

Bachelorthesis
im Rahmen des Studiengangs
Biomedizintechnik

**Evaluierung von Methoden zur Bestimmung
der ventilatorischen Schwellen in der
Spiroergometrie**

angefertigt bei

CARDIOSCAN GMBH

M. Sc. Lucas Davenport

als verantwortlichem industriellen Betreuer

und dem

ZENTRUM FÜR BIOMEDIZINTECHNIK DER FH LÜBECK
LABOR MEDIZINSYSTEME

Prof. Dr. Dipl.-Ing. Ullrich Wenkebach

vorgelegt von

Julian-Marvin Lütten

geboren am 11. Oktober 1994 in Reinbek

Hamburg, 22. Juni 2018

Erklärung zur Bachelorarbeit

Ich versichere, dass ich die Arbeit selbstständig, ohne fremde Hilfe verfasst habe.

Bei der Abfassung der Arbeit sind nur die angegebenen Quellen benutzt worden.
Wörtlich oder dem Sinne nach entnommene Stellen sind als solche gekennzeichnet.



Hamburg, 22. Juni 2018

Vertraulichkeitsvermerk

Die Bachelor-Abschlussarbeit unterliegt der Geheimhaltungspflicht und darf nicht veröffentlicht,
an Dritte zur Einsichtnahme vorgelegt oder Kopien zur Weitergabe an Dritte angefertigt werden.



Hamburg, 22. Juni 2018

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	IX
Abstract	XI
1 Einleitung	1
1.1 Physiologische Grundlagen	2
1.1.1 Innere & äußere Atmung	2
1.1.2 Energiebereitstellung des Körpers	3
1.2 Spiroergometrie	5
1.2.1 Ventilatorische Schwelten	5
1.2.2 Methoden zur Schwellenbestimmung	6
1.3 Problemstellung & Ziele der Arbeit	11
2 Methode	13
2.1 Material & Testaufbau	13
2.1.1 Funktionsweise des metabolicscan	14
2.1.2 Messbedingungen	15
2.2 Durchführung der Messungen	15
2.2.1 Vorbereitung & Erwartungswerte	15
2.2.2 Leerlastphase	18
2.2.3 Belastungsphase	19
2.3 Datenverarbeitung & Generierung der Plots	21
2.4 Auswertung & Referenzierung der Ergebnisse	22
2.5 Probandendaten	22

Inhaltsverzeichnis

3 Resultate	25
3.1 Plots für die Schwellenbestimmung	26
3.1.1 Manuelle Auswertung	26
3.1.2 Algorithmische Auswertung	28
3.2 Ergebnisse der Schwellenbestimmung	32
3.2.1 Ergebnisse für VT1	32
3.2.2 Ergebnisse für VT2	36
4 Auswertung	39
4.1 Mögliche Fehlerquellen	39
4.2 Evaluierung der Schwellenbestimmung	41
4.2.1 Evaluierung der VT1	41
4.2.2 Evaluierung der VT2	43
5 Diskussion	45
5.1 Potentielle Fehlerquellen	45
5.1.1 Probandenbedingte Faktoren	45
5.1.2 Anwenderbedingte Faktoren	46
5.1.3 Umweltbedingte Faktoren	46
5.2 Problematik von $RQ = 1$	47
5.3 Optimale Methode	47
5.4 Limitation	48
5.5 Fazit und Handlungsempfehlung	48
Literatur	51
A Technische Daten des Flowsensors	55
B Technische Daten des $\dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$-Sensor-Moduls	57

Abkürzungsverzeichnis

CCPS cardioscan Checkpoint Software

VT1 1. Ventilatorische Schwelle

VT2 2. Ventilatorische Schwelle

RQ Respiratorischer Quotient

CO₂ Kohlenstoffdioxid

O₂ Sauerstoff

̇CO₂ Kohlenstoffdioxidabgabe

̇O₂ Sauerstoffaufnahme

ATP Adenosintriphosphat

ADP Adenosindiphosphat

CrP Kreatinphosphat

H⁺ Wasserstoff

NADH Nicotinamidadenindinukleotid

HLa Milchsäure

La⁻ Laktat

LDH Laktatdehydrogenase

HCO₃⁻ Bicarbonat

MLSS Maximales Laktat-Steady-State

̇E Ventilation

Abkürzungsverzeichnis

AMV	Atemminutenvolumen
COPD	chronisch obstruktive Lungenerkrankung
EQCO₂	Kohlenstoffdioxid-Äquivalent
EQO₂	Sauerstoff-Äquivalent
W	Leistung
WL	„work load“, Leistung bzw. Belastungsintensität
POW	Punkt des maximalen Wirkungsgrades nach Hollmann (1959)
EKG	Elektrokardiogramm
HF	Herzfrequenz
CSI	Cardio-Stress-Index
SHIP	Study of Health in Pomerania
W_{max}	maximale Leistung
W_{Start}	Anfangsbelastung
WHO	Weltgesundheitsorganisation
BAL	Bundesausschuss Leistungssport
AF	Atemfrequenz
CSV	Comma-separated values
HF_{max}	maximal erreichte Herzfrequenz
VO_{2max}	absolute maximale Sauerstoffaufnahme
SD	Standardabweichung
REKOM	Regeneratives/Kompensatorisches Training
GA1	Extensives Grundlagentraining
GA2	Intensives Grundlagentraining

EW Entwicklungsbereich

Abbildungsverzeichnis

1	3-Zahnräder-Modell mit physiologischen Interaktionen im Gasaustausch	2
2	Beispielhafte 9-Felder-Grafik mit Markierungen für VT1	7
3	Beispielhafte 9-Felder-Grafik mit Markierungen für VT2	8
4	Schematische Darstellung der V-Slope-Methode	9
5	Schematische Darstellung des EQO_2	10
6	Schematische Darstellung des EQCO_2	10
7	Schematische Darstellung von $\dot{\text{V}}\text{E}$ relativ zu $\dot{\text{V}}\text{CO}_2$	11
8	metabolicscan: Haupteinheit, Atemmodul, Filter und Mundstück	14
9	Proband während der Spiroergometrie	19
10	Software-Oberfläche während einer Spiroergometrie	20
11	Rohdaten des metabolicscan	21
12	6-Felder-Grafik von Probandin 6w	27
13	6-Felder-Grafik von Proband 21m	27
14	6-Felder-Grafik von Probandin 6w mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	29
15	6-Felder-Grafik von Proband 8m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	29
16	6-Felder-Grafik von Proband 9m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	30
17	6-Felder-Grafik von Proband 12m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	30
18	6-Felder-Grafik von Proband 21 mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	31
19	Netzdiagramme zur Darstellung der Differenzen für VT1	34
a	Vergleich der VT1-Bestimmungen durch V-Slope	34
b	Vergleich der VT1-Bestimmungen durch EQO_2	34
20	Punktdiagramm mit Differenzen für V-Slope	34
21	Punktdiagramm mit Differenzen für EQO_2	35
22	Netzdiagramme zur Darstellung der Differenzen für VT2	37
a	Vergleich der VT2-Bestimmungen durch EQCO_2	37
b	Vergleich der VT2-Bestimmungen durch $\dot{\text{V}}\text{E}/\dot{\text{V}}\text{CO}_2$	37
23	Punktdiagramm mit Differenzen für EQCO_2	37
24	Punktdiagramm mit Differenzen für $\dot{\text{V}}\text{E}/\dot{\text{V}}\text{CO}_2$	38
25	Streudiagramm mit EQCO_2 -Ergebnissen von Ratern und Software	44

Tabellenverzeichnis

1	Pathophysiologische Veränderungen an VT1 und VT2	5
2	Ausgewählte Methoden zur Bestimmung von VT1 und VT2	8
3	Daten und Eigenschaften der getesteten Probanden	23
4	Originäre Messergebnisse der Tests	25
5	Ergebnisse für die VT1 in min ⁻¹	33
6	Ergebnisse für die HF in min ⁻¹ bei VT2	36
7	Kategorisierung der Plots nach Qualität	41

Abstract

Im Rahmen dieser Bachelorthesis wurden ausgewählte Methoden zur Bestimmung der ventilatorischen Schwellen in Verbindung mit dem Spiroergometer metabolicscan der Firma cardioscan GmbH angewandt und evaluiert. Bislang wurde das Gerät nur für die Ruhestoffwechselanalyse und indirekte Kalorimetrie getestet und soll künftig mit geeigneten Algorithmen auch zur Leistungsdiagnostik angeboten werden. Um Messdaten zu erheben, wurde hierzu ein Projekt in Form einer Versuchsreihe mit insgesamt 28 internen und externen Probanden durchgeführt. Es wurde angestrebt, eine möglichst breite Varianz an Testpersonen zu erreichen. Jede Person absolvierte das gleiche, zuvor festgelegte Prozedere. Als Interface zur Durchführung fungierte die bereits existierende, jedoch zu optimierende cardioscan Checkpoint Software. Alle Messungen wurden nach dem Stufentest-Verfahren auf einem Fahrradergometer durchgeführt. Die respiratorischen Rohdaten des metabolicscan werden durch die Software in Textdateien gespeichert, die mit einem MATLAB-Programm eingelesen und zur grafischen Auswertung vorbereitet wurden. Die Bestimmung der ventilatorischen Schwellen erfolgte individuell durch zwei menschliche Rater und durch Algorithmen. Ziel dieser Arbeit war es, die Schwellenbestimmung methodenkritisch zu evaluieren und für die Firma cardioscan die optimale Methode zu erarbeiten, mit der zukünftig die Basis für die Trainingszonendefinition bereitgestellt werden soll.

Aus der Evaluierung der bestimmten Schwellen resultierten Probleme bei der Bestimmung der VT1, die auf die Art der Durchführung einer Spiroergometrie zurückzuführen sind. VT2 konnte mithilfe der Kohlenstoffdioxid-Äquivalent-Methode zum größten Teil optimal bestimmt werden, sodass diese, nach Referenzierung und Abwägung der Vor- und Nachteile, der Firma cardioscan als neuer Algorithmus empfohlen wird. In Kombination mit dieser Methode können nach einem Modell aus den Standards der Sportmedizin auch die Trainingszonen definiert werden, sodass die Ziele des Unternehmens hiermit erreicht werden können.

1 Einleitung

Eine oft genutzte technische Anwendung der Sportmedizin ist die Leistungsdiagnostik zur Bestimmung individueller, zielorientierter Trainingsbereiche. Hierzu gibt es zwei von einander unabhängige Verfahren: die Betrachtung der Laktatkinetik durch Blutentnahme und die Spiroergometrie (aus lat. *spirare*: atmen, griech. *ergo*: Arbeit) mit Analyse von respiratorischen Daten während steigender körperlicher Belastung [1]. Der große Vorteil der Spiroergometrie besteht darin, dass sie anders als die Laktatdiagnostik nicht-invasiv ist. Früher wurde sie allerdings nur in speziellen Sport- oder Funktionslaboren bei ärztlichem Fachpersonal angeboten, war darüber hinaus sehr kostenintensiv und deshalb nur für hoch ambitionierte Leistungssportler eine gute Investition. Jedoch ist besonders der Markt für den Breitensport in den letzten Jahren stetig im Wachstum und Statistiken zeigen einen deutlichen Aufwärtstrend der Fitness-Wirtschaft. Zwischen 2014 und 2017 stieg die Gesamtzahl an Mitgliedern in deutschen Fitnessstudios und Gesundheitszentren um 14,4 % von 9,08 Mio. auf 10,61 Mio. [2]. In einer Umfrage des Arbeitgeberverbandes deutscher Fitness- und Gesundheits-Anlagen (DSSV e.V.) positionierten sich 2017 rund 44 % aller deutschen Fitnessanlagenbetreiber im Sektor Gesundheit und Prävention. Dieser stellt für den Hamburger Medizintechnik-Hersteller *cardioscan GmbH* den größten Abnehmer dar. Die Firma bietet für eine Vielzahl an diagnostischen Bereichen MPG-zertifizierte Systemlösungen in Form von Software oder Hardware, die bereits bei vielen internationalen Kunden im Einsatz sind. Die meistverkauften Analysesysteme sind das Ruhe-EKG, die Bioimpedanzanalyse sowie das Stoffwechsel-Messgerät *metabolicscan*, das cardioscan im Jahre 2017 entwickelt hat. In Verbindung mit der dazugehörigen *cardioscan Checkpoint Software (CCPS)* und unterschiedlichen Fahrradergometern ist der metabolicscan auch für die Spiroergometrie geeignet. Die CCPS enthält sowohl die Steueroberfläche, als auch einen Auswertungsalgorithmus zur automatischen Bestimmung der Trainingsbereiche. Jener ist derzeitig allerdings recht sensitiv für Abweichungen und Fehler bei bestimmten Personengruppen und soll zukünftig dahingehend optimiert werden, dass die Messungen auch für jene Personen valide Ergebnisse liefern. Deshalb sollen neue Algorithmen zur Bestimmung der beiden sogenannten ventilatorischen Schwellen evaluiert werden, anhand derer die Trainingsbereiche für eine Person zuverlässiger definiert werden können.

1.1 Physiologische Grundlagen

Grundsätzlich werden heutzutage in der Spiroergometrie zwei von Prof. Karlman Wasserman geprägte Schwellen identifiziert, anhand derer die Trainingsbereiche Regeneration/Kompensation, extensive sowie intensive Grundlagenausdauer, Entwicklung und Leistung bestimmt werden. Dieses ventilatorische Schwellenkonzept beruht sich auf die nachweisliche physiologische Reaktion des Metabolismus auf erhöhte Belastung und hängt direkt mit der momentanen Energiebereitstellung des Körpers zusammen [1]. Um diese Zusammenhänge nachzuvollziehen, wird zunächst auf die Mechanismen der Energiegewinnung eingegangen.

1.1.1 Innere & äußere Atmung

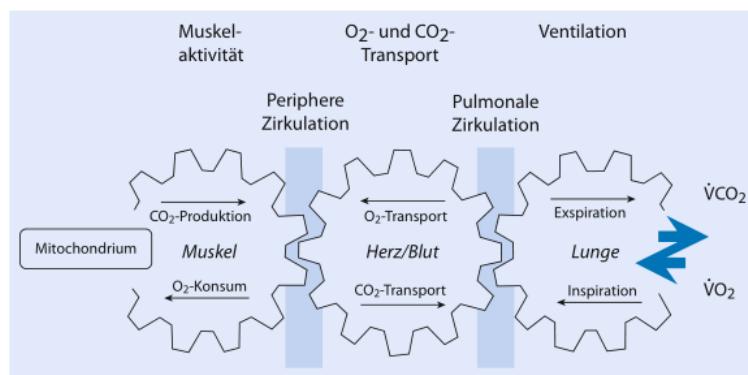


Abb. 1 – 3-Zahnräder-Modell nach K. Wasserman mit den physiologischen Interaktionen im Gasaustausch [3]

Ausgangspunkt der betrachteten physiologischen Prozesse ist die Atmungsventilation - also der Gasaustausch zwischen Umgebung, Lunge, Blut und Muskelzelle, wie in Abb. 1 veranschaulicht. Man kann prinzipiell zwischen „innerer“ und „äußerer“ Atmung bzw. peripherer und pulmonaler Zirkulation differenzieren. Die innere Atmung bezieht sich auf den molekularen Gasaustausch in den Mitochondrien. Die äußere Atmung betrifft den Transfer zwischen Blut und Lunge. Wesentlich sind hierbei die zwei in der Atemluft enthaltenen Fraktionen Kohlenstoffdioxid (CO₂) und Sauerstoff (O₂).

$$RQ = \frac{\dot{V}(CO_2)}{\dot{V}(O_2)} \quad (1-1)$$

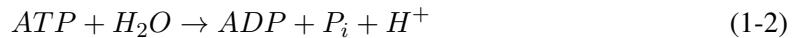
Das Verhältnis von Kohlenstoffdioxidabgabe ($\dot{V}CO_2$) zu Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$), der Respiratorische Quotient (RQ), muss normalerweise getrennt für die innere und äußere Atmung betrachtet

werden. Bei gesunden Menschen bzw. bei idealer Zirkulation ohne Einschränkungen auf der Strecke des Gastransfers herrscht jedoch ein Gleichgewicht („Steady State“) [4] und das 3-Zahnräder-Modell nach Wasserman (siehe Abb. 1) funktioniert einwandfrei. Da kardiopulmonale Defizite in der Sportmedizin ein Ausschlusskriterium für eine Spiroergometrie darstellen, wird in dieser Arbeit generell von einem Steady State ausgegangen. Der RQ wird bei der Ruhestoffwechselanalyse gemessen und deutet an, aus welchen Makronährstoffen der Körper momentan Energie bezieht. Werden ausschließlich Fette metabolisiert, liegt er bei ca. 0,7. Dies ist in absoluter körperlicher Ruhe der Fall. Liefern Kohlenhydrate die gesamte Energie, nimmt er den Wert 1 an [4]. Eine steigende Kohlenhydratverbrennung wird durch zunehmende Aktivität initiiert. Darauf fußt auch der aktuelle Software-Algorithmus von cardioscan. Die damit verbundene Problematik wird im Folgenden erläutert und diskutiert.

1.1.2 Energiebereitstellung des Körpers

Primäre Energiebereitstellung

Die Bewegung des menschlichen Körpers wird durch mechanische Kontraktionen der Skelettmuskulatur möglich. Hierfür dient die hydrolytische Spaltung des körpereigenen „Brennstoffs“ Adenosintriphosphat (ATP) als Energiequelle:



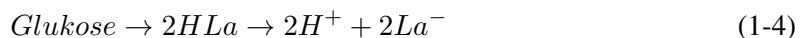
Mit der durchschnittlichen ATP-Konzentration im Muskel von 5 mmol kg^{-1} bis 7 mmol kg^{-1} lassen sich nur wenige Kontraktionen durchführen bzw. ein bis zwei Sekunden starke körperliche Arbeit verüben [5]. Für längere Aktivität muss also stetig ATP resynthetisiert werden. Dies geschieht vorerst durch die anaerobe Reaktion von Adenosindiphosphat (ADP) und Kreatinphosphat (CrP) [6].



Kreatinphosphat kann mit einem Muskelgehalt von 15 mmol kg^{-1} bis 20 mmol kg^{-1} für ca. fünf bis sechs Sekunden körperlicher Last Energie liefern. Dementsprechend genügt diese Energiegewinnung nur für kurze Belastungsphasen. Mit weiterer andauernder und inkrementierter Belastung nimmt jedoch die CrP-Konzentration sehr steil ab und der Organismus greift auf sekundäre Energiequellen zurück.

Sekundäre Energiebereitstellung

Die sekundäre Energiegewinnung kann in die aerobe sowie anaerob-laktazide ATP-Resynthese differenziert werden [4]. Durch zunehmende Belastung werden mehr zusätzliche Muskelfasern rekrutiert, welche die Energie schnell benötigen und aus Glukose beziehen. Die aerobe Glykolyse setzt zuerst ein, da sie mit insgesamt ca. 36 mol ATP pro Glukose-Molekül sehr effektiv ist [4]. Der gesamte Prozess erfolgt enzymatisch in mehreren Teilschritten und endet mit dem Anion Pyruvat [6]. Ist genügend Sauerstoff in den Mitochondrien vorhanden, kann das Pyruvat direkt in den Citratzyklus zur ATP-Resynthese überführt werden [7]. Bei zunehmender Belastung und damit auch erhöhtem O₂-Verbrauch kommt mit der Zeit die oxidative Kapazität zum Erliegen und das Redox-Coenzym NADH reichert sich in unoxidierte Form an. Für die Glykolyse wird es allerdings als oxidiertes Substrat benötigt. Damit diese fortlaufen kann, hilft sich der Organismus selbst, indem er das Pyruvat durch das Enzym Laktatdehydrogenase (LDH) zu Milchsäure (HLa), bzw. deren Salz Laktat (La⁻) reduziert [7] und die anaerob-laktazide Glykolyse aktiviert. Durch die dabei stattfindende Reoxidation des NADH/H⁺ kann die Glykolyse, deren Rate bei zunehmender Muskelarbeit gesteigert werden müssen, fortwähren [6]. Das Laktat dient zu Beginn dieser Umstellung auch als Substrat für die Rückreaktion und akkumuliert zunächst in die Skelettmuskelfasern und anschließend im Herzmuskel [8]. Durch zunehmende Belastung steigen die H⁺- sowie La⁻-Konzentrationen weiter an und der Blut-pH-Wert sinkt. Dieser oftmals als „Übersäuerung“ bezeichnete Zustand wird auch metabolische Azidose (aus lat. *acidum*: Säure) genannt [9]. Hierzu kann die Nettoreaktionsgleichung der anaerob-laktaziden Glykolyse betrachtet werden:



Infolgedessen wird das Bicarbonat-Puffersystem des Körpers zur Aufrechterhaltung des natürlichen Säure-Base-Haushalts, dessen Reaktion Formel (1-5) darstellt, aktiv [4].



Das zusätzlich während dieser Prozesse entstehende CO₂ muss nun mit dem CO₂ aus der Energiebereitstellung über die Lunge eliminiert werden. Durch diese „ventilatorische Kompensation“ kommt es zu einem messbaren Anstieg an exspiriertem CO₂ im Verhältnis zum inspirierten O₂ [9]. Diese nachweisliche CO₂-Elimination gewährleistet letztlich die ventilatorische Schwellenbestimmung.

1.2 Spiroergometrie

1.2.1 Ventilatorische Schwellen

Somit kann die Energiebereitstellung eines Menschen grob in die Phasen aerob, aerob-anaerob und anaerob gegliedert werden [10]. Die realen Zustände sind aber bei jedem Menschen sehr individuell und vermischt [11]. Abhängig vom Gesundheits- oder Trainingszustand eines Menschen kann auch eine teilweise anaerobe Energiebereitstellung in Ruhe oder aber eine überwiegend aerobe bei hoher Belastung vorliegen [12]. Um individuell Trainingsbereiche definieren zu können, müssen diese Übergänge also zuerst bestimmt werden. Sie wurden einst als aerobe und anaerobe Schwellen deklariert [13]. Da in Publikationen aus der Vergangenheit unterschiedliche Titel für die gleichen Schwellen auftauchten, wurden inzwischen mit der 1. und 2. Ventilatorischen Schwelle - abgekürzt als VT1 und VT2 - einheitliche Fachtermini festgelegt, die weitestgehend Verwendung finden [1].

Tab. 1 – Pathophysiologische Veränderungen an VT1 und VT2 [1]

VT1	VT2
Laktatanstieg mit Laktatpufferung zu Beginn des aerob-anaeroben Übergangs • Steigerung der Ventilation $\dot{V}E$ • Zunahme der CO_2 -Abgabe relativ zur O_2 -Aufnahme	Überschreiten des Max. Laktat-Steady-State zum Ende des aerob-anaeroben Übergangs • Laktatexzess • Metabolische Azidose • Überproportionale Ventilationssteigerung

Tab. 1 listet die physiologischen Prozesse auf, die als Indikatoren für VT1 und VT2 gelten. Die Ventilation ($\dot{V}E$) beschreibt das Gesamtvolumen an Luft, die pro Zeiteinheit ein- bzw. ausgeatmet wird. Sie ist ein direkter Messwert und wird in 1 min^{-1} angegeben und daher auch als Atemminutenvolumen (AMV) betitelt. $\dot{V}\text{O}_2$ und $\dot{V}\text{CO}_2$ werden anschließend mit den Fraktionen des jeweiligen Gases und den Formeln (1-6) sowie (1-7) berechnet.

$$\dot{V}\text{O}_2 = \dot{V}E * (F\text{I}\text{O}_2 - F\text{E}\text{O}_2) \quad (1-6)$$

$$\dot{V}\text{CO}_2 = \dot{V}E * F\text{E}\text{C}\text{O}_2 \quad (1-7)$$

Zu Beginn einer Belastung sind Laktatproduktion und -elimination während der aeroben Glykolyse im Gleichgewicht und werden außerdem nicht gesteigert. Letzteres ändert sich jedoch bei steigender Belastung und ab Erreichen der maximalen aeroben Glykolyse mit dem ersten Anstieg der Laktatkonzentration [10]. Die ventilatorische Antwort auf die Laktatzunahme ist nun das sogenannte Exzess-CO₂ [1]. Dieses wird zusätzlich zum normal metabolisierten CO₂ exspiriert und sorgt für den überproportionalen Anstieg von $\dot{V}CO_2$ gegenüber $\dot{V}O_2$, der ab VT1 mess- und visualisierbar wird. Daraus resultiert auch eine messbare Ventilationszunahme zum Abatmen des Exzess-CO₂ [4] (siehe Tab. 1). Wenn die Elimination aus kapazitiven Gründen endet, der kontinuierliche Laktat-Anstieg jedoch anhält, ist das von Heck et al. geprägte Maximale Laktat-Steady-State (MLSS) erreicht und es kommt zum Ende des aerob-anaeroben Übergangs [14]. Sobald das MLSS überschritten wird, setzt etwas zeitversetzt die metabolische Azidose und die weitere überproportionale $\dot{V}CO_2$ -Steigerung infolge einer Hyperventilation bei VT2 ein [4]. Diese Gegebenheiten gelten allerdings nur im Falle einer störungsfreien Wechselwirkung zwischen CO₂-Gehalt im Blut und ventilatorischer Reaktion, die beispielsweise bei einer chronisch obstruktiven Lungenerkrankung (COPD) nicht mehr funktioniert. Die ventilatorischen Schwellen werden in der Regel mit der entsprechenden Leistung in W oder Herzfrequenz in min⁻¹ angegeben.

1.2.2 Methoden zur Schwellenbestimmung

9-Felder-Grafik nach Prof. Karlman Wasserman

Das wichtigste grafische Instrument der Spiroergometrie ist die 9-Felder-Grafik nach Prof. Karlman Wasserman [15]. In dieser Grafik werden in neun Feldern verschiedene Messparameter des Belastungstests gegeneinander aufgetragen und in Beziehung gesetzt. Dabei besitzt jedes Feld ein eigenes Koordinatensystem und entsprechende Achsenbezeichnungen. Die Nummerierung erfolgt von links oben nach rechts unten von eins bis neun. Sowohl in der Sportmedizin als auch in der klinischen Medizin findet dieses Tool Anwendung. In der Kardiologie, Pneumologie sowie der Sportmedizin betrachtet man unterschiedliche Felder. Einige können allerdings auch Informationen für mehrere Domänen beherbergen. Die Grafik kann je nach Diagnostik-Schwerpunkt sehr komplex werden, wobei auch viele Felder mehr als zwei zu vergleichende Größen beinhalten können. In der sportmedizinischen Spiroergometrie sind, abhängig von der verwendeten Auswertungsmethode und der zu bestimmenden ventilatorischen Schwelle, nur bestimmte Felder relevant. Mittlerweile existieren hierfür einige Standards in der Sportmedizin und der Fokus wird zumeist auf die Felder 4, 5, 6 und 9 gelegt [16]. Abb. 2 zeigt exemplarisch eine solche 9-Felder-Grafik einer sportlich aktiven Frau, die nach einem Belastungstest erstellt wurde.

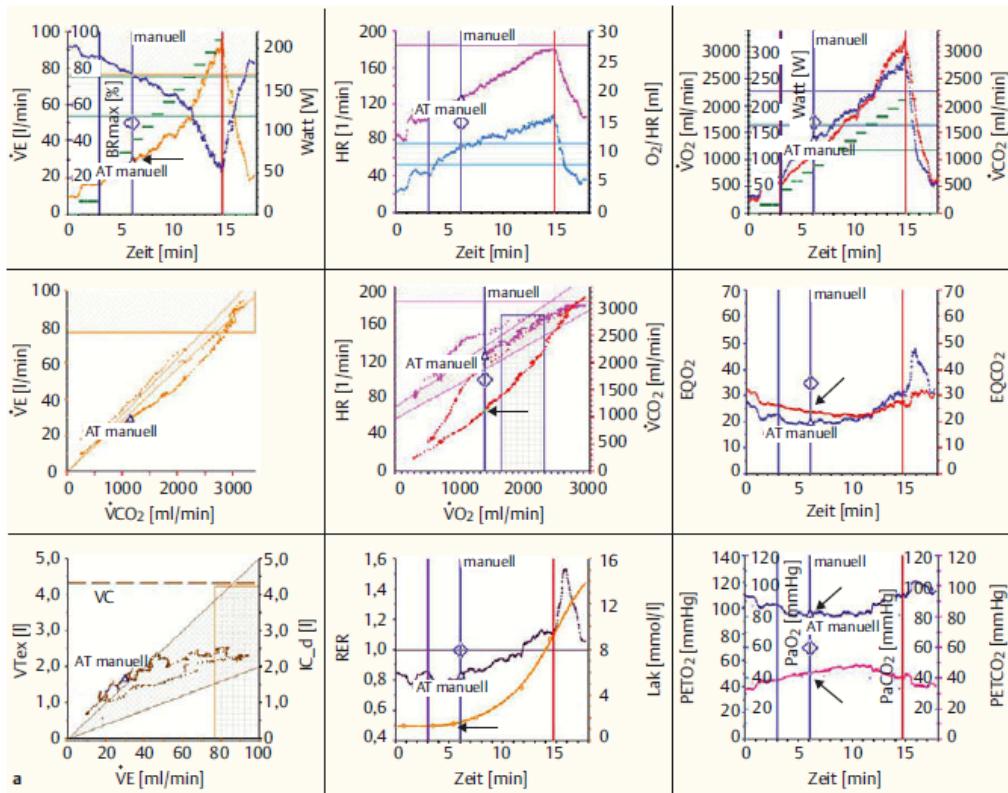


Abb. 2 – Beispiel einer 9-Felder-Grafik einer jungen sportlichen Frau mit Markierungen für VT1 [4]

Anhand eines Pfeils und einer vertikalen Linie mit einer kleinen Raute wurde in den Feldern 1, 4, 5, 6, 8 und 9 die VT1 markiert. Die Plots enthalten noch weitere Cursor, die für andere diagnostische Anwendungen relevant sind. Die Felder enthalten sehr viele Informationen, weswegen die gesamte Grafik für einen Anwender ohne ausreichendes Hintergrundwissen sehr kompliziert aussehen wird. In Abb. 3 ist die gleiche Grafik mit Markierungen für die VT2 zu sehen. Der Rest der Grafik unterscheidet sich nicht zu der in Abb. 2. Die Plots lassen sich sehr gut zum Vergleich unterschiedlicher Felder und Auswertungsmethoden verwenden. Mit der 9-Felder-Grafik lassen sich Schwellenbestimmungen gut evaluieren und auf Übereinstimmung der Werte prüfen. Allerdings müssen die Graphen zuerst manuell ausgewertet werden. Sie sind für die Zwecke und Kunden von cardioscan zu komplex, da auch zu viele Plots für die Trainingsbereichsplanung wenig relevant sind. Es wird eine Darstellung benötigt, in der lediglich die bereits algorithmisch bestimmten ventilatorischen Schwellen eingefügt werden und die keine irrelevanten Informationen beinhaltet. Der Kunde soll ein Ergebnis generiert bekommen, welches nicht mehr händisch ausgewertet werden muss und einfacher nachvollziehbar ist.

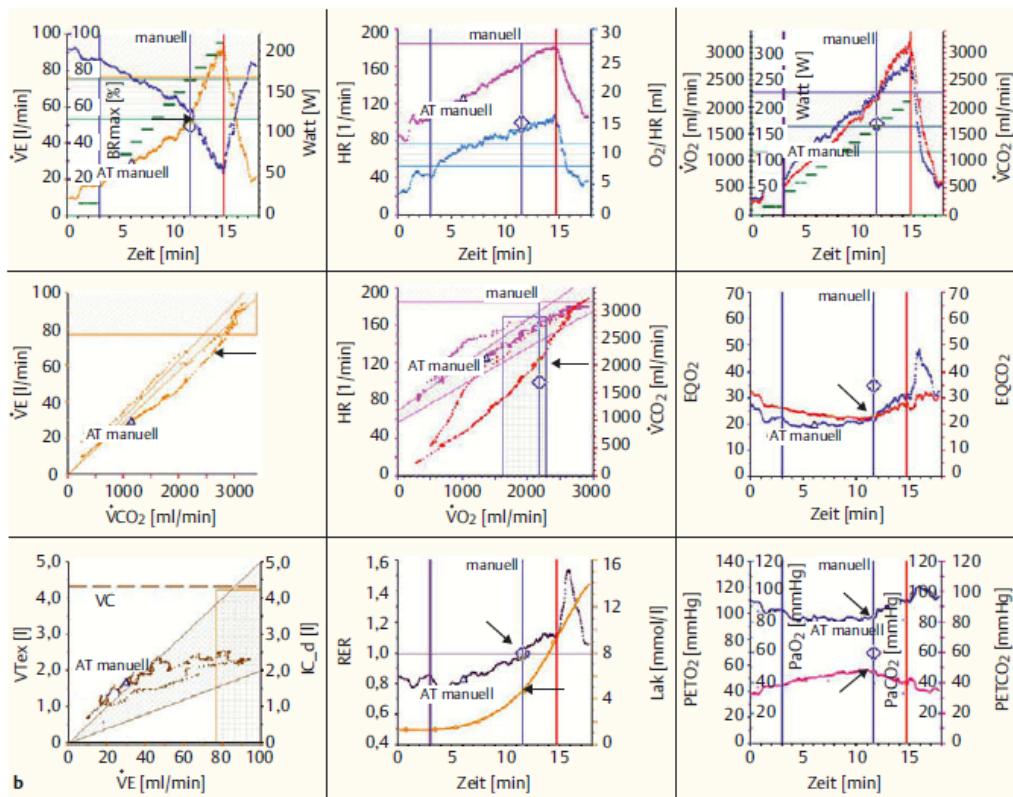


Abb. 3 – Beispiel einer 9-Felder-Grafik einer jungen sportlichen Frau mit Markierungen für VT2 [4]

Zur Bestimmung von VT1 und VT2 existieren nun mehrere Möglichkeiten. Die wissenschaftlich am erfolgreichsten angewandten Methoden wurden 2012 offiziell zusammengefasst und auf vier je Schwelle reduziert [1]. Da die Evaluation aller aufgeführten Methoden zeitlich zu umfangreich wäre, wird sich in dieser Arbeit nur auf die jeweils zwei renommiertesten Methoden konzentriert. Tab. 2 listet diese gegenübergestellt für VT1 und VT2 auf und nennt die relevanten Messwerte sowie die entsprechenden Plots der 9-Felder-Grafik.

Tab. 2 – Ausgewählte Methoden zur Bestimmung von VT1 und VT2

VT1	VT2
<ul style="list-style-type: none"> V-Slope-Methode: erster überproportionaler Anstieg von $\dot{V}CO_2$ gegenüber $\dot{V}O_2$ (Feld 5) Anstieg von EQO₂ ohne gleichzeitigen Anstieg von EQCO₂ (Feld 6) 	<ul style="list-style-type: none"> überproportionaler Anstieg von $\dot{V}E$ gegenüber $\dot{V}CO_2$ (Feld 4) Anstieg von EQCO₂ (Feld 6)

Bestimmung der VT1

Die erste Methode zur Bestimmung der VT1 ist die Begutachtung des sogenannten „V-Slopes“ in Feld 5 nach Beaver et al. [17]. Die Nomenklatur bezieht sich auf die beiden miteinander verglichenen Volumenströme (Flows) $\dot{V}CO_2$ und \dot{VO}_2 sowie die sich verändernde Steigung (engl. *slope*) des Graphen. Hierbei geht es um die Identifizierung charakteristischer Knickpunkte im $\dot{V}CO_2/\dot{VO}_2$ -Verhältnis als Indikator für das Exzess-CO₂. Dieser grafische Vergleich der Volumenströme ist sehr stark vereinfacht und idealisiert als schematischer Beispielplot in Abb. 4 zu sehen.

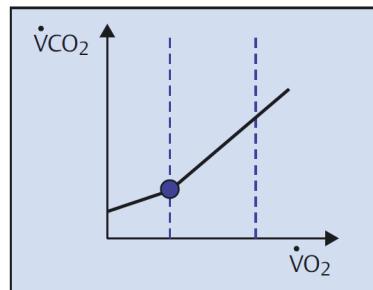


Abb. 4 – Schematische Darstellung der V-Slope-Methode, bei der $\dot{V}CO_2$ mit \dot{VO}_2 grafisch miteinander verglichen werden; VT1 ist die erste überproportionale $\dot{V}CO_2$ -Zunahme [4]

Anhand der gestrichelten Linien sind VT1 (links) und VT2 (rechts) markiert. VT1 wird zusätzlich durch den blauen Punkt hervorgehoben. Bei VT1 ist erkennbar, dass $\dot{V}CO_2$ gegenüber \dot{VO}_2 durch das zusätzliche Exzess-CO₂ aus der Laktatpufferung stärker ansteigt. Wo eine zweite deutliche Zunahme von $\dot{V}CO_2$ zur Kompensation der metabolischen Azidose erkennbar ist, kann ggf. je nach Qualität des Graphen auch VT2 gekennzeichnet werden, weshalb in der Abbildung durch die rechte gestrichelte Linie auch VT2 angedeutet ist. Dies wird allerdings lediglich für Vergleiche mit anderen Methoden getan und zählt nicht als gängige VT2-Methode.

Ebenfalls anwendbar ist die gleichzeitige Analyse der Atemäquivalente $EQCO_2$ und EQO_2 in Relation zur Zeit in min oder alternativ der Belastung (W bzw. WL) in W in Feld 6. Physikalisch werden diese durch das Verhältnis aus $\dot{V}E$ und dem Flow des jeweiligen Gases definiert.

$$EQO_2 = \frac{\dot{V}E}{\dot{VO}_2} \quad EQCO_2 = \frac{\dot{V}E}{\dot{V}CO_2} \quad (1-8)$$

Sie besitzen keine Einheit und beschreiben, wie viel geatmet werden muss, um einen Liter O₂ aufzunehmen bzw. CO₂ abzugeben. Der Tiefpunkt der EQO_2 -Kurve wurde 1958 von Hollmann als Punkt des optimalen Wirkungsgrades (POW) deklariert, welcher sich mit VT1 deckt [4]. Dies ist auch in Abb. 5 zu erkennen. Die Grafik zeigt ebenfalls vereinfacht ein Idealschema und die grafische

Darstellung der EQO_2 -Kurve. Auch hier sind anhand der gestrichelten Linien beide Schwellen (VT1 links, VT2 rechts) markiert. Danach beginnt die Laktatbildung und die Ventilation nimmt im Zuge der CO_2 -Elimination zu, wodurch vorerst nur die EQO_2 -Kurve beginnt, anzusteigen.

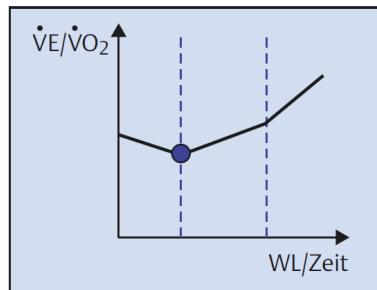


Abb. 5 – Schematische Darstellung des EQO_2 relativ zu der Zeit oder der Leistung WL; VT1 ist der Tiefpunkt der Kurve [4]

Bestimmung der VT2

Wie in Abb. 5 durch die rechte gestrichelte Linie zu sehen, ist die VT2 ebenfalls in Feld 6 durch Betrachtung der Atemäquivalente bestimmbar. Dazu wird jedoch die EQCO_2 -Kurve analysiert, wie schematisch in Abb. 6 verdeutlicht. Diese nimmt für üblich eine charakteristische „Badewannenform“ an [4].

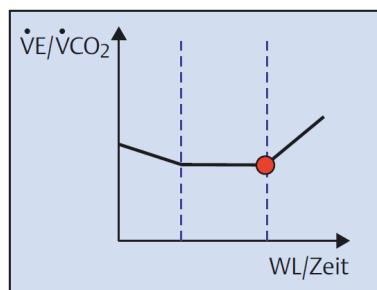


Abb. 6 – Schematische Darstellung des EQCO_2 relativ zu der Zeit oder der Leistung WL; VT2 ist der Anstieg von EQCO_2 [4]

VT2 wird durch die rechte Linie und den orangefarbenen Punkt markiert. Sie wird in dem Bereich gesetzt, an dem EQCO_2 deutlich sichtbar ansteigt. Dort ist ebenfalls die Kompensation der metabolischen Azidose aufgrund des Ventilationsanstiegs, der sich auch in $\dot{\text{VCO}}_2$ widerspiegelt, erkennbar. Die Gegenüberstellung von $\dot{\text{VE}}$ und $\dot{\text{VCO}}_2$ in Feld 4 wird jedoch als Goldstandard für die VT2-Bestimmung behandelt [16]. Dabei wird auf Erkenntnisse von Meyer et al. verwiesen,

die mit dieser Methode bei einer Vielzahl an Probanden die VT2 (damals „anaerobe Schwelle“) bestimmen konnten [18].

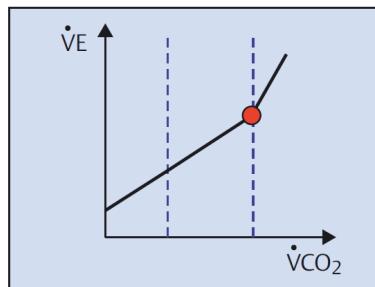


Abb. 7 – Schematische Darstellung von $\dot{V}E$ relativ zu $\dot{V}CO_2$; VT2 ist der erste überproportionale Anstieg von $\dot{V}E$ [4]

In Abb. 7 ist diese Methode vereinfacht visualisiert. Diese Grafik weist Analogien zum V-Slope auf, da auch zwei Volumenströme miteinander verglichen und auch hier die Schwellen mithilfe von Knickpunkten bestimmt werden. An der rechten gestrichelten Linie und dem orangen Punkt ist die zur Azidose-Kompensation einsetzende Hyperventilation bei ausgelastetem Bicarbonat-Puffer markiert [19]. Dies entspricht auch hier der Position von VT2.

Die V-Slope-Methode wird häufig als allgemeiner Goldstandard betitelt [16]. Dennoch wurde bereits von Friederike Scharhag-Rosenberger [19] und Wilfried Kindermann [20] vom Institut für Sport- und Präventivmedizin Saarbrücken festgestellt wurde, dass ansteigende Intensitäten bei Stufentests für Artefakte sorgen können und deshalb stets differenziert ausgewertet werden müssen. Generell sollten unterschiedliche Methoden angewandt und zur Auswertung kombiniert werden, um Vergleiche innerhalb einer individuellen Diagnostik anstellen zu können [19].

1.3 Problemstellung & Ziele der Arbeit

Die Bestimmung der ventilatorischen Schwellen in der Leistungsdiagnostik ist ein modernes und häufig empfohlenes Verfahren zur Trainingsplanung und daher für cardioscan ein sinnvolles Instrument. Momentan nutzt die Firma einen Algorithmus, der vom RQ abhängig ist. VT2 wird dort gesetzt, wo dieser den Wert eins erreicht. Begründet wird diese Verfahrensweise dadurch, dass Fettsäuren in körperlicher Ruhe den oxidativen Hauptenergielieferanten verkörpern, der RQ dann normalerweise bei ca. 0,7 liegt und mit zunehmender Belastung langsam ansteigt. Diefenthaler et al. [21] und Zagatto et al. [22] konnten dies in ihren Studien untermauern. Leti et al. hingegen machten die Beobachtung, dass die Belastungsintensität bei $RQ = 1$ deutlich von der objektiv mit

VT2 assoziierten Intensität abwich [23]. Dem sind besonders die Einflussfaktoren Trainingszustand sowie Belastungsart und -protokoll zugrundeliegend. Die Problematik wird zusätzlich durch den Fakt verstärkt, dass der Respiratorische Quotient (RQ) auf unterschiedliche Weise, z.B. durch kohlenhydrathaltige Ernährung, akut beeinflussbar ist [19]. cardioscan arbeitet darüber hinaus mit Stufenprotokollen und nutzt hauptsächlich Fahrradergometer. Daraus können Abweichungen resultieren, wenn beispielsweise Laufathleten, die nicht häufig Fahrrad fahren, relativ frühzeitig muskulär ausbelastet sind, obwohl der RQ noch unterhalb von 1 liegt. Eine kardiorespiratorische Ausbelastung läge somit noch nicht vor und die VT2 wäre faktisch noch nicht erreicht [24]. Zur Bestimmung der VT2 ist das Erreichen des Maximums jedoch unabdingbar [16]. Gemäß der Literaturempfehlungen wurden daher mehrere alternative Verfahren ausgewählt.

Zur Bestimmung der VT1:

- V-Slope-Methode durch Analyse von $\dot{V}CO_2$ zu $\dot{V}O_2$
- Äquivalent-Methode und alleiniger Anstieg von EQO_2

Zur Bestimmung der VT2:

- Identifizierung des Anstiegs von $\dot{V}E$ gegenüber $\dot{V}CO_2$
- Äquivalent-Methode und Anstieg von $EQCO_2$

Als Referenz für VT2 wurde bei den Testmessungen die momentane Methode $RQ = 1$ angewandt. Im Rahmen der Arbeit werden mithilfe der Messungen folgende Fragen behandelt:

1. Eignet sich der metabolicscan zur Bestimmung ventilatorischer Schwellen?
2. Mit welcher Methode können die Schwellen optimal bestimmt werden?
3. Ist eine genauere Bestimmung der VT2 mit den neuen Methoden möglich?

Ziel dieser Arbeit war die Durchführung von Testmessungen sowie Evaluierung der genannten Methoden mit dem metabolicscan. Hierfür bestimmten mehrere Instanzen unabhängig beide Schwellen. Deren Auswertungen wurden miteinander verglichen und die Korrelation der Ergebnisse analysiert.

2 Methode

Zur Bearbeitung der Fragestellung wurde im Umfang dieser Arbeit ein firmeninternes Pilotprojekt durchgeführt, bei dem spiroergometrische Testmessungen mit unterschiedlichen internen und externen Probanden stattfanden. Im Vorwege wurden Einschluss- und Ausschlusskriterien sowie Bedingungen zur Vorbereitung erarbeitet, welche bei allen Testpersonen gleichermaßen eingehalten wurden. Eingeladen waren gesunde Menschen zwischen 18 und 60 Jahren, zu denen Sportler und Nicht-Sportler sowie Raucher und Nichtraucher zählten. Die Daten der Teilnehmer des Projektes sind unter Kapitel 2.5 aufgeführt. Mit den Messwerten wurden Grafiken generiert, anhand derer die ventilatorischen Schwellen zu bestimmen waren.

2.1 Material & Testaufbau

Für die Tests wurde das *motion cycle 200med* der Firma *Emotion Fitness* genutzt, welches seriell mit einem Laptop und der CCPS verbunden wird. Zur Abklärung der kardialen Gesundheit wurde der *cardioscan cs-3 effect* genutzt. Dies ist das firmeneigene MPG-zertifiziert Medizingerät zur Erstellung von Ruhe-Elektrokardiogrammen (EKG) mittels tetrapolarer Klebe-Elektroden, mit dem die Herzfrequenz (HF) in Ruhe und der Cardio-Stress-Index (CSI) erhoben werden. Für alle Tests wurde ein kalibriertes Modell des metabolicscan genutzt. Die Respirationsmessung erfolgt beim metabolicscan durch eine Atemeinheit, welches über ein Kabel und einen Probenschlauch mit der Haupteinheit des Gerätes verbunden ist. Dieses sowie der Laptop und der cs-3 effect stehen darum auf einem Tisch in unmittelbarer Nähe zum Ergometer. Die Atemeinheit wird vor jeder Messung mit einem unbenutzten antibakteriellen Polypropylen-Filter des Herstellers *GVS* und einem dazugehörigen flexiblen Elastomer-Mundstück versehen. Jenes dient der Möglichkeit, das Atemmodul mit der Kiefermuskulatur festzuhalten, sodass die Hände während einer Messung am Ergometer bleiben können.

2.1.1 Funktionsweise des metabolicscan

Der metabolicscan besteht aus zwei Modulen: dem Atemmodul und der Haupteinheit. Im Atemmodul des metabolicscan ist ein Flowsensor¹ verbaut. Dieser misst in direkter Nähe zum Mund die Strömungsgeschwindigkeit der Inspirations- bzw. Exspirationsluft in einem Bereich von $\pm 300 \text{ Sl/min}$ mit einer Abtastrate von einer Millisekunde. Mithilfe einer mathematischen Integration über der Zeit wird anschließend das Strömungsvolumen berechnet. O₂- und CO₂-Sensor² sind in der separaten Haupteinheit implementiert. Sie bilden ein optimal aufeinander abgestimmtes Modul und müssen daher für die Messung nicht zeitlich synchronisiert werden. Ein Anteil der Luft wird am Ende des Flowsensors über den Probenschlauch durch die integrierte Pumpe des CO₂-Sensors angesaugt. Die Funktion des CO₂-Sensors basiert auf Messung der Infrarotlichtabsorption durch CO₂, die im Spektralbereich von 4,2 μm bis 4,3 μm besonders stark ist. Er eignet sich für eine Atemfrequenz (AF) bis zu 150 min^{-1} , was ausreicht, da diese bei einer Spiroergometrie selten höher als 60 min^{-1} ansteigt [25]. Anschließend wird die angesaugte Luft zum galvanischen O₂-Sensor geleitet. Dieser hat im Konzentrationsbereich von 0 bis 40 % eine Genauigkeit von $\pm (1 \%_{\text{abs}} + 1 \%_{\text{rel}})$, solange die AF 60 min^{-1} nicht überschreitet.



Abb. 8 – metabolicscan: Haupteinheit (rechts), Atemmodul (oben links), Filter (unten links) und Mundstück (blau)

¹Technische Daten: siehe Anhang A

²Technische Daten: siehe Anhang B

2.1.2 Messbedingungen

Um gleichwertige Grundbedingungen zu schaffen, fanden alle Messungen in demselben Raum statt und es wurde darauf geachtet, dass die Raumtemperatur zwischen 18 °C und 22 °C betrug, da diese sich auf die Herzfrequenz und Laktatakkumulation auswirken kann [26]. Außerdem wurde der Raum vor jedem Test gut durchlüftet, um den CO₂-Anteil der Luft zu minimieren. Der metabolicscan wurde mindestens zehn Minuten vor dem ersten Test eingeschaltet, da sich die Sensoren kalibrieren und aufheizen müssen. Als generelle Ausschlusskriterien für Probanden waren akute fiebrige Infekte, Herz-Kreislauf-Erkrankungen, chronische Atemwegserkrankungen (z.B. COPD) und Schwangerschaft festgelegt. Alle Teilnehmer erhielten bei Terminvergabe einen Informationsbogen, in dem sie unter anderem darüber aufgeklärt wurden, dass am Vortag auf anstrengende Sporteinheiten verzichtet werden sollte und ab zwei Stunden vor der Messung keine Mahlzeiten mehr eingenommen werden durften, da vor allem zuckerhaltige Lebensmittel kurz vor einer Messung neben dem RQ auch den Grund-Laktat-Spiegel erhöhen und somit das Messergebnis verfälschen [27]. Auch auf Koffein sollte in diesem Rahmen wegen eventueller Entzugserscheinungen verzichtet werden [4]. Beim Fahrradergometer kann die Belastungsintensität neben der voreingestellten Leistung auch noch durch die Trittfrequenz beeinflusst werden. Damit die Intensität möglichst artefaktfrei gemäß des Belastungsprotokolls inkrementiert wird, sollte deshalb jeder Proband eine Trittfrequenz zwischen 70 min⁻¹ und 90 min⁻¹ beibehalten [28].

2.2 Durchführung der Messungen

2.2.1 Vorbereitung & Erwartungswerte

Unmittelbar vor einem Test wurden die Probanden ein weiteres Mal über die Durchführung sowie eventuelle Risiken informiert und hatten eine Einwilligungserklärung zu unterzeichnen. Anschließend wurde ein Anamnesebericht ausgefüllt. Dafür wurden zunächst die Körpergröße sowie das Körpergewicht mithilfe der Ultraschallmessstation seca 287 ermittelt. In Folge eines kurzen Interviews wurde der Trainings- und Gesundheitszustand der Person notiert. Mit dem cs-3 effect wurde ein zweiminütiges Ruhe-EKG erstellt. Danach konnten durch die CCPS Auffälligkeiten der HF und des Herzrhythmus im Ruhezustand detektiert und betroffene Personen ggf. abgelehnt werden. Zur Erfassung der HF während der Belastungsphase wurde ein Pulsgurt der Firma Polar angelegt, welcher mit dem Ergometer und der Software kommuniziert. Der Sattel des Ergometers war individuell für jeden Probanden ungefähr auf Hüfthöhe zu positionieren, sodass der Kniewinkel nicht mehr als 90 ° betrug, da dies eine höhere muskuläre Belastung beim Treten bewirken kann.

Berechnung der maximalen Soll-Belastungsintensität

Wie die Bezeichnung „Leistungsdiagnostik“ bereits suggeriert, ist es enorm wichtig, dass die gemessene Person bis an ihr individuelles Leistungsmaximum gelangt, damit beide Schwellen vollwertig identifiziert werden können. Aus diesem Grund wurde vor einem Test ein individuelles Belastungsprotokoll für den Probanden erstellt. Den ersten Schritt stellte die Berechnung der maximalen Soll-Belastungsintensität in W dar, mit dem ein mindestens zu erwartender Wert bestimmt werden konnte. In der Study of Health in Pomerania (SHIP) sowie Studien nach Jones wurden Formeln für die Berechnung der Soll-Belastung erarbeitet. Nach SHIP [29]:

$$W_{max}(\sigma) = -103,512 - 1,5766 * age + 2,2114 * \{h\} \text{ in cm} - 0,1198 * \{m\} \text{ in kg} \quad (2-1)$$

$$W_{max}(\varphi) = -80,628 - 0,7698 * age + 1,4038 * \{h\} \text{ in cm} + 0,2873 * \{m\} \text{ in kg} \quad (2-2)$$

Nach Jones (inklusive tolerierter Streuung von $\pm 18\%$) [4]:

$$W_{max}(\sigma) = (2526 * \{h\} \text{ in m} - 9,08 * age - 2759) * 0,163 \quad (2-3)$$

$$W_{max}(\varphi) = (950 * \{h\} \text{ in m} - 9,21 * age - 756) * 0,163 \quad (2-4)$$

Die folgenden Rechnungen zeigen die Anwendung bei einer weiblichen Probandin (w, 19) als Beispiel:

$$W_{max} = -80,628 - 0,7698 * 19 + 1,4038 * 172 \text{ cm} - 0,2873 * 67 \text{ kg} = 166 \text{ W}$$

$$W_{max} = (950 * 1,72 \text{ m} - 9,21 * 19 - 756) * 0,163 = 181 \text{ W} \pm 18\%$$

Die Differenz zwischen den beiden Sollwerten ist mit 15 W recht gering. Da beide Rechnungen offiziell empfohlen werden, wurde in dieser Arbeit dennoch bei allen Messungen mit beiden Formeln gerechnet und dann ein Mittelwert aus jedem Ergebnis gebildet [4]. Für diese Probandin betrüge die maximale Belastungsintensität, welche abhängig von Alter und Körperdaten auch im untrainierten Zustand bewältigt werden kann, somit theoretisch 174 W. Der Trainingszustand einer Person wurde bei der Bestimmung des Belastungsprotokolls berücksichtigt.

Individuelles Belastungsprotokoll

Mithilfe der maximalen Belastungsintensität wurde anschließend das Stufenprotokoll festgelegt. Die Dauer einer Belastungsstufe betrug zwei Minuten, wobei während der letzten 30 s einer Stufe die respiratorischen Werte erfasst wurden. Empfehlungen für Tests auf Fahrradergometern liegen zwischen 7 min und 26 min Gesamtdauer [30]. Darum wurde mit $n = 6$ ein Minimalwert für die zu bewältigenden Stufen à 2 min bestimmt, da die Dauer eines Test somit 12 min betrug und die Gefahr einer unzureichenden kardiorespiratorischen Ausbelastung reduziert wurde [28]. Es war allerdings bei trainierten Personen davon auszugehen, dass sie die Soll-Belastung übertreffen und daher mehr als sechs Stufen ertragen. Deshalb wurde diese Zahl nur als ungefährer Richtwert verwendet. Als Inkrement wurde das Schema der Weltgesundheitsorganisation (WHO) mit 25 W Steigerung je Stufe eingestellt. Dieser Standard galt für untrainierte wie trainierte Probanden, da hiermit eine Ausbelastung weitestgehend erreichbar sei [31]. Um die passende Anfangsbelastung zu bestimmen, wurde beispielsweise nach folgender Rechnung gearbeitet:

$$W_{Start} = W_{max}(\text{berechnet}) - 6 * 25\text{W} \quad (2-5)$$

Für die vorherige Beispielprobandin (w, 19) gilt dann:

$$W_{Start} = 174\text{W} - 6 * 25\text{W} = 174\text{W} - 150\text{W} = 24\text{W}$$

Da diese Intensität allerdings nur minimal über der Leerlast durch den Eigenwiderstand des Ergometers mit 15 W liegt, wurde bei dieser Probandin sowie bei allen weiteren sportlich aktiven Personen das Schema des Bundesausschusses Leistungssport (BAL) angewandt und eine Anfangsbelastung von 50 W oder höher gewählt [31]. Dennoch wurde stets darauf geachtet, jene nicht zu überschätzen und damit eine muskuläre Erschöpfung vorzuziehen. Das Protokoll wurde schließlich in einen Softwaredialog der CCPS eingepflegt. In dem Dialog war die Einstiegsbelastung gemäß der Berechnungen mit Berücksichtigung des Trainingszustands, das Inkrement mit 25 W, die Stufendauer mit 1,5 min sowie das Messintervall mit 30 s einzutragen. Generell ist bei keinem Menschen vorhersehbar, welche Anfangsbelastung und welches Inkrement optimal sind. Neben der körperlichen Leistungsfähigkeit spielt vor allem die persönliche Motivation bei der Durchführung des Tests eine wichtige Rolle [4]. Daher mussten Abbruchkriterien definiert werden, die als Indiz für Ausbelastung gelten können.

Abbruchkriterien

Es wurden Abbruchkriterien nach Empfehlungen von Finger et al. festgelegt [32]:

- fallende Herzfrequenz trotz weiter steigender Belastung ($>30\text{ s}$)
- allgemeine Herzbeschwerden, Engegefühl in der Brust
- Atemnot
- auffällige Blässe
- akute Kopfschmerzen
- Schwindel oder Sehstörungen
- starke subjektive Erschöpfung
- Beinschwäche oder Muskelkrämpfe
- andauernder Abfall der Trittfrequenz unter 60 min^{-1}

Wurde die Intensität über die berechnete Soll-Belastung hinaus erhöht, galt dies nicht als Grund, den Test zu beenden [28]. Indizien für eine kardiorespiratorische Ausbelastung waren eine einsetzende Plateauphase der $\dot{V}\text{O}_2$ oder der HF trotz weiter ansteigender Belastung bzw. eine AF $>50\text{ min}^{-1}$ [4]. Diese Zustände dienten der objektiven Einschätzung des Zustandes eines Probanden. Vorwiegend wurde jedoch die eigene Beurteilung der Testperson berücksichtigt.

2.2.2 Leerlastphase

Nach Vorbereitung einer Person wurde vor der Belastungsphase noch eine Referenzmessung des Stoffwechsels durchgeführt. Die Probanden hatten für ca. zwei Minuten in einer angenehmen Trittfrequenz gegen die Leerlast des Ergometers von 15 W zu fahren. Dies ist eine gängige Methode, um venöse CO_2 -Reste zu eliminieren und die zeitversetzte CO_2 -Freisetzung aus dem Fettgewebe zu kompensieren. Damit wird der RQ auf das möglichste Minimum reduziert [4]. Nach Ablauf der zwei Minuten wurde eine Ruhestoffwechselmessung mit dem metabolicscan durchgeführt. Die momentane Programmierung der CCPS setzt dies voraus, da mindestens acht Atemzüge als Referenz für die späteren Messungen bei Belastung notwendig sind. Anschließend konnte der Belastungstest gestartet und das voreingestellte Belastungsprotokoll durchfahren werden.

2.2.3 Belastungsphase

Während der Belastungsphase wurden die Probanden stetig unterstützt, indem ihnen das Mundstück gereicht und regelmäßig der momentane Zustand sowie die Belastungseinschätzung erfragt wurden. Außerdem wurde die Trittfrequenz überprüft und bei Bedarf daran erinnert, diese einzuhalten. Es wurde vor allem darauf geachtet, dass die Probanden rechtzeitig das Mundstück zur Hand hatten, um die Atemmessung durchzuführen. Die Software-Oberfläche der CCPS zeigt während der Messung einen Timer an, welcher angibt, ab wann die nächste Messung gestartet wird. Zur korrekten Messwerterfassung war daher stets darauf zu achten, dass spätestens bei Ablauf des Timers das Mundstück vollständig im Mund war. Damit der gesamte Atem eines Probanden die Sensoren erreicht, muss zusätzlich vorher eine Nasenklammer aufgesetzt werden, um den ansonsten unkontrollierbar einsetzenden Teilvolumenstrom durch die Nase zu blockieren.



Abb. 9 – Proband während der Spiroergometrie

Abb. 9 zeigt beispielhaft eine Messung mit einem männlichen Probanden. Darauf zu erkennen sind das verwendete Fahrradergometer, das Atemmodul, der Filter, das Mundstück und die Nasenklammer. Grundsätzlich war es den Probanden freigestellt, ob sie das Mundstück mit der Hand halten oder mit dem Kiefer. Eventuelle Auswirkungen des Handlings auf die Durchführung oder Ergebnisse werden in dieser Arbeit nicht behandelt.

In Abb. 10 ist die Oberfläche der CCPS zu sehen, wie sie während einer Spiroergometrie auf dem Laptop dargestellt ist. Der Bildausschnitt zeigt die Graphen und Messwerte sowie den besagten Timer (oben in schwarzer Schrift) innerhalb eines Interfaces. Der obere rechte Plot zeigt die aktuell gemessene Durchflussrate des Flowsensors. Ist diese >0 , handelt es sich um eine Expiration. Bei Werten <0 ist die Inspiration betroffen.

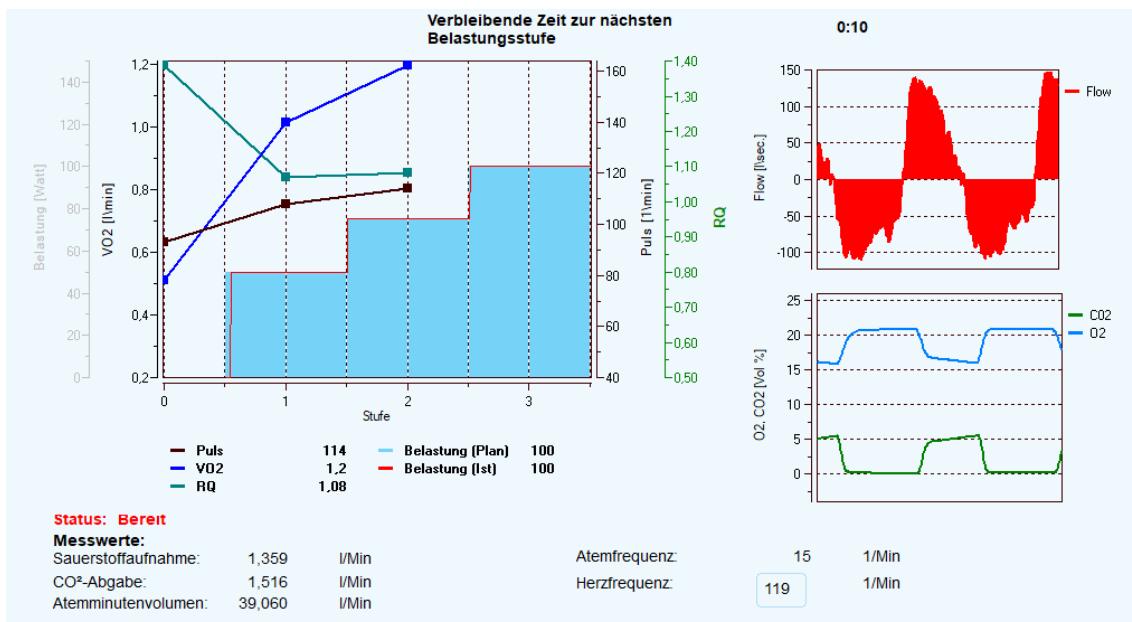


Abb. 10 – Beispielhafte Darstellung der CCPS-Oberfläche während einer Spiroergometrie

Unten rechts ist mit drei Sekunden Latenz ein Plot mit den O₂- und CO₂-Konzentrationen eines Atemzugs eingebunden. Der blaue Graph stellt die O₂-, der grüne die CO₂-Konzentration dar. Das große Fenster links oben bildet eine Verlaufsdarstellung bestimmter Parameter ab, die innerhalb einer Stufe gemittelt wurden. Anhand der X-Achse des Koordinatensystems sind Stufenummerierungen zu erkennen. Die Y-Achse ist mehrfach definiert und unterschiedlich skaliert. Dargestellt werden in verschiedenen Farben die pro Stufe ermittelten Durchschnittswerte für die $\dot{V}O_2$ (blau), den Puls bzw. die HF (braun) und den RQ (türkis) in Form eines Graphen sowie die während einer Stufe eingestellten Belastungsintensitäten als Balkendiagramm (hellblau). Durch einen roten

Graphen wird auch die Steigerung der Intensität zu Stufenbeginn mit einem zeitlichen Bezug angedeutet. Unterhalb des Plots werden die Durchschnittswerte für besagte Parameter visualisiert, die bei der zuletzt abgeschlossenen Stufe durch die Software ausgewertet wurden. Außerdem werden im unteren Abschnitt des hellblauen Interfaces die während des letzten erkannten Atemzugs berechneten Werte für die $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, das AMV und die AF mitgeschrieben. Außerdem wird die vom Pulsgurt, via Ergometer an die Software übermittelte HF angezeigt. Mithilfe dieses Interfaces konnte der Verlauf der Spiroergometrie überwacht und verfolgt werden. Der Timer half bei der korrekten Durchführung der Atemzugerfassung und die Graphen gaben Aufschluss darüber, ob diese korrekt funktionierte. Die Rohdaten der Sensoren wurden im Hintergrund aufgezeichnet, in CSV-Dateien abgespeichert und konnten anschließend mit MATLAB ausgewertet werden.

2.3 Datenverarbeitung & Generierung der Plots

```
-----  
Datei Bearbeiten Format Ansicht ?  
-----  
20,9;0;0  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,668  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,714  
20,9;0;-1,714  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,668  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,714  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,645  
20,9;0;-1,714  
20,9;0;-1,668  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,691  
20,9;0;-1,668  
20,9;0;-1,668  
20,9;0;-1,668
```

Abb. 11 – Bildausschnitt einer Beispiel-CSV-Datei mit Rohdaten des metabolicscan

In Abb. 11 ist ein Ausschnitt des Anfangs einer CSV-Textdatei zu sehen, die nach Abschluss einer Messung durch die CCPS gespeichert wurde. Die Messwerte des O₂-, CO₂- und Flowsensors werden von links nach rechts in drei durch Semikolons getrennten Spalten gespeichert. Die Datenmenge war je nach Gesamtdauer einer Leistungsdiagnostik unterschiedlich groß und manche Dateien bestanden aus Zeilen im fünfstelligen Bereich. Durch ein MATLAB-Skript wurden die Sensor-Rohdaten eingelesen und zur weiteren Verarbeitung vorbereitet. Anschließend durchliefen die Daten ein Unterprogramm, mit denen die einzelnen Atemzüge anhand des Flows identifiziert wurden. Das Ventilationsmuster eines Menschen ist allerdings sehr individuell und enthält häufig

Artefakte, beispielsweise wenn die Atmung beim Schluckreflex unterbrochen wird. Rechen-Filter sorgten deshalb dafür, dass ein Flow-Intervall erst dann als ein neuer Atemzug gespeichert wurde, wenn bestimmte Schwellwerte überschritten wurden. Weitere Funktionen dienten der Zuordnung der entsprechenden O₂- und CO₂-Werte zu einem Atemzug, da die Sensoren diese erst nach ca. drei Sekunden Verzögerung liefern. Mit diesen Atemzugwerten wurde anschließend ein Mittelwert für jede bewältigte Belastungsstufe ‘a 2 min berechnet. Die Mittelwerte wurden anschließend in mehreren Bezugssystemen grafisch aufgetragen. Am Ende der Ausführung des MATLAB-Skriptes wurden die Graphen für V-Slope, EQO₂/EQCO₂, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$, RQ, $\dot{V}E/W$ und $\dot{V}O_2/W$ sowie eine übersichtliche und vereinfachte 6-Felder-Grafik als Bild-Dateien gespeichert.

2.4 Auswertung & Referenzierung der Ergebnisse

Schlussendlich wurden alle Plots zunächst subjektiv ausgewertet und die ventilatorischen Schwellen händisch bestimmt. Dabei wurden die Grafiken auf in Kapitel 1.2.2 genannte Indikatoren für die Schwellen analysiert. Da in der klinischen Spiroergometrie zumeist nach dem Mehr-Augen-Prinzip ausgewertet wird, analysierte unabhängig eine zweite Person die Ergebnisse, deren Ansichten in dieser Arbeit als Referenz dienen. Da cardioscan die Schwellenbestimmung auch in Zukunft automatisiert durch die Software durchführen lassen möchte, wurde das MATLAB-Programm durch Algorithmen für die automatische Auswertung der Graphen erweitert und als dritte Instanz hinzugefügt. Als Referenz für die Ergebnisse der Software dienten die Erkenntnisse der HUNT 3 Fitnessstudie von Loe et al. aus dem Jahre 2014 [33]. Im Zuge einer algorithmischen Schwellenbestimmung wurden die Ergebnisse durch die Software mit diesen Daten verglichen und auf Plausibilität überprüft. Die HUNT 3 Studie wurde zwar auf Laufbändern durchgeführt und beide Schwellen wurden ausschließlich mit der V-Slope-Methode bestimmt, jedoch bestand sie aus einer breit gefächerten Teilnehmergruppe mit 4631 Probanden. Daher bezeichnen Loe et al. ihre Erkenntnisse als größte europäische Referenzdaten-Sammlung für kardiorespiratorische Werte bei gesunden Männern und Frauen. Die Ergebnisse galt es anschließend zu vergleichen und auf Übereinstimmungen bzw. Differenzen zu analysieren.

2.5 Probandendaten

Tab. 3 listet die Probanden-Daten Geschlecht, Gewicht in kg, Körpergröße in cm, Alter in Lebensjahren, sportliche Aktivität in h pro Woche und die eigene Aussage, ob man Raucher ist oder nicht, auf. Unter den 28 Probanden waren zwölf Frauen und 16 Männer sowie fünf Raucher. Das

Gesamtdurchschnittsalter betrug 33 Jahre. Das durchschnittliche Alter der Männer lag bei 35, das der Frauen bei 29 Jahren. Unter den Testpersonen befanden sich fünf Leistungssportler, von denen einer Olympionik ist. Im Mittel lag die wöchentliche sportliche Aktivität der Männer bei sieben, die der Frauen bei sechs Stunden. Anzumerken ist, dass es sich bei diesen Zahlen um subjektive Einschätzungen der Personen handelt und eventuell nicht die realen Gegebenheiten widerspiegeln. Dies liegt daran, dass „sportliche Aktivität“ nicht eindeutig definiert ist und einige Probanden keine festen Trainingszeiten besitzen und daher unregelmäßig zum Sport gehen. Die Angaben wurden genutzt, um das Belastungsprotokoll, wie in Kapitel 2.2.1 beschrieben, anzupassen.

Tab. 3 – Daten und Eigenschaften der getesteten Probanden

ID	Geschlecht	Gewicht in kg	Größe in cm	Alter	Raucher	Akt. in h/Woche
1w	w	65	171	40	nein	3,5
2w	w	66	166	21	ja	2,5
3w	w	70	163	31	nein	18
4m	m	71	174	48	nein	5,5
5w	w	56	167	25	nein	2
6w	w	75	168	45	ja	6
7m	m	86	178	37	nein	3
8m	m	79	185	29	nein	13
9m	m	94	178	44	nein	4
10w	w	64	161	28	nein	11,5
11m	m	75	176	26	nein	4
12m	m	71	181	32	nein	6
13m	m	93	171	29	nein	8
14m	m	84	181	25	nein	35
15m	m	97	187	28	nein	8
16w	w	81	169	28	ja	1,5
17w	w	49	155	20	nein	9
18w	w	67	172	19	nein	8
19w	w	50	156	47	nein	2
20m	m	63	178	21	ja	2
21m	m	105	184	21	nein	2
22m	m	85	171	43	ja	0
23w	w	64	174	40	nein	6
24m	m	72	173	49	nein	5
25m	m	68	174	58	nein	5
26m	m	76	183	34	nein	7,5
27m	m	101	192	34	nein	5
28w	w	69	169	33	nein	3

3 Resultate

Tab. 4 – Originäre Messergebnisse der Tests

ID	Ruhe-HF in min^{-1}	HF_{max} in min^{-1}	W_{Start} in W	W_{max} in W	$\text{VO}_{2\text{max}}$ in $l \text{ min}^{-1}$
1w	65	175	40	215	2,4
2w	63	183	35	185	2,1
3w	53	158	50	225	2,7
4m	49	164	50	300	3,6
5w	85	187	40	165	2,15
6w	65	178	30	205	2,55
7m	78	176	55	280	3,3
8m	76	195	90	315	4
9m	64	181	40	340	4,05
10w	62	168	40	215	2,78
11m	90	178	40	215	2,6
12m	61	180	75	325	4
13m	62	176	75	275	3,45
14m	63	179	100	325	3,85
15m	87	193	80	330	4,05
16w	84	198	40	240	2,98
17w	78	194	50	175	2
18w	68	182	50	225	2,7
19w	66	172	40	165	2,13
20m	68	197	60	210	2,83
21m	92	195	50	275	3,4
22m	72	159	50	225	3,05
23w	67	173	40	265	3,18
24m	94	174	50	250	2,83
25m	62	167	50	250	3,15
26m	77	169	60	285	3,5
27m	86	193	60	285	3,58
28w	78	220	40	190	2,5

Im folgenden Kapitel werden ausgewählte Messergebnisse vorgeführt. Zu Beginn werden einige Plots präsentiert, die für die Auswertung verwendet wurden. Anschließend werden Unterschiede zwischen den Ergebnissen aufgezeigt, die im nächsten Kapitel für die Evaluierung der Methoden diskutiert werden. Alle Messungen wurden ohne Störungen oder Fehler von außerhalb erfolgreich durchgeführt. Die Tabelle 4 zeigt zu jeder Testperson die vorab ermittelte Ruhe-HF, die während der Leistungsdiagnostik maximal erreichte Herzfrequenz (HF_{max}) sowie die Anfangsbelastung W_{Start} , die Intensität der letzten Belastungsstufe W_{max} und die absolute maximale Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}). 16 von 28 Personen mussten die Belastungsphase laut eigener Aussage wegen Beinschwäche beenden. Zehn Probanden erreichten nach Selbsteinschätzung ihr konditionales Maximum. Zwei Personen klagten in der letzten Stufe über Atemnot und mussten den Test deshalb abbrechen. Die HF_{max} sowie die VO_{2max} werden im nächsten Kapitel in die Diskussion involviert und wurden erhoben, um z.B. den Status der Ausbelastung eines Probanden zu reproduzieren.

3.1 Plots für die Schwellenbestimmung

3.1.1 Manuelle Auswertung

Im Folgenden werden zwei Beispielplots verschiedener Probanden für die manuelle Bestimmung der Schwellen durch die menschlichen Rater gezeigt, beginnend mit Abb. 12 für Probandin 6w. Sie bestehen insgesamt aus sechs Grafik-Feldern. Im 1. Feld der oberen Reihe ist der V-Slope in Form eines schwarzen Graphen zu sehen. Das 2. Feld beinhaltet das EQO_2 als blauen und das $EQCO_2$ als orangefarbenen Graphen. Als hellblauer Graph ist im 3. Feld der RQ aufgetragen. Im 4. Feld, an erster Stelle der unteren Reihe, ist der Vergleich von $\dot{V}E$ zu $\dot{V}CO_2$ als schwarzer Graph geplottet. Alle Felder, welche zur Schwellenbestimmung genutzt wurden, enthalten zur erleichterten Auswertung den Verlauf der HF als rosafarbenen gestrichelten Graphen. Je nach Skalierung der Achsen, kann diese unterschiedliche Formen haben und dient nur zum Vergleich mit den Graphen im selben Plot. Sie wird individuell durch eine zweite (rechte) Y-Achse skaliert. In Feld 5 und 6 werden $\dot{V}E$ sowie $\dot{V}O_2$ mit der Leistung (hier als „Watt“ bezeichnet) in Relation gesetzt. Die Kreuze in den Graphen stellen die Mittelwerte einer Stufe dar und spiegeln in ihrer Menge die Anzahl der gefahrenen Belastungsstufen wider.

3.1 Plots für die Schwellenbestimmung

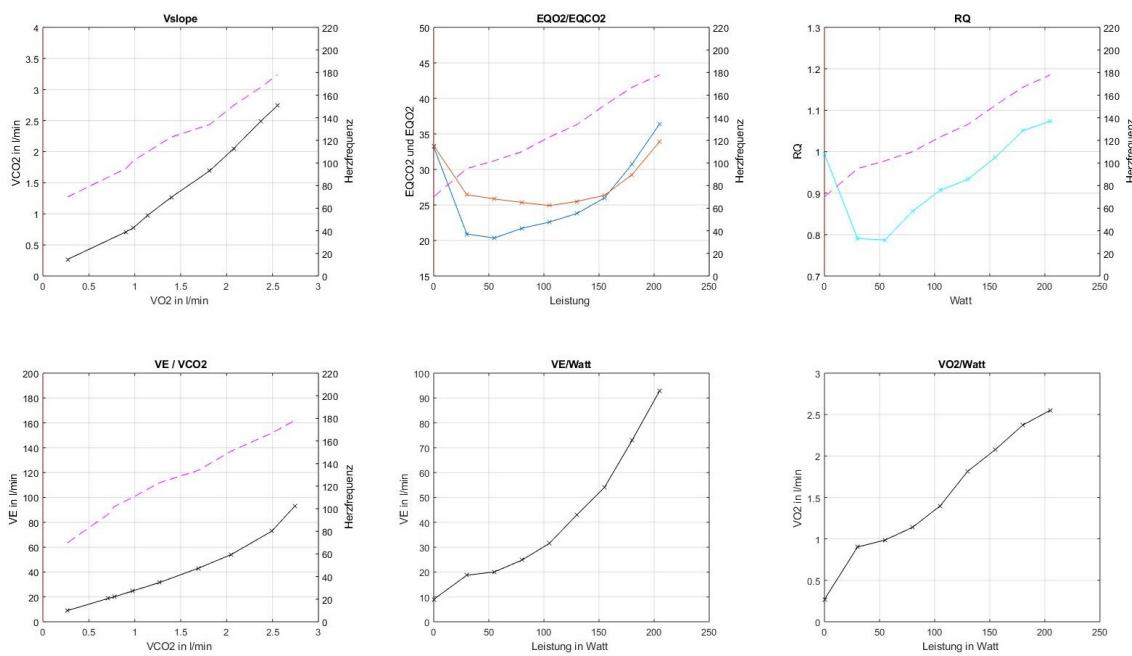


Abb. 12 – 6-Felder-Grafik von Probandin 6w

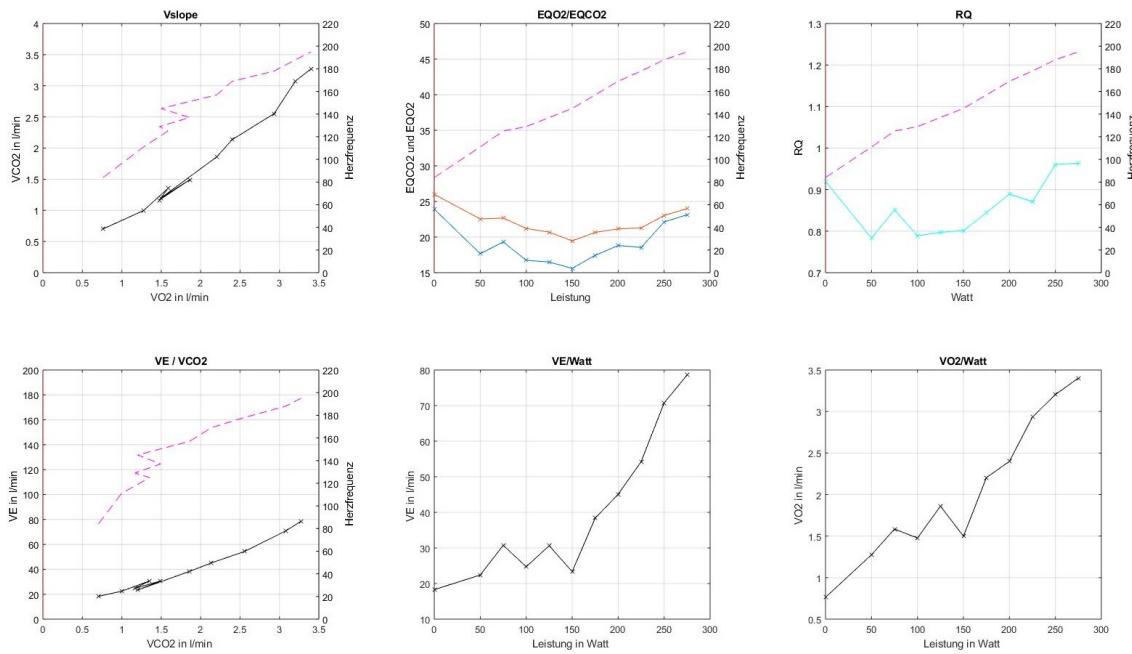


Abb. 13 – 6-Felder-Grafik von Proband 21m

Abb. 13 zeigt eine weitere 6-Felder-Grafik von Proband 21m. Er zeigt unregelmäßige Graphen und es ist zu sehen, dass der RQ (hellblau) während des Tests nie den Wert eins erreichte. Außerdem tritt in der EQCO₂-Kurve kein signifikanter Anstieg zum Ende der Leistungsdiagnostik auf. Die Graphen im 5. und 6. Feld besitzen in Abb. 12 stetige Steigungen. In Abb. 13 schwanken die Kurven zwischen einzelnen Messpunkten. Die übrigen Plots weisen an den betroffenen Stufen Analogien zu diesen Schwankungen auf. Beispielsweise sinkt in Feld 1 die $\dot{V}O_2$ zwischen Messpunkt 3 und 4 im Vergleich zur $\dot{V}CO_2$. Dies ist auch im 6. Feld der Fall. Identisch verhält sich die $\dot{V}CO_2$ sowohl in Feld 1, als auch im 4. Feld zusammen mit der $\dot{V}E$. Eine vergleichbare Schwankung ist im nebenstehenden Feld 5 zu sehen. $\dot{V}E/\text{Watt}$ und $\dot{V}O_2/\text{Watt}$ wurden genutzt, um Messfehler zu detektieren und werden im nachfolgenden Kapitel weiter behandelt.

3.1.2 Algorithmische Auswertung

In diesem Abschnitt werden Plots präsentiert, die zusätzlich eine algorithmische Schwellenbestimmung des MATLAB-Programms enthalten. Hierdurch wurde für jeden Probanden eine zweite Bilddatei erstellt, welche die VT1 und VT2 bereits in Form von vertikalen Linien beinhaltet und durch eine Angabe für die HF an der jeweiligen Schwelle ergänzt ist. In Feld 5 dieser Plots wurde im Vergleich mit der $\dot{V}E$ die Leistung durch die HF ersetzt und es wurden bereits Trainingsbereiche eingefügt, die ebenfalls durch farbige vertikale Linien gekennzeichnet und in einer Legende mit Wertebereichen beschrieben sind. Es werden Regeneratives/Kompensatorisches Training (REKOM), Extensives Grundlagentraining (GA1), Intensives Grundlagentraining (GA2), Entwicklungsbereich (EW) und Leistung als Trainingszonen definiert. Dieser Plot diente dem Testlauf eines neuen Modells zur Trainingssteuerung. Die Entwicklung und Implementierung dieses Modells basierte auf den Erkenntnissen zur Schwellenbestimmung und wurde nachträglich eingefügt. Im Kapitel Diskussion wird näher darauf eingegangen.

3.1 Plots für die Schwellenbestimmung

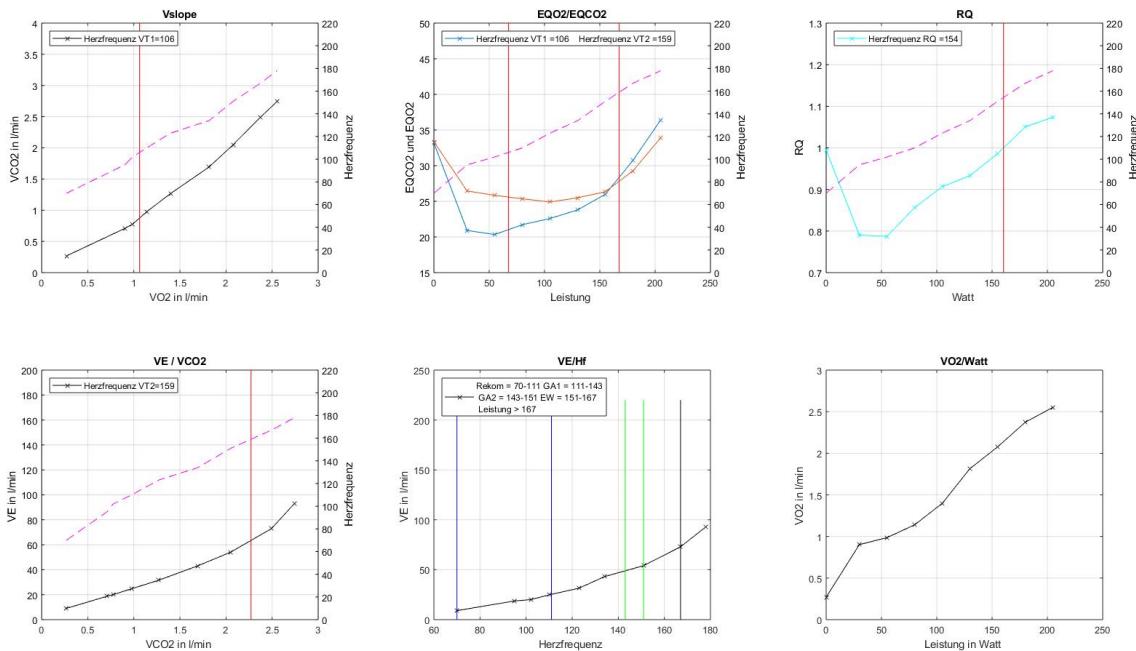


Abb. 14 – 6-Felder-Grafik von Probandin 6w mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: $V\text{-Slope} = 106 \text{ min}^{-1}$, $EQO_2 = 106 \text{ min}^{-1}$, $EQCO_2 = 159 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 159 \text{ min}^{-1}$

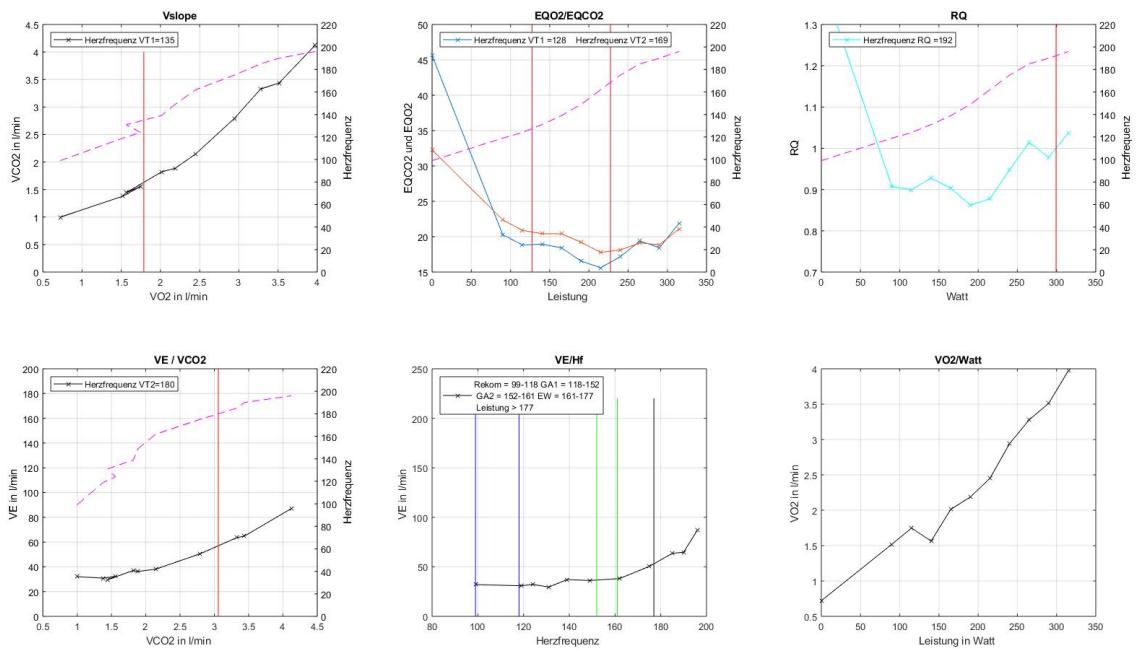


Abb. 15 – 6-Felder-Grafik von Proband 8m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: $V\text{-Slope} = 135 \text{ min}^{-1}$, $EQO_2 = 126 \text{ min}^{-1}$, $EQCO_2 = 169 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 180 \text{ min}^{-1}$

3 Resultate

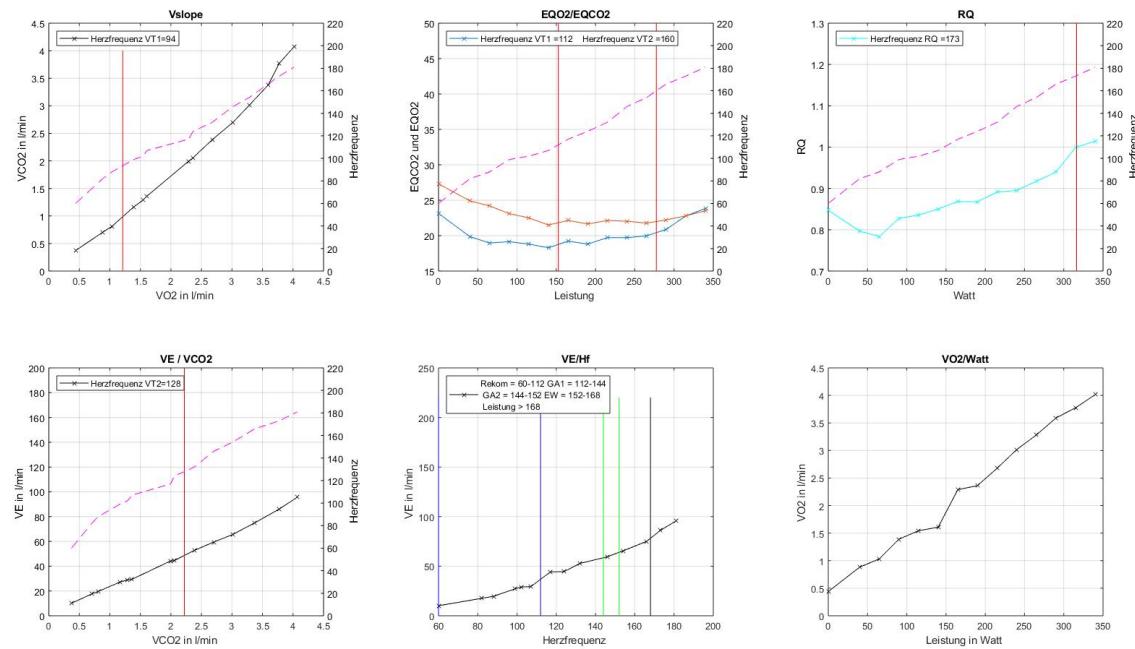


Abb. 16 – 6-Felder-Grafik von Proband 9m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: V-Slope = 94 min^{-1} , $\dot{V}O_2 = 112 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}CO_2 = 160 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 128 \text{ min}^{-1}$

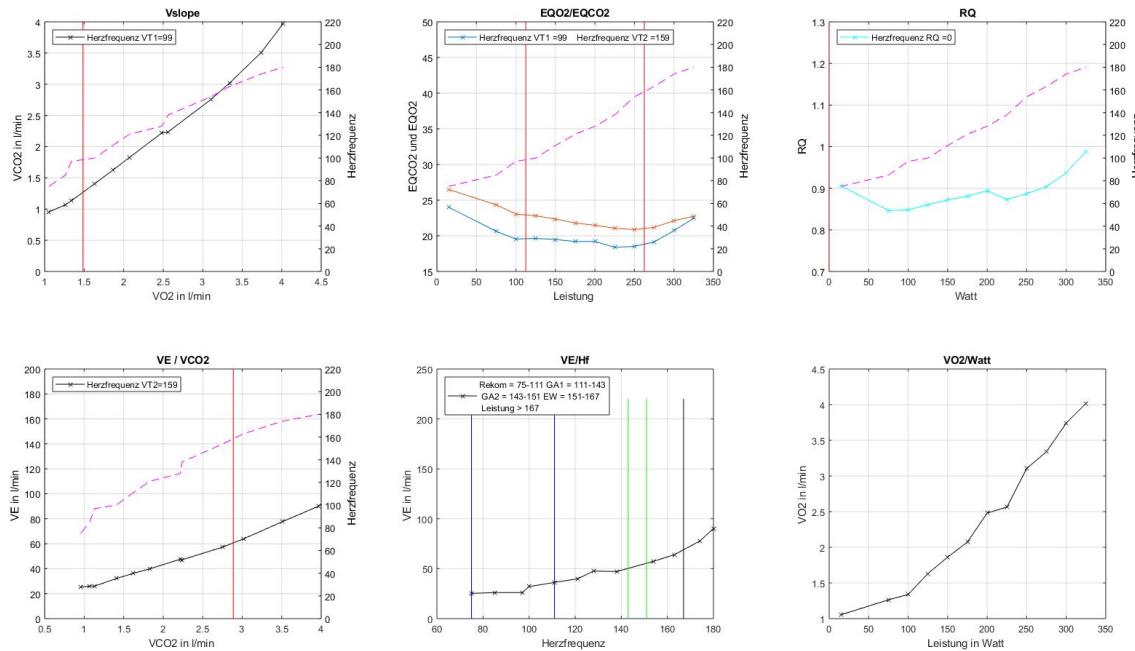


Abb. 17 – 6-Felder-Grafik von Proband 12m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: V-Slope = 99 min^{-1} , $\dot{V}O_2 = 99 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}CO_2 = 159 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 159 \text{ min}^{-1}$

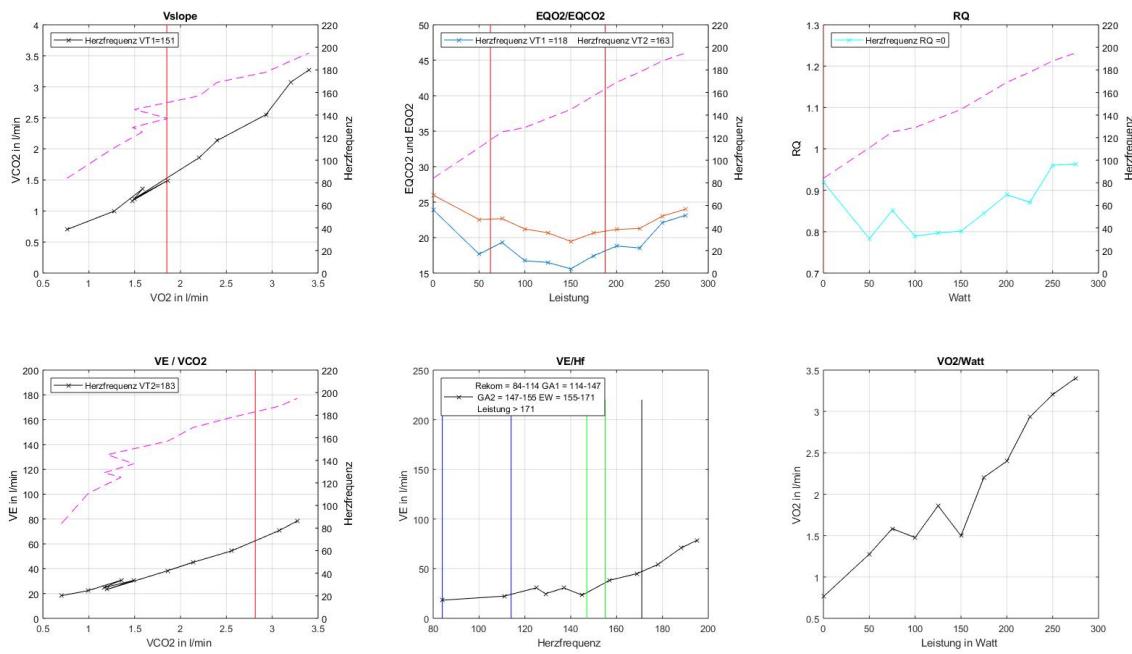


Abb. 18 – 6-Felder-Grafik von Proband 21 mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: $V\text{-Slope} = 151 \text{ min}^{-1}$, $EQO_2 = 118 \text{ min}^{-1}$, $EQCO_2 = 163 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 183 \text{ min}^{-1}$

In Abb. 14 erfolgte die Schwellenbestimmung für Probandin 6w nach acht Stufen, bei der jeweils beide Methoden für VT1 sowie VT2 identische Ergebnisse erbrachten. Im blauen EQO_2 -Graphen ist zu sehen, dass VT1 zwischen Tiefpunkt und darauffolgendem Messpunkt bestimmt wurde. Am $EQCO_2$ ist erkennbar, dass VT2 beim ersten signifikanten Kurvenanstieg markiert wurde. Bei der Probandin stieg in der 7. Stufe der RQ über eins hinaus. Die mithilfe dieser Methode erhobene VT2 liegt bei einer HF von 154 min^{-1} .

Der Plot in Abb. 15 entstand für Proband 8m. HF und V-Slope in Feld 1 sowie $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ in Feld 4 sind zwischen Stufe 2 und 4 nicht differenzierbar. Die $\dot{V}O_2$ fällt im 6. Feld zwischen diesen Stufen. Der RQ schwankt zwischen den letzten zwei Messungen um den Wert eins herum. Die Software bestimmte den zweiten Anstieg über eins bei 192 min^{-1} als VT2.

Abb. 16 stellt den Plot von Proband 9m dar, der sogar 13 Belastungsstufen bewältigte. Mit $RQ = 1$ wurde in der letzten Stufe bei 173 min^{-1} VT2 markiert. In Feld 5 und 6 sind Schwankungen im Anstieg von $\dot{V}E$ und $\dot{V}O_2$ in Relation zur HF bzw. Belastung erkennbar.

In Abb. 17 ist eine Auswertung für Proband 12m zu sehen, welcher wiederum insgesamt elf Stufen fuhr. Hier wurden ebenfalls VT1 und VT2 mit beiden jeweiligen Methoden gleich bestimmt. Der RQ in Feld 3 stieg nicht über eins. Da die VT2 durch diese Methode vom Algorithmus nicht bestimmt werden konnte, ist der Wert null in der Legende angegeben. Im V-Slope sind mehrere

Knickpunkte zu erkennen. Im 2. Feld tritt der Tiefpunkt von $\dot{V}O_2$ erst in der 7. Stufe auf. $\dot{V}CO_2$ sinkt an diesem Punkt noch, steigt jedoch ab der nächsten Stufe an. Im $\dot{V}O_2/\text{Watt}$ -Vergleich ist ein Knickpunkt mit geringerer Steigung ebenfalls nach der 7. Stufe zu sehen.

Der fünfte Beispielplot in Abb. 18 zeigt die Ergebnisse des Probanden 21m analog zu Abb. 13 inklusive der Schwellenbestimmung der Software. Dieser Proband bewältigte zehn Belastungsstufen. Im 6. Feld ist eine schwankende Steigung der $\dot{V}O_2$ in Relation zur Belastung zwischen Stufe 2 und 5 erkennbar. Diese Schwankungen tauchen auch im V-Slope und bei $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ sowie RQ auf. Auch hier unterscheiden sich die Bestimmungen für VT1 durch V-Slope und $\dot{V}O_2$ sowie jene für VT2 anhand von $\dot{V}CO_2$ oder $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$. Wie bereits in Abschnitt 3.3.1 erwähnt, erreichte der RQ dieses Probanden auch nicht den Wert eins.

3.2 Ergebnisse der Schwellenbestimmung

3.2.1 Ergebnisse für VT1

In Tab. 5 werden die Ergebnisse der VT1-Bestimmung der Rater und der Software für alle 28 Testpersonen verglichen. In sechs Spalten wird, geordnet nach Methode und Rater, die HF aufgeführt, die an Stelle der VT1 abgelesen bzw. durch die Software bestimmt wurden. Es werden dabei auch nebeneinander die Methoden in direkte Relation gesetzt. Bei einigen Probanden sind zwischen den jeweiligen Ratern bzw. den beiden Methoden Differenzen zu sehen. Zur Visualisierung der Übereinstimmungen bzw. Unterschiede zwischen den VT1 von Ratern und Software wurde deshalb für jede Methode ein Netzdiagramm erstellt.

Tab. 5 – Ergebnisse für die VT1 in min^{-1}

ID	Rater 1		Rater 2		Software	
	V-Slope	EQO ₂	V-Slope	EQO ₂	V-Slope	EQO ₂
1w	109	133	133	130	101	132
2w	119	120	126	126	121	121
3w	115	116	118	116	97	117
4m	98	99	100	100	98	98
5w	118	120	115	122	124	124
6w	102	106	106	109	106	106
7m	105	115	105	145	105	114
8m	120	126	155	168	135	128
9m	110	115	92	116	94	112
10w	118	117	118	118	117	117
11m	114	115	135	135	114	135
12m	142	140	148	158	99	99
13m	115	116	116	116	116	116
14m	116	118	129	132	134	110
15m	118	118	145	146	146	120
16w	130	150	152	153	130	130
17w	138	138	135	138	136	136
18w	135	137	138	138	102	140
19w	122	122	138	152	135	126
20m	116	116	110	110	114	114
21m	118	115	160	152	151	118
22m	108	108	109	110	110	101
23w	110	120	110	146	111	87
24m	113	115	115	117	117	111
25m	100	100	100	135	104	104
26m	140	140	141	140	112	142
27m	110	130	130	132	134	134
28w	103	120	108	120	109	122

Abb. 19 zeigt die Netzdiagramme für die VT1. Abb. 19a vergleicht dabei die HF für VT1, die von Ratern und Software durch den V-Slope bestimmt wurden. In Abb. 19b ist das gleiche für EQO₂ dargestellt. Eine Skala von 0 min^{-1} bis 160 min^{-1} definiert die HF, die an konzentrischen Kreisen abgelesen werden kann. Der äußere Kreis stellt eine zweite Skala dar, welche mit den IDs der Probanden beschriftet ist. Radial sind zu jeder ID die Messwerte in den Diagrammen eingesetzt. Zusammen bilden die Messpunkte ein farbig schraffiertes Netz. Die schwarze Schraffur visualisiert

3 Resultate

das Netz des 1. Raters, die rote das des 2. Raters. Die grüne Schraffur verkörpert die VT1-Werte der Software. Unterschiedliche Kontraste markieren Bereiche, in denen sich die individuellen Schwellenbestimmungen überlappen.

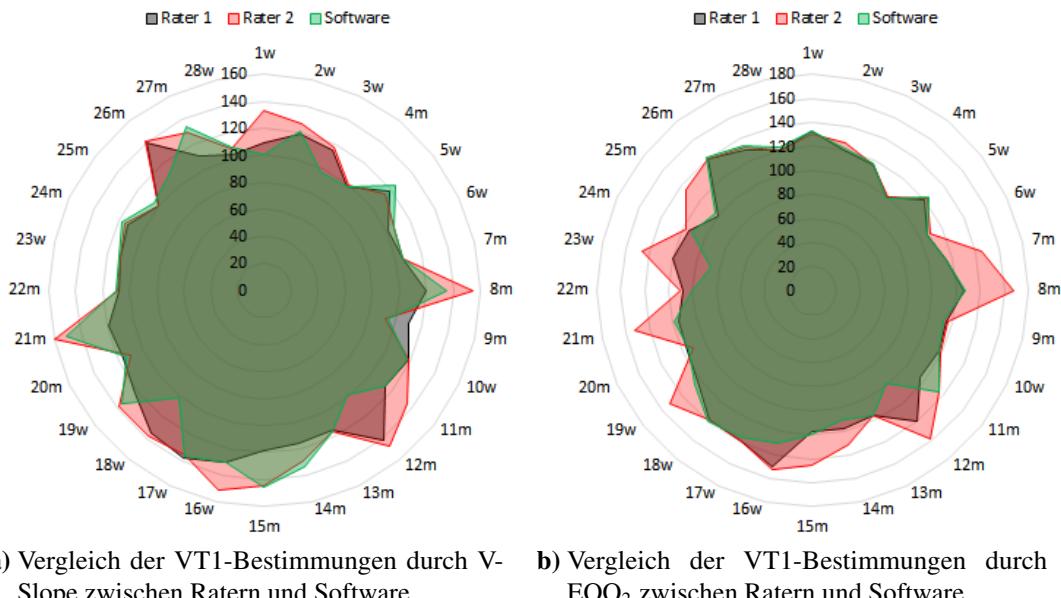


Abb. 19 – Zwei Netzdiagramme zur Darstellung der Differenzen zwischen Ratern und Software bei Bestimmung der VT1

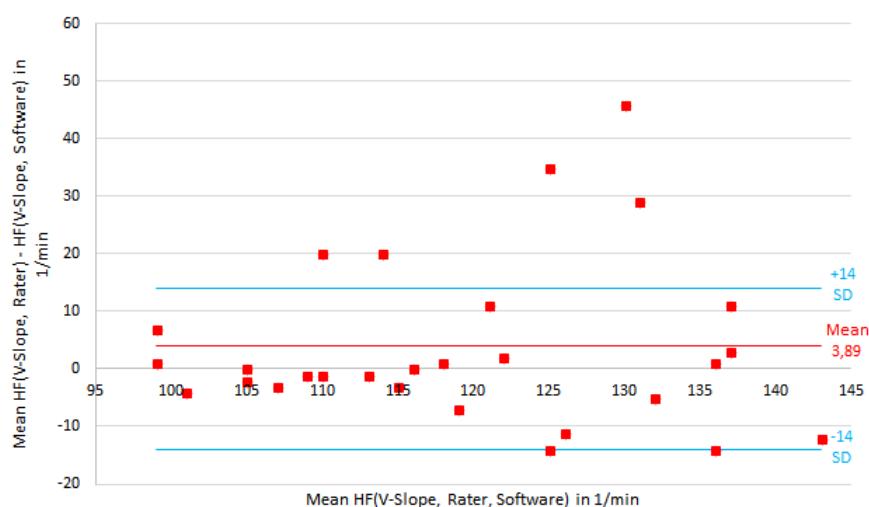


Abb. 20 – Punktdiagramm zur Darstellung der Differenzen zwischen den Mittelwerten für VT1 durch V-Slope von Ratern und Software mit Trendlinie und Standardabweichung

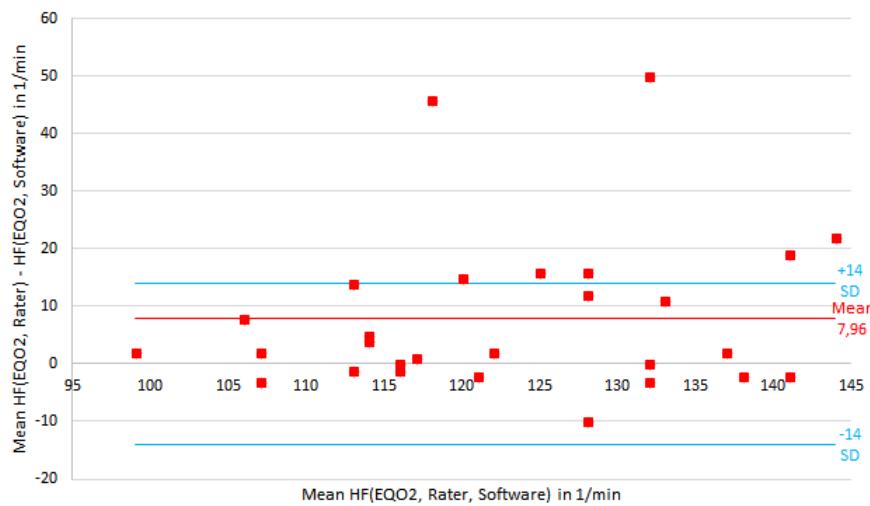


Abb. 21 – Punktdiagramm zur Darstellung der Differenzen zwischen den Mittelwerten für VT1 durch EQO₂ von Ratern und Software mit Trendlinie und Standardabweichung

Um die Schwellen zu vergleichen, wurden zusätzlich für jede Methode Punktdiagramme erstellt. In Abb. 20 ist ein solches für die V-Slope-Methode abgebildet. Die Y-Achse wird durch die Differenz aus der durchschnittlichen Rater-HF und der Software-HF im V-Slope in min^{-1} definiert. Auf der X-Achse liegt der Durchschnitt aller drei einzelnen HF, die für einen Probanden ermittelt wurden. Das Diagramm enthält 28 Messpunkte. Aus den Differenzen zwischen Ratern und Software wurde ein Gesamtdurchschnitt berechnet. Dieser ist im Diagramm als rote Linie sichtbar. Die VT1, die von Ratern und Software mittels V-Slope bestimmt wurden, unterscheiden sich durchschnittlich um $3,89 \text{ min}^{-1}$. Die Standardabweichung (SD) beträgt $\pm 14 \text{ min}^{-1}$.

Abb. 21 zeigt das Diagramm für EQO₂ mit den Differenzen zwischen Ratern und Software. Beim EQO₂ beträgt diese im Mittel $7,98 \text{ min}^{-1}$ bei einer SD von ebenfalls $\pm 14 \text{ min}^{-1}$.

3.2.2 Ergebnisse für VT2

Tab. 6 – Ergebnisse für die HF in min^{-1} bei VT2

ID	Rater 1		Rater 2		Software		
	EQCO ₂	VE/VCO ₂	EQCO ₂	VE/VCO ₂	EQCO ₂	VE/VCO ₂	RQ=1
1w	163	162	160	163	162	162	166
2w	161	159	161	173	161	177	155
3w	143	145	142	145	155	143	/
4m	143	145	140	140	144	144	/
5w	158	158	160	171	172	182	177
6w	130	130	158	159	159	159	154
7m	150	150	150	162	151	161	166
8m	163	163	180	170	169	180	192
9m	160	160	160	161	160	128	173
10w	161	161	162	162	164	164	152
11m	149	160	160	164	162	162	172
12m	165	168	168	169	159	159	/
13m	150	149	151	150	160	150	/
14m	158	162	166	164	165	165	171
15m	186	185	187	187	188	187	/
16w	170	170	169	169	171	185	181
17w	160	159	159	178	172	187	155
18w	170	172	168	169	170	170	180
19w	158	159	156	158	157	168	156
20m	162	163	169	169	168	168	189
21m	150	155	152	182	163	183	/
22m	130	140	151	152	141	141	/
23w	145	143	149	145	158	146	/
24m	160	159	160	159	160	170	113
25m	137	137	152	153	144	153	/
26m	158	158	157	158	157	157	168
27m	158	158	175	178	159	188	191
28w	212	213	208	210	213	213	209

In Tab. 6 sind die HF eingetragen, an denen Rater und Software die VT2 bestimmt haben. In dieser Tabelle wurde die Software-Spalte zusätzlich mit der Referenzmethode RQ = 1 ergänzt. Bei 9 von 28 Testmessungen konnte mit dieser Methode keine VT2 bestimmt werden, da die betroffenen Probanden dauerhaft einen RQ < 1 besaßen.

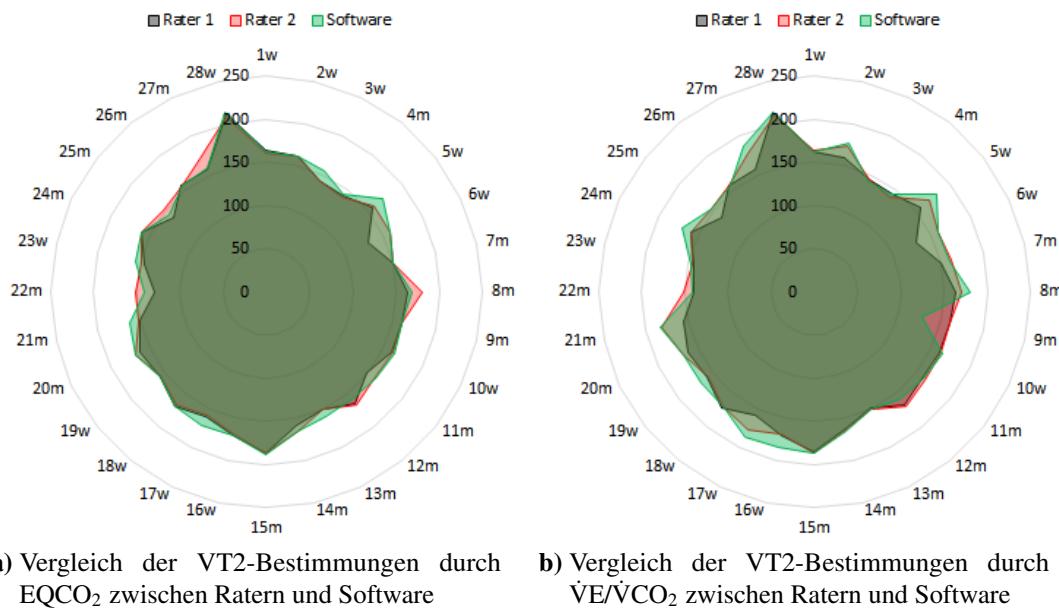


Abb. 22 – Zwei Netzdiagramme zur Darstellung der Differenzen zwischen Ratern und Software bei Bestimmung der VT2

Abb. 22 zeigt die Netzdiagramme für die VT2-Ergebnisse durch $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ und $EQCO_2$. Diese sind bis 250 min^{-1} skaliert, da der höchste bestimmte Wert bei 213 min^{-1} liegt (siehe Tab. 6).

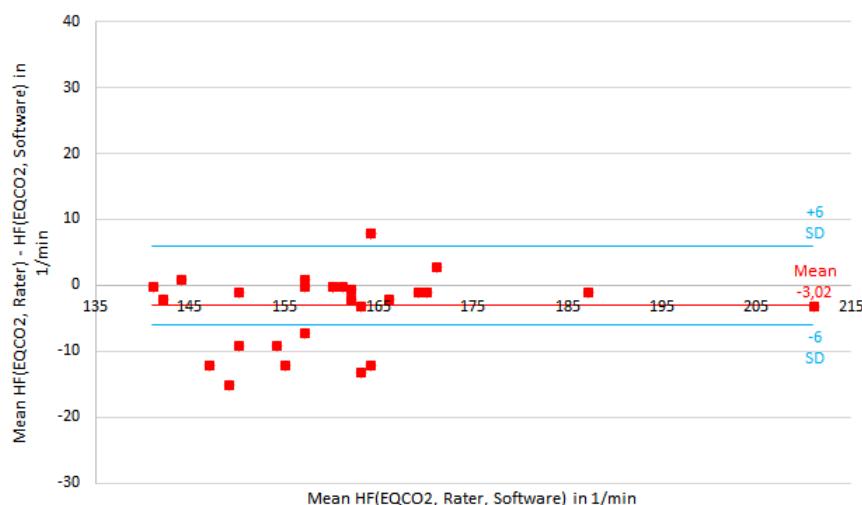


Abb. 23 – Punktdiagramm zur Darstellung der Differenzen zwischen den Mittelwerten für VT2 durch $EQCO_2$ von Ratern und Software mit Trendlinie und Standardabweichung

3 Resultate

In Abb. 23 ist das Diagramm für EQCO₂ dargestellt. Die durchschnittliche Differenz für VT2, basierend auf EQCO₂, beträgt $-3,02 \text{ min}^{-1}$, während die SD bei $\pm 6 \text{ min}^{-1}$ liegt.

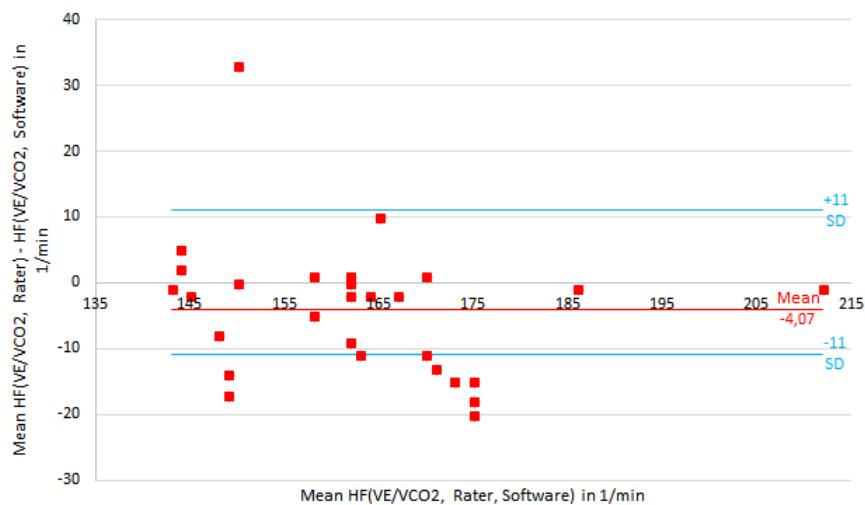


Abb. 24 – Punktdiagramm zur Darstellung der Differenzen zwischen den Mittelwerten für VT2 durch $\dot{V}\text{E}/\dot{V}\text{CO}_2$ von Ratern und Software mit Trendlinie und Standardabweichung

Abb. 24 zeigt die Verteilung der Ergebnisse für $\dot{V}\text{E}/\dot{V}\text{CO}_2$. Hier differieren Rater und Software um durchschnittlich $-4,07 \text{ min}^{-1}$ bei einer SD von $\pm 11 \text{ min}^{-1}$.

4 Auswertung

In diesem Kapitel wird analytisch auf die vorangegangenen Resultate eingegangen und die Schwellenbestimmung der Rater und Software in Bezug auf die Fragestellung aus Kapitel 1.3 evaluiert. Anhand der verschiedenen Ergebnisse wird bewertet, welche Methode für die Auswertung der Leistungsdiagnostik von cardioscan optimal erscheint. Vorweg wird erläutert, welche Mess- oder Anwenderfehler möglich waren und wie diese detektiert und ausgewertet wurden, um die Resultate zu interpretieren.

4.1 Mögliche Fehlerquellen

Für die Spiroergometrie existieren keine validen Methoden zur Plausibilitätskontrolle der Messergebnisse. Empfohlen wird stattdessen zur groben Abschätzung der Vergleich von $\dot{V}E$ -, $\dot{V}O_2$ - und Belastungszunahme, da zwischen diesen Parametern bis zum Erreichen der VT1 eine gewisse physiologische Proportionalität besteht. Für diese Abschätzung sollen zwei Faustformeln in der klinischen Spiroergometrie nutzbar sein, wobei n die Anzahl der gefahrenen Stufen sei [34]:

$$\dot{V}E_{max} \text{ in } l \text{ min}^{-1} = 9 l \text{ min}^{-1} + n * 9 l \text{ min}^{-1} \pm 10\% \quad (4-1)$$

$$\dot{V}O_{2max} \text{ in } ml \text{ min}^{-1} = 5 * \{m\} \text{ in kg} * W_{max} \text{ in W} * 10 ml \text{ min}^{-1} \pm 10\% \quad (4-2)$$

$\dot{V}E$ und $\dot{V}O_2$ sollen demnach einen idealerweise linearen Verlauf über die Leistung annehmen. Da die Berechnungen jedoch keine anthropometrischen Daten oder individuellen Trainingszustände einbeziehen, wurde auf die mathematische Art der Überprüfung wegen der großen Varianz an Trainingszuständen in dieser Arbeit verzichtet. Allerdings kann mithilfe eines grafischen Vergleichs der Parameter der Verlauf einer Messung analysiert und bewertet werden. Abb. 12 zeigt in Feld 5 und 6 einen solchen Messverlauf für $\dot{V}E$ und $\dot{V}O_2$ im Falle der Probandin 6w. In Ruhe betrug die $\dot{V}E$ ca. $9 l \text{ min}^{-1}$, steigt danach tatsächlich um ca. $9 l \text{ min}^{-1}$, doch danach flacht die Steigung ein wenig ab. Dennoch steigen die Graphen stetig an, weswegen von einem guten Messverlauf

ausgegangen wird. Nicht bei allen Probanden jedoch hatten die Plots eine solche Form. In Abb. 18 sind Plots mit Artefakten zu sehen. Zwischen den Stufen 2 und 6 schwanken die Messwerte sowohl für die $\dot{V}E$, als auch für die $\dot{V}O_2$ sehr stark. Es sind mehrere Abfälle des Graphen an Stelle eines stetigen Anstiegs sichtbar. Da die $\dot{V}O_2$ mathematisch von $\dot{V}E$ abhängt (vgl. Kapitel 1.2.1), ist von einem Messfehler der $\dot{V}E$ auszugehen. Diese ist abhängig vom Atemzugvolumen sowie der AF. Da auch diese beiden Parameter physiologisch bedingt ansteigen, ist es sehr wahrscheinlich, dass während der Messungen zwischen den betroffenen Stufen weniger Atemzüge korrekt erfasst wurden. Dies kann beispielsweise daran liegen, dass Probleme mit dem Mundstück bestanden. 7 der 28 Probanden empfanden die Ergonomie des Mundstücks als unangenehm und deuteten nach dem Test an, dass dieses die Atmung gerade zu Beginn einer Messphase erschwert habe. Auch Proband 21m hatte Schwierigkeiten mit dem Mundstück und konnte dieses in mehreren Stufen nicht rechtzeitig für eine korrekte Atemzugerfassung platzieren. Einer weiteren Probandin rutschte das Mundstück bei erhöhter Belastung während einer Messung mehrmals aus dem Mund. Somit konnten die Graphen Aufschluss über den Erfolg einer Messphase zwischen zwei Stufen geben und bei der Analyse der restlichen Graphen zur Schwellenbestimmung unterstützen. Zum Beispiel konnten die Messpunkte der Atemäquivalente im 2. Feld der Übersichtsplots direkt mit dem $\dot{V}E$ /Watt-Plot verglichen und so verifiziert werden. In Abb. 18 ist beispielsweise zu sehen, dass auch in den vier Feldern zur Schwellenbestimmung die Kurven zwischen positivem und negativem Verlauf schwanken. Im V-Slope in Feld 1 sinken $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$ zwischen Messpunkt 3 und 4 sowie 4 und 5 wieder ab. Dies trifft auch auf $\dot{V}E$ und $\dot{V}CO_2$ in Feld 4 zu. Analog dazu sinkt die $\dot{V}E$ im 5. Feld. Derartige Artefakte können mit der Mundstück-Problematik belegt werden, da die Messzeit mit 30 s gleichbleibend war. Durch den Verlust des Mundstücks innerhalb einer Messung wird auch die Anzahl der registrierten Atemzüge reduziert, sodass die Berechnung der AF und des AMVs bzw. der $\dot{V}E$ durch die Software fehlerhaft und der Durchschnitt im Gesamtverlauf stark beeinflusst wird. In Feld 2 fällt bei Betrachtung der blauen $\dot{V}CO_2$ -Kurve auf, dass der Tiefpunkt sehr spät nach der 5. Stufe auftrat. Vergleicht man die Kurven mit Feld 5 und 6, kann auch dies durch Messfehler begründet werden, da auch in der 5. Stufe wieder ein Abfall der $\dot{V}E$ beobachtet werden kann. Diese Plots wurden schließlich bei der Evaluierung der Ergebnisse berücksichtigt, um Unterschiede zwischen den Instanzen erörtern und nachträglich diskutieren zu können, welche charakteristischen Punkte in den Plots tatsächlich durch die pathophysiologischen Veränderungen der Respiration und Ventilation bedingt waren.

4.2 Evaluierung der Schwellenbestimmung

Die Plots wurden bezüglich ihrer Qualität zunächst eigenständig und subjektiv in die Kategorien Gut und Kritisch einsortiert. Plots, die händisch mithilfe einer einzelnen Methode einfach auszuwerten waren und außerdem keine schwerwiegenden Artefakte aufwiesen, wurden als gut deklariert. In die Rubrik Kritisch kamen jene Graphen, die beispielsweise unregelmäßige Kurvenverläufe aufwiesen und dadurch nur sehr differenziert evaluiert werden konnten.

Tab. 7 – Kategorisierung der Plots nach Qualität

		Gut	Kritisch
VT1	V-Slope	7	21
	EQO ₂	13	15
	<i>Summe</i>	20 (36 %)	36 (64 %)
VT2	EQCO ₂	21	7
	VE/VCO ₂	15	13
	<i>Summe</i>	36 (64 %)	20 (36 %)

Tab. 7 zeigt die Kategorien und Zuordnungen. Die jeweilige Menge an Graphen wurde in die zwei Spalten Gut und Kritisch eingeordnet. Da für jede Testperson jeweils einer der genannten Graphen generiert wurde, ergibt die Summe einer Zeile stets 28. Die Summe der Plots in den jeweiligen Kategorien wiederum ist als Extrazeile eingebunden. Da für jedes Messergebnis zwei neue Methoden angewandt wurden, waren insgesamt 56 Graphen je Schwelle auszuwerten. Mit 64 % wurde der Großteil aller Plots zur Bestimmung der VT1 als kritisch bewertet. 36 % wurden als gut eingestuft. Für die VT2-Bestimmung hingegen waren 64 % der Graphen gut und 36 % kritisch.

4.2.1 Evaluierung der VT1

Die optische Bewertung zeigt, dass die Bestimmung der VT1 anhand der vorliegenden Plots erschwert war. Drei Viertel der V-Slope-Graphen wurden vorweg bereits als kritisch eingestuft. Dies lag daran, dass die rein subjektive Identifizierung des ersten überproportionalen Anstiegs der VC0₂ anhand von Mittelwerten oft schwierig war. Dies wird z.B. durch Abb. 13 und Abb. 15 belegt. Die V-Slopes sind dort genau wie die zugeordneten HF-Kurven nicht differenzierbar. Diese

Problematik trat relativ häufig auf und wurde auch vom 2. Rater moniert. Das Netzdiagramm in Abb. 19a verdeutlicht, wie stark sich die Auswertungen der drei Instanzen dadurch unterscheiden. Rater 1 und Rater 2 kamen häufig zu ungleichen Ergebnissen beim V-Slope. Es ist im Diagramm zu erkennen, dass der 2. Rater die VT1 meistens später bzw. bei höheren HF bestimmte. Zwei Beispiele hierfür sind die Probanden 8m sowie 21m. In Abb. 15 für 8m ist ein nicht differenzierbarer V-Slope zu sehen, der mehrere Knickpunkte enthält. Eine Vielzahl an solchen Punkten begünstigt eine große Varianz an Ergebnissen. Während Rater 1 den ersten Anstieg in der 2. Stufe beobachtete, wurde er laut Rater 2 erst nach den Schwankungen der Werte in Stufe 6 erkennbar. Dasselbe Ergebnis entstand mit EQO₂. Der Tiefpunkt der EQO₂-Kurve liegt in Abb. 15 erst zwischen Stufe 6 und 7. Hier bestimmte Rater 2 dementsprechend auch VT1. Da allerdings an diesem Punkt auch die EQCO₂-Kurve ansteigt und ein sehr leichter Anstieg der EQO₂-Kurve bereits nach Stufe 2 auftritt, wo EQCO₂ noch nicht zunimmt, wurde VT1 von Rater 1 und auch von der Software dort identifiziert. Diese EQO₂-Steigung kann nachträglich mithilfe des $\dot{V}O_2$ /Watt-Plots in Feld 6 erörtert werden. Zwischen der 2. und 3. Stufe fällt die $\dot{V}O_2$ stärker ab, als die $\dot{V}E$. Nach Formel (1-8) bedeutet dies, dass EQO₂ einen größeren Wert annimmt und vom vorangehenden Wert somit ansteigt. Tab. 3 kann entnommen werden, dass 8m ein sehr sportlicher junger Mann ist und mit ca. 13 Stunden Sport pro Woche einen wahrscheinlich sehr guten Trainingszustand besitzt. Dies berücksichtigend, kann die VT1 deutlich später angenommen werden und sich eher mit dem Ergebnis von Rater 2 decken. Ein weiteres Beispiel einer solchen Differenz zwischen den Ratern liegt bei Proband 21m vor (siehe Abb. 19b). Erneut kann diese durch die Schwankungen von EQO₂ in Abb. 18 begründet werden. Rater 1 und Software nahmen hier auch den ersten EQO₂-Anstieg als VT1 an, während Rater 2 die Schwelle am tatsächlichen Tiefpunkt der Kurve bestimmte. Beim V-Slope dieses Probanden fiel das Ergebnis anders aus und Rater 2 und Software kamen zu vergleichbaren Ergebnissen, obgleich Rater 1 VT1 auch hier beim ersten $\dot{V}CO_2$ -Anstieg setzte. Ein drittes kritisches Beispiel wird im Falle von 12m vorgestellt. Hier bestimmte die Software mit beiden Methoden VT1 früher als die Rater. Bei Betrachtung von Abb. 17 fällt auf, dass die Kurvenverläufe allgemein recht eben sind. Im V-Slope fiel es beiden Ratern schwer, zu bestimmen, an welchem Punkt der Anstieg von $\dot{V}CO_2$ deutlich sichtbar war. Hier wird ein Vorteil der algorithmischen Auswertung deutlich, da die Software die größte Steigungsänderung mathematisch und daher eindeutig bestimmt. Im EQ-Plot tritt wieder die Problematik mit dem späten Tiefpunkt der EQO₂-Kurve in Verbindung mit einem Knickpunkt der $\dot{V}O_2$ /Watt-Kurve auf, weshalb die Rater VT1 dort später bestimmten. Bei vielen Plots musste differenziert werden, welcher Punkt der EQO₂-Kurve als POW und damit als VT1 bezeichnet werden kann.

Letztlich zeigen die behandelten Beispielplots und die Diagramme in Abb. 20 und 21, dass die Ergebnisse häufiger stark differieren und oftmals kein eindeutiger Bereich für die VT1 mittels V-Slope und EQO₂ bestimmt werden kann. Die Ergebnisse beider Methoden weisen eine SD

von $\pm 14 \text{ min}^{-1}$ auf. Aus den Mittelwerten der Rater und den Ergebnissen der algorithmischen Bestimmung wurden die Korrelationskoeffizienten r für V-Slope und EQO₂ berechnet.

$$r_{V-Slope} = 0,526 \quad r_{EQO_2} = 0,464$$

Die beiden Werte liegen relativ mittig von null und eins und belegen somit, dass algorithmische sowie durch Rater bestimmte VT1 der Testmessungen nur bedingt korrelieren und die verwendeten Methoden dementsprechend mit dieser Art der Durchführung einer Leistungsdiagnostik nicht als valide bezeichnet werden können.

4.2.2 Evaluierung der VT2

Bei VT2 differieren die Ergebnisse der drei Instanzen deutlich weniger, wie Abb. 21 andeutet. Größere Unterschiede traten bei den Auswertungen mit $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ auf (siehe Abb. 22b). Beispiele hierfür werden mit den Plots von 6w, 9m und 21m erörtert. Bei Probandin 6w bestimmte Rater 1 die Schwelle im Vergleich zu Rater 2 und Software etwas früher. Abb. 14 zeigt, dass der Graph in Feld 4 von Beginn an weitestgehend linear ansteigt. Rater 1 beobachtete den ersten überproportionalen Anstieg von $\dot{V}E$ in Stufe 5, die anderen Instanzen erst in Stufe 7. Die Schwierigkeit bestand hier auch darin, den ersten Knickpunkt mit dem bloßen Auge zu identifizieren. Abb. 16 von Proband 9m weist auch einen recht linearen Graphen in Feld 4 auf. Zudem liegen einige Messpunkte sehr dicht bei einander, was die subjektive Auswertung zusätzlich schwerer macht. Hier bestimmte der Algorithmus die VT2 eher als beide Rater. Auch bei 21m unterscheiden sich die Ergebnisse von Rater 1 sowie Rater 2 und Software um eine Stufe. Abgesehen von den nicht differenzierbaren Messpunkten zwischen Stufe 3, 4 und 5, verläuft auch hier $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ in Feld 4 einigermaßen linear und der erste überproportionale Anstieg war der kritische Parameter. Für die Auswertung von $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ lässt sich schlussfolgern, dass sie, ähnlich dem V-Slope, in Verbindung mit Mittelwerten und Stufentests erschwert ist, da der Graph anfällig für Artefakte ist. Eine SD von $\pm 11 \text{ min}^{-1}$ zeigt, dass häufig keine eindeutigen Ergebnisse von mehreren Instanzen erzielt werden. Die Software birgt auch bei dieser Methode allerdings den Vorteil, dass die mathematische Bestimmung von Steigungsänderungen gut gelingt und die Methode somit für Vergleiche nutzbar wird. Die Ergebnisse liefern folgenden Korrelationskoeffizienten:

$$r_{\dot{V}E/\dot{V}CO_2} = 0,816$$

Am erfolgreichsten fiel die VT2-Bestimmung mittels EQCO₂-Anstieg aus, wie Abb. 22b belegt. Lediglich bei fünf Probanden können Differenzen $> 10 \text{ min}^{-1}$ beobachtet werden (siehe Abb. 22).

Dabei bestimmte die Software VT2 meistens etwas später als die Rater. Erklären lässt sich dies z.B. anhand von Abb. 15 und Proband 8m. Hier sind Schwankungen der EQCO₂-Steigung zu sehen, sodass die Kurve im letzten Drittel der Messung sogar zweimal ansteigt und zwischendurch einmal abfällt. So kam es zu unterschiedlichen Schwellen bei der manuellen Betrachtung durch die Rater. Im Beispiel vom Probanden 6w in Abb. 14 ist sichtbar, dass die EQCO₂-Kurve stetig ansteigt. Rater 1 nahm VT2 bereits beim ersten zeitlichen Anstieg nach Stufe 5 an. Software sowie Rater 2 wählten erst den überproportionalen Anstieg von EQCO₂ nach Stufe 7 als VT2. Die algorithmische Bestimmung erfolgt nach mehreren Schleifen, in denen Ausreißer bei der Steigung sowie die Referenzwerte der HUNT 3 Studie abgeglichen werden. Dieser Abgleich sorgt dafür, dass gelegentlich nicht der absolut erste EQCO₂-Anstieg markiert wird. Abb. 23 zeigt jedoch deutlich, dass große Differenzen zwischen den Instanzen recht selten sind und die Ergebnisse im Gesamtbild am meisten miteinander korrelieren.

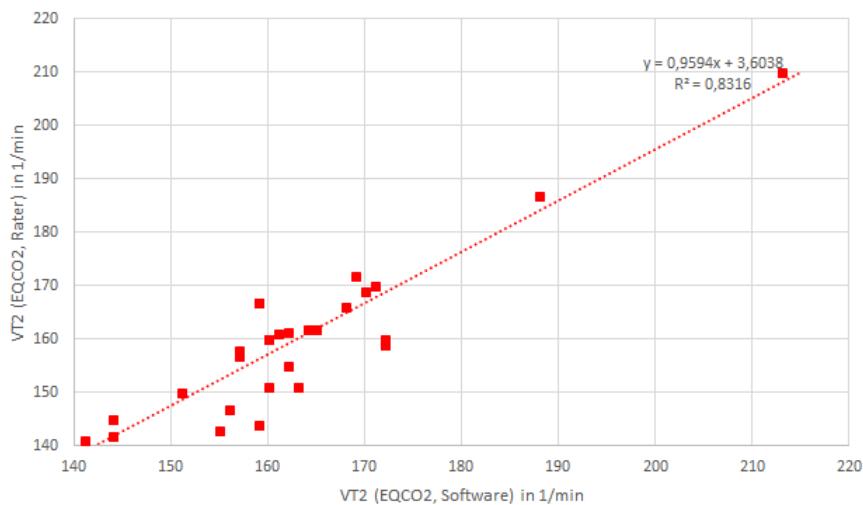


Abb. 25 – Streudiagramm zur Darstellung des Zusammenhangs der VT2-Bestimmungen mit EQCO₂ von Ratern und Software

Abb. 25 zeigt anhand einer Regressionsgeraden mit einem Bestimmtheitsmaß $R^2 = 0,83$, dass die subjektiven VT2 der Rater mit den referenzierten VT2 des Algorithmus in engen Zusammenhang gebracht werden können.

$$r_{EQCO_2} = 0,912$$

Mit 0,912 besitzt diese Methode im direkten Vergleich den größten Korrelationskoeffizienten.

5 Diskussion

Die Auswertung des Pilotprojekts wird nun einer methodenkritischen Betrachtung unterzogen und in Bezug auf die in Kapitel 1.3 aufgestellten Forschungsfragen diskutiert. Diese werden anschließend chronologisch beantwortet. Außerdem werden Limitationen und eventuelle Defizite der Methode behandelt und diesbezüglich einige Vorschläge für die Firma cardioscan präsentiert.

Da mit den vier Methoden für alle Testpersonen Ergebnisse erzielt wurden, kann geschlussfolgert werden, dass der metabolicscan in Verbindung mit der CCPS und Fahrradergometern zur Bestimmung der ventilatorischen Schwellen genutzt werden kann. Während der Messungen wurden keine Störungen oder Fehler der verbauten Sensoren festgestellt. Die maximal gemessene Atemfrequenz bei den Testmessungen betrug $49,55 \text{ min}^{-1}$ und lag damit innerhalb der Grenzen des O₂-Sensors. Mit $136,271 \text{ min}^{-1}$ lag auch die maximal gemessene $\dot{V}\text{E}$ unterhalb des Maximums des Flowsensors. Der metabolicscan wurde vor dem Projekt mithilfe eines Lungensimulators bei Atemfrequenzen zwischen 6 min^{-1} und 50 min^{-1} und unterschiedlichen Gaskonzentrationen kalibriert, weswegen ausgeschlossen werden kann, dass die Sensoren fehlerhaft waren. Allerdings konnten Anfälligkeitkeiten für probanden-, -anwender- sowie umweltbedingte Fehler festgestellt werden.

5.1 Potentielle Fehlerquellen

5.1.1 Probandenbedingte Faktoren

Bei der Spiroergometrie können Probanden die Ergebnisse negativ beeinflussen, indem sie ihre Atmung durch die ungewohnten Bedingungen stark verändern, sodass diese unphysiologisch wird. Bei wenigen Personen konnte beobachtet werden, dass sie zu Beginn der Leistungsdiagnostik eine recht hohe $\dot{V}\text{E}$ besaßen und die AF schnell zunahm. Dies lag vor allem am Mundstück und dem Bakterienfilter. Durch diesen erhöht sich der Atemwiderstand, dessen Intensität von jeder Person subjektiv anders wahrgenommen wird. Durch das Empfinden eines erhöhten Atemwiderstandes neigten die Probanden dazu, tiefer und gleichzeitig schneller zu atmen. Dadurch stieg die $\dot{V}\text{E}$ relativ zur $\dot{V}\text{O}_2$ höher, da der Körper zu diesem Zeitpunkt noch nicht die große Menge an aufgenommenem O₂ verwerten konnte. Des Weiteren können Fehler entstehen, wenn Personen das Mundstück

nicht rechtzeitig zu Munde führen. Die Dauer der Messphase beträgt stets 30 s. Zu Beginn einer Leistungsdiagnostik bei geringer Leistung besitzen die meisten Menschen eine niedrige AF von beispielsweise 12 min^{-1} , also 6 Atemzügen in 30 s, oder weniger. Kommt es zu Problemen mit dem Mundstück, wie bei Probandin 19w, werden während einer Messung durch die algorithmischen Filter weniger Atemzüge erfasst, sodass die gemittelte Atemfrequenz und dadurch auch die VE kleiner wird. Das wiederum kann zu veränderten Plots führen, wenn auf einen verfälscht kleineren in der nächsten Stufe ein normaler Mittelwert folgt, wodurch die Steigung zwischen diesen zwei Punkten verfälscht wird und nicht mehr den ventilatorischen Reaktionen des Körpers entspricht. Zuletzt muss auf die Ernährung unmittelbar vor einer Spiroergometrie geachtet werden (siehe Kapitel 2.1.2). Zwar wird zukünftig der RQ nicht mehr für die Schwellenbestimmung verwendet, jedoch sollte der Grund-Laktat-Gehalt nicht durch erhöhte Zuckerzufuhr erhöht werden, um die Ausgangsbedingungen zu optimieren.

5.1.2 Anwenderbedingte Faktoren

Durch den Anwender der Spiroergometrie können ebenfalls Fehler verursacht werden. Beispielsweise kann oben genannter zeitlicher Verzug auch entstehen, wenn der Anwender dem Probanden das Mundstück zu spät reicht, sodass die Atemzugerfassung ebenfalls verfälscht wird. Schon eine falsche Vorbereitung der Belastungsphase kann zu Fehlern führen, wenn z.B. die Sattelhöhe nicht korrekt justiert wurde oder ein unpassendes Belastungsprotokoll bestimmt wurde. Es ist wichtig, dass der Anwender durch das Interview den Trainingszustand einer Person korrekt einschätzen zu können und entsprechende Anpassungen am Protokoll vorzunehmen. Allerdings ist hier auch die deutliche Kommunikation mit dem Probanden zu berücksichtigen.

5.1.3 Umweltbedingte Faktoren

Wie in Kapitel 2.1.2 erwähnt, sind die Messbedingungen für eine Respirationsanalyse einzuhalten. Raumtemperatur und CO_2 -Gehalt in der Luft wirken sich auf HF und La^+ -Kinetik aus, was ebenfalls im Falle einer Nichtbeachtung zu Fehlern führt. Jedoch wurde der Raum vor jedem Test belüftet und die Temperatur im Toleranzbereich zwischen 18°C bis 22°C gehalten. Die CO_2 -Belastung der Atemluft in 10^{-6} (parts per million) wurde durch ein Messgerät sehr genau überprüft, um sicherzustellen, dass die Kalibrierung des metabolic scan vor jedem Test auf denselben Grundbedingungen basierte.

5.2 Problematik von RQ = 1

Tab. 6 beweist sehr deutlich, dass die Methode RQ = 1 zur alleinigen Bestimmung der VT2 nicht valide ist. Bei 9 von 28 Personen stieg der Wert nicht über eins, sodass VT2 gar nicht bestimmt werden konnte. Hier ließe sich diskutieren, ob diese Personen tatsächlich kardiorespiratorisch ausbelastet waren, oder den Test wegen muskulärer Erschöpfung beendet haben. Dennoch konnte bei diesen neun Probanden mit EQCO₂ sowie VE/VCO₂ VT2 bestimmt werden. Bei zehn Personen, bei denen mit der Referenzmethode eine VT2 definiert werden konnte, weichen die Werte jedoch von den übrigen Methoden mit 10 min⁻¹ oder mehr ab. Darüber hinaus wurden für den MATLAB-Algorithmus bereits Ausgleichskurven für den RQ implementiert. Diese sorgen jedoch nicht dafür, dass die Mehrheit der Messergebnisse mit den übrigen Methoden vergleichbar wird. Der Algorithmus wird künftig aus der CCPS entfernt werden.

5.3 Optimale Methode

Die VT1-Methoden lieferten im Rahmen der Testmessungen ungenügende Ergebnisse. Die Plots sorgten mit beiden Methoden häufig für Abweichungen zwischen den Ratern und auch die Software definierte oftmals unterschiedliche Werte. Es gestaltet sich bei derartigen Differenzen nicht als sinnvoll, die Algorithmen für VT1 in die CCPS zu implementieren. Die VT2-Methoden sind im direkten Vergleich zusammen mit cardioscans Spiroergometrie-Modul am genauesten. Die algorithmische Bestimmung durch EQCO₂ korreliert stark mit den subjektiven Definitionen der Rater, weshalb angenommen werden kann, dass die VT2 damit präzise bestimmbar ist. Vorausgesetzt ist hierbei jedoch die korrekte Durchführung der Leistungsdiagnostik unter stetiger Rücksichtnahme auf die aufgeführten Einflussfaktoren. Mit EQCO₂ korrelieren die Ergebnisse deutlich mehr, als mit RQ = 1.

Zwar wurde in der Einleitung darauf hingedeutet, dass VT1 für ein alternatives Trainingszonenmodell im Breitensportbereich sinnvoll wäre. Mit dem Modell von Wilfried Kindermann wurde jedoch eines recherchiert, welches wie der aktuelle Algorithmus der CCPS nur von VT2 abhängig ist [20]. REKOM, GA1, GA2, EW und Leistung sind auch in diesem Modell aufzufinden und ihre Grenzen sind prozentual von der HF bei VT2 abhängig. Dieses Modell wurde bereits zum Test in die algorithmischen Plots in Feld 5 implementiert (siehe z.B. Abb. 15). Die neue Methode zur Bestimmung der VT2 anhand von EQCO₂ bietet also eine gute Basis für die Trainingszonendefinition.

5.4 Limitation

Das Pilotprojekt war limitiert durch eine relativ kleine Teilnehmerzahl und dadurch sehr ungleiche Verteilung der unterschiedlichen Probandengruppen. Um die Aussagekraft der Ergebnisse zu erhöhen und diese beispielsweise besser mit der HUNT 3 Studie vergleichen zu können, wäre eine deutlich größere Probandengruppe notwendig gewesen. Auch die Quantität an validen Referenzdaten ist nicht sonderlich ausgeprägt. Solche wären für einen Vergleich der Ergebnisse nützlich gewesen.

5.5 Fazit und Handlungsempfehlung

Ausgehend von den Ergebnissen dieser Arbeit wurde mit EQCO₂ eine neue Methode für die VT2-Bestimmung erarbeitet, welche zukünftig als Algorithmus die Basis für die Auswertung durch die CCPS darbieten wird. In Verbindung mit dem Trainingszonenmodell nach Kindermann können mit dieser Methode die Ziele der Firma cardioscan umgesetzt werden. Das Leistungsdiagnostik-Setup bietet jedoch Optimierungsmöglichkeiten. Zum ersten wären eventuell Alternativen zu dem Mundstück, z.B. in Form einer Maske sinnvoll, da die Ergonomie des Mundstücks eine gewisse Problematik darstellt. Hier könnten weitere künftige Testmessungen oder Studien mit alternativen Komponenten durchgeführt werden. Zum Zweiten gestaltet sich die Mittelung der Messwerte über die Gesamtanzahl an Atemzügen pro Stufe als nicht optimal, da dadurch die vorangegangen beschriebenen Probleme auftreten können. Eine gänzliche „breath-by-breath“-Auswertung jedes Atemzugs sollte wegen der zu großen Datenmenge zwar auch nicht in Betracht bezogen werden, jedoch könnten alternative Mittelungsverfahren (z.B. die „gleitende“ Mittelung [4]) getestet werden. Die algorithmische Auswertung könnte für die anschließende Interpretation optimiert werden, indem z.B. ein Algorithmus programmiert wird, der ein Abflachen der HF-Kurve zum Ende einer Leistungsdiagnostik überprüft. Dies könnte den Anwender dabei unterstützen, zu bewerten, ob eine Person tatsächlich kardiorespiratorisch ausbelastet war (siehe Kap. 2.2.1).

Zum Abschluss bleibt zu erwähnen, dass, trotz algorithmischer und software-gestützter Auswertung einer Spiroergometrie, eine Interpretation der Ergebnisse seitens einer Person mit Fachwissen unabdingbar ist. Die gezeigten Übersichtsplots, anhand derer die Schwellen bestimmt wurden, bieten lediglich die Grundlage und müssen in ein optimiertes Interface der CCPS implementiert werden. Die komplette Thematik der Atemgasanalyse ist im Allgemeinen sehr komplex und sollte daher nicht von ungeschultem Personal behandelt werden. cardioscan betreibt für alle diagnostischen Anwendungen eine Academy, welche in regelmäßigen Intervallen Seminare und Workshops durch Schulungsreferenten und -referentinnen beim Kunden durchführt lässt. Bei diesen Seminaren

5.5 Fazit und Handlungsempfehlung

sollten auch die Feinheiten der Vorbereitung behandelt werden. Die Software könnte die Anwender auch auf diesem Wege unterstützen, indem z.B. der Timer im Interface durch einen Hinweis ergänzt wird, der mit einer gewissen Vorlaufzeit daran erinnert, das Mundstück zur Messung vorzubereiten. Damit könnten Messfehler reduziert werden.

Literatur

1. WESTHOFF, M. et al. *Positionspapier der AG-Spiroergometrie zu ventilatorischen und Laktatschwellen*. 2012. Auch verfügbar unter: <https://www.mesics.de/fileadmin/user/literature/Spiroergometrie/>. zuletzt abgerufen am 25.04.2018.
2. DSSV, e.V. 2018 - *Eckdaten der deutschen Fitness-Wirtschaft*. 2018.
3. LÖLLGEN, H.; ERDMANN, E.; GITT, A. *Ergometrie - Belastungsuntersuchungen in Klinik und Praxis*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2010.
4. KROIDL, R. F. et al. *Kursbuch Spiroergometrie - Technik und Befundung verständlich gemacht*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2015.
5. DEMAREES, H.; MESTER, J. *Sportphysiologie*. Köln: Sportverlag Strauß, 1981.
6. HECK, H. Muskulärer Energiestoffwechsel und sportliche Aktivität. *Blickpunkt DER MANN - Wissenschaftliches Journal für Männergesundheit*. 2006, Jg. 4, Nr. 4, S. 23–28.
7. RASSOW, J. et al. *Duale Reihe: Biochemie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2008.
8. KLINKE, R.; SILBERNAGL, S. *Lehrbuch der Physiologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2003.
9. BÖNING, D.; MAASSEN, N. Milchsäure und Säure-Base-Gleichgewicht. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 2008, Jg. 59, Nr. 12, S. 287–291.
10. ANTONUTTO, G.; DI PRAMPERO, P. E. The concept of lactate threshold. A short review. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 1995, Jg. 35, Nr. 1, S. 6–12.
11. MOOSBURGER, Dr. K. A. *Die muskuläre Energiebereitstellung im Sport*. 1995. Auch verfügbar unter: <http://www.dr-moosburger.at/pub/pub023.pdf>. zuletzt abgerufen am 02.04.2018.
12. SKINNER, J. S.; MCLELLAN, T. H. The Transition from Aerobic to Anaerobic Metabolism. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1980, Jg. 51, Nr. 1, S. 234–248.
13. WASSERMAN, K. et al. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology*. 1973, Jg. 35, Nr. 2, S. 236–243.

14. HOLLMANN, W. et al. Laktatdiagnostik. Die Entwicklung und praktische Bedeutung in der Sportmedizin und klinischen Leistungsdiagnostik. *Medizintechnik*. 1985, Jg. 105, Nr. 5, S. 154–162.
15. WASSERMAN, K. et al. *Principles of Exercise Testing and Interpretation*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
16. SCHARHAG-ROSENBERGER, F.; SCHOMMER, K. Die Spiroergometrie in der Sportmedizin. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 2013, Jg. 64, Nr. 12, S. 362–365.
17. BEAVER, W. L.; WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *Journal of Applied Physiology*. 1986, Jg. 60, Nr. 6, S. 2020–2027.
18. MEYER, T. et al. A Conceptual Framework for Performance Diagnosis and Training Prescription from Submaximal Gas Exchange Parameter - Theory and Application. *International Journal of Sports Medicine*. 2005, Jg. 26, S. 38–48.
19. SCHARHAG-ROSENBERGER, F. Spiroergometrie in der Ausdauerleistungsdiagnostik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 2010, Jg. 61, Nr. 6, S. 146–147.
20. KINDERMANN, W. Anaerobe Schwelle. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 2004, Jg. 55, Nr. 6, S. 161–162.
21. DIEFENTHAELER, F. et al. Is respiratory exchange ratio an alternative to estimate anaerobic threshold in trained runners. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*. 2017, Jg. 19, Nr. 1.
22. ZAGATTO, A. M. et al. Aerobic endurance measurement by respiratory exchange ratio during a cycle ergometer graded exercise test. *Journal of Exercise Physiology Online*. 2012, Jg. 15, Nr. 5, S. 49–57.
23. LETI, T. et al. Prediction of maximal lactate steady state in runners with an incremental test on the field. *Journal of Sports Sciences*. 2012, Jg. 30, Nr. 6, S. 609–616.
24. TZVETKOV, S.; BONOV, P.; DASHEVA, D. Problems in determination of the ventilatory threshold based on the respiratory exchange ratio in high-level athletes. *Facta universitatis - series: Physical Education and Sport*. 2008, Jg. 6, Nr. 2, S. 115–123.
25. HOLLMANN, W.; STRÜDER, H. K.; TAGARAKIS, C. V. *Spiroergometrie - kardiopulmonale Leistungsdiagnostik des Gesunden und Kranken*. Stuttgart: Schattauer Verlag, 2006.
26. MARINO, F. E. et al. Influence of ambient temperature on plasma ammonia and lactate accumulation during prolonged submaximal and self-paced running. *European Journal of Applied Physiology*. 2001, Jg. 86, S. 71–78.

27. IVY, J. L. et al. Alteration in the lactate threshold with changes in substrate availability. *International Journal of Sports Medicine*. 1981, Jg. 2, S. 139–142.
28. WONISCH, M. et al. Praxisleitlinien Ergometrie. *Austrian Journal of Cardiology*. 2008, Jg. 15, S. 3–17.
29. KOCH, B. et al. Reference values for cardiopulmonary exercise testing in healthy volunteers: the SHIP study. *European Respiratory Journal*. 2009, Jg. 33, S. 389–397.
30. MIDGLEY, A. W. et al. Challenging a Dogma of Exercise Physiology. *Sports Medicine*. 2008, Jg. 38, Nr. 6, S. 441–447.
31. TRAPPE, H.-J.; LÖLLGEN, H. Leitlinien zur Ergometrie. *Zeitschrift für Kardiologie*. 2000, Jg. 89, S. 821–837.
32. FINGER, J. D. et al. Messung der kardiorespiratorischen Fitness in der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland (DEGS1). *Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforschung - Gesundheitsschutz*. 2013, Jg. 56, Nr. 5–6, S. 885–893.
33. LOE, H.; STEINSHAMN, S.; WISLØFF, U. Cardio-Respiratory Reference Data in 4631 Healthy Men and Women 20-90 Years: The HUNT 3 Fitness Study. *PLoS One*. 2014, Jg. 9, Nr. 11.
34. RÜHLE, K. H. et al. *Plausibilitätsprüfungen in der Spiroergometrie*. 2012. Auch verfügbar unter: <http://www.ag-spiroergometrie.de/uploads/media/Plausibilit%C3%A4tCPXKorrekturen.pdf>. zuletzt abgerufen am 25.05.2018.
35. BRANDENBURGER, T.; KÖNIGSHOFF, M. *Endspurt Vorklinik: Biochemie 1*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2013. Auch verfügbar unter: <https://viamedici.thieme.de/lernmodule/biochemie/glykolyse+%C3%BCbersicht+reaktionen+und+energiebilanz>. zuletzt abgerufen am 15.05.2018.

A Technische Daten des Flowsensors

Medical Respiratory Sensor



Model FS6122

1. Features

- Specially designed for medical CPAP applications
- Direct measurement of mass flow rate and gauge pressure
- Small dead volume with compact form factor
- Digital and analog linear output with fast response time
- Low power consumption



2. Sensor Performance

All data unless otherwise noted apply for calibration conditions: air, 20 °C, 101.325 kPa absolute pressure, horizontal mounting.

Spec	Value	Unit
Flow Sensor		
Flow Range ¹	-250 ~ +250	SLPM
Accuracy (Total Error Band)	± (2.5 + 0.5FS)	%
Output ²	Linear, Analog/I ² C	
Analog Output Range ³	0.5 ~ 4.5	Vdc
Response Time ⁴	5	ms
Pressure Sensor ⁵		
Pressure Type	Gauge	
Pressure Range ⁶	-5 ~ +40 / -5 ~ +100	cmH ₂ O
Accuracy ⁷	± 1.0	%FS
Output ²	Linear, Analog/I ² C	ms
Analog Output Range ⁸	0.5 ~ 4.5	Vdc
Response Time ⁴	5	ms
Other Specifiacations		
Gas Type	Air	
Supply Voltage	5.0 ± 5%	Vdc
Output Pin Shape ⁹	6 Pins, NS-TECH CD R-6	
Accuracy Compensated Temp.	-5 ~ +65	°C
Accuracy Compensated Altitude	-400 ~ +3000 (700 ~ 1060)	m (hPa)
Storage Temp.	-40 ~ +85	°C
Maximum Pressure ¹⁰	±30 / ±80	kPa
Humidity	(0~100)%RH (No icing or condensation)	
Warming Up Time	<50	ms

1, Other flow ranges are selectable, see detailed in section 5.

2, 14 bit for I²C.

3, Corresponding with flow rate of reverse full scale flow rate to forward full scale flow rate.

4, Update time for I²C is up to 1ms.

5, Pressure sensor is selectable.

6, Other pressure ranges are selectable.

7, Accuracy specifications apply over operating conditions. This specification represents the total combination of non-linearity, hysteresis, zero and span shift, repeatability & temperature effects.

8, Corresponding with flow rate of reverse full scale pressure to forward full scale pressure.

9, The 0.5 m output cable (SN6-50) is usually shipped together with the sensor.

10, Maximum pressure base on the working pressure of the pressure sensor.

Pressure range: -5 ~ + 40 cmH₂O, proof pressure: ±30 kPa, burst pressure: ±40 kPa.

Pressure range: -5 ~ + 100 cmH₂O, proof pressure: ±80 kPa, burst pressure: ±100 kPa.

B Technische Daten des $\dot{V}\text{CO}_2/\dot{V}\text{O}_2$ -Sensor-Moduls

NORMAL RANGE GENERAL SPECIFICATIONS			
Technology	NDIR type, diverting (side-stream) gas analyzer with optional external paramagnetic or galvanic oxygen sensor. Automatic ambient pressure and temperature compensation. Host supplied O ₂ ¹⁾ , N ₂ O and agent compensation input.		
Oxygen Sensor	<ul style="list-style-type: none"> Optional external Hummingbird Paracube® Sprint Paramagnetic Oxygen sensor Optional external OXIMA™ Galvanic Oxygen Sensor 		
Operating modes	<ul style="list-style-type: none"> Startup ISO accuracy Full accuracy 		
Measured gases	CO ₂ , and O ₂ ²⁾		
Measured parameters	<ul style="list-style-type: none"> Momentary gas concentration Inspired and expired concentrations of all measured gases Breath rate 		
Resolution	CO ₂ : 0,01%; O ₂ ²⁾ : 0,1%		
CO₂ Zero threshold	Gas concentration set to zero if level below: <ul style="list-style-type: none"> in full accuracy mode: 0.1 % in ISO accuracy mode: 0.3% for more than 3 s		
Initialization time	Performs a self-test and enters standby mode within 10s where no data frames will be transmitted after hardware reset or a Reset command.		
System rise times (t_{10-90 %}) • 70 ml/min using DRYLINE™ II • 120 ml/min using DRYLINE™ II	Gas component	@ 70 ml/min	@ 120 ml/min
	CO ₂	200 ms	200 ms
	O ₂ Paramagnetic ²⁾ 15 to 21% (21 to 60%)	/	600 ms (800 ms)
	O ₂ OXIMA™ ²⁾ 15 to 21% (21 to 60%)	/	500 ms (600 ms)
System³⁾ delay time (t_{0-10 %})	<4 seconds		
Patient category	Adult, pediatric and neonatal		

Notes:

- Automatic O₂ compensation if used with optional oxygen sensor
- With optional oxygen sensor.
- For a complete system with Artema Technology gas sampling accessories.

CO ₂ MEASUREMENT SPECIFICATIONS ¹⁾	
Full accuracy	±0,263 % _{abs} (±2 mmHg)
ISO accuracy²⁾	±(0,43 % _{abs} + 8 % _{rel})

Notes:

1. Inaccuracy specifications include stability and drift.
2. Corresponding to requirements in ISO 80601-2-55:2011

CO ₂ ACCURACY MODE APPLICATION			
The AION® Rhodium provides full accuracy specification (white areas in the graphs below) in a majority of clinical cases and environmental conditions. During more extreme conditions, clinical or environmental, the AION Rhodium® provides ISO accuracy (light grey areas below).			
Gas range	CO ₂ level 0 – 6 %: Full	CO ₂ level 6 – 20 %: ISO	
Time from startup	<10 s Startup	10 s – 5 min: ISO	> 5 min: Full
Ambient temperature	10 – 15 °C : ISO	15 – 30 °C: Full	30 – 55 °C: ISO
Ambient pressure	660 – 800 hPa: ISO	800 – 1100 hPa: Full	1100 – 1200 hPa ISO
End tidal value accuracy vs. respiration rate <i>For I:E ratio 1:1</i>	0 – 60 bpm: Full ¹⁾	60 – 150 bpm: ISO	

Notes:

1. For CO₂ range 0 to 6%

O ₂ MEASUREMENT SPECIFICATIONS ^{1), 2)}				
Gas	Gas level [%]	Inaccuracy [% _{abs}]	Interference [% _{abs}]	Resp. rate limit for accurately resolved EtO ₂ ³⁾
O₂ Paracube® Sprint	0 – 25	±1	CO ₂ 0.2	30 bpm
	25 – 80	±2	N ₂ O 0.2	
	80 – 100	±3	Any agent 1.0	
O₂ OXIMA™	0 – 40	±(1%abs +1%rel)	<0.3	60 bpm
	40 – 60	±(1%abs +2%rel)		
	60 – 80	±(1%abs +3%rel)		
	80 – 100	±(1%abs +4%rel)		

Notes:

1. With optional oxygen sensor
2. Inaccuracy specifications include stability and drift.
3. At 120 ml/min using Artema Technology® neonate gas sampling accessories

GAS CONTAMINANTS INTERFERENCE			
Contaminant	Interference [% _{ABS}]		
	CO ₂	O ₂ Paracube® Sprint (optional)	O ₂ OXIMA™ (optional)
< 100 % Xenon	0.1	0.5	0.3
< 50 % He	0.1	0.5	0.3
Metered dose inhaler propellants	Unspec.	0.5	Unspecified
< 0.1 % Ethanol	0	0.5	0.3
Saturated Isopropanol vapour	0.1	0.5	Unspecified
< 1 % Acetone	0.1	0.5	0.3
< 1 % Methane	0.1	0.5	0.3

PNEUMATIC SPECIFICATIONS	
Technology	Side-stream gas sampling
Pneumatic modes	<ul style="list-style-type: none"> • Room air reference measurement: Automatic • Sampling system purge: Automatic
Pump	Flow controlled membrane type
Gas flow	Gas sample and purge flows
Gas sampling accessories:	DRYLINE™ range of airway adapters, gas sampling lines and water traps
Gas sampling rate¹⁾	CO ₂ only mode: 70 ml/min CO ₂ + O ₂ mode: 120 ml/min Flow accuracy ±10 ml/min or 10%, whichever is greatest.
Gas system leakage	<0.1% of set sampling flow
Occlusion alarm	Actual flow <40 ml/min
Reference measurement interval in full accuracy mode²⁾	Automatic when gas measurement bench temperature change is > 1°C or time since last ref. measurement is > 4 hours.
Reference measurement gas requirement	Air (room or other) < 800 ppm CO ₂
Reference measurement duration	Typical: 4 s Maximum: 9 s ³⁾ Synchronized with inspiratory section of breathing cycle ⁴⁾ .
Room air gas valve check	Automatic, once every 24 h
Purge cycle	Automatic when occlusion detected
Change water trap alarm	Actual flow <75% of set flow
Pressure difference⁵⁾	Pressure highest at gas sampling point: P _{SAMPLING POINT} - P _{EVAC} : <30 hPa Pressure highest at gas return point: P _{EVAC} - P _{SAMPLING POINT} (normal operation): <40 hPa P _{EVAC} - P _{SAMPLING POINT} (reference measurement): <120 hPa

Notes:

1. AION™ measures volumetric flow at actual barometric pressure, normalized to room air at 21 °C and 0% RH. The use of gas mixtures other than room air for flow calibration may cause flow measurement errors.
2. Reference measurement interval in ISO Accuracy Mode > 30 seconds.
3. Longer at high O₂ concentrations when using OXIMA™ galvanic oxygen sensor.
4. Synchronized with expiratory plateau of capnogram when reference valve function test performed.
5. For a complete system with Artema Technology gas sampling accessories.

GAS DATA OUTPUT	
Breath detection	Adaptive threshold (>1% _{ABS} change in CO ₂ concentration)
Respiration rate	2 – 60 bpm, accuracy ±1 bpm 60 – 150 bpm, accuracy ±2 bpm
Fi and ET values	CO ₂ and O ₂ ¹⁾
Waveforms	Up to five simultaneously
Units for Measure ²⁾	Gas data can be reported in [%], [hPa] or [Torr], separately selectable for CO ₂ and O ₂ ¹⁾ .
Status	Atmospheric pressure, Sampling flow, Sensor head temperature and an extensive set of diagnostic parameters.
Flags	Apnea, No water trap, Water trap type, Change Water trap, Occlusion, Purge, Hardware errors.

Notes:

- 1 With optional oxygen sensor.
- 2 All gas readings are normally referenced to dry gas conditions, ambient room temperature and atmospheric pressure (ATPD). The gas readings may instead be referenced to saturated breathing gas at body temperature (BTPS) by sending a command to AION™ via the communication interface.

ELECTRICAL SPECIFICATIONS	
Supply voltage	11 – 30 V _{DC} (max ripple 500 mV _{p-p})
Power consumption ¹⁾	1.0 W Typical 1.8 W Maximum
Electrical interface	One polarized 15-pin connector for all electrical interfaces.
Communications interface	AION™ standard communications protocol; RS-232, 10ms data interval, 115.2 kBaud.
Data sample rate	50Hz. Data presentation is 100 Hz, every second data point is interpolated.

Notes:

- 1 When powered at 12 VDC. Add maximum 0.3 W when powered at higher voltage