  unterschieden sich die Werte des ESV, der LV EF und der LA EF nicht signifikant (Tabelle 12). Für die Messungen von EDV, EDL, ESL und SV, sowie LAV min, LAV max und LAV PreA konnte mit  $p < 0,001$  ein signifikanter Unterschied der Mittelwerte nachgewiesen werden.

Sowohl Volumen- als auch Längenwerte waren im Mittel in der adjustierten minimal höher als in der automatischen Messung. Bis auf ein extrem hohes Maximum für EDV und SV in der automatischen Messung war dieser Trend auch für Minima und Maxima zu beobachten (Tabelle 13).

Die Pearson-Korrelationskoeffizienten waren mit Ausnahme von SV und EF des LV für alle Parameter mit  $r > 0,95$  nahe 1. Auch SV und EF zeigten jedoch mit Koeffizienten knapp unter 0,9 eine sehr hohe Korrelation (Tabelle 14). Alle Korrelationskoeffizienten waren auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

**Tabelle 12: Echokardiographie-Werte 3D HeartModel automatisch und adjustiert – Mittelwerte**

**Angabe als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung auf erste Nachkommastelle gerundet. p-Werte aus Wilcoxon-Test korrigiert mit Bonferroni-Holm-Korrektur. Absolute (3D HM adjus – 3D HM auto) und relative Differenz (Bias) bezogen auf adjustierte Werte; N=219.**

	3D HM auto	3D HM adjus	p-Wert	Differenz	Bias
EDV (ml)	203,7 $\pm$ 60,7	206,1 $\pm$ 57,2	< 0,001	2,4	1,2%
ESV (ml)	102,8 $\pm$ 33	102,7 $\pm$ 30,9	0,06	-0,1	-0,1%
EDL (cm)	9,6 $\pm$ 1	9,7 $\pm$ 1	< 0,001	0,1	1,0%
ESL (cm)	8,1 $\pm$ 0,9	8,2 $\pm$ 0,9	< 0,001	0,1	1,2%
SV (ml)	100,9 $\pm$ 35,5	103,5 $\pm$ 29,4	< 0,001	2,6	2,5%
EF (%)	49,6 $\pm$ 7,3	50,4 $\pm$ 5	0,06	0,8	1,6%
LAV min	21,2 $\pm$ 9,6	21,3 $\pm$ 9,7	0,024	0,1	0,5%
LAV max	55,3 $\pm$ 19,6	56,0 $\pm$ 19,7	< 0,001	0,7	1,3%
LAV PreA	31,8 $\pm$ 13,8	32,1 $\pm$ 13,7	< 0,001	0,3	0,9%
LA EF	62,3 $\pm$ 8,1	62,6 $\pm$ 8	0,112	0,3	0,5%

**Tabelle 13: Echokardiographie-Werte 3D HeartModel automatisch und adjustiert - Spannweite.**

Angabe als Minimum, Maximum und Median; N=219

	3D HM auto			3D HM adjus		
	Minimum	Maximum	Median	Minimum	Maximum	Median
EDV (ml)	75	504	204	77	334	207
ESV (ml)	30	179	105	34	179	105
EDL (cm)	6,6	12,6	9,7	6,8	11,8	9,9
ESL (cm)	5,5	10	8,2	5,5	9,9	8,4
SV (ml)	28	357	99	28	180	102
EF (%)	27	71	50	28	62	51
LAV min (ml)	5	54	20	5	57	20
LAV max (ml)	17	158	54	14	145	54
LAV PreA	8	83	30	8	75	30
LA EF	31	86	63	28	80	63

**Tabelle 14: Pearson-Korrelationskoeffizienten (3D HeartModel automatisch vs. adjustiert) mit 95%-Konfidenzintervall (KI) und p-Wert aus 2-seitiger Signifikanztestung. N=219**

	Korrelationskoeffizient	KI obere Grenze	KI untere Grenze	p-Wert
EDV (ml)	0,961	0,970	0,949	< 0,001
ESV (ml)	0,98	0,985	0,974	< 0,001
EDL (cm)	0,965	0,973	0,955	< 0,001
ESL (cm)	0,952	0,963	0,938	< 0,001
SV (ml)	0,888	0,913	0,856	< 0,001
EF (%)	0,899	0,922	0,870	< 0,001
LAV min	0,995	0,996	0,993	< 0,001
LAV max	0,982	0,986	0,977	< 0,001
LAV PreA	0,974	0,980	0,966	< 0,001
LA EF	0,946	0,958	0,930	< 0,001

#### 4.5 EKG

Rund die Hälfte der Leistungssportler\*innen wies mit Herzfrequenzen < 60/min in Ruhe eine Sinusbradykardie auf. Einen positiven Sokolow-Index zeigten etwa 13 %. Eine verlängerte PQ-Zeit im Sinne eines AV-Blocks ersten Grades war mit unter 5% selten zu beobachten. Eine verlängerte P-Welle fiel bei rund 22 % auf, während erhöhte P-Wellen-Amplituden in keinem Fall erhoben werden konnten. Die ausführlichen Ergebnisse sind in Tabelle 15 dargestellt.

**Tabelle 15: EKG**

**Werte Angabe als Absolute Zahlen (%) oder mit Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung; N=219**

Herzfrequenz (1/min) <ul style="list-style-type: none"><li>• Bradykardie</li></ul>	$61 \pm 10,7$  109 (49,8%)
Sokolow-Index (mV) <ul style="list-style-type: none"><li>• <math>\geq 3,5</math> mV</li></ul>	$2,58 \pm 0,8$  28 (12,8%)
PQ-Zeit (ms) <ul style="list-style-type: none"><li>• <math>\geq 200</math> ms</li></ul>	$154 \pm 27,1$  10 (4,6%)
Dauer P-Welle (ms) <ul style="list-style-type: none"><li>• <math>\geq 110</math> ms</li></ul>	$101 \pm 13,5$  48 (21,9%)
Amplitude P-Welle (mV) <ul style="list-style-type: none"><li>• <math>\geq 0,25</math> mV</li></ul>	$0,09 \pm 0,02$  0

## **5. Diskussion**

### **5.1 Rekapitulation der Fragestellung**

Eine Vielzahl von Studien hat bereits gezeigt, dass die 3D-Echokardiographie mittels einer vollautomatischen Software eine hohe Genauigkeit bei guter Durchführbarkeit in der Untersuchung des linken Herzens aufweist (47,54). Die Korrelation mit der Gold-Standard-Methode CMR ist hoch (44,47,54,55). Weiterhin scheinen die Volumina ohne geometrische Näherung wie in der 2D-Echokardiographie weniger unterschätzt zu werden (36,41). Die simultane Volumenmessung von Ventrikel und Vorhof erlaubt darüber hinaus einen Zeitvorteil (46). Aufgrund dieser Vorteile wird der Einsatz der 3D-Echokardiographie bereits von Leitlinien empfohlen (45). Dennoch ist nach wie vor die 2D-Echokardiographie Mittel der Wahl im klinischen Alltag auch in der Sportmedizin (20,33).

Ziel dieser Arbeit war es, mittels einer retrospektiven Studie einen Vergleich zwischen 2D- und 3D-Echokardiographie zur Anwendung in der Sportmedizin anzustellen. Dies sollte an einem Kollektiv von Leistungssportler\*innen insbesondere bezüglich einer Beurteilung der Sporthertzadaptation mittels Volumenmessung erfolgen. Als 3D-Echokardiographie-Software kam Philips HeartModel<sup>A.1.</sup> zum Einsatz. Daraus sollte eine Aussage über die breite klinische Anwendbarkeit der 3D-Echokardiographie statt der 2D-Echokardiographie in der Sportmedizin ermöglicht werden.

### **5.2 Interpretation der Ergebnisse**

#### 5.2.1 Zusammenfassung der Hauptergebnisse

Mit dieser Studie wurde nach bestem Wissen erstmals der Einsatz einer automatischen 3D-Echokardiographie-Software in der Sportmedizin im Vergleich zur 2D-Echokardiographie getestet. Dafür wurden die Daten von 219 Leistungssportler\*innen verschiedener Sportarten im Alter von 10 bis 59 Jahren retrospektiv ausgewertet. Zur Auswertung wurden volumetrische und metrische Messwerte des linken Ventrikels und linken Atriums herangezogen. Die mit den beiden Methoden gemessenen Werte wiesen eine signifikant hohe Korrelation auf. Die 3D-Echokardiographie lieferte systematisch höhere Werte. Auf den Vergleich mit der Goldstandard-Methode CMR wurde aufgrund der zu kleinen Stichprobe bei geringer Aussagekraft der Ergebnisse verzichtet.

Sportherz-typische EKG-Veränderungen konnten in unterschiedlichem Ausmaß nachgewiesen werden.

### 5.2.2 Stichprobe und Biometrie

Die Anzahl von 219 in die Studie eingeschlossenen Leistungssportler\*innen repräsentiert ein ähnlich großes Kollektiv wie in vergleichbaren vorausgegangenen Studien, um ein aussagekräftiges Ergebnis zu erzielen (47,48,54). Die geplante Stichprobengröße von rund 200 Studienteilnehmer\*innen wurde erreicht.

Der mit 74% deutlich größere Anteil an Männern als Frauen (26%) in der Studie spiegelt den größeren Anteil von männlichen Sportlern und Vereinskadern wider, die sich in der sportmedizinischen Ambulanz vorstellen. In der Literatur sind entweder ebenfalls Männer-dominierte oder ausgeglichene Geschlechterverhältnisse in analogen Studiendesigns zu finden (47,48). Die Ergebnisse aus dieser Stichprobe sind damit tendenziell eher auf eine Population von männlichen Sportlern und nur in begrenztem Maße auf weibliche Sportlerinnen übertragbar. Da Körpergröße und Gewicht von Männern im Durchschnitt deutlich größer als von Frauen sind bedeutet dies auch eine Beeinflussung der Ergebnisse der biometrischen Daten sowie der Herzvolumina der Stichprobe nach oben.

Der Anteil minderjähriger Leistungssportler\*innen ist mit rund 40 % recht hoch, da die Sportmedizin der Charité eine Reihe von Jugendmannschaften und Nachwuchskadern der Berliner Sportvereine betreut. Dies und die Tatsache, dass zu einem großen Anteil aktive Leistungssportler\*innen eingeschlossen wurden begründet das insgesamt geringe Durchschnittsalter der Stichprobe von rund 21 Jahren. Frühere Studien zur 3D-Echokardiographie wurden meist an sehr viel älteren Herzpatient\*innen durchgeführt (47,48,53,54). 3D-Echokardiographie zur Volumenmessung bei pädiatrischen Patient\*innen ist in Studien bislang nur vereinzelt untersucht worden (77). Auch dieser hohe Anteil von pädiatrischen und adoleszenten Leistungssportler\*innen beeinflusst die Gesamt-Ergebnisse von biometrischen Daten und Herzvolumina, jedoch nach unten. Das bedeutet, dass die Ergebnisse aus der Stichprobe zwar auf eine Sportler\*innenpopulation in einer sportmedizinischen Ambulanz übertragbar sind, wenn sich dort sowohl minderjährige als auch erwachsene Sportler\*innen vorstellen, jedoch nicht ohne weiteres auf ausschließlich erwachsene Leistungssportler\*innen.

In den biometrischen Eigenschaften (Körpergewicht, Körpergröße, BMI, BSA, Körperfettanteil, fettfreie Masse, Blutdruck) ist die Stichprobe vergleichbar mit denen von



Leistungssportler\*innenkollektiven in anderen Studien (12,78). In dieser Hinsicht ist die untersuchte Stichprobe repräsentativ für das Patient\*innenkollektiv einer Sportmedizinischen Ambulanz mit überwiegend Leistungssportler\*innen und stellt in der Literatur eine bislang nicht betrachtete Population für die Anwendung von 3D-Echokardiografie dar.

Der Großteil der Leistungssportler\*innen besitzt einen Trainingsaufwand deutlich über dem angenommenen Cut-off-Wert von 5 Stunden pro Woche und wird damit und über die Erfüllung der Basiskriterien für Leistungssport von Scharhag und Araujo dem Anspruch eines Leistungssportler\*innenkollektivs in Bezug auf zu erwartendes kardiales Remodeling gerecht (56).

Sinnvoll wäre die ergänzende Erhebung physiologischer Parameter wie der Lactatschwellen (auch „lactate turning points“) zur genaueren Einschätzung des Leistungsspektrums im Ausdauerbereich der Studienproband\*innen gewesen (79,80). Als „harter“ biologischer Parameter ist damit eine sehr viel genauere Beurteilung der Leistungsfähigkeit als mit anamnestischen Informationen zu erwarten. Zudem wäre eine bessere Vergleichbarkeit zu Studienpopulationen anderer sportmedizinischer Studien möglich und ein weiterer Wert für zu erwartende Sportherz-Adaptationen enthalten. Die Erfassung der Lactatschwellen ist daher Teil der auf dieser Studie aufbauenden Folgestudie.

Das Vorliegen eines Sportherzens kann über den Wert des relativen Herzvolumens abgeschätzt werden (5). Bei über 40% der Leistungssportler\*innen lag dieses über dem geschlechtsspezifischen Normwert und zeigt somit ein vergrößertes Herz im Sinne eines Sportherzens. Dieser Anteil ist als hoch zu bewerten verglichen mit Daten über das Vorliegen eines vergrößerten enddiastolischen Durchmessers (über 60 mm bei Männern) als Zeichen eines Sportherzens bei nur rund 15% aller Sportler (5). Hierbei könnten insbesondere minderjährige Turner\*innen und Sportler\*innen der Rhythmischen Sportgymnastik eine Rolle spielen, die ein sehr geringes Körpergewicht und BMI aufweisen. Dies führt zu einem größer gemessenen relativen Herzvolumen in dieser Gruppe ohne dass zwingend ein Sportherz vorliegen muss.

Die Klassifikation der Sportarten sollte der sinnvollen Ordnung der großen Zahl verschiedener Sportarten in Gruppen mit ähnlichen körperlichen Anforderungen dienen. Dies gelingt der Klassifikation nach Pelliccia et al. besser. Sie erscheint mit der Reduktion auf vier verschiedene Gruppen intuitiver und einfacher anwendbar als die Klassifikation nach Mitchell et al.. Ziel war es insbesondere den Anteil der Ausdauersportler\*innen zu

erheben, da bei Ausdauersportarten eher ein Sportherz zu erwarten ist (5). In der Klassifikation Pelliccia et al. lässt sich der Anteil klassischer Ausdauersportler\*innen aus der Gruppe „Endurance“ ablesen. Eine ähnlich klare Zuordnung ist in der Klassifikation nach Mitchell et al. nicht ohne weiteres möglich. Dort kann zumindest mit dem Anteil an Sportarten mit hoher dynamischer Komponente die Zahl der Leistungssportler\*innen mit zu erwartender exzentrischer Myokardhypertrophie geschätzt werden.

### 5.2.3 Ausgeschlossene Fälle

Die wegen zu geringem Trainingsaufwand (<5h) ausgeschlossenen Proband\*innen (5,4%) waren vor allem ältere Freizeitsportler\*innen. Das Durchschnittsalter dieser Gruppe war deutlich höher als das der finalen Stichprobe (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung:  $43,3 \pm 16,4$ ).

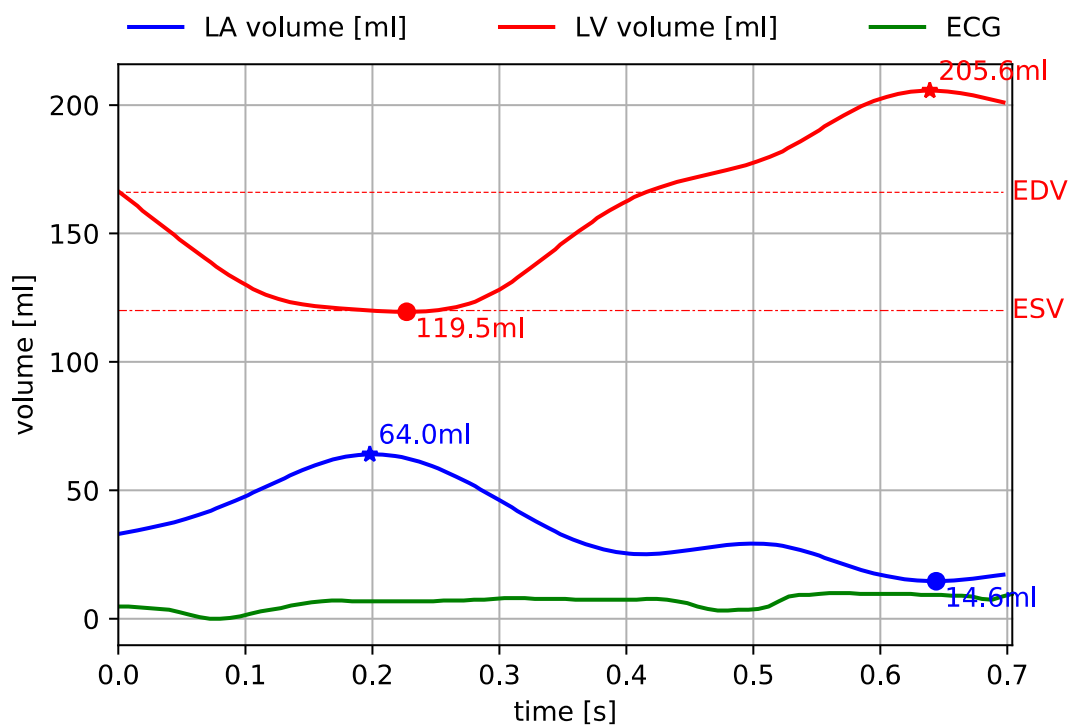
Von den Echokardiographie-Aufnahmen der über 400 verbleibenden Sportler\*innen konnten mittels HeartModel nur 287 bei PhilipsHealthcare in Hamburg ausgewertet werden, da die Nutzung der dortigen Ressourcen zeitlich auf 5 Tage beschränkt war.

Von den 287 ausgewerteten 3D-Bildern lieferten 48 (16,7%) keine verwertbaren Messergebnisse. Hauptgrund war ein fehlerhaftes EKG-Tracking. In dem Großteil dieser ausgeschlossenen Fälle erkannte die Software in einem EKG schlechter Qualität die R-Zacke nicht korrekt. Damit wurden Endsystole und Enddiastole falsch terminiert und Volumina zum falschen Zeitpunkt in der Volumenflusskurve gemessen. Die Rate der korrekt gemessenen Aufnahmen betrug somit 83,3%. Tamborini et al. erhielten bei Messungen an Herzpatient\*innen eine höhere Rate von 94,5%. Ursachen der schlechten Signalqualität des EKG sind retrospektiv nicht zu klären, anzunehmen wären beispielsweise schlecht geklebte Elektroden oder durch Muskelspannung bedingte Artefakte.

Weiterhin war zu beobachten, dass bei einigen Bildern die aufgenommene Bildsequenz zu kurz oder zu spät aufgenommen war, wodurch vor allem das Bild mit dem maximalen Volumen für das EDV abgeschnitten wurde. Folge war die Messung von EDV an anderer Position. Dies führte ebenfalls in einigen Fällen zu nicht verwertbaren Messungen, da das ESV teilweise größer als das EDV gemessen wurde. In geringerem Ausmaß kann dieses Phänomen auch bei nicht ausgeschlossenen Fällen Grund für ein nur gering kleiner gemessenes EDV und damit zu kleine EF gewesen sein. Weitere Folge war in einigen Fällen, dass EDV und ESV in verschiedenen Herzzyklen gemessen wurden und so

ebenfalls die EF beeinflussten (siehe Abb. 6). Mögliche Gründe für die fehlerhaft aufgenommene Bildsequenz könnte wieder ein schlechtes EKG-Signal in Verbindung mit schlechter Bildqualität gewesen sein, was die Terminierung der Aufnahme durch Erkennung des Herzzyklus für die Software erschwerte. Ebenso könnten von Patient\*innenseite atembedingt oder von Untersucherseite Bewegung am Schallkopf Verschiebungen im eingestellten Bild die Aufnahme irritiert haben.

Die Ursache für fehlende Messungen aus der 2D-Echokardiographie (7%) war zumeist eine schlechte Bildqualität gespeicherter Sequenzen in 2- oder 4-Kammerblick. Darin war folglich keine Auswertung mittels Simpson-Methode und Erhebung eines biplanen Wertes möglich.



**Abbildung 6: Fehlmessung HeartModel**

**Fluss-Volumen-Kurve mit EKG-Linie aus dem HeartModel. Im Normalfall beginnt der aufgezeichnete Herzzyklus mit der R-Zacke und der Messung des EDV (siehe Abb. 2), hier ist das EDV abgeschnitten, sodass ESV und EDV in verschiedenen Herzzyklen gemessen werden**

#### 5.2.4 Methodik

Mit dieser retrospektiven Studie erfolgte erstmals ein Vergleich von 2D- und 3D-Echokardiographie im Bereich der Sportmedizin und an Leistungssportler\*innen. Philips HeartModel wurde bislang an Patient\*innen mit verschiedenen Herzformen trainiert (58). Jedoch kam es bisher zur Volumenmessung bei Sportherzen im Rahmen von Studien noch nicht zum Einsatz.

Die Evaluation der 3D-Software erfolgte analog zu früheren Studienprotokollen im Vergleich zum bisherigen Standard: 2D-Echokardiographie mit Simpson-Methode und CMR (42–44,47,54,55). Es wurde die adjustierte Messung aus dem HeartModel für die Auswertung herangezogen. Diese Kombination der automatischen Konturerkennung durch die Software mit Korrekturen durch den/die Untersucher\*in wurde als am exaktesten angenommen, da hier maschinelle und manuelle Messung kombiniert werden. Zumindest teilweise bestätigt wird diese Annahme in der Studie von Tsang et al., wo die adjustierten Messungen den automatischen Messungen im Vergleich mit dem CMR etwas überlegen waren bei nur geringen Unterschieden (47).

Übliche Messwerte zum Vergleich waren bisher in der Regel EDV, ESV und EF des LV sowie LAV max (47,48). Darüber hinaus konnten in dieser Arbeit erstmals die Längen des LV (EDL, ESL) und einige weitere Werte des LA (LAV min, LAV PreA, LA EF) verglichen werden. Grund dafür war die erstmals von Philips im HeartModel zur Verfügung gestellte dynamische Vorhof-Volumetrie zur Auswertung der Vorhöfe.

Die Auswertung mittels Streudiagramm mit Regressionsgerade, Bland-Altman-Plot und Pearson-Korrelationskoeffizient war ebenfalls in vergleichbaren Studien das statistische Mittel der Wahl (47,48,54). Die Gegenüberstellung der Konfidenzintervalle der Korrelationskoeffizienten war in keiner dieser Studien zu finden.

Die Software war auf dem verwendeten Echokardiographie-Gerät fest installiert und in die herkömmliche Software integriert. So konnte problemlos nach der Standard-2D-Echokardiographie-Untersuchung und ohne Wechsel des Schallkopfes die 3D-Untersuchung durchgeführt werden. Die Anwendung stellte damit keinen großen zeitlichen Mehraufwand für die gesamte Untersuchung der Proband\*innen dar. Die Aufnahme der 3D-Bilder erwies sich fast ausschließlich gut praktikabel. Dies bestätigt die bereits beschriebene gute Handhabbarkeit und klinische Anwendbarkeit der Software (47,54).

### 5.2.5 Vergleich 2D- und 3D-Echokardiographie

2D-Echokardiographie und HeartModel zeigten eine signifikant hohe Korrelation in der Vermessung des linken Herzens. Die Werte aus dem HeartModel waren dabei systematisch höher als die biplanen mit Simpson-Methode berechneten Werte aus der herkömmlichen 2D-Echokardiographie. Dies bestätigt der T-Test für verbundene Stichproben. Alle Parameter außer der Vorhof-EF unterschieden sich in ihren Mittelwerten signifikant.

Wie bereits beschrieben, unterschätzt die geometrische Näherung der Simpson-Methode in der 2D-Echokardiographie die Volumina von LV und LA deutlich im Vergleich zum Goldstandard CMR (45). Dies begründet die großen Unterschiede in den gemessenen Volumina, da die Messungen der 3D-Echokardiographie sehr viel näher am CMR liegen (36). Ein weiterer Faktor für diesen Effekt ist, dass im HeartModel der links-ventrikuläre Ausflusstrakt (left ventricular outflow tract – LVOT) in die Volumenmessung miteinbezogen wird. Dieser wird bei der Simpson-Methode im Bild „abgeschnitten“, da er in 2- und 4-Kammerblick nicht zur Darstellung kommt (59). Weniger beeinflusst von diesen Punkten ist die Längenmessung, was die geringeren Unterschiede zwischen den Methoden widerspiegelt.

Die geringen Längenunterschiede zwischen 2D- und 3D-Methode können wiederum als Kriterium für die korrekte 2D-Bestimmung herangezogen werden. Die geringe Abweichung zwischen 2D- und 3D-LV-Längen legt nahe, dass ein durch falsche Anlotung bedingtes „foreshortening“ des LV in der 2D-Methode und damit falsch erniedrigte LV-Volumina vermieden werden konnten.

Die Ejektionsfraktionen von LA und LV zeigen im Gegensatz zu den übrigen Parametern kleinere Werte aus dem HeartModel gegenüber der 2D-Methode. Grund ist am Beispiel des LV ein im Verhältnis größer gemessenes ESV (+59% zum 2D-Wert) als das EDV (+45%). Diese Beobachtung der größer gemessenen Volumina bei kleinerer Ejektionsfraktion des LV machten auch schon Tamborini et al. (54). Dies wurde auch mit den Entwickler\*innen der Firma (Fa.) Philips diskutiert. So sei dies bereits während des Validierungsprozesses aufgefallen. Wichtigster Grund ist demnach die schlechtere räumliche Auflösung in der 3D-Echokardiographie verglichen mit der 2D-Echokardiographie, die die Erkennung der Endokardgrenze vor allem in der Endsystole erschwert, da dort die Trabekularisierung dichter erscheint.

Zudem ist gezeigt worden, dass Sportherzen eine Hypertrabekularisierung aufweisen (5). Hypothetisch könnte dies insbesondere bei Kontraktion endsystolisch die Detektion der

Endokardgrenze durch die Software erschweren. Dies hätte vor allem Einfluss auf die Messung des ESV. Durch unzureichende Darstellung und Erkennung der Trabekel würde das ESV zu groß gemessen werden. Somit wäre die EF zu klein.

In den Leitlinien wird der Einsatz der 3D-Echokardiographie speziell zur Quantifizierung der Hypertrabekularisierung von Sportherzen empfohlen (36). Als Ursache des beschriebenen Problems ist somit nicht die Darstellung der Trabekularisierung selbst in der 3D-Methode sondern das auch auflösungsbedingt erschwerte Festlegen der Endokardgrenze durch die Software anzunehmen.

Ein weiterer potentieller Grund könnte der Einschluss des LVOT in die 3D-Messung sein. Der LVOT weist als nicht kontraktile Anteil am Ventrikel ein relativ konstantes Volumen auf. Der relative Anteil am ESV wäre damit größer als am EDV. Damit würde das ESV im Verhältnis zum EDV größer und die EF kleiner gemessen werden im Vergleich zur 2D-Methode.

Als letzter Faktor spielt die geringere zeitliche Auflösung im 3D-Echo (15-20 Hz vs. 60 Hz im 2D-Echo) eine Rolle, bei der die Bestimmung von Enddiastole und Endsystole ungenauer wird. Der Effekt ist, dass EDV und ESV teilweise nicht genau in dem Bild mit maximalem und minimalem Volumen gemessen werden. Dies führt zu einer Dämpfung der aufgezeichneten Volumenkurven und die EF wird zu klein berechnet.

Formal wies ein großer Anteil der Sportler\*innen in beiden Messmethoden eine pathologische Ejektionsfraktion auf (Beispiel 2D-TTE: 7,3% < 50%). Dies ist in der Literatur bei gesunden Ausdauersportlern in Ruhe mehrfach beschrieben, jedoch nicht in dieser Ausprägung (11,81,82). Für die Patient\*innen mit niedrig gemessener EF (< 50%) im 2D-TTE wurde daraufhin eine Plausibilitätsanalyse durchgeführt. Die 2D-Aufnahmen des LV präsentierten sich jedoch in der visuellen Einschätzung und ergänzender klinischer TTE-Parameter unauffällig. Zudem bewegten sich die EF-Werte nur knapp unter 50% (47-49%). Somit wurden diese als normales Phänomen bei Leistungssportler\*innen interpretiert.

Dagegen wurden einige Werte der LV EF im 3D-TTE in hohem Maße niedrig gemessen (8,2% LV EF < 45%, Minimum LV EF = 28%). Diese Fälle wurden als Ausreißer der Methode interpretiert, verblieben aber in der Stichprobe und gingen mit in die Auswertung ein.

Die darüber hinaus aufgefallenen sehr hohen EDV-Werte im HeartModel von teilweise über 300 ml sind nach Einzelanalyse jeweils körperlich sehr großen und langjährig ausdauererfahrenen Sportler\*innen zuzuordnen und damit zufriedenstellend erklärbar.

Bei diesen großen Volumina zeigte sich jedoch die Differenz zwischen 2D- und 3D-Messung am deutlichsten mit nahezu 100 ml.

Die Streudiagramme zeigten einen klaren linearen Zusammenhang der volumetrischen und metrischen Werte an. Ausgenommen davon waren die Ejektionsfraktionen, die eine sehr viel größere Streuung aufwiesen.

In den Bland-Altman-Plots wurden anhand der positiven mittleren Differenzen bei allen Parametern außer den Ejektionsfraktionen die systematisch höheren Messwerte aus der 3D-Echokardiographie deutlich. Von einer guten Übereinstimmung der Messwerte kann am ehesten bei mittlerer Differenz nahe 0 und engem Übereinstimmungsbereich (Konfidenzintervall) ausgegangen werden (83). Beide Kriterien erfüllten nur EDL und ESL akzeptabel. Bei allen anderen Werten zeigten sich durch breite Konfidenzintervalle eine große Streuung der Differenzen. Zudem war bei allen Volumenwerten eine Ungleichverteilung innerhalb der Intervalle zu beobachten. Bei größer gemessenen Volumina ergaben sich größere Differenzen zwischen den Methoden und unterschiedlichere Differenzen im Sinne einer größeren Streuung. Je größer die Volumina, umso schlechter war also die Übereinstimmung der beiden Methoden. Die größere Streuung in Abhängigkeit von der Größe der Messwerte war so auch in den Streudiagrammen zu sehen.

Bei Betrachtung der Korrelation fielen die sehr viel geringeren Koeffizienten der Ejektionsfraktionen ( $r = 0,2$ ;  $r = 0,202$ ) im Vergleich zu allen anderen Parametern ( $r = 0,72 - 0,908$ ) auf. Für diesen Effekt findet sich vorerst keine plausible Erklärung. Er ist auch so extrem nicht in der Literatur zu finden. Rein spekulativ könnte der Grund die höhere Variabilität der EF-Werte aus dem HeartModel sein, die einer Normalverteilung weniger nahkommen, als die 2D-Werte. Eine weitere hypothetische Ursache könnte sein, dass die Streuungen von EDV und ESV kombiniert im Verhältniswert EF kumulieren und somit eine größere Abweichung vom Ideal eines linearen Zusammenhangs bedingen. Zudem könnten sich diese Streuungen in dem sehr viel engeren Wertebereich der EF stärker auf das Ergebnis auswirken.

Alle Werte außer die EF zeigten jedoch eine sehr hohe Korrelation. Vergleichbare Ergebnisse erzielten Tamborini et al. (54). Nach Cohen stellen die Korrelationskoeffizienten von EDV, ESV, EDL, ESL, SV, LAV min, LAV max und LA PreA mit  $r > 0,5$  einen starken Effekt dar. Die Koeffizienten von LV EF und LA EF weisen mit  $0,1 < r < 0,3$  einen kleinen Effekt nach (84).

Die Darstellung der Überschneidung der Konfidenzintervalle ist so in Arbeiten, die die 3D-Echokardiographie mit den Standard-Methoden vergleichen nach bestem Wissen noch nicht zu finden. Ziel dieses Vergleichs war die Erhöhung der Aussagekraft der einzelnen Korrelationskoeffizienten. Ein gleicher oder ähnlicher Korrelationskoeffizient der jeweiligen Parameter ließe noch stärker einen systematischen Zusammenhang zwischen den Methoden vermuten. Der angenommene wahre Korrelationskoeffizient läge bei 100 Stichproben in 95 Fällen im berechneten 95%-Konfidenzintervall. Liegt keine Überschneidung der Konfidenzintervalle vor, müssten die Korrelationskoeffizienten als unterschiedlich angenommen werden. Diese Annahme könnte durch den Nachweis von Überschneidungen jedoch verworfen werden.

Derartige Überschneidungen waren nicht zwischen allen Parametern feststellbar. Insbesondere die Ejektionsfraktionen müssen durch sehr niedrigere Werte wohl getrennt betrachtet werden. Die übrigen Parameter zeigten jedoch untereinander jeweils multiple Überschneidungen. Diese Beobachtung bekräftigte den gefundenen starken Effekt der Korrelation zwischen 2D- und 3D-Echokardiographie.

#### 5.2.6 Vergleich automatische und adjustierte 3D-Messung

Automatische und manuell adjustierte HeartModel-Messungen zeigten mit  $r$ -Werten von 0,888 bis 0,995 eine sehr hohe Korrelation. Die Messwerte unterschieden sich im Mittel nur gering ( $< 3\%$ ) und teilweise nicht signifikant.

Auffällig im Mittelwertvergleich präsentierte sich hier sowohl die Ejektionsfraktion des LA als auch des LV nicht signifikant unterschiedlich (LV EF  $p = 0,06$ ; LA EF  $p = 0,112$ ). Dies ist auf die geringen Differenzen zwischen den endsystolischen und enddiastolischen, also maximalen und minimalen Volumina zurückzuführen, im Falle des ESV ebenfalls nicht signifikant ( $p = 0,06$ ). Die Ejektionsfraktion als Verhältniswert der Volumina wird dann in beiden Methoden auch sehr ähnlich gemessen. Dies zeigt, dass die bereits in der automatischen Messung ausgegebene Ejektionsfraktion des LV auch nach manueller Adjustierung nicht signifikant größer gemessen wird. Mit Blick auf den Vergleich mit der 2D-Echokardiographie also sehr ähnlich kleiner als die 2D-Methode messen.

Auch die Mittelwerte von EDL und ESL zeigten nur geringe Abweichung voneinander. Jedoch fällt im T-Test für verbundene Stichproben ein sehr kleiner  $p$ -Wert  $< 0,001$  auf. Die Differenz kann möglicherweise mit der häufigen manuellen Adjustierung der visualisierten Endokardgrenze in den apikalen Ventrikelabschnitten begründet werden.



Dies war bereits optisch als eine Schwäche der automatischen Messung bezüglich apikaler Bereiche aufgefallen. Ursache könnte die längere Form von Sportherzen im Vergleich zu normalen Herzen sein, an denen das HeartModel bislang trainiert ist. Möglicherweise kann ein gezieltes Training des Algorithmus diesen Effekt zukünftig verhindern.

Der Effekt der apikalen Adjustierung schlägt sich in den Volumina jedoch nur im EDV nieder, wo die Messungen im Gegensatz zum ESV ebenfalls signifikant unterschiedlich ausfielen.

Auch die signifikanten Messunterschiede der Vorhofvolumina decken sich mit dem optischen Eindruck während des manuellen Adjustierens, wo die Endokardgrenze in den meisten Fällen Richtung Herzmuskel verschoben werden musste.

Insgesamt zeigte sich jedoch klar, dass meist nur geringe manuelle Adjustierungen der automatischen Messung nötig waren.

Ein direkter Vergleich der automatisch generierten und manuell adjustierten Messungen ist so nach bestem Wissen in Studien noch nicht gezogen worden.

### 5.2.7 EKG

Mittels EKG sollten sportherzspezifische Veränderungen nachgewiesen und quantifiziert werden, um eine weitere Einschätzung von Sportherzadaptationen in dem Leistungssportler\*innenkollektiv zu erhalten. Typische physiologische EKG-Zeichen zeigten sich insgesamt bei der Minderheit des Kollektivs.

Die Sinusbradykardie stellte die deutlich häufigste Veränderung dar (51%). Bei dem ähnlichen Studienkollektiv von Bessem et al. war dies etwas seltener zu beobachten (32,9 - 38,6%). Dagegen zeigte sich dort ein positiver Sokolow-Lyon-Index in etwas mehr Fällen (20 – 22,3%) als in dieser Studie (12,8%). Auffällig war weiterhin, dass 4,6% der Sportler\*innen die Kriterien eines AV-Blockes I° erfüllten (PQ-Zeit > 200 ms). Diese Häufigkeit ist vergleichbar mit den Ergebnissen von Bessem et al. (1 – 4,3%) (29). Die Kriterien Amplitude und Länge der P-Welle wurden in der Literatur nicht zur Bewertung von Sportherz-Adaptationen herangezogen.

### 5.3 Kritik/Limitationen

Erster wichtiger Schwachpunkt der vorliegenden Arbeit ist, dass alle 3D-Echokardiographie-Auswertungen nicht durch einen erfahrenen Untersucher, sondern den Autor mit geringen Vorkenntnissen durchgeführt wurden. Dies gilt auch für die Auswertung der Vorhöfe in der 2D-Methode. Somit wurden die Ventrikel durch unterschiedliche Personen, die Vorhöfe durch dieselbe Person ausgewertet.

Während die 3D-Echo-Bilder für das HeartModel alle durch einen Untersucher aufgenommen wurden, wurden einige der 2D-Bilder auch durch andere Untersucher der Sportmedizin aufgenommen. Dadurch ist eine zwar geringe aber hier zu nennende Variabilität der 2D-Aufnahmen zu vermuten.

Unter Idealbedingungen sollte eine automatisierte Vermessung eines 3D-TTE-Datensatzes jedoch untersucherunabhängige Ergebnisse liefern. Die in Studien berechnete Inter-observer-Variabilität bei automatisierten Messungen mit HeartModel betrug 5-8%, bei adjustierten Messungen 5-13% (48,53).

Ein weiterer Faktor ist die unterschiedliche zeitliche Auflösung der Bildsequenzen von 2D- (50-60 Hz) und der verwendeten single-beat 3D-Echokardiographie (15-20 Hz). Die 3D-TTE weist weiterhin eine schlechtere räumliche Auflösung als die 2D-TTE auf. Dies führt zu den genannten Messabweichungen und Unterschieden zwischen 2D- und 3D-Methode.

Die Regler-Einstellung spielt trotz nachträglicher manueller Adjustierung eine maßgebliche Rolle für die Konturannäherung des Modells an das Bild. Die groß gemessenen Volumina sind also auch durch die großen Regler-Einstellungen 100 enddiastolisch, 80 endsystolisch bedingt, die von den Entwicklern der Fa. Philips als CMR-kompatibel genannt wurden. Den Einfluss der Regler-Einstellungen auf die Messergebnisse haben Tamborini et al. untersucht. In der 2017 veröffentlichten Studie konnten sie durch Optimierung der Regler-Einstellungen im HeartModel die Korrelation von 3D-Echo und CMR erhöhen und Abweichungen der Messungen reduzieren. Die optimale Einstellung für CMR-nahe Ergebnisse war dort 75 diastolisch, 57 systolisch. Durch Anpassung der Regler (vorher 50, 50) änderten sich die Volumina von EDV durchschnittlich um rund 10 ml und ESV um rund 15 ml (54).

Einschränkend ist weiterhin zu erwähnen, dass die Nutzung der aktuellen Software bei Philips Healthcare Deutschland vor Ort in Hamburg an einen vertraglich festgelegten Zeitraum von 5 Tagen gebunden war. Dies begrenzte die Anzahl der ausgewerteten 3D-Studien.

Die Qualität des parallel zur Echokardiographie-Untersuchung angelegten EKGs schien eine wichtige Rolle in der Auswertung durch das HeartModel zu spielen. Eine schlecht dargestellte EKG-Kurve führte zu einem fehlerhaften Tracking der R-Zacke. Durch eine permanente Gewährleistung guter Qualität der EKG-Ableitung hätten wahrscheinlich eine Reihe von weiteren Bildern ausgewertet und in die Studie eingeschlossen werden können. Die fehlende Korrigierbarkeit ist ein Nachteil der retrospektiven Arbeit. In zukünftigen prospektiven Ansätzen mit Single-beat-3D-Echo mit niedriger zeitlicher Auflösung wäre es essentiell, auf die EKG-Qualität zu achten im Sinne einer positiven Lernkurve.

Der Algorithmus des HeartModel ist vor allem an morphologisch normalen Herzen und den Herzen kardiologischer Patient\*innen trainiert worden. Die Messung von sehr großen Sportherzen ist in diesem Umfang noch nicht erfolgt. Insbesondere die Adaptierung des Modells an die apikalen Ventrikelgrenzen schien in der automatischen Messung von Sportherzen eine mögliche relevante Fehlerquelle und wurde häufig manuell adjustiert. Auffällig im Vergleich von 2D- und 3D-Echokardiographie waren die sehr viel schlechtere Korrelation zwischen den Ejektionsfraktionen von LA und LV im Vergleich zu allen anderen Parametern. Die letztendlich angestellten Erklärungsversuche liegen klar im Bereich der Spekulation und stellen damit einen Schwachpunkt der Arbeit da.

Ein aussagekräftiger Vergleich der 3D-Echokardiographie mit der Goldstandard-Methode CMR scheiterte aufgrund der geringen Anzahl von Proband\*innen mit CMR-Werten. Dieses Nebenziel wurde verfehlt und kann damit nicht herangezogen werden hinsichtlich einer Aussage über die Anwendbarkeit des HeartModels in der Sportmedizin.

Abschließend wäre ein ausgeglichenes Geschlechterverhältnis vorteilhaft gewesen, um ein für weibliche und männliche Sportler\*innen gleichermaßen geltendes Ergebnis zu erhalten.

#### **5.4 Ausblick**

Die 3D-Echokardiographie stellt in der Entwicklung der Ultraschalldiagnostik des Herzens die logische und aktuellste Fortsetzung dar. Zentraler Punkt der Forschung ist nun die Umsetzung des technischen Fortschritts in eine praktikable Nutzung am/an der Patient\*in. In Bezug auf die sportmedizinische Anwendung ist dies insbesondere eine möglicherweise präzisere Erfassung sportphysiologischer Anpassungen am Herz, der

Generierung valider Normwerte und damit insgesamt eine bessere Abgrenzung möglicher Pathologien.

Mit dieser Studie ist ein weiterer Schritt zum Nachweis der klinischen Anwendbarkeit von 3D-Echokardiographie getan. Die positiven Ergebnisse in der Performance vor allem der Volumenmessung konnten insgesamt bestätigt werden. Für eine weitere Evaluation der vollautomatisierten 3D-Echokardiographie und ihrem Einsatz in der Sportmedizin sind weitere Studien erforderlich. Insbesondere ein Vergleich mit dem CMR mit ausreichender Proband\*innenzahl wäre meines Erachtens sinnvoll. Damit könnte die Vergleichbarkeit mit dem Goldstandard gezeigt und die Überlegenheit in der Volumenmessung gegenüber der 2D-Echokardiographie demonstriert werden.

Dabei könnten die hier genannten Limitationen, fehlerhaftes EKG-Tracking und unzureichende Adaptation des Modells in apikalen Ventrikelbereichen, in eine Verbesserung der Software einfließen.

Ein weiterer Faktor zur Etablierung der 3D-TTE und des HeartModel wäre die Ergänzung der Anwendung für das rechte Herz.

Die 3D-Echokardiographie ist aufgrund der direkten und vollständigen Volumendarstellung und Volumenmessung der 2D-Echokardiographie überlegen. Diesen Vorteil nutzen auch vollautomatisiert messende Softwares wie Philips HeartModel. Gleichzeitig wird aber der zeitaufwendige und Expertise erfordernde Aspekt der herkömmlichen 3D-Echokardiographie überwunden. Sollten nun weitere Studien die gute Anwendbarkeit der 3D-Echokardiographie mittels einer solchen Software für verschiedene Patient\*innengruppen, wie auch Leistungssportler\*innen bestätigen, kann den Empfehlungen der Leitlinien entsprechend 3D-Echokardiographie praktikabel in den klinischen Alltag integriert werden. Dies gilt auch in der Sportmedizin.

## **5.5 Schlussfolgerungen**

Eine vollautomatische 3D-Echokardiographie-Software wie Philips HeartModel ermöglicht eine gut anwendbare und wenig zeitaufwendige 3D-Ultraschall-Untersuchung des linken Herzens. Sie zeigt in der Volumenmessung hohe Korrelation mit der 2D-Echokardiographie bei insgesamt höheren Messwerten. Sie ist damit als gute und genauere Methode den Leitlinien folgend in der klinischen Praxis anwendbar. Dies bestätigt sich insgesamt auch für die morphologisch besonderen Herzen von Leistungssportler\*innen. Ein Vergleich mit dem Goldstandard CMR ist vonnöten, um die

genaue Volumenmessung nachzuweisen und die vollautomatisierte 3D-Echokardiographie in der Klinik zu etablieren.

## Literaturverzeichnis

1. Lambertz H, Lethen H. Transösophageale Echokardiographie.pdf. Georg Thieme Verlag KG; 2007.
2. Schuhmacher G, Hess J, Bühlmeier K. Klinische Kinderkardiologie. Springer Medizin Verlag Heidelberg; 2008.
3. Bartel T, Müller S. Die Entwicklung der 3D-Echokardiographie - Stellenwert in der Kardiologischen Diagnostik. *Austrian J Cardiol.* 2010;
4. Kindermann W. Das Sportherz. *Dtsch Z Sportmed.* 2000;307–8.
5. Kindermann W, Scharhag J. Standards der Sportmedizin: Die physiologische Herzhypertrophie ( Sportherz ). *Dtsch Z Sportmed.* 2014;65(12):327–32.
6. Pelliccia A, Maron BJ, Spataro A, Proschan MA, Spirito P. The Upper Limit of Physiologic Cardiac Hypertrophy in Highly Trained Elite Athletes. *N Engl J Med.* 1991;324 No. 5:295–301.
7. Kindermann W, Dickhuth H-H, Niess A, Röcker K, Urhausen A. Sportkardiologie Körperliche Aktivität bei Herzerkrankungen. 2. Auflage. Steinkopff Verlag Darmstadt; 2007.
8. Weiner RB, Deluca JR, Wang F, Lin J, Wasfy MM, Berkstresser B, Stöhr E, Shave R, Lewis GD, Hutter AM, Picard MH, Baggish AL. Exercise-Induced Left Ventricular Remodeling among Competitive Athletes: A Phasic Phenomenon. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2015;8(12):1–9.
9. Dickhuth HH, Hipp A, Niess A, Röcker K, Mayer F, Horstmann T. Differenzialdiagnostik der physiologischen Herzhypertrophie (Sportherz). *Dtsch Z Sportmed.* 2001;52(6):205–10.
10. Hietanen E. Cardiovascular responses to static exercise. *Scand J Work Environ Heal.* 1984;10(6 SPEC. ISS.):397–402.
11. Prior DL, La Gerche A. The athlete's heart. *Hear J.* 2013;4:289–302.
12. Scharhag J, Schneider G, Urhausen A, Rochette V, Kramann B, Kindermann W. Athlete's heart: Right and left ventricular mass and function in male endurance athletes and untrained individuals determined by magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol.* 2002;40(10):1856–63.
13. Kindermann W, Präventivmedizin S-, Saarlandes U. Standards der Sportmedizin - Plötzlicher Herztod beim Sport Standards der Sportmedizin. *Dtsch Z Sportmed.* 2005;56(4):106–7.
14. Harmon KG, Drezner JA, Wilson MG, Sharma S. Incidence of sudden cardiac death in athletes : a state-of-the-art review. *Hear J.* 2014;1227–34.
15. Marijon E, Tafflet M, Celermajer DS, Dumas F, Perier MC, Mustafic H, Toussaint JF, Desnos M, Rieu M, Benameur M, Le Heuzey JY, Empana JP, Jouven X. Sports-related sudden death in the general population. *Circulation.* 2011;124(6):672–81.
16. Leischik R, Littwitz H, Dworrak B, Spelsberg N, Seyfarth M, Tiroch K. Kardiovaskuläre Vorsorge im Breitensport , ambitionierten Freizeitsport und Wettkampfsport über das 35 . Lebensjahr hinaus. *Dtsch medizinische Wochenschrift.* 2014;2188–94.
17. Marijon E, Bougouin W, Périer M-C, Celermajer DS, Jouven X. Incidence of Sports-Related Sudden Death in France by Specific Sports and Sex. *J Am Med Assoc.* 2013;310(6):642–3.
18. Corrado D, Basso C, Rizzoli G, Schiavon M, Thiene G. Does Sports Activity Enhance the Risk of Sudden Death in Adolescents and Young Adults ? *J Am Coll*

- Cardiol [Internet]. 2003;42(11):1959–63. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2003.03.002>
19. Maron BJ, Pelliccia A. Contemporary Reviews in Cardiovascular Medicine The Heart of Trained Athletes Cardiac Remodeling and the Risks of Sports , Including Sudden Death. *Circulation*. 2006;1633–44.
  20. Grazioli G, Merino B, Azqueta M, Pare C, Sarquella-brugada G, Yangu X, Pi R, Til L, Escoda J, Brugada J, Sitges M. Usefulness of Echocardiography in Preparticipation Screening of Competitive Athletes. *Rev Española Cardiol*. 2014;67(9):701–5.
  21. Scharhag J, Burgstahler C. Das sportler-EKG: Aktuelle interpretationen und empfehlungen. *Dtsch Z Sportmed*. 2013;64(12):352–6.
  22. Sharma S, Drezner JA, Baggish A, Papadakis M, Wilson MG, Prutkin JM, La Gerche A, Ackermann MJ, Borjesson M, Salerno JC, Jasif IM, Owens DS, Chung EH, Emery MS, Froelicher VF, Heidbuchel H, Adamuz C, Asplund CA, Cohen G, Harmon KG, Marek JC, Molossi S, Niebauer J, Pelto HF, Perez MV, Riding NR, Saarel T, Schmied CM, Shipon DM, Stein R, Vetter VL, Pelliccia A, Corrado D. International Recommendations for Electrocardiographic Interpretation in Athletes. *J Am Coll Cardiol*. 2017;69(8):1057–75.
  23. Corrado D, Pelliccia A, Heidbuchel H, Sharma S, Link M, Basso C, Biffi A, Buja G, Delise P, Gussac I, Anastasakis A, Borjesson M, Bjørnstad HH, Carrè F, Deligiannis A, Dugmore D, Fagard R, Hongsteen J, Mellwig KP, Panhuyzen-Goedkoop N, Solberg E, Vanhees L, Drezner J, Estes NAM, Iliceto S, Maron BJ, Peidro R, Schwartz PJ, Stein R, Thiene G, Zeppilli P, McKenna WJ. Recommendations for interpretation of 12-lead electrocardiogram in the athlete. *Rev Port Cardiol*. 2009;28(12):1505–6.
  24. Drezner JA, Ackerman MJ, Anderson J, Ashley E, Asplund CA, Baggish AL, Börjesson M, Cannon BC, Corrado D, DiFiori JP, Fischbach P, Froelicher V, Harmon KG, Heidbuchel H, Marek J, Owens DS, Paul S, Pelliccia A, Prutkin JM, Salerno JC, Schmied CM, Sharma S, Stein R, Vetter VI, Wilson MG. Electrocardiographic interpretation in athletes: the ‘Seattle Criteria’: Table 1. *Br J Sports Med*. 2013;47(3):122–4.
  25. Löllgen H. Neue Internationale Empfehlungen zur EKG-Beurteilung bei Sportlern: Panta rhei oder Endpunkt? *Dtsch Z Sportmed*. 2017;2017(06):137–41.
  26. McClean G, Riding NR, Ardern CL, Farooq A, Pieles GE, Watt V, Adamuz C, George KP, Oxborough D, Wilson MG. Electrical and structural adaptations of the paediatric athlete’s heart: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2017;52(4):230–230.
  27. Zdravkovic M, Milovanovic B, Hinic S, Soldatovic I, Durmic T, Koracevic G, Prijic S, Markovic O, Filipovic B, Lovic D. Correlation between ECG changes and early left ventricular remodeling in preadolescent footballers. *Physiol Int*. 2017;104(1):42–51.
  28. Jongman JK, Zaidi A, Muggenthaler M, Sharma S. Relationship between echocardiographic right-ventricular dimensions and signal-averaged electrocardiogram abnormalities in endurance athletes. 2015;1441–8.
  29. Bessem B, Bruijn MC De, Nieuwland W, Zwerver J. The electrocardiographic manifestations of athlete ’ s heart and their association with exercise exposure. *Eur J Sport Sci [Internet]*. 2018;18(4):587–93. Available from: <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1441910>
  30. Papadakis M, Basavarajaiah S, Rawlins J, Edwards C, Makan J, Firoozi S, Carby L, Sharma S. Prevalence and significance of T-wave inversions in predominantly

- Caucasian adolescent athletes. 2009;1728–35.
31. Drezner JA, Fischbach P, Froelicher V, Marek J, Pelliccia A, Prutkin JM, Schmied CM, Sharma S, Wilson MG, Ackerman MJ, Anderson J, Ashley E, Asplund CA, Baggish AL, Börjesson M, Cannon BC, Corrado D, DiFiori JP, Harmon KG, Heidbuchel H, Owens DS, Paul S, Salerno JC, Stein R, Vetter VL. Normal electrocardiographic findings : recognising physiological adaptations in athletes. 2013;125–36.
  32. Urhausen A, Kindermann W. Standards der Sportmedizin: Echokardiographie in der Sportmedizin. Dtsch Z Sportmed. 2001;52(6):231–2.
  33. Urhausen A. Die echokardiographie in der sportmedizin. Dtsch Z Sportmed. 2013;64(12):357–61.
  34. Thünenkötter T, Schmied C, Dvorak J, Kindermann W. Benefits and limitations of cardiovascular pre-competition screening in international football. Clin Res Cardiol. 2010;99(1):29–35.
  35. Galderisi M, Cardim N, D'Andrea A, Bruder O, Cosyns B, Davin L, Donal E, Edvardsen T, Freitas A, Habib G, Kitsiou A, Plein S, Petersen SE, Popescu BA, Schroeder S, Burgstahler C, Lancellotti P. The multi-modality cardiac imaging approach to the Athletes heart: An expert consensus of the European Association of Cardiovascular Imaging. Eur Heart J Cardiovasc Imaging. 2015;16(4):353–353T.
  36. Pelliccia A (Chairperson), Caselli S (Co-chairperson), Sharma S, Basso C, Bax JJ, Corrado D, D'Andrea A, D'Ascenzi F, Di Paolo FM, Edvardsen T, Gati S, Galderisi M, Heidbuchel H, Nchimi A, Nieman K, Papadakis M, Pisicchio C, Schmied C, Popescu BA, Habib G, Grobbee D, Lancellotti P (Chairperson). Sports cardiology European Association of Preventive Cardiology ( EAPC ) and European Association of Cardiovascular Imaging ( EACVI ) joint position statement : recommendations for the indication and interpretation of cardiovascular imaging in the evaluat. Eur Heart J. 2018;1949–69.
  37. Löllgen H, Hansel J, Arbeitsgruppe der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention. S 1- Leitlinie Vorsorgeuntersuchung im Sport [Internet]. 2007. Available from: [https://daten2.verwaltungsportal.de/dateien/seitengenerator/leitlinie\\_vorsorgeunte rsuchung\\_4.10.2007-1-19.pdf](https://daten2.verwaltungsportal.de/dateien/seitengenerator/leitlinie_vorsorgeunte rsuchung_4.10.2007-1-19.pdf)
  38. Maron BJ, Douglas PS, Graham TP, Nishimura RA, Thompson PD. Task Force 1 : Preparticipation Screening and Diagnosis of Cardiovascular Disease in Athletes. J Am Coll Cardiol. 2005;45(8).
  39. Sandstede J, Lipke C, Beer M, Hofmann S, Pabst T, Kenn W, Neubauer S, Hahn D. Age- and gender-specific differences in left and right ventricular cardiac function and mass determined by cine magnetic resonance imaging. Eur Radiol. 2000;10(3):438–42.
  40. D'Ascenzi F, Anselmi F, Piu P, Fiorentini C, Carbone SF, Volterrani L, Focardi M, Bonifazi M, Mondillo S. Cardiac Magnetic Resonance Normal Reference Values of Biventricular Size and Function in Male Athlete's Heart. JACC Cardiovasc Imaging. 2019;12(9):1755–65.
  41. Lang RM, Badano LP, Tsang W, Adams DH, Agricola E, Buck T, Faletra FF, Franke A, Hung J, Perez de Isla L, Kamp O, Kasprzak JD, Lancelotti P, Marwick TH, McCulloch ML, Monaghan MJ, Nihoyannopoulos P, Pandian NG, Pellikka PA, Pepi M, Roberson DA, Shernan SK, Shirali GS, Sugeng L, Ten Cate FJ, Vannan MA, Zamorano JL, Zoghbi WA. GUIDELINES AND STANDARDS EAE / ASE Recommendations for Image Acquisition and Display Using Three-Dimensional



- Echocardiography. 2012;3–46.
42. Muraru D, Badano LP, Peluso D, Dal Bianco L, Casablanca S, Kocabay G, Zoppellaro G, Iliceto S. Comprehensive analysis of left ventricular geometry and function by three-dimensional echocardiography in healthy adults. *J Am Soc Echocardiogr* [Internet]. 2013;26(6):618–28. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.echo.2013.03.014>
  43. Dorosz JL, Lezotte DC, Weitzenkamp DA, Allen LA, Salcedo EE. Performance of 3-dimensional echocardiography in measuring left ventricular volumes and ejection fraction: A systematic review and meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* [Internet]. 2012;59(20):1799–808. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2012.01.037>
  44. Thavendiranathan P, Liu S, Verhaert D, Calleja A, Nitinunu A, Van Houten T, De Michelis N, Simonetti O, Rajagopalan S, Ryan T, Vannan MA. Feasibility, accuracy, and reproducibility of real-time full-volume 3D transthoracic echocardiography to measure LV volumes and systolic function: A fully automated endocardial contouring algorithm in sinus rhythm and atrial fibrillation. *JACC Cardiovasc Imaging* [Internet]. 2012;5(3):239–51. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcmg.2011.12.012>
  45. Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, Afalalo 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. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2015;16(3):233–71.
  46. Diego Medvedofsky, Ivan Salgo, Lynn Weinert, Victor Mor-Avi RML. Automated transthoracic three-dimensional echocardiographic quantification of the left heart chambers. *Philips Ultrasound*. 2016;1–4.
  47. Tsang W, Salgo IS, Medvedofsky D, Takeuchi M, Prater D, Weinert L, Yamat M, Mor-Avi V, Patel AR, Lang RM. Transthoracic 3D Echocardiographic Left Heart Chamber Quantification Using an Automated Adaptive Analytics Algorithm. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2016;9(7):769–82.
  48. Medvedofsky D, Mor-Avi V, Amzulescu M, Fernández-Golfín C, Hinojar R, Monaghan MJ, Otani K, Reiken J, Takeuchi M, Tsang W, Vanoverschelde JL, Indrajith M, Weinert L, Zamorano JL, Lang RM. Three-dimensional echocardiographic quantification of the left-heart chambers using an automated adaptive analytics algorithm: Multicentre validation study. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2018;19(1):47–58.
  49. Levy F, Marechaux S, Iacuzio L, Schouver ED, Castel AL, Toledano M, Rusek S, Dor V, Tribouilloy C, Dreyfus G. Quantitative assessment of primary mitral regurgitation using left ventricular volumes obtained with new automated three-dimensional transthoracic echocardiographic software: A comparison with 3-Tesla cardiac magnetic resonance. *Arch Cardiovasc Dis* [Internet]. 2018; Available from: <https://doi.org/10.1016/j.acvd.2017.10.008>
  50. Otani K, Nakazono A, Salgo IS, Lang RM, Takeuchi M. Three-Dimensional Echocardiographic Assessment of Left Heart Chamber Size and Function with Fully Automated Quantification Software in Patients with Atrial Fibrillation. *J Am Soc Echocardiogr* [Internet]. 2016;29(10):955–65. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.echo.2016.06.010>
  51. Luo X, Fang F, So H, Liu C. Automated left heart chamber volumetric assessment using three-dimensional echocardiography in Chinese adolescents. *Echo Res*

- Pract. 2017;(December).
52. Amadiou R, Hadeed K, Jaffro M. Feasibility of New Transthoracic Three-Dimensional Echocardiographic Automated Software for Left Heart Chamber Quantification in Children. *J Am Soc Echocardiogr*. 2019;121–35.
  53. Sun L, Feng H, Ni L, Wang H, Gao D. Realization of fully automated quantification of left ventricular volumes and systolic function using transthoracic 3D echocardiography. *Cardiovascular Ultrasound*. 2018;16(1):1–9.
  54. Tamborini G, Piazzese C, Lang RM, Muratori M, Chiorino E, Mapelli M, Fusini L, Ghulam S, Gripari P, Pontone G, Andreini D, Pepi M. Feasibility and Accuracy of Automated Software for Transthoracic Three-Dimensional Left Ventricular Volume and Function Analysis: Comparisons with Two-Dimensional Echocardiography, Three-Dimensional Transthoracic Manual Method, and Cardiac Magnetic Resonance. *J Am Soc Echocardiogr [Internet]*. 2017;30(11):1049–58. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.echo.2017.06.026>
  55. Barletta V, Hinojar R, Carbonell A, González-Gómez A, Fabiani I, Di Bello V, Jiménez-Nacher JJ, Zamorano J, Fernández-Golfín C. Three-dimensional full automated software in the evaluation of the left ventricle function: from theory to clinical practice. *Int J Cardiovasc Imaging [Internet]*. 2018;0(0):0. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s10554-018-1336-y>
  56. Araújo CGS, Scharhag J. Athlete: A working definition for medical and health sciences research. *Scand J Med Sci Sport*. 2016;26(1):4–7.
  57. Koch R, Spörl E. Statistische verfahren zum vergleich zweier messmethoden und zur kalibrierung: Konkordanz-, korrelations- und regressionsanalyse am beispiel der augeninnendruckmessung. *Klin Monbl Augenheilkd*. 2007;224(1):52–7.
  58. Schneider R. HeartModel Removing the complexity of Live 3D Quantification. 2015;2–5.
  59. Bartel T, Müller S. Echokardiographie - Lehrbuch und Atlas. Bartel T, Müller S, editors. Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2006. 496 p.
  60. Flachskampf FA. Kursbuch Echokardiographie: unter Berücksichtigung der Richtlinien der Deutschen Gesellschaft für Kardiologie und der KBV ; 42 Tabellen ; [mit CD-ROM]. Georg Thieme Verlag; 2006. 233 p.
  61. Angermann C, Baumgartner H, Becher H, Bocksch W, Buck T, Daniel WG, Ekinci O, Engberding R, Fateh-Moghadam S, Fehske W, Flachskampf FA, Franke A, Gerecke B, Ghanem A, Goldschmidt HJ, Hayes T, Hoffmann R, Klues HG, Kuntz-Hehner S, Lambert H, Lethen H, Mohr-Kahaly S, Mügge A, Nixdorff U, Redel D, Reibis, RK, Reith S, Schwammenthal E, Spes C, Tiemann K, Troatz C, Voelker W, Völler H, Voigt JU, von Bibra H. *Praxis der Echokardiographie*. 2007;
  62. Dickhut H-H, Urhausen A, Huonker M, Heitkamp H, Kindermann W, Simon G, Keul J. Die echokardiographische Herzgrößenbestimmung in der Sportmedizin HV.pdf. *Dtsch Z Sportmed*. 1990;
  63. Hoffmann R, Barletta G, Bardeleben S Von, Vanoverschelde JL, Kasprzak J, Greis C, Becher H. Analysis of Left Ventricular Volumes and Function : A Multicenter Comparison of Cardiac Magnetic Resonance Imaging , Cine Ventriculography , and Unenhanced and Contrast-Enhanced Two-Dimensional and Three-Dimensional Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr [Internet]*. 2014;27(3):292–301. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.echo.2013.12.005>
  64. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, Picard MH, Roman MJ, Seward S, Shanewise JS, Solomon SD, Spencer KT, Sutton MSJ, Stewart WJ. Recommendations for chamber quantification: A report from the American Society of Echocardiography’s guidelines and standards committee

- and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr*. 2005;18(12):1440–63.
65. Suinesiaputra A, Bluemke DA, Cowan BR, Friedrich MG, Kramer CM, Kwong R, Plein S, Schulz-Menger J, Westenberg JJM, Young AA, Nagel Eike. Quantification of LV function and mass by cardiovascular magnetic resonance: Multi-center variability and consensus contours. *J Cardiovasc Magn Reson* [Internet]. 2015;17(1):1–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s12968-015-0170-9>
  66. Niebauer J. *Sportkardiologie*. Niebauer J, editor. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2015. 339 p.
  67. Mayo J, Caputo G, Sullivan MO, Wolfe C, Higgins CB. Interstudy reproducibility of dimensional and functional measurements between cine magnetic resonance studies in the morphologically abnormal left ventricle. *Am Heart J*. 1990;m.
  68. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng H-LM, Shroff MM. Steady-State MR Imaging Sequences: Physics, Classification, and Clinical Applications. *RadioGraphics* [Internet]. 2008;28(4):1147–60. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.284075031>
  69. Freyschmidt J. *Handbuch diagnostische Radiologie: Kardiovaskuläres System* [Internet]. 2007. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-68472-5>
  70. Schulz-Menger J, Bluemke DA, Bremerich J, Flamm SD, Fogel MA, Friedrich MG, Kim RJ, von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Kramer CM, Pennell DJ, Plein S, Nagel E. Standardized image interpretation and post processing in cardiovascular magnetic resonance: Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) Board of Trustees Task Force on Standardized Post Processing. *J Cardiovasc Magn Reson* [Internet]. 2013;15(1):1. Available from: *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*
  71. Mitchell JH, Haskell W, Snell P, Van Camp SP. Task force 8: Classification of sports. *J Am Coll Cardiol*. 2005;45(8):1364–7.
  72. Bland JM, Altman DG. Statistical Methods for Assessing Agreement between two Methods of Clinical Measurement. *Lancet*. 1986;307–10.
  73. Bortz J, Schuster C. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. 7. Auflage. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2010. S. 125, S. 162-164, S.229-232.
  74. Döring N, Bortz J. *Forschungsmethoden und Evaluation in den Sozial- und Humanwissenschaften*. 5. Auflage. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2016. S. 641, S. 660.
  75. Schroll A. *Übungsblatt 10*. 2019.
  76. Hemmerich W. *StatistikGuru: Rechner zur Adjustierung des  $\alpha$ -Niveaus* [Internet]. 2016. Available from: <https://statistikguru.de/rechner/adjustierung-des-alphaniveaus.html>
  77. Kamińska H, Małek ŁA, Barczuk-Falęcka M, Werner B. Usefulness of three-dimensional echocardiography for assessment of left and right ventricular volumes in children, verified by cardiac magnetic resonance. Can we overcome the discrepancy? *Arch Med Sci*. 2021;17(1):73–83.
  78. Wasfy MM, Weiner RB, Wang F, Berkstresser B, Lewis GD, Deluca JR, Hutter AM, Picard MH, Baggish AL. Endurance Exercise-Induced Cardiac Remodeling: Not All Sports Are Created Equal. *J Am Soc Echocardiogr* [Internet]. 2015;28(12):1434–40. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.echo.2015.08.002>

79. Wonisch M, Hofmann P, Förster H, Hörtnagl H, Ledl-Kurkowski E, Pokan R. Kompendium der Sportmedizin - Physiologie, Innere Medizin und Pädiatrie. Vol. 53, Journal of Chemical Information and Modeling. 2017.
80. Röcker K. Die sportmedizinische Laktatdiagnostik: Technische Rahmenbedingungen und Einsatzbereiche. Dtsch Z Sportmed. 2013;64(12):367–71.
81. Scharhag J, Löllgen H, Kindermann W. Herz und Leistungssport: Nutzen oder Schaden? Dtsch Arztebl Int. 2013;110(1–2):14–24.
82. Abergel E, Chatellier G, Hagege AA, Oblak A, Linhart A, Ducardonnet A, Menard J. Serial left ventricular adaptations in world-class professional cyclists: Implications for disease screening and follow-up. J Am Coll Cardiol. 2004;44(1):144–9.
83. Kwicien R, Kopp-Schneider A, Blettner M. Konkordanzanalyse: Teil 16 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen. Dtsch Arztebl. 2011;108(30):515–21.
84. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. Second Edition. New York: Lawrence Erlbaum Associates; 1988. 129 p.

# Anhang

## Anamnese-Fragebogen der Sportmedizinische Ambulanz der Charité

**Tabelle 16: Ausschnitte der Originalfragebögen zur persönlichen Trainingsanamnese (freundlicherweise bereitgestellt durch Mathias Tempel, IT-Service des Instituts für Sportwissenschaften der Humboldtuniversität zu Berlin)**

### Persönliche Anamnese – Training

Bitte ergänzen oder ggf. Zutreffendes ankreuzen	
Hauptsportart	
Disziplin / Spielposition	
Kader	
Wann wurde mit dem Training begonnen	<b>Jahreszahl:</b>
Seit wann wird die Sportart als Leistungssport ausgeübt (systematisches Training, Wettkampfteilnahme)	<b>Jahreszahl:</b>
Momentane Trainingsperiode	<input type="checkbox"/> Derzeit kein Training (Regeneration, Urlaub, Verletzung, o. a.) <input type="checkbox"/> Vorbereitung <input type="checkbox"/> Intensivierung <input type="checkbox"/> Wettkampfperiode
Derzeitige Trainingseinheiten pro Woche (gesamt)	<b>Anzahl:</b>
Derzeitige Trainingsstunden pro Woche (gesamt)	<b>Anzahl:</b>
Derzeitige Trainingsstunden Kraft pro Woche	

Die hier dargestellten Fragebogen-Ausschnitte sind den Originalfragebögen entnommen, auf denen die Online-Fragebögen basieren, die die Sportler auf Tablets ausfüllen.

In dieser Online-Version wird beispielsweise die Zahl der Trainingsstunden pro Woche in Intervallen erfragt, die daher als Einteilung im Ergebnisteil übernommen wurden.

## CMR-Daten in Gegenüberstellung zu adjustierten 3D-Echokardiografiewerten

**Tabelle 17: Werte aus CMR und 3D HeartModel adjustiert - Mittelwerte.**

Angabe als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung, p-Werte aus dem T-Test und absolute Differenz der Mittelwerte (3D – CMR), sowie relative Differenz (Bias) bezogen auf die CMR-Werte; N=7

	CMR	3D HM adjus	p-Wert	Differenz	Bias
EDV (ml)	246,9 $\pm$ 21,7	266,9 $\pm$ 21,4	0,148	20	8%
ESV (ml)	94,6 $\pm$ 26,2	133,0 $\pm$ 14,4	0,016	38,4	41%
SV (ml)	152,3 $\pm$ 13,2	134,0 $\pm$ 16,5	0,02	-18,3	-12%
EF (%)	62 $\pm$ 8	50,1 $\pm$ 4,3	0,008	-11,9	-19%
LAV max (ml)	111,4 $\pm$ 22,2	76,9 $\pm$ 18,3	0,008	-34,5	-31%

**Tabelle 18: Werte aus CMR und 3D HeartModel adjustiert - Spannweite.**

Angabe als Minimum, Maximum und Median. N=7

	CMR			3D HM adjus		
	Minimum	Maximum	Median	Minimum	Maximum	Median
EDV (ml)	229	291	235	233	291	271
ESV (ml)	50	137	97	117	160	133
SV (ml)	137	179	151	107	155	137
EF (%)	52	78	60	43	56	51
LAV max (ml)	67	137	113	57	105	71

## Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Valentin Fröhlich, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Vergleich von 3D HeartModel<sup>A.1.</sup> und 2D Echo in der Messung linkskardialer Größen- und Funktionsparameter bei Leistungssportler\*innen“ (*„Comparison between 3D HeartModel<sup>A.1.</sup> and 2D Echo in Measuring left heart parameters of size and function in professional athletes“*) selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; [www.icmje.org](http://www.icmje.org)) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

---

Datum

---

Unterschrift

## **Lebenslauf: Valentin Fröhlich**

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.



## Danksagung

Mein Dank gilt Prof. Dr. Bernd Wolfarth für die freundliche Überlassung des Themas dieser Arbeit und sein offenes Ohr bei Fragen sowie Herrn Dr. Thomas Thouet für die engmaschige und zuverlässige Zusammenarbeit und seine Betreuung bei der Organisation, Durchführung und Fertigstellung dieser Arbeit.

Ich danke der Firma Philips Deutschland und insbesondere ihren Mitarbeiter\*innen Frau Irina Waechter-Stehle und Herrn Dr. Andre Gooßen für die Bereitstellung der Software des HeartModel<sup>A.I.</sup> in Hamburg und die angenehme Zusammenarbeit.

Herrn Dr. Arno Schroll danke ich für die Beratung bei Fragen der statistischen Auswertung.

Weiterhin bedanke ich mich beim Team der Sportmedizinischen Ambulanz der Charité. Hoa Vuong, meiner Familie und meinen Freunden möchte ich für die Motivation und Unterstützung während der Fertigstellung dieser Arbeit danken.

# Bescheinigung über Art und Umfang der statistischen Bearbeitung

Medizinische Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin  
Campus Virchow-Klinikum  
Promotionsbüro  
Augustenburger Platz 1  
13353 Berlin

Berlin, 07. 11. 2023

## **Bescheinigung über Art und Umfang der statistischen Bearbeitung nach PO-2017 für Valentin Fröhlich**

Sehr geehrte Damen und Herren,

im Rahmen der Bearbeitung des Dissertationsthemas

„Vergleich von 3D-HeartModel<sup>A.I.</sup> und 2D Echo in der Messung linkskardialer Größen- und Funktionsparameter bei Leistungssportler\*innen“

habe ich Herrn Valentin Fröhlich statistisch beraten und bestätige, dass die statistische Bearbeitung der oben genannten Arbeit nach PO-2017 in Art und Umfang ausreichend zur Erlangung des akademischen Grades Doctor medicinae (Dr. med.) ist.

Ich bin als Statistiker am Institut für Sportwissenschaft der Humboldt-Universität zu Berlin von der Charité – Universitätsmedizin Berlin akkreditiert.

Für Rückfragen stehe ich Ihnen gerne zur Verfügung

Mit freundlichen Grüßen

Dipl.-Mathematiker Dr. Arno Schroll