

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, 16. Juli 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, 16. Juli 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, 16. Juli 2018

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	VII
Abstract	IX
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	10
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	18
2.3 Datenverarbeitung & Generierung der Plots	21
2.4 Auswertung & Referenzierung der Ergebnisse	21
2.5 Probandendaten	21

3 Resultate	23
3.1 Grafiken zur Bestimmung der Schwellen	25
3.1.1 Manuelle Bestimmung	25
3.1.2 Algorithmische Bestimmung	26
3.2 Ergebnisse der Schwellenbestimmung	31
3.2.1 Ergebnisse für die VT1	31
3.2.2 Ergebnisse für VT2	35
4 Diskussion	39
4.1 Spiroergometrie mit dem metabolicscan	39
4.1.1 Kriterien für die optische Bewertung der Plots	40
4.2 Evaluierung der Methoden zur Schwellenbestimmung	41
4.2.1 Kohlenstoffdioxid-Äquivalent (EQCO ₂) als optimale Methode	41
4.2.2 Ventilation (VE)/Kohlenstoffdioxidabgabe (VCO ₂) als geeignete Referenzmethode	43
4.2.3 Problematik bei der Bestimmung der VT1	44
4.2.4 Problematik von RQ = 1	46
4.3 Plausibilitätsprüfung der Messwerte	47
4.4 Potentielle Fehlerquellen bei der Spiroergometrie	49
4.4.1 Probandenbedingte Faktoren	49
4.4.2 Anwenderbedingte Faktoren	50
4.4.3 Umweltbedingte Faktoren	51
4.5 Limitation	51
4.6 Ausblick und Handlungsempfehlung	51
Literatur	53
A Technische Daten des Flowsensors	57
B Technische Daten des VCO₂/Sauerstoffaufnahme (VO₂)-Sensor-Moduls	59
C Programmcode des MATLAB-Programms	65

Abkürzungsverzeichnis

ADP	Adenosindiphosphat
AF	Atemfrequenz
AMV	Atemminutenvolumen
ATP	Adenosintriphosphat
BAL	Bundesausschuss für Leistungssport
CCPS	cardioscan Checkpoint Software
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
COPD	chronisch obstruktive Lungenerkrankung
CrP	Kreatinphosphat
CSI	Cardio-Stress-Index
CSV	Comma-separated values
EKG	Elektrokardiogramm
EQCO ₂	Kohlenstoffdioxid-Äquivalent
EQO ₂	Sauerstoff-Äquivalent
EW	Entwicklungsbereich
FECO ₂	Fraktion des exspirierten Kohlenstoffdioxids
FEO ₂	Fraktion des exspirierten Sauerstoffs
FEV1	exspiratorische Einsekundenkapazität (forced expiratory volume in 1 second)
FIO ₂	Fraktion des inspirierten Sauerstoffs
FVC	forcierte Vitalkapazität
GA1	Extensives Grundlagentraining
GA2	Intensives Grundlagentraining
H ⁺	Wasserstoff
H ₂ CO ₃	Kohlensäure
H ₂ O	Wasser

Abkürzungsverzeichnis

HCO_3^-	Bicarbonat
HF	Herzfrequenz
HF_{\max}	maximal erreichte Herzfrequenz
HLa	Milchsäure
La^-	Laktat
LDH	Laktatdehydrogenase
MLSS	Maximales Laktat-Steady-State
NADH/H^+	Nicotinamidadenindinukleotid
O_2	Sauerstoff
P_i	Phosphat
POW	Punkt des optimalen Wirkungsgrades
REKOM	Regeneratives/Kompensatorisches Training
RQ	Respiratorischer Quotient
SD	Standardabweichung
SHIP	Study of Health in Pomerania
$\dot{\text{V}}\text{CO}_2$	Kohlenstoffdioxidabgabe
$\dot{\text{V}}\text{E}$	Ventilation
$\dot{\text{V}}\text{O}_2$	Sauerstoffaufnahme
$\dot{\text{V}}\text{O}_{2\max}$	absolute maximale Sauerstoffaufnahme
VT1	1. Ventilatorische Schwelle
VT2	2. Ventilatorische Schwelle
W	Leistung
WHO	Weltgesundheitsorganisation
WL	"work load", Leistung bzw. Belastungsintensität
W_{\max}	maximale Leistung
W_{Start}	Anfangsbelastung

Abbildungsverzeichnis

1	3-Zahnräder-Modell mit physiologischen Interaktionen im Gasaustausch	2
2	Beispielhafte 9-Felder-Grafik nach einer Spiroergometrie	7
3	Methoden zur grafischen Bestimmung der VT1	8
	a Schematische Darstellung der V-Slope-Methode	8
	b Schematische Darstellung des Sauerstoff-Äquivalent (EQO ₂)	8
4	Methoden zur grafischen Bestimmung der VT2	10
	a Schematische Darstellung des EQCO ₂	10
	b Schematische Darstellung der $\dot{V}E$ relativ zur $\dot{V}CO_2$	10
5	metabolicscan: Analyseeinheit, Atemmodul, Filter und Mundstück	14
6	Proband während der Spiroergometrie	19
7	Beispielhafte Software-Oberfläche während einer Spiroergometrie	20
8	6-Felder-Grafik von Probandin 6w	25
9	6-Felder-Grafik von Proband 21m	26
10	6-Felder-Grafik von Probandin 6w mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	27
11	6-Felder-Grafik von Proband 8m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	28
12	6-Felder-Grafik von Proband 9m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	29
13	6-Felder-Grafik von Proband 12m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	29
14	6-Felder-Grafik von Proband 21m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen .	30
15	Grafische Darstellung der Übereinstimmung für die VT1	32
	a Vergleich der VT1-Bestimmungen durch V-Slope	32
	b Vergleich der VT1-Bestimmungen durch das EQO ₂	32
16	Differenzen der V-Slope-Ergebnisse zwischen Ratern und Software	33
17	Differenzen der EQO ₂ -Ergebnisse zwischen Ratern und Software	33
18	Grafische Darstellung der Übereinstimmung für die VT2	36
	a Vergleich der VT2-Bestimmungen durch das EQCO ₂	36
	b Vergleich der VT2-Bestimmungen durch $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$	36
19	Differenzen der EQCO ₂ -Ergebnisse zwischen Ratern und Software	36
20	Differenzen der $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ -Ergebnisse zwischen Ratern und Software	37
21	Korrelation der EQCO ₂ -Werte von Ratern und Software	42

Tabellenverzeichnis

1	Pathophysiologische Veränderungen an der VT1 und VT2	5
2	Ausgewählte Methoden zur Bestimmung von VT1 und VT2	8
3	Probandendaten	22
4	Originäre Messergebnisse der Tests	24
5	Ergebnisse für die Herzfrequenz (HF) in min ⁻¹ bei der VT1	31
6	Ergebnisse für die HF in min ⁻¹ bei VT2	35
7	Kategorisierung der Plots nach Qualität	40
8	Angepasstes Trainingszonenmodell nach Wilfried Kindermann	43
9	Vergleich der innerhalb der Testmessungen erhobenen $\dot{V}O_{2\max}$ mit Daten der HUNT 3 Studie, abhängig von Geschlecht und Alter	49

Abstract

Im Rahmen dieser Bachelorthesis wurden vier ausgewählte Methoden zur Bestimmung der 1. sowie 2. ventilatorischen Schwelle in Verbindung mit dem Spiroergometer *metabolicscan* der Firma cardioscan GmbH angewandt und evaluiert, welche als Basis für die Trainingszonendefinition dienen. Bislang wurde das Gerät nur für die Ruhestoffwechselanalyse und indirekte Kalorimetrie getestet und soll künftig mit den 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 einen MATLAB-Algorithmus. 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 bei cardioscan zurückzuführen sind. Die 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 von Wilfried Kindermann vom Institut für Sport- und Präventivmedizin Saarbrücken auch die Trainingszonen definiert werden, sodass die Ziele des Unternehmens hiermit erreicht wurden.

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. 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 Gesamtanzahl an Mitgliedern in deutschen Fitnessstudios und Gesundheitszentren um 14,4 % von 9,08 Mio. auf 10,61 Mio. [1]. 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 das Gerät technologisch auch für die Spiroergometrie geeignet. Die CCPS enthält bereits ein Leistungsdiagnostik-Modul, welches bislang mit Geräten von Drittherstellern betrieben wurde, und 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 recherchiert, angewendet und 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 beruft sich auf die nachweisliche physiologische Reaktion des Metabolismus auf erhöhte Belastung und hängt direkt mit der momentanen Energiebereitstellung des Körpers zusammen [2]. Um diese Zusammenhänge nachzuvollziehen, wird zunächst auf die Mechanismen der Energiegewinnung eingegangen.

1.1.1 Innere & äußere Atmung

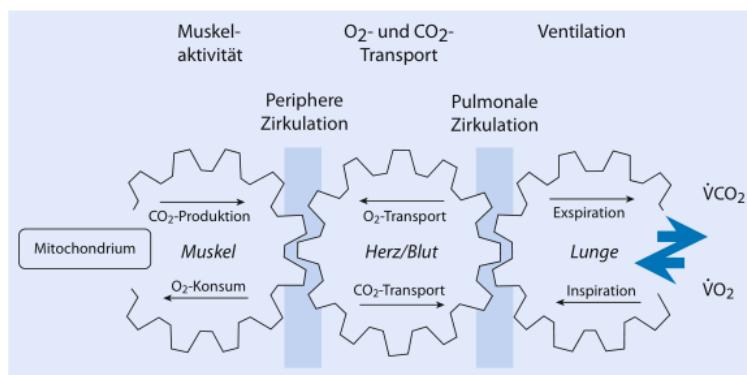


Abb. 1 – 3-Zahnräder-Modell nach K. Wasserman: Die physiologischen Interaktionen im Austausch von Kohlenstoffdioxid (CO_2) und Sauerstoff (O_2) zwischen Lunge, Blut und Muskelzelle [3]

Ausgangspunkt der betrachteten physiologischen Prozesse ist 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 Gase CO_2 und O_2 .

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

Das Verhältnis von $\dot{V}CO_2$ zu $\dot{V}O_2$, 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 Gleichge-

wicht („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 idealerweise bei ca. 0,7. Dies ist in absoluter körperlicher Ruhe der Fall. Liefern Kohlenhydrate die gesamte Energie, nimmt er Werte ≥ 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 in Kapitel 1.3 erläutert.

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) zu Adenosindiphosphat (ADP), Wasserstoff (H^+) und Phosphat (P_i) als Energiequelle:



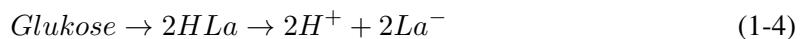
Mit der durchschnittlichen ATP-Konzentration im Muskel von 5 mmol kg^{-1} bis 7 mmol kg^{-1} lassen sich nur wenige Kontraktionen durchführen bzw. ein bis zwei Sekunden starke körperliche Arbeit verüben [5]. Für längere Aktivität muss stetig ATP resynthetisiert werden. Dies geschieht vorerst durch die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



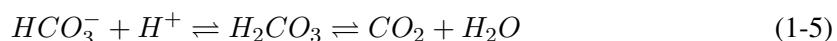
CrP kann mit einem Muskelgehalt von 15 mmol kg^{-1} bis 20 mmol kg^{-1} für ca. fünf bis sechs Sekunden körperlicher Last Energie liefern. Dementsprechend genügt diese Energiegewinnung nur für kurze Belastungsphasen. Mit weiter andauernder und inkrementierter Belastung nimmt jedoch die CrP-Konzentration 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 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 während der Glykolyse anfallende Coenzym Nicotinamidadenindinukleotid (NADH/H⁺) reichert sich in unoxidierte Form an. Für die weitere Glykolyse wird es allerdings als oxidiertes Substrat benötigt. Deshalb hilft sich der Organismus selbst, indem er das Pyruvat durch die Laktatdehydrogenase (LDH) zu Milchsäure (HLa) reduziert [7] und die anaerob-laktazide Glykolyse aktiviert. Durch die dabei stattfindende Reoxidation des NADH/H⁺ zu NAD⁺ kann die Glykolyse, deren Rate bei zunehmender Muskelarbeit gesteigert werden muss, fortwähren [6]. Bei jener entstehen aus einem Molekül Glukose zwei Moleküle HLa bzw. H⁺ und Laktat (La⁻):



Das Laktat dient zu Beginn dieser Umstellung auch als Substrat für die Rückreaktion und akkumuliert zunächst in den Skelettmuskelfasern und anschließend im Herzmuskel [8]. Die H⁺-Konzentration steigt hingegen weiter an, sodass der Blut-pH-Wert sinkt. Dieser oftmals als „Übersäuerung“ bezeichnete Zustand wird auch metabolische Azidose (aus lat. *acidum*: Säure) genannt [9]. Infolgedessen wird das Bicarbonat (HCO₃⁻)-Puffersystem des Körpers zur Aufrechterhaltung des natürlichen Säure-Base-Haushalts aktiv, wodurch das HCO₃⁻ den H⁺ zu instabiler Kohlensäure (H₂CO₃) bindet, welche direkt zu CO₂ und Wasser (H₂O) zerfällt [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]. Die nachweisliche CO₂-Elimination gewährleistet letztlich die ventilatorische Schwellenbestimmung.

1.2 Spiroergometrie

1.2.1 Ventilatorische Schwellen

Wie im Kapitel 1.2.2 aufgeführt, kann die Energiegewinnung 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 individuelle 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. Ventilatorische Schwelle (VT1) und der 2. Ventilatorische Schwelle (VT2) einheitliche Fachtermini festgelegt, die weitestgehend Verwendung finden [2].

Tab. 1 – Pathophysiologische Veränderungen an der VT1 und VT2 [2]

VT1	VT2
Laktatanstieg mit Laktatpufferung zu Beginn des aerob-anaeroben Übergangs • Steigerung der Ventilation ($\dot{V}E$) • Zunahme der $\dot{V}CO_2$ relativ zur $\dot{V}O_2$	Überschreiten des Maximalen Laktat-Steady-States (MLSS) zum Ende des aerob-anaeroben Übergangs • Laktatexzess • Metabolische Azidose • Überproportionale Ventilationssteigerung

Tab. 1 listet die physiologischen Prozesse auf, die als Indikatoren für die VT1 und VT2 gelten. Die $\dot{V}E$ beschreibt das Gesamtvolumen an Luft, die pro Zeiteinheit ein- bzw. ausgeatmet wird. Sie ist ein direkter Messwert und wird in $l\ min^{-1}$ angegeben und daher auch als Atemminutenvolumen (AMV) bezeichnet. Die $\dot{V}O_2$ ist das Produkt aus der $\dot{V}E$ und der Differenz aus der Fraktion des inspirierten Sauerstoffs (FIO_2) und des exspirierten Sauerstoffs (FEO_2). Da die CO_2 -Konzentration in der atmosphärischen Luft vernachlässigbar klein ist, wird die $\dot{V}E$ nur mit der Fraktion des exspirierten Kohlenstoffdioxids ($FECO_2$) multipliziert.

$$\dot{V}O_2 = \dot{V}E * (FIO_2 - FEO_2) \quad (1-6)$$

$$\dot{V}CO_2 = \dot{V}E * FECO_2 \quad (1-7)$$

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 [2]. Dieses wird zusätzlich zum normal metabolisierten CO₂ exspiriert und sorgt für den überproportionalen Anstieg der $\dot{V}CO_2$ gegenüber der $\dot{V}O_2$, welcher ab der 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 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 der 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. Nachfolgend wird auf die für die sportmedizinische Spiroergometrie relevanten Felder eingegangen.

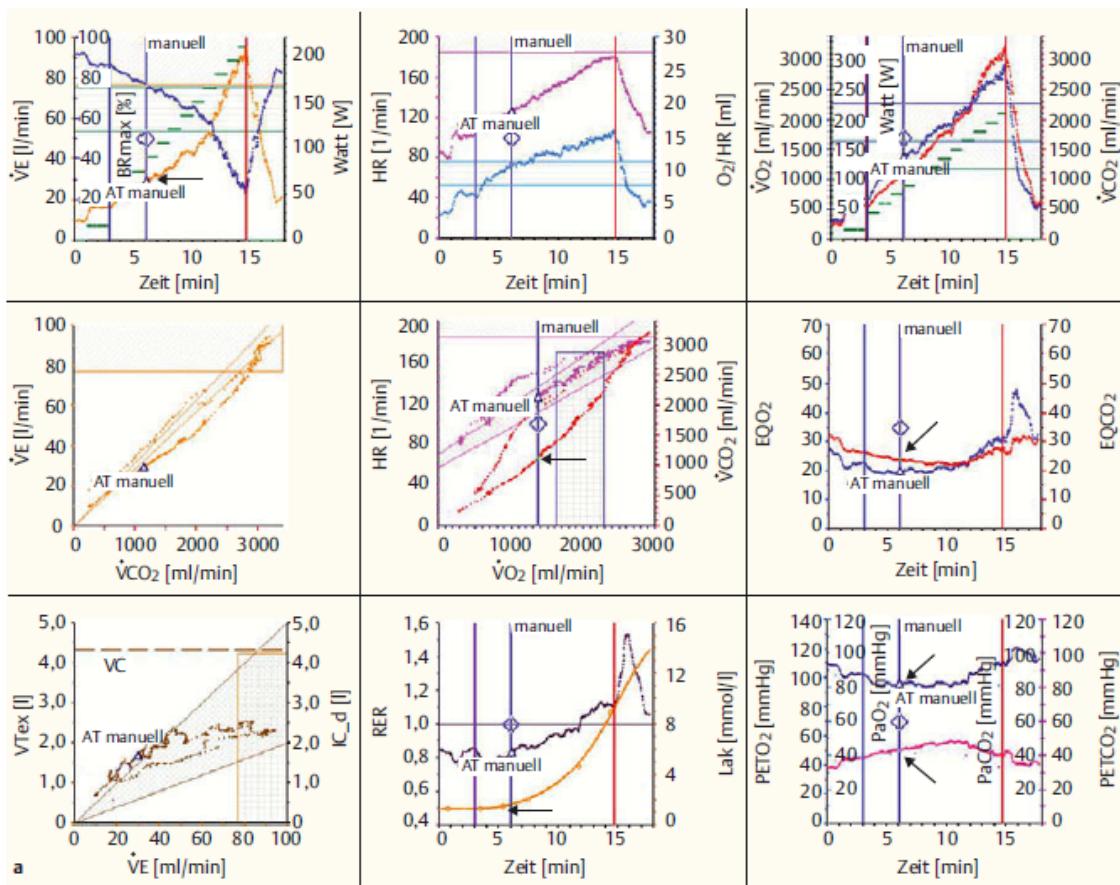


Abb. 2 – Beispiel einer 9-Felder-Grafik nach einer Spiroergometrie mit einer jungen sportlichen Frau. Für die sportmedizinische Spiroergometrie relevante Felder: Feld 4: $\dot{V}E$ in $l\text{ min}^{-1}$ gegenüber $\dot{V}CO_2$ in $ml\text{ min}^{-1}$, Feld 5: HF in min^{-1} und $\dot{V}CO_2$ in $ml\text{ min}^{-1}$ gegenüber $\dot{V}O_2$ in $ml\text{ min}^{-1}$, Feld 6: EQO₂ und EQCO₂ gegenüber der Zeit in min; VT1 wird mit einer vertikalen blauen Linie bzw. einer Raute und einem schwarzen Pfeil markiert. VT2 wird mit einer roten vertikalen Linie angedeutet. [4]

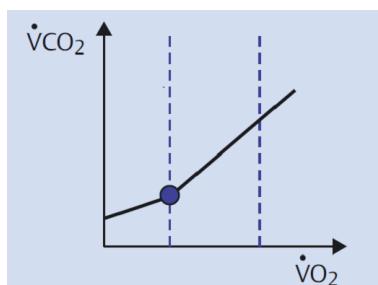
Anhand eines Pfeils und einer vertikalen blauen Linie mit einer kleinen Raute wurde in den Feldern 1, 4, 5, 6, 8 und 9 die VT1 markiert. Eine vertikale rote Linie stellt die VT2 dar. Die Plots enthalten noch weitere Cursor, die für andere diagnostische Anwendungen relevant sind. Die Felder enthalten sehr viele Informationen, weswegen die gesamte Grafik für einen Anwender ohne ausreichendes Hintergrundwissen sehr kompliziert und die Menge an Parametern und Größen sehr umfassend wird. Die 9-Felder-Grafik lässt sich sehr gut zum Vergleich unterschiedlicher Felder und Auswertungsmethoden verwenden. Mit ihr lassen sich Schwellenbestimmungen auf einen Blick 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. Um die VT1 und VT2 zu bestimmen, existieren mehrere Verfahren. Die wissenschaftlich am erfolgreichsten angewandten Methoden wurden 2012 offiziell zusammengefasst und auf vier je Schwelle reduziert [2]. 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 die VT1 und VT2 auf und nennt die relevanten Messwerte sowie die entsprechenden Plots der 9-Felder-Grafik.

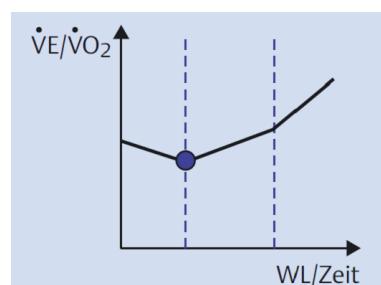
Tab. 2 – Ausgewählte Methoden zur Bestimmung von VT1 und VT2

VT1	VT2
<ul style="list-style-type: none"> • V-Slope-Methode: erster überproportionaler Anstieg der $\dot{V}CO_2$ gegenüber der \dot{VO}_2 (Feld 5) • Anstieg des EQO_2 ohne gleichzeitigen Anstieg des $EQCO_2$ (Feld 6) 	<ul style="list-style-type: none"> • überproportionaler Anstieg der \dot{VE} gegenüber der \dot{VCO}_2 (Feld 4) • Anstieg des $EQCO_2$ (Feld 6)

Bestimmung der VT1



a) Schematische Darstellung der V-Slope-Methode, bei der die $\dot{V}CO_2$ gegen die \dot{VO}_2 aufgetragen wird



b) Schematische Darstellung des EQO_2 ; Das Verhältnis aus der \dot{VE} und der $\dot{V}O_2$ wird gegenüber der Zeit oder der Leistung "work load", Leistung bzw. Belastungsintensität (WL) geplottet

Abb. 3 – Methoden zur grafischen Bestimmung der VT1; Die VT1 wird durch die erste vertikale Linie und den blauen Punkt markiert. Die zweite vertikale Linie deutet VT2 an [4]

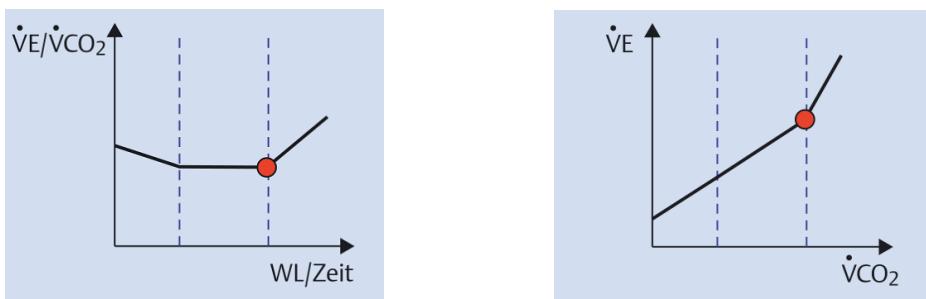
Die erste Methode zur Bestimmung der VT1 ist die Begutachtung des sogenannten „V-Slopes“ in Feld 5 nach Beaver et al. [17]. Die Nomenklatur bezieht sich auf den Vergleich zwischen der $\dot{V}CO_2$ und der \dot{VO}_2 , welches beides Volumengrößen sind, sowie die sich ändernde Steigung (engl. slope) des Graphen. Dabei geht es um die Identifizierung charakteristischer Knickpunkte als Indikator für das Exzess-CO₂. Dieser grafische Vergleich des CO₂- und O₂-Flows ist sehr stark vereinfacht und idealisiert als schematisches Beispiel in Abb. 3a zu sehen. Ebenfalls anwendbar ist die gleichzeitige Analyse der Atemäquivalente EQO₂ und EQCO₂ in Relation zur Zeit in min oder alternativ der Leistung (W) (in Abb. 3b WL genannt) in W in Feld 6. Mathematisch werden diese durch das Verhältnis aus $\dot{V}E$ und dem Flow des jeweiligen Gases definiert. Die Atemäquivalente sind einheitslos.

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

Dieses Schema ist vereinfacht in Abb. 3b zu sehen. Anhand der linken gestrichelten Linien und der blauen Punkte in Abb. 3 ist die VT1 markiert. Bei der VT1 ist erkennbar, dass die $\dot{V}CO_2$ gegenüber der \dot{VO}_2 durch das zusätzliche Exzess-CO₂ aus der Laktatpufferung stärker ansteigt. Wo eine zweite deutliche Zunahme der $\dot{V}CO_2$ zur Kompensation der metabolischen Azidose erkennbar ist, kann ggf. je nach Qualität des Graphen auch die VT2 gekennzeichnet werden, weshalb in der Abbildung durch die rechte gestrichelte Linie auch die VT2 angedeutet ist. Dies wird allerdings lediglich für Vergleiche mit anderen Methoden getan und zählt nicht als gängige VT2-Methode. Die Atemäquivalente EQCO₂ und EQO₂ beschreiben, wie viel geatmet werden muss, um einen Liter O₂ aufzunehmen bzw. CO₂ abzugeben. Der Tiefpunkt der EQO₂-Kurve wurde 1958 von Hollmann als Punkt des optimalen Wirkungsgrades (POW) deklariert, welcher sich mit der VT1 deckt [4]. Auch hier sind anhand der gestrichelten Linien beide Schwellen (VT1 links, VT2 rechts) markiert. Danach beginnt die Laktatbildung und die $\dot{V}E$ nimmt im Zuge der CO₂-Elimination zu, wodurch vorerst nur die EQO₂-Kurve beginnt, anzusteigen.

Bestimmung der VT2

Wie in Abb. 4 durch die rechte gestrichelte Linie zu sehen, ist die VT2 ebenfalls in Feld 6 durch Betrachtung der Atemäquivalente bestimmbar. Dazu wird jedoch die EQCO₂-Kurve analysiert, wie schematisch in Abb. 4a verdeutlicht. Diese nimmt für üblich eine charakteristische „Badewannenform“ an [4].



a) Schematische Darstellung des EQCO₂; Das Verhältnis aus der $\dot{V}E$ und der $\dot{V}CO_2$ wird gegenüber der Zeit oder Leistung WL geplottet
b) Schematische Darstellung des grafischen Vergleichs der $\dot{V}E$ relativ zur $\dot{V}CO_2$; Analogie zum V-Slope

Abb. 4 – Methoden zur grafischen Bestimmung der VT2; Die VT2 wird durch die zweite vertikale Linie und den orangefarbenen Punkt markiert. Die erste vertikale Linie deutet die VT1 an [4]

In Abb. 4 wird die VT2 durch die rechte Linie und den orangefarbenen Punkt markiert. Bei Analyse des EQCO₂ wird sie an dem Punkt gesetzt, an dem das EQCO₂ deutlich sichtbar ansteigt. Dies ist in Abb. 4a erkennbar. Dies stellt die Kompensation der metabolischen Azidose aufgrund des $\dot{V}E$ -Anstiegs, der sich auch in $\dot{V}CO_2$ widerspiegelt, dar. Als Goldstandard für die VT2-Bestimmung wird die Gegenüberstellung der $\dot{V}E$ und $\dot{V}CO_2$ in Feld 4 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]. In Abb. 4b ist diese Methode vereinfacht visualisiert. Diese Grafik weist Analogien zum V-Slope auf, da auch zwei Flows miteinander verglichen und auch hier die Schwellen mithilfe von Knickpunkten bestimmt werden. An der rechten gestrichelten Linie und dem orangefarbenen Punkt ist auch dort die VT2 zu sehen, welche der zur Azidose-Kompensation einsetzenden Hyperventilation bei ausgelastetem HCO₃⁻-Puffer folgt [19]. Der V-Slope und der Vergleich der $\dot{V}E$ zur $\dot{V}CO_2$ werden häufig als allgemeine Goldstandards bezeichnet [16]. Dennoch wurde bereits von Friederike Scharhag-Rosenberger [19] und Wilfried Kindermann [20] vom Institut für Sport- und Präventivmedizin Saarbrücken festgestellt, 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 eine sinnvolle Tech-

nik. Momentan nutzt die Firma einen Algorithmus, der vom RQ abhängig ist. Die 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 durch vermehrte Kohlenhydratverbrennung 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 der VT2 assoziierten Intensität abweicht [23]. Dem sind besonders Trainingszustand sowie Belastungsart und -protokoll zugrundeliegend. Erschwert wird dies zusätzlich dadurch, dass der RQ auf unterschiedliche Weise, z.B. durch kohlenhydrathaltige Ernährung, akut beeinflussbar ist [19]. cardioscan arbeitet mit Stufenprotokollen und nutzt hauptsächlich Fahrradergometer. Daraus können ebenfalls Abweichungen bei den Trainingszonen resultieren, wenn beispielsweise Laufathleten, die nicht häufig Fahrrad fahren, relativ frühzeitig muskulär ausbelastet sind, obwohl der RQ noch unterhalb von eins 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 der $\dot{V}CO_2$ zur $\dot{V}O_2$
- Äquivalent-Methode und alleiniger Anstieg des EQO_2

Zur Bestimmung der VT2:

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

Als Referenz für die 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 Durchführung der Spiroergometrie?
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 zwei Personen und ein Algorithmus unabhängig voneinander 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-zertifizierte Gerät zur Erstellung von Elektrokardiogrammen (EKG) mittels vierer Klebe-Elektroden, mit dem die 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 metaboliscan durch eine Atemeinheit, welches über ein Kabel und einen Probenschlauch mit der Analyseeinheit 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 unbunutzten 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 Analyseeinheit. 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 Analyseeinheit 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 $4,2 \mu\text{m}$ bis $4,3 \mu\text{m}$ 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. 5 – metabolicscan: Analyseeinheit (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 Herzmhythmus 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 Leistung

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 Leistung (W_{max}) 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-Leistung 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 Bundesauschusses für 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 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 $\text{AF} > 50 \text{ min}^{-1}$ [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 verzögerte 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 die Atemeinheit 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 die Atemeinheit 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. 6 – Proband während der Spiroergometrie

Abb. 6 zeigt beispielhaft einen männlichen Probanden während einer Spiroergometrie. 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. 7 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 Exspiration, bei Werten <0 um eine Inspiration.

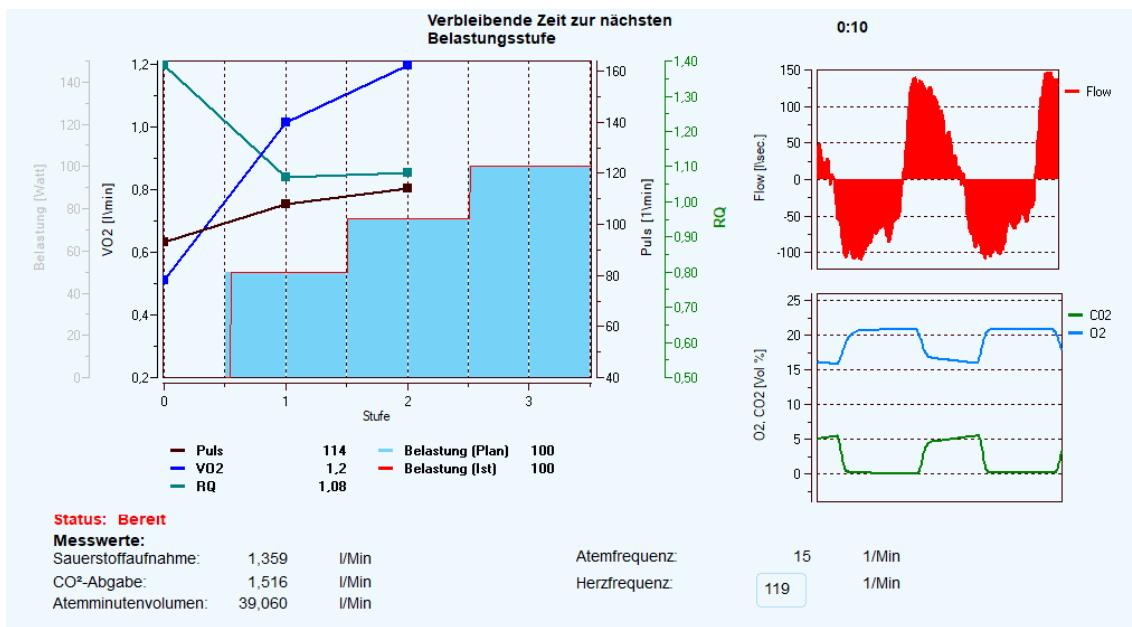


Abb. 7 – Beispielhafte Darstellung der CCPS-Oberfläche während einer Spiroergometrie mit drei Plots. Links oben: Grafische Verlaufsdarstellung mehrerer Messwerte über die Belastungsstufen; Rechts oben: Darstellung des gemessenen Flows in $l\ s^{-1}$; Rechts unten: Prozentual gemessene O₂- (blau) und CO₂-Konzentration (grün)

Rechts unten 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 mit Mittelwerten bestimmter Parameter ab. Anhand der X-Achse des Koordinatensystems sind Stufenummerierungen zu erkennen. Auf der linken Y-Achse sind die Belastung in W und die $\dot{V}O_2$ in $l\ min^{-1}$ und auf der rechten der Puls bzw. die HF in min^{-1} und der RQ definiert. Im Plot sind in verschiedenen Farben die pro Stufe ermittelten Mittelwerte für die $\dot{V}O_2$ (blau), den Puls (braun) und den RQ (türkis) in Form eines Graphen sowie die während einer Stufe eingestellten Leistung als Balkendiagramm (hellblau). 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. Des Weiteren 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

Mithilfe mehrerer MATLAB-Skripte wurden die Sensor-Rohdaten automatisiert eingelesen und zur weiteren Verarbeitung vorbereitet. Anschließend wurden die einzelnen Atemzüge anhand des Flows detektiert, für jede Belastungsstufe gemittelt und in eine Ausgabematrix geschrieben. Anhand dieser wurden die Mittelwerte in mehreren Bezugssystemen grafisch aufgetragen. Am Ende der Ausführung der MATLAB-Skripte wurden die Graphen für V-Slope, $\dot{V}O_2/\dot{V}CO_2$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$, RQ, $\dot{V}E/W$ und $\dot{V}O_2/W$ in eine übersichtliche und vereinfachte 6-Felder-Grafik eingefügt und als Bild-Datei 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. Auch in der klinischen Spiroergometrie wird zumeist nach dem Mehr-Augen-Prinzip ausgewertet, weshalb unabhängig eine zweite Person die Ergebnisse analysierte, 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 Ergebnisreihe hinzugefügt. Als Referenz für die Resultate 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 der zwei Rater sowie der Software wurden anschließend verglichen und auf Differenzen analysiert.

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 – Probandendaten

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

Zu Beginn dieses Kapitels 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 nachfolgende Tab. 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 W_{max} und die absolute maximale Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_{2max}$). 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.

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	VO _{2max} in l 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

3.1 Grafiken zur Bestimmung der Schwellen

3.1.1 Manuelle Bestimmung

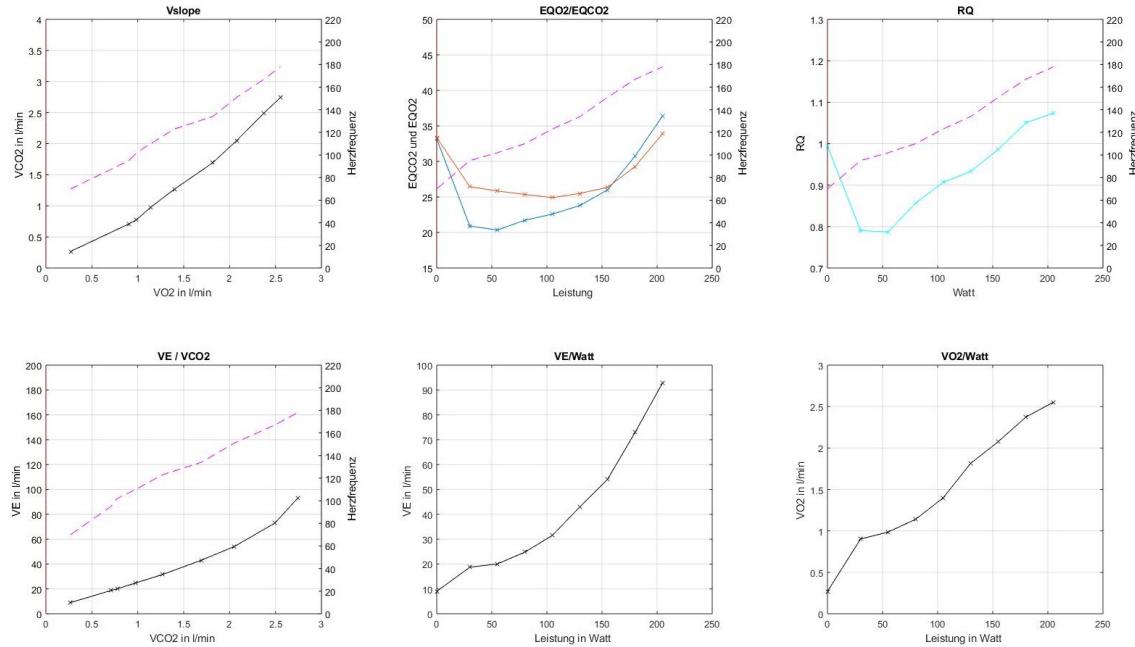


Abb. 8 – 6-Felder-Grafik von Probandin 6w; Feld 1: $\dot{\text{VCO}}_2 \text{ in } \text{l min}^{-1}$ gegenüber der $\dot{\text{VO}}_2 \text{ in } \text{l min}^{-1}$; Feld 2: EQO_2 in blau und EqCO_2 in orange gegenüber der Leistung in W; Feld 3: RQ gegenüber der Leistung in W; Feld 4: $\dot{\text{VE}}$ in l min^{-1} gegenüber der $\dot{\text{VCO}}_2 \text{ in } \text{l min}^{-1}$; Feld 5: $\dot{\text{VE}}$ in l min^{-1} gegenüber der Leistung in W; Feld 6: $\dot{\text{VO}}_2 \text{ in } \text{l min}^{-1}$ gegenüber der Leistung in W; rosa gestrichelte Linie in Feld 1-4: HF in min^{-1}

Beginnend mit Abb. 8 für Probandin 6w werden beispielhaft Grafiken verschiedener Probanden vorgestellt, anhand derer die ventilatorischen Schwellen von den menschlichen Ratern subjektiv bestimmt wurden. Sie bestehen insgesamt aus sechs Feldern. Die ersten vier Felder stellen jeweils eine Methode zur Bestimmung der Schwellen dar. Sie enthalten zur erleichterten optischen Auswertung den Verlauf der HF als rosafarbenen gestrichelten Graphen. Je nach Skalierung der Achsen, nimmt diese unterschiedliche Formen an und dient nur zum Vergleich mit den Graphen in demselben Feld. Sie wird durch die rechte Y-Achse skaliert. In Feld 5 und 6 werden die $\dot{\text{VE}}$ sowie $\dot{\text{VO}}_2$ mit der Leistung (hier als „Watt“ bezeichnet) in Relation gesetzt. Diese Plots wurden erstellt, um den Messungserfolg evaluieren zu können. Die Kreuze in den Kurven stellen die Mittelwerte einer Stufe dar und spiegeln in ihrer Menge die Anzahl der gefahrenen Belastungsstufen wider.

3 Resultate

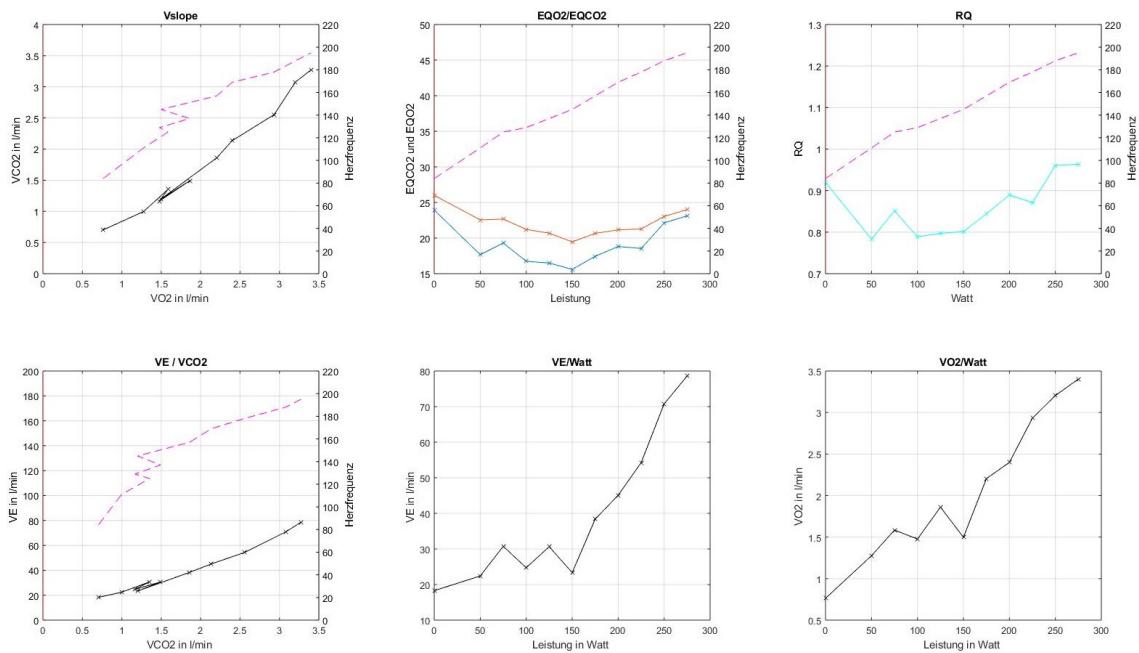


Abb. 9 – 6-Felder-Grafik von Proband 21m; Feld 1: $\dot{V}CO_2$ in $l\text{ min}^{-1}$ gegenüber der $\dot{V}O_2$ in $l\text{ min}^{-1}$; Feld 2: $\dot{V}EqO_2$ in blau und $\dot{V}EqCO_2$ in orange gegenüber der Leistung in W; Feld 3: RQ gegenüber der Leistung in W; Feld 4: $\dot{V}E$ in $l\text{ min}^{-1}$ gegenüber der $\dot{V}CO_2$ in $l\text{ min}^{-1}$; Feld 5: $\dot{V}E$ in $l\text{ min}^{-1}$ gegenüber der Leistung in W; Feld 6: $\dot{V}O_2$ in $l\text{ min}^{-1}$ gegenüber der Leistung in W; rosa gestrichelte Linie in Feld 1-4: HF in min^{-1}

Abb. 9 zeigt eine weitere 6-Felder-Grafik von Proband 21m. Diese beinhaltet unregelmäßige Graphen und es ist zu sehen, dass der RQ (hellblau) während des Tests den Wert eins nicht überschritten hat. Außerdem tritt in der $\dot{V}EqCO_2$ -Kurve kein signifikanter Anstieg zum Ende der Leistungsdiagnostik auf. Die Graphen im 5. und 6. Feld besitzen in Abb. 8 stetige Steigungen. In Abb. 9 schwanken die Kurven zwischen einzelnen Messpunkten. Die übrigen Plots weisen an den betroffenen Stufen Analogien zu diesen Schwankungen auf. In Kapitel 4 werden diese Eigenschaften genauer erörtert.

3.1.2 Algorithmische Bestimmung

In diesem Abschnitt werden weitere Grafiken 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. Dies 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 5 wird näher darauf eingegangen.

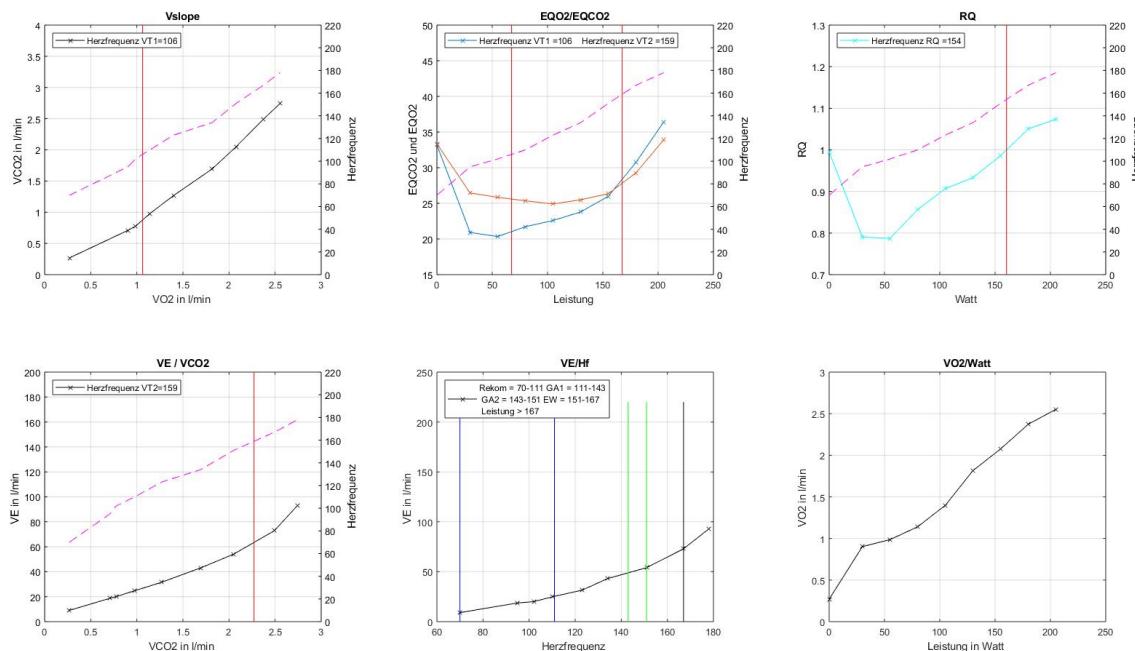


Abb. 10 – 6-Felder-Grafik von Probandin 6w mit algorithmischen Schwellenmarkierungen in Form vertikaler roter Linien: $V\text{-Slope} = 106 \text{ min}^{-1}$, $EQO_2 = 106 \text{ min}^{-1}$, $EQCO_2 = 159 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 159 \text{ min}^{-1}$
Feld 5: $\dot{V}E$ in l min^{-1} gegenüber der HF in min^{-1} mit eingefügten Trainingszonen REKOM, GA1, GA2, EW und Leistung, abgegrenzt durch vertikale farbige Linien

Die Plots in Abb. 10 zeigen die detektierten Schwellen für Probandin 6w nach acht Stufen, bei der jeweils beide Methoden für die VT1 sowie VT2 identische Ergebnisse brachten. Im blauen EQO_2 -Graphen ist zu sehen, dass VT1 zwischen Tiefpunkt und darauffolgendem Messpunkt bestimmt wurde. Am $EQCO_2$ ist erkennbar, dass die 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} .

3 Resultate

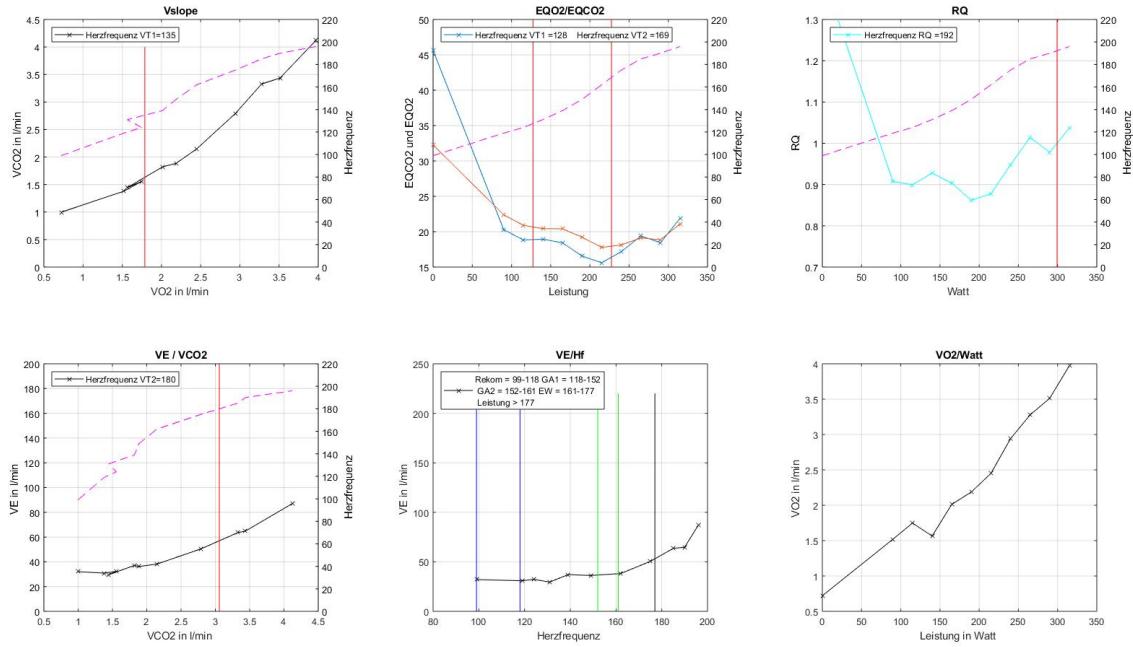


Abb. 11 – 6-Felder-Grafik von Proband 8m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: $V\text{-Slope} = 135 \text{ min}^{-1}$, $EQO_2 = 126 \text{ min}^{-1}$, $EQCO_2 = 169 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 180 \text{ min}^{-1}$

In Abb. 11 ist die Grafik für Proband 8m erkennbar. Die HF und der 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 und die Software bestimmte den zweiten Anstieg über eins bei 192 min^{-1} als VT2.

Abb. 12 stellt das Ergebnis von Proband 9m dar, der sogar 13 Belastungsstufen bewältigte. Mit $RQ = 1$ wurde in der letzten Stufe bei 173 min^{-1} die VT2 markiert. In Feld 5 und 6 sind Schwankungen im Anstieg der $\dot{V}E$ und $\dot{V}O_2$ in Relation zur HF bzw. Belastung erkennbar.

3.1 Grafiken zur Bestimmung der Schwellen

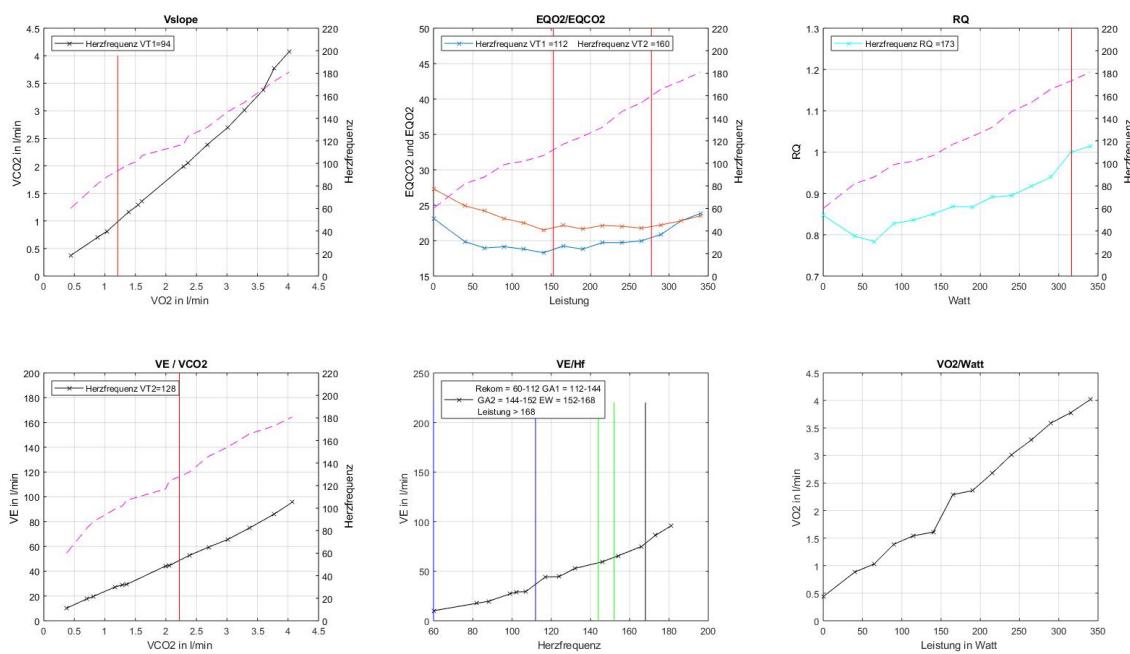


Abb. 12 – 6-Felder-Grafik von Proband 9m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: V-Slope = 94 min^{-1} , $EQO_2 = 112 \text{ min}^{-1}$, $EQCO_2 = 160 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 128 \text{ min}^{-1}$

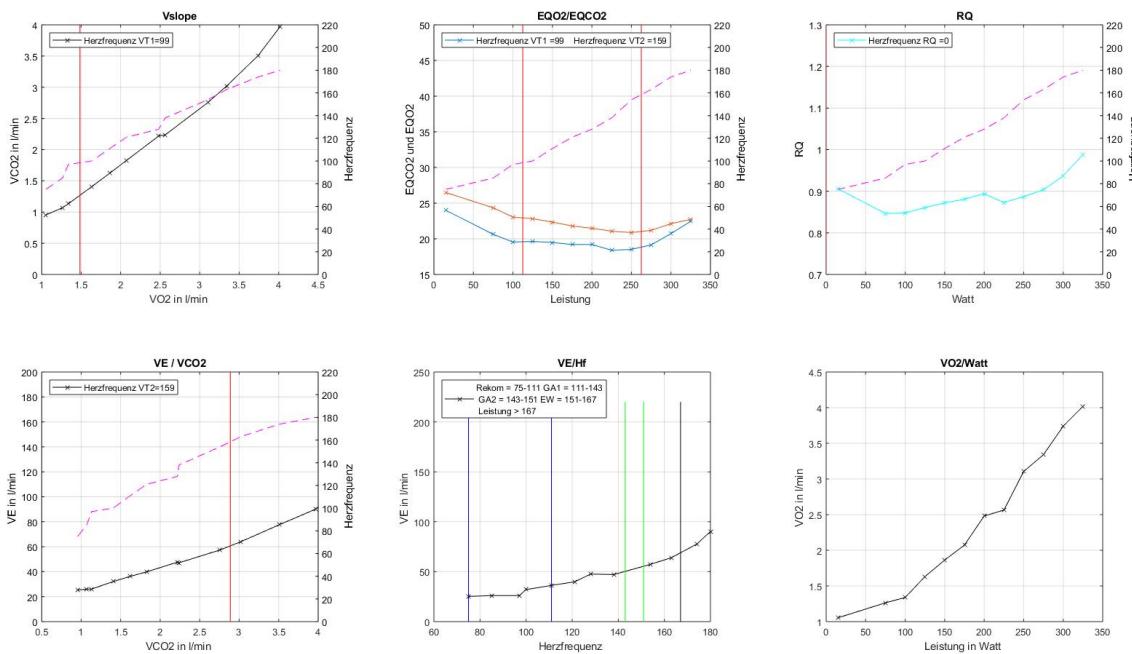


Abb. 13 – 6-Felder-Grafik von Proband 12m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: V-Slope = 99 min^{-1} , $EQO_2 = 99 \text{ min}^{-1}$, $EQCO_2 = 159 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 159 \text{ min}^{-1}$

3 Resultate

In Abb. 13 ist eine Auswertung für Proband 12m zu sehen, welcher wiederum insgesamt elf Belastungsstufen absolvierte. Hier wurden die VT1 und VT2 ebenfalls 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 des EQCO₂ erst in der 7. Stufe auf. Das EQCO₂ 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.

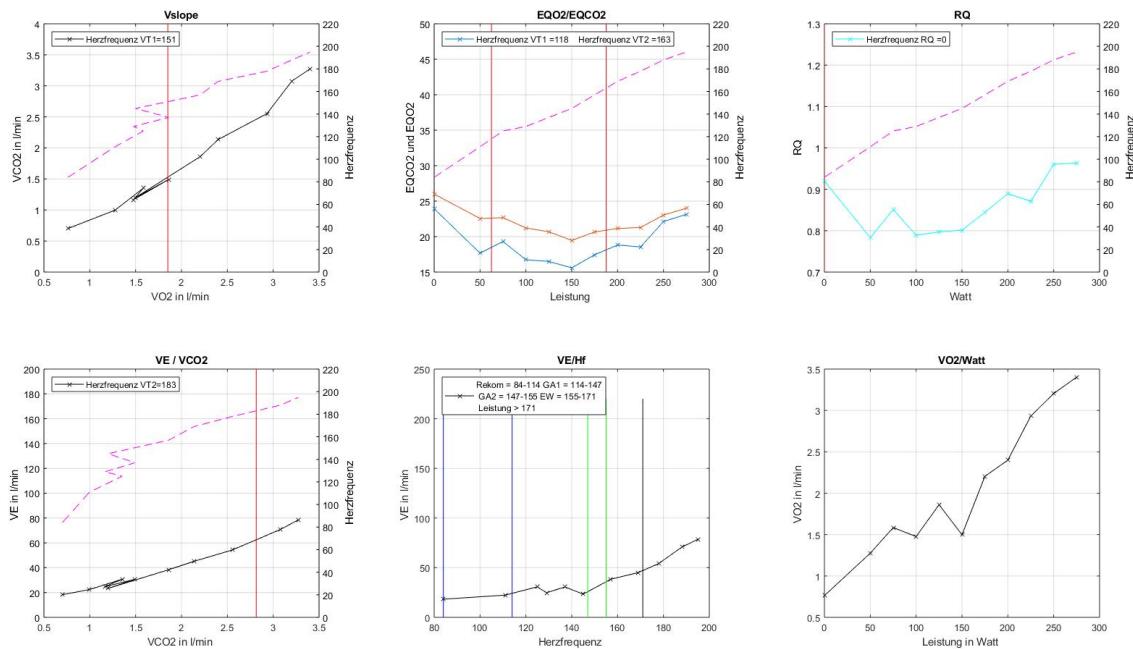


Abb. 14 – 6-Felder-Grafik von Proband 21m mit algorithmischen Schwellenmarkierungen: $V\text{-Slope} = 151 \text{ min}^{-1}$, $EQO_2 = 118 \text{ min}^{-1}$, $EQCO_2 = 163 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}E/\dot{V}CO_2 = 183 \text{ min}^{-1}$

Die vierte Beispielgrafik in Abb. 14 zeigt die Ergebnisse des Probanden 21m analog zu Abb. 9 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 beim RQ auf. Auch hier unterscheiden sich die Bestimmungen für die VT1 durch den V-Slope und das EQO₂ sowie jene für die VT2 anhand des EQCO₂ oder $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$. Wie bereits in Abschnitt 3.3.1 erwähnt, erreichte der RQ dieses Probanden nicht den Wert eins.

3.2 Ergebnisse der Schwellenbestimmung

3.2.1 Ergebnisse für die VT1

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

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

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,

3 Resultate

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-Ergebnissen von Ratern und Software wurde deshalb für jede Methode ein Netzdiagramm erstellt.

Abb. 15 zeigt die Netzdiagramme für die VT1. Abb. 15a vergleicht dabei die HF für die VT1, die von Ratern und Software durch den V-Slope bestimmt wurden. In Abb. 15b ist das gleiche für das EQO₂ dargestellt. Eine orthogonale Skala definiert die HF, die an konzentrischen Kreisen abgelesen werden kann. Der äußerste 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 graue Schraffur visualisiert das Netz des 1. Raters, die rote das des 2. Raters und die grüne die der Software. Unterschiedliche Kontraste markieren Bereiche, in denen sich die individuellen Schwellenbestimmungen überlappen. Überlappen sich rot und schwarz, stimmte die entsprechende VT1 beider Rater weitestgehend überein, bei rot und grün waren die Ergebnisse von Rater 2 und Software gut vergleichbar und bei schwarz und grün lagen Rater 1 und Software dicht beieinander.

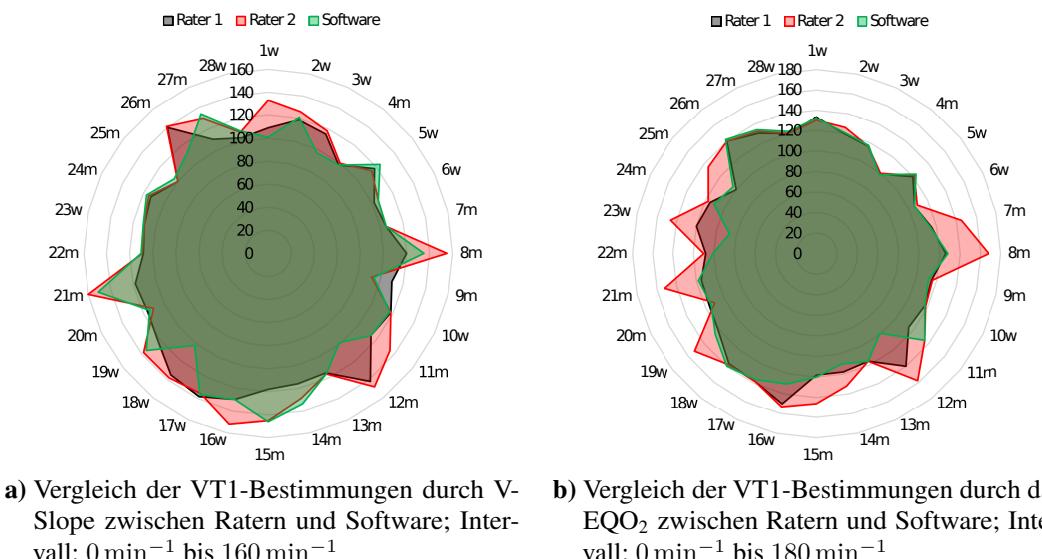


Abb. 15 – Darstellung der Übereinstimmung zwischen Ratern und Software bei Bestimmung der VT1; Grau: Rater 1; Rot: Rater 2; Grün: Software; Kontrastierungen stellen Übereinstimmungen dar

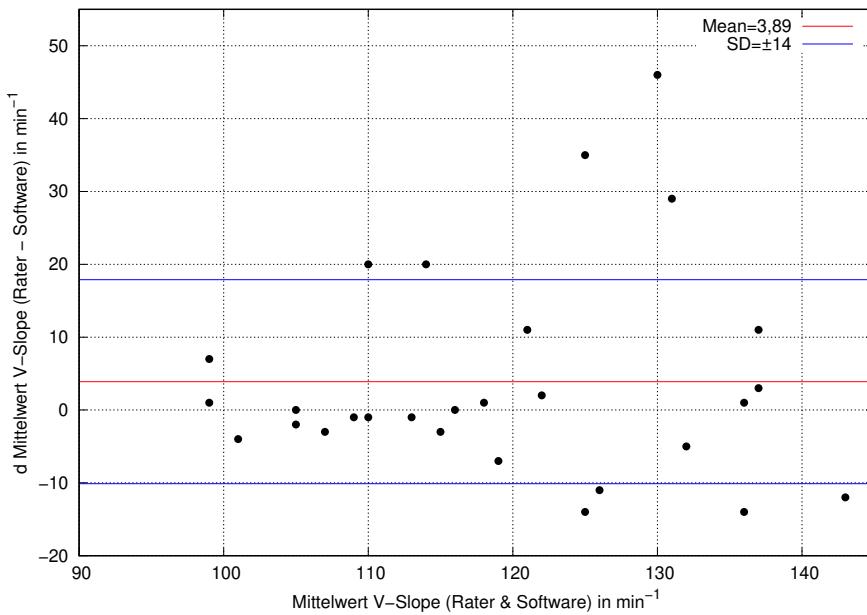


Abb. 16 – Differenzen zwischen den Mittelwerten für die VT1 von Ratern und Software durch V-Slope;
Mean = Mittelwert von Δ Rater-Software, SD = Standardabweichung

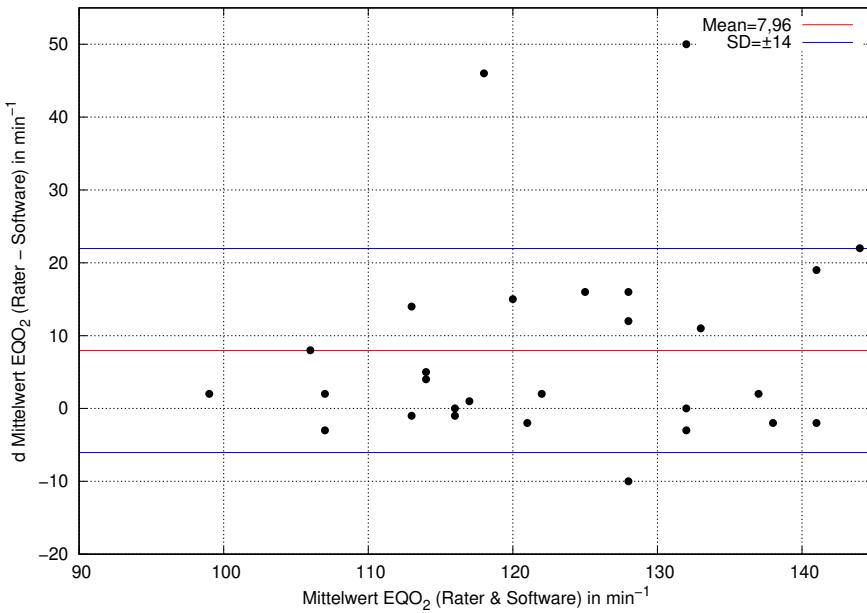


Abb. 17 – Differenzen zwischen den Mittelwerten für die VT1 von Ratern und Software durch das EQO₂; Mean = Mittelwert von Δ Rater-Software, SD = Standardabweichung

3 Resultate

Um zu analysieren, wie stark die Ergebnisse der Rater von denen der Software im Mittel differieren, wurden für beide Methoden Punktdiagramme erstellt, in denen die Differenzen aus den gemittelten VT1-Werten der Rater und der Software gegen die Gesamtmittelwerte für alle 28 Personen aufgetragen wurden. In Abb. 16 ist das Diagramm für die V-Slope-Methode abgebildet. Der Mittelwert der Differenzen zwischen Ratern und Software ist als rote Linie ins Diagramm einfügt. Die Werte für die VT1, die von Ratern und Software mittels V-Slope bestimmt wurden, unterscheiden sich durchschnittlich um $3,89 \pm 14$ Schläge pro Minute.

Abb. 17 zeigt das Diagramm für die EQO₂-Methode mit den Differenzen zwischen Ratern und Software. Dort beträgt diese im Mittel $7,98 \text{ min}^{-1} \pm 14 \text{ min}^{-1}$.

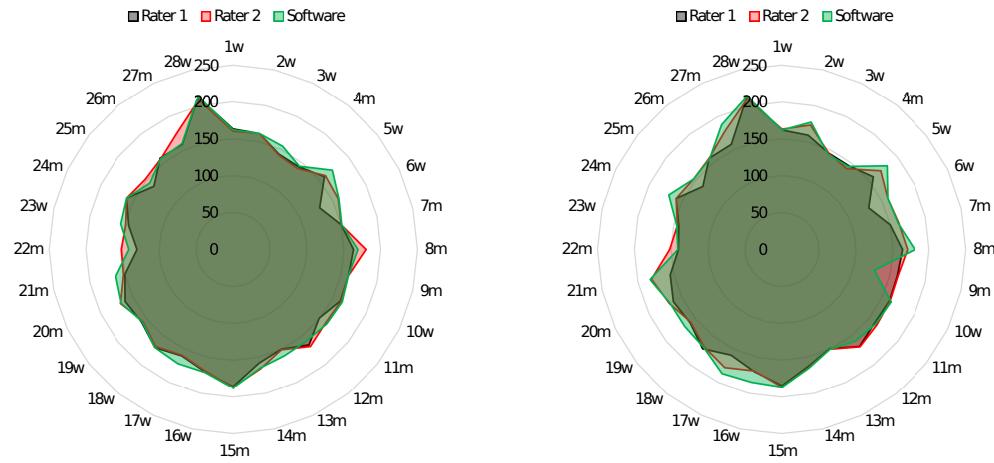
3.2.2 Ergebnisse für VT2

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 Werte für 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.

3 Resultate



a) Vergleich der VT2-Bestimmungen durch das EQCO_2 zwischen Ratern und Software; Intervall: 0 min^{-1} bis 250 min^{-1}

b) Vergleich der VT2-Bestimmungen durch $\dot{\text{V}}\text{E}/\dot{\text{V}}\text{CO}_2$ zwischen Ratern und Software; Intervall: 0 min^{-1} bis 250 min^{-1}

Abb. 18 – Darstellung der Übereinstimmung zwischen Ratern und Software bei Bestimmung der VT2; Grau: Rater 1; Rot: Rater 2; Grün: Software; Kontrastierungen stellen Übereinstimmungen dar

Abb. 18 zeigt die Netzdiagramme für die VT2-Ergebnisse durch das EQCO_2 und $\dot{\text{V}}\text{E}/\dot{\text{V}}\text{CO}_2$.

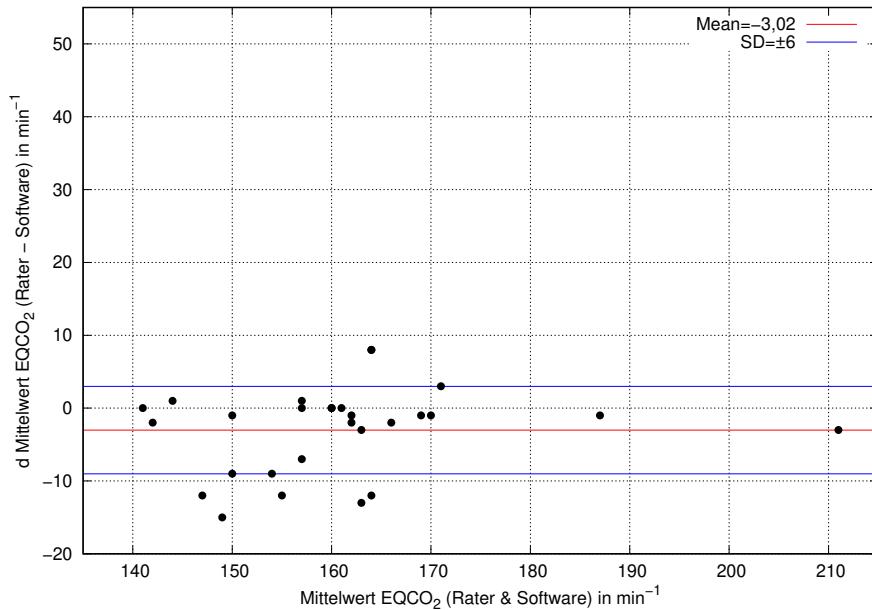


Abb. 19 – Differenzen zwischen den Mittelwerten für die VT1 von Ratern und Software durch das EQCO_2 ; Mean = Mittelwert von Δ Rater-Software, SD = Standardabweichung

In Abb. 19 ist die Streuung der EQCO₂-Methode dargestellt. Die durchschnittliche Differenz für die VT2, basierend auf dem EQCO₂, beträgt $-3,02 \text{ min}^{-1} \pm 6 \text{ min}^{-1}$.

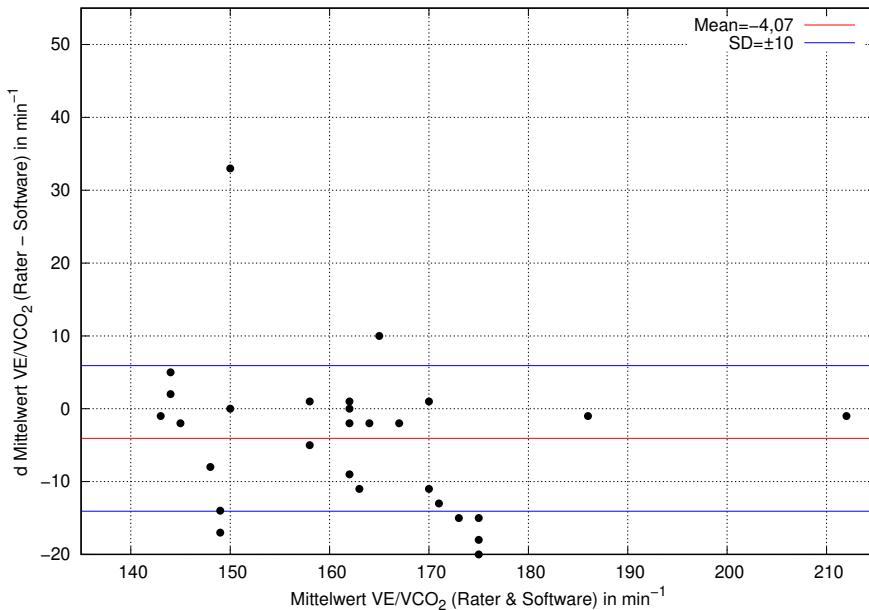


Abb. 20 – Differenzen zwischen den Mittelwerten für die VT1 von Ratern und Software durch $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$; Mean = Mittelwert von Δ Rater-Software, SD = Standardabweichung

Abb. 20 zeigt die Abweichungen der Ergebnisse für $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$. Hier differieren Rater und Software um durchschnittlich $-4,07 \text{ min}^{-1}$ bei einer Standardabweichung (SD) von $\pm 10 \text{ min}^{-1}$.

4 Diskussion

In diesem Kapitel wird analytisch auf die vorangegangenen Resultate eingegangen und die Schwellenbestimmung der Rater und Software evaluiert. Im Zuge dessen werden die in Kapitel 1.3 aufgeführten Fragen chronologisch beantwortet:

Ist die Spiroergometrie mit dem metabolicscan durchzuführen?

Welche Methode zur Schwellenbestimmung ist optimal?

Kann die VT2 mit den neuen Methoden genauer bestimmt werden, als mit $RQ = 1$?

Anschließend werden potentielle Fehlerquellen sowie eventuelle Defizite der Durchführung und Limitationen behandelt und diesbezüglich einige Vorschläge für die Firma cardioscan präsentiert.

4.1 Spiroergometrie mit dem metabolicscan

Während der Messungen wurden keine Störungen oder Fehler der verbauten Sensoren festgestellt. Die maximal gemessene AF bei den Testmessungen betrug $52,5 \text{ min}^{-1}$ und liegt damit innerhalb der Grenzen des O_2 -Sensors. Mit $136,27 \text{ l min}^{-1}$ befindet sich auch die maximal gemessene $\dot{V}E$ 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. Zudem wird jeder produzierte metabolicscan mithilfe einer Ausgleichskurve für die Flowmessung angepasst, die in die Gerätekalibrierung zu Beginn einer Messung implementiert ist. Dennoch können Abweichungen in der Messtechnik nicht vollkommen ausgeschlossen werden. Da aber nach den Tests für alle Probanden Plots generiert wurden, in denen die Veränderungen der $\dot{V}E$, $\dot{V}O_2$ und $\dot{V}CO_2$ erkennbar waren, ist davon auszugehen, dass der metabolicscan in Verbindung mit der CCPS und Fahrradergometern grundsätzlich zur Durchführung der Spiroergometrie mit nachfolgender Auswertung genutzt werden kann.

Alle 6-Felder-Grafiken wurden bezüglich ihrer Qualität zunächst subjektiv und unbeeinflusst von anderen Personen in die Kategorien Gut und Kritisch eingesortiert, um zu überprüfen, ob mit den Rohdaten des metabolicscan hinreichende Plots zur Schwellenbestimmung erstellt werden. Plots, die optisch mithilfe einer jeweiligen Methode direkt 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 zeigt die Kategorien und Zuordnungen.

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 %)

Mit 64 % wurde der Großteil aller Plots zur Bestimmung der VT1 als kritisch bewertet. 21 von 28 und damit 75 % der V-Slope-Graphen war optisch schwierig auszuwerten. Mit 15 von 28 bzw. 54 % wurde auch die absolute Mehrheit der EQO₂-Kurven so bewertet. Bei den Methoden zur VT2-Bestimmung fiel die Wertung andersherum aus und 75 % der EQCO₂- und 54 % der VE/VCO₂-Plots wurden in die Kategorie Gut eingeordnet. Insgesamt waren 64 % der VT2-Plots gut auszuwerten.

4.1.1 Kriterien für die optische Bewertung der Plots

Nachfolgend werden Eigenschaften aufgelistet, anhand derer ein einzelner Plot als gut deklariert wurde. Um gut auswerten zu können, mussten die V-Slope-Kurven und die dazugehörigen HF-Kurven differenzierbar sein. Nur so konnte der überproportionale Anstieg der VC0₂ erkannt werden. Wenn beim V-Slope einem X-Wert mehrere Y-Werte entsprachen, wurde der Graph als kritisch bezeichnet. Einige V-Slopes besaßen allerdings auch sehr dicht beieinander gelegene Messpunkte, sodass Steigungsänderungen optisch schwierig zu erkennen waren. Auch diese Plots wurden als kritisch kategorisiert.

Bei guten EQO₂-Kurven wurde für die VT1-Bestimmung erwartet, dass sie einen eindeutig zu

detektierenden Tiefpunkt besaßen, auf den eine von dort an stetige Zunahme folgte. Wenn die Kurven jedoch Schwankungen innehatten oder aber mehrere, optisch auf relativ gleicher Höhe liegende Tiefpunkte aufwiesen, waren sie kritisch.

Ähnliches galt für die VT2-Bestimmung mittels EQCO₂. Gut waren die Graphen, die eine annähernd Badewannen-ähnliche Form besaßen, sodass im fortgeschrittenen Messverlauf ein deutlich sichtbarer Anstieg zu erkennen war. Es wurden bei den Tests jedoch auch Plots generiert, in denen diese Kurven ebenfalls Schwankungen aufwiesen, sodass mehrere, potentiell als VT2 assoziierbare EQCO₂-Steigungen existierten. Diese Grafiken galten als kritisch.

Für $\dot{V}E/VCO_2$ wurden ähnliche Voraussetzungen gestellt, wie für den V-Slope. Auch diese Graphen mussten differenzierbar sein und durften keine zackigen Verläufe annehmen. Auch hier sorgten einige Messpunkte mit optisch geringem Abstand für eine erschwerete, kritische Schwellenbestimmung.

4.2 Evaluierung der Methoden zur Schwellenbestimmung

Die Kategorisierung wurde aus zeitlichen Gründen mit der ersten Version der grafischen Auswertung der Rohdaten vorgenommen. In Folge der Analyse der erstellten Grafiken wurde ein Fehler im MATLAB-Skript bei der Berechnung der AF anhand des gemessenen Flows festgestellt. Nach einem erneuten Durchlauf des MATLAB-Programms konnte das Problem mit den meisten undifferenzierbaren Graphen behoben werden. Es sollten dementsprechend zukünftig neue Testmessungen bzw. eine erneute Auswertung der neu generierten Plots durchgeführt werden, da die Erkenntnisse dadurch abweichen können. Dies lies allerdings der zeitliche Rahmen der Arbeit nicht zu.

4.2.1 EQCO₂ als optimale Methode

75 % der mit der ersten Algorithmus-Version generierten EQCO₂-Grafiken wurden jedoch bereits als gut kategorisiert. Die Ergebnisse dieser Methode brachte im Vergleich zwischen den Ratern sowie diesen und der Software die geringste Durchschnittsabweichung der VT2 mit $-3,02 \text{ min}^{-1} \pm 6 \text{ min}^{-1}$ hervor (siehe, Abb. 19). Als zusätzliches Vergleichsinstrument wurde aus den Ergebnissen von Ratern und Software der Korrelationskoeffizient r für jede Methode bestimmt. Je dichter r am Wert eins liegt, desto mehr korrelieren die Schwellenbestimmungen und desto eindeutiger ist die Methode zur Schwellenbestimmung anwendbar. Mit 0,912 ist der Korrelationskoeffizient für das EQCO₂ sehr nah am Wert eins und im Vergleich mit den anderen Methoden am besten.

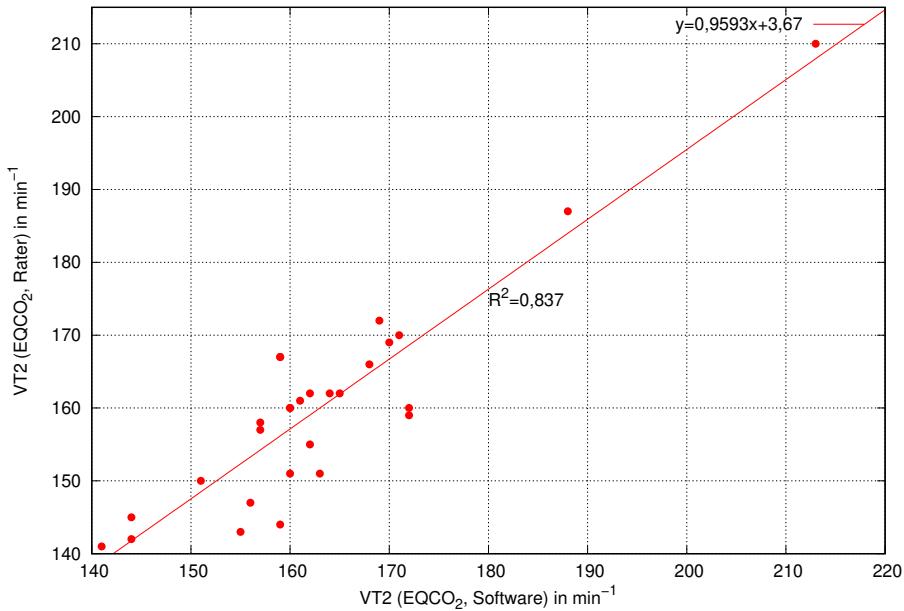


Abb. 21 – Korrelation der mit dem EQCO₂ bestimmten VT2 von Ratern und Software in Form einer Regressionsgeraden; aufgetragen wird die gemittelte VT2 der Rater gegenüber der VT2 der Software in min⁻¹

Die Regressionsgerade in Abb. 21 zeigt die hohe Korrelation mit dem Bestimmtheitsmaß $R^2 = 0,83$ zwischen Ratern und Software bei der mit EQCO₂ bestimmten VT2 noch einmal grafisch. Dieses Maß liegt stets zwischen null und eins und gibt als relative Größe den Zusammenhang zwischen den Ergebnissen an. Bei $R^2 = 1$ bestünde ein perfekter linearer Zusammenhang. Mit $R^2 = 0,83$ geht der Ist-Wert mehr in Richtung eins und ist deshalb akzeptabel.

Einen guten Plot stellt beispielhaft Abb. 13 dar, bei der ein deutlicher Anstieg der EQCO₂-Kurve beobachtet werden kann. In Abb. 18a ist zu sehen, dass die Differenzen zwischen den beiden Ratern und auch zwischen den Ratern und der Software im Allgemeinen dennoch relativ gering waren. Die drei Netze liegen häufig sehr nah übereinander. Abb. 19 zeigt dazu, dass bei lediglich fünf Probanden Differenzen >10 min⁻¹ zu beobachten sind.

Eine solch geringe Differenz wirkt sich auf die Trainingszonenbestimmung wenig aus, was anhand eines Beispiels mit Proband 11m gezeigt wird. Rater 1 bestimmte die VT2 bei 149 min⁻¹, Rater 2 bei 160 min⁻¹ und die Software bei 162 min⁻¹. Mit dem neuen Modell werden die Trainingszonen in Abhängigkeit von VT2, wie in Tab. 8 folgt, definiert.

Tab. 8 – Angepasstes Trainingszonenmodell nach Wilfried Kindermann

Trainingszone	Herzfrequenzbereich
REKOM	<70 % VT2
GA1	70-90 % VT2
GA2	90-95 % VT2
EW	95-105 % VT2
Leistung	>105 % VT2

In Abb. 10 für Probandin 6w ist allerdings ein eindeutiger Anstieg des EQCO₂ zu sehen, obwohl Abb. 18a entnommen werden kann, dass zwischen Rater 1 und Rater 2 sowie der Software eine relativ große Differenz bei der Schwellenbestimmung existiert. Rater 1 detektierte die VT2 eine Stufe früher, wo in Abb. 10 bereits ein EQCO₂-Anstieg in der orangen Kurve zu sehen ist. Dieser war für Rater 2 eventuell noch nicht signifikant. Die Software bestimmte die VT2 später, da der Wert mit den Referenzdaten der HUNT 3 Studie mehr übereinstimmte. Die Mittelung der Werte je Stufe könnte hier zu einem leichten Anstieg zwischen zwei Messpunkten führen, der noch nicht auf das Exzess-CO₂ zurückzuführen ist. Die Oxygen Delay Time τ zwischen Steigerung der Leistung zu Beginn einer neuen Stufe und der respiratorischen Reaktion beträgt bei kleinen Inkrementen ca. 45 s [4]. Bei einer Stufendauer von 2 min ist somit annehmbar, dass die physiologische Reaktion auf die Leistungssteigerung zu Beginn der Respirationsmessung nach 90 s bereits eingetreten ist und der Anstieg des EQCO₂ könnte auf das Exzess-CO₂ zurückzuführen sein. Vergleicht man die VT2 von Rater 1 bei 130 min^{-1} mit der HF_{max} der Probandin bei 178 min^{-1} , entspricht die Schwelle 73 % HF_{max}. Laut der HUNT 3 Studie liegt die durchschnittliche VT2 für gesunde Frauen zwischen 40 und 49 Jahren bei 90 % HF_{max} $\pm 6\%$. Dementsprechend ist die VT2 von Rater 1 zu früh bestimmt worden.

Es gab wenige kritische EQCO₂-Kurven, in denen wechselnde Schwankungen zwischen positiver und negativer Steigung auftraten, sodass bei der optischen Auswertung die entscheidende EQCO₂-Zunahme nicht einfach erkennbar war. Dies ist beispielsweise bei Proband 8m in Abb. 11 der Fall. Die Kurve steigt im letzten Drittel des Plots zweimal an und fällt dazwischen einmal. Infolgedessen kam es zu unterschiedlichen Bestimmungen der VT2 durch die Rater, wie Abb. 18a zeigt.

4.2.2 $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ als geeignete Referenzmethode

Die Abweichungen zwischen Ratern und Software beträgt für diese Methode im Mittel $-4,07 \text{ min}^{-1}$ und die SD $\pm 11 \text{ min}^{-1}$. Verglichen mit der EQCO₂-Methode weisen die Ergebnisse größere Unter-

schiede auf und die Schwellenbestimmungen geschahen weniger eindeutig. Der Korrelationskoeffizient r nimmt den Wert 0,816 an. 15 von 28 Kurven für diese Methode waren gut. Ein Beispiel bietet Abb. 13 von Proband 20m. In der ersten Hälfte der Messung sind zwar einige sehr dicht gelegene Messpunkte zu erkennen, doch in der zweiten Hälfte, in der die VT2 angenommen werden kann, ist die Zunahme der $\dot{V}CO_2$ deutlich zu sehen. Rater und Software kamen bei dieser Grafik zu sehr ähnlichen Ergebnissen.

Einige Kurven waren jedoch kritisch, da nicht differenzierbar. Bei dieser Methode wirkten diese Artefakte sich allerdings nicht so stark auf die Schwellenbestimmung aus, da sie, wie z.B. in Abb. 14 zu erkennen, ausschließlich in der ersten Messhälfte auftraten. Im Bereich der VT2 waren die Verläufe der Graphen meistens gut auszuwerten.

Jedoch traten auch in Feld 4 häufiger Plots auf, bei denen die Messpunkte dicht beieinander lagen und nicht genau ersichtlich war, in welcher Stufe der erste Anstieg auftrat. Hier kann beispielhaft Abb. 12 von Proband 9m gesichtet werden. Da der Graph in Feld 4 recht linear verläuft, war die subjektive Auswertung erschwert und die Rater bestimmten die VT2 später als die Software, die erneut den Vorteil der mathematischen Detektion der Steigung innehalt.

Für die Auswertung von $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ lässt sich schlussfolgern, dass sie in Verbindung mit Mittelwerten und Stufentests erschwert wird, da der Graph anfällig für Artefakte ist. Eine SD von $\pm 11 \text{ min}^{-1}$ zeigt, dass häufig keine eindeutigen Ergebnisse erzielt werden und diese auch um die mittlere Abweichung sehr stark streuen. 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. Eine erneute Auswertung mit einem optimierten Algorithmus könnte zu verbesserten und mehr korrelierenden Ergebnissen führen. Gegebenenfalls kann diese Methode künftig als Referenzmethode für die VT2-Bestimmung in die Software integriert werden.

4.2.3 Problematik bei der Bestimmung der VT1

V-Slope-Methode

Wenn die V-Slopes und die zugeordneten HF-Kurven nicht differenzierbar waren, wie beispielsweise ist den Plots in Abb. 11 und Abb. 14 erkennbar ist, war die subjektive Bestimmung der VT1 erschwert und die Grafik kritisch. Diese Problematik trat relativ häufig auf und wurde auch vom 2. Rater moniert. Es lagen jedoch auch Grafiken vor, bei denen die Plots zwar differenzierbar waren, aber dennoch mehrere Schwankungen aufwiesen.

Ein Beispiel hierfür ist die Grafik von Proband 8m. In Abb. 11 ist ein nicht differenzierbarer V-Slope zu sehen, der mehrere Knickpunkte enthält. Eine Vielzahl an solchen Punkten begünstigt eine große Varianz an Werten für die VT1. Während Rater 1 den ersten Anstieg in der 2. Stufe bei 120 min^{-1}

beobachtete, wurde er laut Rater 2 erst nach den Schwankungen der Werte in Stufe 6 bei 155 min^{-1} erkennbar. Die kritische Bewertung des Plots wird dadurch belegt. Abb. 15a zeigt hierzu, dass Rater 1 und Rater 2 häufiger, wie bei Proband 8m, zu unterschiedlichen Ergebnissen kamen.

Auch differenzierbare und stetig steigende V-Slopes, die jedoch viele Messpunkte besaßen und dadurch stärker geglättet wurden, brachten ungleiche Ergebnisse durch Rater und Software hervor. Für Proband 9m bestimmte Rater 1 die VT1 früher als Rater 2 und die Software. Bei Betrachtung von Abb. 12 fällt auf, dass die Kurvenverläufe allgemein recht eben sind. Hier wird ein Vorteil der algorithmischen Auswertung deutlich, da die Software die größte Steigungsänderung mathematisch und daher eindeutig bestimmt. Allerdings erkennt sie Software keine eventuellen Ausreißer und kann den Trainingszustand einer Person nicht bewerten, der die Rater dazu veranlassen konnte, die VT1 im späteren Messverlauf zu vermuten.

21 von 28 V-Slope-Grafiken waren aufgrund dieser Gründe kritisch, was durch das Diagramm in Abb. 15a und die darin sichtbaren Abweichungen zwischen den Schwellen belegt werden kann. Es ist durch recht viele hellrote Schraffuren im Diagramm zu erkennen, dass der 2. Rater die VT1 meistens später bzw. bei höheren HF bestimmte. Dadurch, dass die beiden Rater häufig zu ungleichen Ergebnissen kamen, gibt es bei den Mittelwerten oft große Streuungen, sodass die Differenz zwischen Ratern und Software größer wird (siehe Abb. 16). Der Korrelationskoeffizient r liegt bei 0,526, was als mangelhaft zu werten ist. Die durchschnittliche Differenz zwischen Ratern und Software mit $3,89 \text{ min}^{-1}$ (siehe Abb. 16) ist zwar recht niedrig, doch da bei einigen Plots sehr hohe Unterschiede zwischen den Ergebnissen auftraten, ist die SD mit $\pm 14 \text{ min}^{-1}$ vergleichsweise hoch.

EQO₂-Methode

Abb. 10 zeigt beispielhaft eine Grafik, mit der die VT1 eindeutig bestimmbar war. Auf den Tiefpunkt nach der 2. Stufe folgt ein stetiger Kurvenanstieg, sodass dort der Bereich der VT1 assoziiert werden kann. Rater und Software kamen zu sehr ähnlichen Ergebnissen die maximal um 4 min^{-1} differierten (siehe Tab. 5).

Mit 15 Plots wies allerdings die Mehrheit aller generierten Grafiken Schwankungen im 2. Feld auf. Hierfür kann die Grafik von Proband 8m als Beispiel verwendet werden. Der Tiefpunkt der EQO₂-Kurve liegt in Abb. 11 erst zwischen Stufe 6 und 7. Hier bestimmte Rater 2 dementsprechend auch die 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 das EQCO₂ noch nicht zunimmt, wurde die VT1 von Rater 1 und auch von der Software dort identifiziert.

Ein weiteres Beispiel einer solchen Differenz zwischen den Ratern liegt bei Proband 21m vor (siehe Abb. 15b). Erneut kann diese durch die Schwankungen des EQO₂ in der entsprechenden Abb. 14

begründet werden. Rater 1 und Software nahmen hier auch den ersten EQO_2 -Anstieg als die VT1 an, während Rater 2 die Schwelle am tatsächlichen Wertetiefpunkt der Kurve bestimmte.

Obwohl die optische Bewertung der EQO_2 -Kurven positiver ausfiel und mehr Plots als gut kategorisiert wurden, fällt r mit 0,464 schlechter aus, als beim V-Slope. Dies liegt daran, dass bei einigen Plots bzw. Probanden die Differenzen zwischen Ratern und Software sehr groß waren. Dementsprechend kann auch diese Methode nicht als gut bezeichnet werden. Die durchschnittliche Differenz der Ergebnisse beträgt $7,96 \text{ min}^{-1}$ (siehe Abb. 17) und ist im Vergleich mit den anderen Methoden am höchsten.

Fazit zur VT1

Letztlich zeigen die behandelten Beispielplots und die Diagramme in Abb. 16 und 17, dass die Ergebnisse häufiger stark differieren und oftmals kein eindeutiger Bereich für die VT1 mittels V-Slope und EQO_2 bestimmt werden kann, da viele Plots aufgrund von Schwankungen kritisch waren. Die Ergebnisse beider Methoden weisen jeweils eine SD von $\pm 14 \text{ min}^{-1}$ auf. Die gemittelte Differenz zwischen Ratern und Software fällt bei der EQO_2 -Methode größer aus, was an zwei sehr großen Differenzen mit $46,50 \text{ min}^{-1}$ liegt, die den Gesamtdurchschnitt bei 28 Probanden stark beeinflussen. Die beiden Korrelationskoeffizienten liegen relativ mittig von null und eins und belegen somit, dass die algorithmischen sowie durch Rater bestimmten VT1 der Testmessungen aufgrund der häufig starken Differenzen nur bedingt in Zusammenhang zu bringen sind und die verwendeten Methoden dementsprechend mit dieser Art der Durchführung einer Leistungsdiagnostik nicht optimal sind.

Die Artefakte, welche sowohl in den V-Slope- als auch in den $\dot{\text{V}}\text{E}/\dot{\text{V}}\text{CO}_2$ -Plots auftraten, jedoch beim V-Slope wesentlich signifikanter waren, da sie im Bereich der annehmbaren VT1 entstanden, können inzwischen auf die fehlerhafte Berechnung der AF durch den MATLAB-Algorithmus zurückgeführt werden. Eine Analyse der anhand der Rohdaten erstellten Matrizen in MATLAB im Falle von Proband 21 (siehe Abb. 14) ergab, dass während der betroffenen Stufen 4 und 5 nur jeweils drei Atemzüge durch den Algorithmus erkannt wurden. Da sich die AF auf die Berechnung der $\dot{\text{V}}\text{CO}_2$ und $\dot{\text{V}}\text{O}_2$ auswirkt, kam es dementsprechend zu verfälschten Werten. Der Algorithmus wurde in Bezug auf die Auswertung der Flow-Rohdaten angepasst und könnte inzwischen andere Plots generieren. Die Überprüfung dieser These steht allerdings aus und ist nicht Teil dieser Arbeit.

4.2.4 Problematik von $\text{RQ} = 1$

Tab. 6 belegt, dass die Methode $\text{RQ} = 1$ zur alleinigen Bestimmung der VT2 nicht sinnvoll ist. In Kapitel 1.3 wurde erwähnt, dass der RQ einst häufig zu früh den Wert eins überschritt und

die Schwellenbestimmung dadurch fehlerhaft wurde. Dieser Fall trat bei den Ergebnissen der 28 Tests nicht auf. Dies ist jedoch dadurch begründet, dass bereits Ausgleichsgeraden durch die Entwicklungsabteilung in den Algorithmus implementiert wurden. Darüber hinaus wurde vor Start des Projektes ein Befehl aus der Ansteuerung der metabolicscan entfernt, der bewirkt hatte, dass dieser sich zwischen den einzelnen Belastungsstufen rekalibriert. Da jedoch bei einer Spiroergometrie durch den Probanden mehr CO₂ exspiriert wird und die Räumlichkeiten währenddessen nicht belüftet werden, um Störungen des Flowsensors zu vermeiden, steigt entsprechend die CO₂-Konzentration der Luft. Dies konnte gemessen werden und wirkte sich somit auf die Kalibrierung des Geräts aus, sodass ungewollte Drifts in der RQ-Kurve entstanden.

Bei 9 von 28 Personen stieg der Wert stattdessen gar nicht über eins, sodass die VT2 gar nicht bestimmt werden konnte. Dennoch wurde bei diesen neun Probanden mit EQCO₂ sowie $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ die VT2 detektiert. 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. Auch die Ausgleichskurven sorgten nicht dafür, dass die Mehrheit der Messergebnisse mit den übrigen Methoden vergleichbar wird. Der Algorithmus wird künftig aus der CCPS entfernt und durch die genauere EQCO₂-Methode ersetzt.

4.3 Plausibilitätsprüfung der Messwerte

Für die Spiroergometrie existieren keine validen Methoden zur Plausibilitätskontrolle der Messwerte, weswegen sämtliche Rohdaten der Spiroergometrie nicht überprüft werden konnten. 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]:

$$\dot{V}E_{max} \text{ in } l \text{ min}^{-1} = 91 \text{ min}^{-1} + n * 91 \text{ min}^{-1} \pm 10\% \quad (4-1)$$

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

$\dot{V}E$ und $\dot{V}O_2$ sollen demnach einen idealerweise linearen Verlauf über die Leistung annehmen. Da die Berechnungen jedoch kaum 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.

In den Feldern 5 und 6 der in Kapitel 3 abgebildeten 6-Felder-Grafiken wurden die $\dot{V}E$ und die

$\dot{V}O_2$ hierfür jeweils der W gegenübergestellt. Einige dieser Felder weisen allerdings analoge Schwankungen zu denen in Feld 1 und 4 auf und können empirisch ebenfalls mit der fehlerhaften Atemzugerkenntung erklärt werden. Als alternative Plausibilitätskontrolle wurde stattdessen der Vergleich mit den Daten der HUNT 3 Studie angestellt, wie in Tab. 9 aufgeführt.

In der Tabelle werden die gemessenen $\dot{V}O_{2\max}$ -Werte der einzelnen Probanden mit den Referenzwerten der entsprechenden Altersklasse sowie des Geschlechts aus der HUNT 3 Studie verglichen [33]. Von 28 Probanden lagen 13 ober- oder unterhalb des entsprechenden Durchschnitts. Es muss jedoch hier berücksichtigt werden, dass die HUNT 3 Studie auf Laufbändern durchgeführt wurde. Bei der Laufbandergometrie liegt die $\dot{V}O_{2\max}$ generell höher, da die Muskelgruppen und deren Wirkungsgrad sich zur Fahrradergometrie unterscheiden [4]. Unter diesem Aspekt besteht eine geringere Vergleichbarkeit, da die restlichen 15 Probanden sich jedoch innerhalb des Durchschnittsbereichs bzw. der SD befanden, kann diese Kontrolle zumindest differenziert einen Aufschluss über den hinreichenden Abschluss einer Spiroergometrie geben.

Tab. 9 – Vergleich der innerhalb der Testmessungen erhobenen $\dot{V}O_{2\max}$ mit Daten der HUNT 3 Studie, abhängig von Geschlecht und Alter

ID	$\dot{V}O_{2\max}$ in $l \text{ min}^{-1}$	Ref.- $\dot{V}O_{2\max}$ in $l \text{ min}^{-1} \pm SD$	Vergleich
1w	2,4	2,62 ±0,44	unterer Durchschnitt
2w	2,1	2,77 ±0,47	niedriger
3w	2,7	2,74 ±0,5	Durchschnitt
4m	3,6	4,0 ±0,62	unterer Durchschnitt
5w	2,15	2,77 ±0,47	niedriger
6w	2,55	2,62 ±0,44	unterer Durchschnitt
7m	3,3	4,2 ±0,65	niedriger
8m	4,0	4,3 ±0,73	unterer durchschnitt
9m	4,05	4,0 ±0,62	oberer Durchschnitt
10w	2,78	2,77 ±0,47	oberer Durchschnitt
11m	2,6	4,3 ±0,73	niedriger
12m	4,0	4,2 ±0,65	unterer Durchschnitt
13m	3,45	4,3 ±0,73	niedriger
14m	3,85	4,3 ±0,73	unterer Durchschnitt
15m	4,05	4,3 ±0,73	unterer Durchschnitt
16w	2,98	2,77 ±0,47	oberer Durchschnitt
17w	2,0	2,77 ±0,47	niedriger
18w	2,7	2,77 ±0,47	Durchschnitt
19w	2,13	2,62 ±0,44	niedriger
20m	2,83	4,3 ±0,73	niedriger
21m	3,4	4,3 ±0,73	niedriger
22m	3,05	4,0 ±0,62	niedriger
23w	3,18	2,62 ±0,44	höher
24m	2,83	4,0 ±0,62	niedriger
25m	3,15	3,61 ±0,6	unterer Durchschnitt
26m	3,5	4,2 ±0,65	niedriger
27m	3,58	4,2 ±0,65	unterer Durchschnitt
28w	2,5	2,74 ±0,5	unterer Durchschnitt

4.4 Potentielle Fehlerquellen bei der Spiroergometrie

4.4.1 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 mithilfe von Feld 5 und 6 beobachtet werden, dass sie zu

Beginn der Leistungsdiagnostik eine recht hohe $\dot{V}E$ besaßen und die AF schnell zunahm. Da eine erneute Kompilierung z.B. bei Proband 21m nicht für bessere Plots in Feld 5 und 6 sorgte, resultiert dies aus einem anderen Fehler. Dieser kann auf das Mundstück bzw. den Bakterienfilter zurückgeführt werden. Durch diesen erhöht sich der Atemwiderstand, dessen Höhe von jeder Person subjektiv anders wahrgenommen wird. 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. Dadurch neigten die Probanden dazu, tiefer und gleichzeitig schneller zu atmen. Infolgedessen stieg die $\dot{V}E$ relativ zur $\dot{V}O_2$ höher, da der Körper zu diesem Zeitpunkt noch nicht die große Menge an aufgenommenem O_2 verwerten konnte. Des Weiteren können Fehler entstehen, wenn Personen das Mundstück nicht rechtzeitig zu Munde führen. Einer Probandin rutschte das Mundstück bei erhöhter Belastung sogar mehrmals aus dem Mund. Die Dauer der Messphase beträgt stets 30 s. Zu Beginn einer Leistungsdiagnostik bei geringer Leistung ist die AF bei den meisten gesunden Menschen noch recht niedrig. Die durchschnittliche AF eines Erwachsenen in Ruhe beträgt ca. 7 min^{-1} bis 20 min^{-1} [35]. Kommt es zu Problemen mit dem Mundstück, sodass gewisse Schwellwerte bei der Atemzugerkennung der Software nicht überschritten und weniger Atemzüge erfasst werden, wird die gemittelte AF und dadurch auch die $\dot{V}E$ kleiner. Das wiederum kann zu veränderten Plots führen, wenn auf einen kleineren Mittelwert in der nächsten Stufe ein normaler folgt, wodurch die Steigung zwischen diesen zwei Punkten verfälscht wird und nicht mehr den ventilatorischen Reaktionen des Körpers entspricht. Zuletzt muss die Ernährung unmittelbar vor einer Spiroergometrie berücksichtigt 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 in Bezug auf die $\dot{V}CO_2$ zu normalisieren.

4.4.2 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 oder ein unpassendes Belastungsprotokoll bestimmt wurde. Es ist wichtig, dass der Anwender im Vorwege den Trainingszustand einer Person korrekt einschätzen kann, um entsprechende Anpassungen am Protokoll vorzunehmen. Allerdings ist hier auch die deutliche Kommunikation mit dem Probanden zwingend erforderlich.

4.4.3 Umweltbedingte Faktoren

Wie in Kapitel 2.1.2 erwähnt, sind die Messbedingungen für eine Respirationsanalyse einzuhalten. Raumtemperatur und CO₂-Gehalt in der Luft wirken sich auf die 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 CO₂-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.

4.5 Limitation

Das Projekt 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. Die HUNT 3 Studie ist jedoch auch nicht optimal, da die Werte für Fahrrad- und Laufergometrie, wie bereits angedeutet, verschieden sind. Verlässliche Studien zur Fahrradergometrie mit großer Probandenzahl liegen jedoch momentan nicht vor.

Die Evaluierung war auch durch eine kleine Menge an wertenden Personen und einen gleichzeitigen Mangel an validen Referenzwerten eingeschränkt. Generell sind Normwerte im Bereich der Sportwissenschaft schwer zu definieren, da die Individualität an Zuständen zu groß ist. Dies bedeutet, dass bei der Analyse der individuellen Leistungsfähigkeit noch sensibler auf eventuelle Einflussfaktoren eingegangen werden muss, als beispielsweise bei einer rein medizinischen Lungenfunktionsmessung, der einige Normbereiche für z.B. die exspiratorische Einsekundenkapazität (forced expiratory volume in 1 second) (FEV1) oder forcierte Vitalkapazität (FVC) zu Grunde liegen, welche anatomisch abgegrenzt sind.

4.6 Ausblick und Handlungsempfehlung

Ausgehend von den Ergebnissen dieser Arbeit wurde mit dem EQCO₂ eine neue Methode für die VT2-Bestimmung erarbeitet, welche weiter optimiert zukünftig als Algorithmus die Basis für die Auswertung durch die CCPS darbieten kann. In Verbindung mit dem Trainingszonenmodell nach Wilfried Kindermann können mit dieser Methode die Ziele der Firma cardioscan umgesetzt werden. Das Leistungsdiagnostik-Setup bietet jedoch Optimierungsmöglichkeiten. Zum Ersten wären even-

tuell Alternativen zu dem Mundstück, z.B. in Form einer Maske sinnvoll, da die Ergonomie des Mundstücks moniert wurde. Hier könnten weitere Tests 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 Verfälschung der Plots 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 ausbelastet ist. In der HUNT 3 Studie wurde ermittelt, bei wie viel Prozent der HF_{max} die VT2 einer Person erreicht worden war. Eine abflachende HF-Kurve wäre ein Indikator für das Erreichen der HF_{max} . Durch einen Vergleich der HF bei der VT2 und der HF_{max} könnten Ergebnisse zusätzlich evaluiert werden.

Zum Abschluss bleibt zu erwähnen, dass trotz algorithmischer Auswertung einer Spiroergometrie eine Interpretation der Ergebnisse seitens einer Person mit Fachwissen unabdingbar ist. Die gezeigten Grafiken, 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 durchführen lässt. Bei diesen Seminaren sollten auch die Details 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 daran erinnert, das Mundstück zur Messung vorzubereiten, um Messfehler zu reduzieren.

Literatur

1. DSSV, e.V. 2018 - *Eckdaten der deutschen Fitness-Wirtschaft*. 2018.
2. WESTHOFF, M. et al. *Positionspapier der AG-Spiroergometrie zu ventilatorischen und Laktatschwellen*. 2012. Auch verfügbar unter: https://www.mesics.de/fileadmin/user/literature/Spiroergometrie/AG-Spiroergometrie_Positionspapier-Schwellen.pdf. zuletzt abgerufen am 25.04.2018.
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%A4t%CPXKorrekturen.pdf>. zuletzt abgerufen am 25.05.2018.
35. LARSEN, R.; ZIEGENFUSS, T.; MATHES, A. *Beatmung: Indikationen - Techniken - Krankheitsbilder*. Heidelberg: Springer Verlag, 2017.

A Technische Daten des Flowsensors

MEMS Mass Flow Sensor



Siargo Ltd.

FS6122H-300F300-OP0-TH0



1. Features

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

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 Range ¹	-300 ~ +300	SLPM
Accuracy (-250 ~ +250 SLPM)	± (2.5Reading + 0.5FS)	%
(+250 ~ +300 SLPM)	± 5.0Reading	%
(-300 ~ -250 SLPM)	± 10.0Reading	%
Output	Linear, Analog/I ² C (14bit)	
Analog Output	0.5 ~ 4.5	Vdc
Response Time	2	ms
Gas Type	Air	
Supply Voltage	5.0 ± 5%	Vdc
Supply Current	25	mA
Output Pin SN6-50	6 Pins, NS-TECH CD R-6; 0.5m	
Compensated Temperature	-5 ~ +65	°C
Compensated Altitude	-400 ~ +3000 (700 ~ 1060)	m (hPa)
Storage Temperature	-40 ~ +85	°C
Max. Working Pressure	0.1	MPa
Humidity	0~100 (No icing or condensation)	%RH
Warming Up Time ²	5	sec
Maximum Overflow	1000	SLPM
Maximum Flow Change	300	SLPM/sec

1. There is an voltage output 300 ~ 330 SLPM, and -300 ~ -330 SLPM, but the accuracy is not guaranteed. Please see detailed in section 3.
2. For flow measurement, the warming up time 5 second should be fine. But for stabilisation at zero flow, the warming up time is 5 minutes.

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 Artesia Technology gas sampling accessories.

CO₂ MEASUREMENT SPECIFICATIONS¹⁾

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

CO₂ 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%

O₂ 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 Measure²⁾	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 consumption¹⁾	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

C Programmcode des MATLAB-Programms

```
function [breath,data] = Flowcalculation2(data,breathing,Stufen)

% plot(1:size(data,1),data(:,end),'b',[breathing,breathing],
[-330,330],'r')

for p = 0:Stufen-1
    %data speichern zum debuggen in Matlab

    %breath.(['Stufe' num2str(p+1)]).data=data;

    %breathing hat kein Startwert (0) darum Sonderfall.
    %Bei p=0 ist der erste Indize=1
    if p ~= 0
        Start = breathing(p);

    else
        Start = 1;
    end

    %Ende ist Anfang der nächsten Stufe
    Ende = breathing(p+1);

    %falls das Ende zu dicht am Ende der Daten ist. Also
    %eine Messung sofort nach Beendigung der Stufe
    %geschlossen wird.
    if Ende>size(data,1)-22

        Ende =Ende-22;

    end

    %For Schleife zum Suchen der Ausatmungen
    flowcounter = 0;
    counter = 0;
    flowstart = 0;
    flowend = 0;
    flowstart_insp = 0;
    falseflow = 100;
    flowinsp_end=0;
    counter2=0;
    %Durchlaufen der Stufen erste 100 Werte sind egal
    for z = Start+100:Ende
        %Flowinsp suchen
        if data(z,3) <= (data(z-1,3)-1) && data(z,3) <= 0 &&
    flowstart_insp == 0
            counter2 = counter2 + 1;
        else
            counter2 = 0;
        end

        if counter2 >= 3
```

```

        flowstart_insp = z-2;
    end
    %wenn kein Flow gefunden wird innerhalb der nächsten 7
    %Sek nach Flowinsp
    %
    if flowstart_insp < z-350
        %
        flowstart_insp = 0;
    %

    if flowstart_insp ~= 0

        %es wird nach einem flowinsp ende gesucht. Wenn es
        %keine Werte gibt, die innerhalb der nächsten 20
        %werte kleiner als -1.5 sind, dann ist das flowinsp
        %ende gut.

        if data(z,3) > 0 && data(z-1,3) > 0 &&
isempty(find(data(z:z+20,3)<-1.5, 1)) == 1
            %
            flowinsp_end=1;
        end

        if flowinsp_end~=0
            %
            %flowstart suchen

            if data(z,3) >= (data(z-1,3)+1) && data(z,3) >= 0
&& flowstart == 0
                %
                counter = counter + 1;
            else
                %
                counter = 0;
            end
            %
            %Flowstartgefunden
            if counter >= 3
                %
                flowstart = z-2;
            end
            %
            %flow ende suchen

            if flowstart ~= 0 && flowend == 0

                %
                %mitten
                %
                %negativen
                %
                %-6
                %
                %gibt.
                %
                %Wenn es keine negativen Werte gibt ist
                %falseflow leer und dann wird flowstart
                %verworfen.

                %
                %Bei zwei Werten kleiner 0 ist es ein
                %Flowende

                if data(z,3) < 0 && data(z-1,3) < 0 &&
isempty(find(data(z:z+20,3)>2, 1)) == 1

```

```

        %Flowende ist z-2
        flowend = z-2;
        %Filtern von schlechten Werten in
        %Abhängigkeit der Stufe
        [delete_flow] =
    correctflow(flowstart,flowend,flowstart_insp,data) ;
        %wenn Stufe zu Ende, aber noch ein Atemzug
        %am Ende liegt, wird dieser verworfen

        if z >= Ende-200 || delete_flow == 1
            flowstart = 0;
            flowend = 0;
            flowstart_insp=0;

            %Bei korrektem Atemzug wird dieser
            geschrieben
            %und flowstart und Ende resettet
            else
                flowcounter=flowcounter+1;
                breath.(['Stufe' num2str(p
+1)]).flow(flowcounter,1) = flowstart;
                breath.(['Stufe' num2str(p
+1)]).flow(flowcounter,2) = flowend;
                %überprüfen ob es Flowwerte =330 gibt
                if
                    find(data(flowstart:flowend,3)==330)>1
                        [data,A] =
                    Parabelberechnung(data,flowstart,flowend);
                        breath.(['Stufe' num2str(p
+1)]).Stufenergebnis(flowcounter,20) = A;
                        end
                        breath.(['Stufe' num2str(p
+1)]).Stufenergebnis(flowcounter,7)= 60/(0.02*(flowend-
flowstart_insp)) ;
                        flowstart = 0;
                        flowend = 0;
                        flowstart_insp=0;
                    end
                end
            end
        end
    end
end

```

Published with MATLAB® R2018a

```

function [breath] = breathcalculation(breath,data,Stufen)

%Koeffizienten Ausgleichspolynome
p1_co2 = -0.0000000069401779690195;
p2_co2 = 0.00000118262369100782;
p3_co2 = -0.0000748125912866011;
p4_co2 = 0.00214770735844177;
p5_co2 = -0.026220953843211;
p6_co2 = 0.814741834236759;
p1_o2 = -0.00000000500359501786262;
p2_o2 = 0.000000901422903155512;
p3_o2 = -0.0000599879477354826;
p4_o2 = 0.0018062323435132;
p5_o2 = -0.0238850814703702;
p6_o2 = 0.866636314307991;
p1_flow = 0.00000000462605460367508;
p2_flow = -0.000000100546644902903;
p3_flow = 0.00000853424468981055;
p4_flow = -0.000354688785250921;
p5_flow = 0.0073810149388533;
p6_flow = -0.0678705750120243;
p7_flow = 1.20462825197578;

%rembreath = erster nicht-verworfener Atemzug pro stufe
rembreath = 2;

for p=1:Stufen

    %breathcount = Anzahl erkannter Atemzüge
    breathcount=size(breath.(['Stufe' num2str(p)]).flow,1);
    for z=1:breathcount
        %schreiben der Prozentwerte für O2 und CO2 in die
        %einzelnen Stufen
        if z == 1
            breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,1) =
20.9;
%
            breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)=
60/(0.02*(breath.(['Stufe' num2str(p)]).flow(z,2)-breath.(['Stufe'
num2str(p)]).flow(z,1)));
            breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,15) =
0;
        else
            %co2 insp wird nun mitbestimmt
            breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,15) =
min(data(breath.(['Stufe' num2str(p)]).co2(z-1,2):breath.(['Stufe'
num2str(p)]).co2(z,1),2));
            %o2 insp bestimmen
            if mean(data(round(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).co2(z-1,2)+(breath.(['Stufe' num2str(p)]).co2(z,1)-

```

```

breath.(['Stufe' num2str(p)]).co2(z-1,2))/2 :breath.(['Stufe'
num2str(p)]).co2(z,1,1)) > 20.9
                                breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,1) =
20.9;
else
    breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,1)=
max(data(round(breath.(['Stufe' num2str(p)]).co2(z-1,2)+(breath.
(['Stufe' num2str(p)]).co2(z,1,1))-breath.(['Stufe'
num2str(p)]).co2(z-1,2))/2 :breath.(['Stufe'
num2str(p)]).co2(z,1,1));
end
end

%Korrekturfaktor o2 und co2 und flow berechnen Polynom
5ten
%Grades bei den Gaswerten und 6ten Grades bei der
%Flowberechnung
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,17)=
p1_o2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^5 +
p2_o2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^4 +
p3_o2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^3 +
p4_o2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^2 +
p5_o2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7) + p6_o2;
    breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,18)=
p1_co2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^5 +
p2_co2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^4 +
p3_co2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^3 +
p4_co2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^2 +
p5_co2*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7) + p6_co2;
    breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,19)=
p1_flow*(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^6) +
p2_flow*(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^5) +
p3_flow*(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^4) +
p4_flow*(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^3) +
p5_flow*(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7)^2) +
p6_flow*breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7) + p7_flow;
    %o2 exp wird berechnet
    breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,2)=
min(data(breath.(['Stufe' num2str(p)]).co2(z,1):breath.(['Stufe'
num2str(p)]).co2(z,2),1));
    %o2 wird berechnet: (o2_insp-o2_exp)*Korrekturfaktor
    breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,3)=
(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,1) - breath.
(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,2))*breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(z,17);
    %CO2 insp wird berechnet
    breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,16)=
max(data(breath.(['Stufe' num2str(p)]).co2(z,1):breath.(['Stufe'
num2str(p)]).co2(z,2),2));
    %CO2 wird berechnet: (co2_insp-co2_exp)*Korrekturfaktor
    breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,4)=
(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,16)-breath.
(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,15))*breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(z,18);

```

```

breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,5)=
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,4) / breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(z,3);
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,6)=
(mean(data(breath.(['Stufe' num2str(p)]).flow(z,1):breath.(['Stufe'
num2str(p)]).flow(z,2),3))*(breath.(['Stufe' num2str(p)]).flow(z,2)-
breath.(['Stufe' num2str(p)]).flow(z,1))*0.02/60 ) ;
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,8)=
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,6)*breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(z,7);
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,9)=
(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,3)*0.01)*breath.
(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,8);
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,10)=
(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,4)*0.01)*breath.
(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,8);
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,11)=
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,8)/ breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(z,9);
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,12)=
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,8)/ breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(z,10);

if breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,3) < 2
|| breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,4) < 2
    breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(z,:)= 0;
end
end
%finden von gelöschten Atemzügen
zeroline = find(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(:,3)==0);
breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis(zeroline,:)=[];

if size(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis,1)<=4
    rembreath1 = 2;
else
    rembreath1 = rembreath;
end

if size(breath.(['Stufe' num2str(p)]).Stufenergebnis,1)>100
    [~, med_index] = min(abs(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(:,8)-median(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(:,8)))); 
    breath.Gesamtergebnis(p,:)= breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(med_index,1:12);
else
    %o2 insp
    breath.Gesamtergebnis(p,1)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),1));
    %o2exp
    breath.Gesamtergebnis(p,2)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),2));

```

```

%O2
breath.Gesamtergebnis(p,3)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),3));
%CO2
breath.Gesamtergebnis(p,4)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),4));
%RQ
breath.Gesamtergebnis(p,5)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),5));
%Volumen pro Atemzug
breath.Gesamtergebnis(p,6)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),6));
%Atemfrequenz
breath.Gesamtergebnis(p,7)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),7));
%VE
breath.Gesamtergebnis(p,8)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),8));
%VO2
breath.Gesamtergebnis(p,9)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),9));
%VCO2
breath.Gesamtergebnis(p,10)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),10));
%EQO2
breath.Gesamtergebnis(p,11)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),11));
%EQCO2
breath.Gesamtergebnis(p,12)= mean(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis(rembreath1:size(breath.(['Stufe'
num2str(p)]).Stufenergebnis,1),12));
end
end
end

```

Published with MATLAB® R2018a

```

function [breath] = co2calculation2(breath,data,Stufen)

    %%CO2 Erkennung
    %für jeden erkannten Atemzug werden die CO2 Start- und Endwerte
    gesucht.
    for p = 0:Stufen-1

        %breathnumber = Anzahl erkannter Atemzüge
        breathnumber=size(breath.(['Stufe' num2str(p+1)]).flow,1);

        %durchlaufen der Atemzüge und detektion vom CO2
        index_co2delete=0;
        count=0;
        for z=1:breathnumber

            %Flowwert +150 = Startwert zum Suchen des CO2 starts
            %150 Werte entsprechen 3 Sekunden

            co2_indexstart = breath.(['Stufe' num2str(p+1)]).flow(z,1)
            + 160;
            co2_indexende = breath.(['Stufe' num2str(p+1)]).flow(z,2)
            + 250;

            if breathnumber==z
                co2_indexende = size(data,1);
            end

            %Initialisieren von Schleifenvariablen
            co2start=0;
            co2end=0;
            %durchlaufen von flowstart+150 bis flowende+250
            for t=co2_indexstart : co2_indexende

                %Bedingung für den Startpunkt vom CO2
                %CO2ende finden
                if co2start~=0 && data(t,2) < 2 && data(t-1,2) -
                data(t,2) <= 0.3 && co2end ==0 && data(t-1,2) - data(t,2) > 0

                    co2end = 1;
                    breath.(['Stufe' num2str(p+1)]).co2(z,2)= t;

                end

                %CO2 start finden

                if data(t,2) > data(t-1,2)+0.03 && co2start == 0 &&
                data(t,2) <= 2
                    co2start=1;
                    breath.(['Stufe' num2str(p+1)]).co2(z,1)= t;

                end
                if co2end==0 && t==co2_indexende

            end
        end
    end

```

```
    count=count+1
    index_co2delete(count)=z;
end
end
%wenn kein passenger CO2 gefunden wurde, soll der Flow und
%CO2start weggeschmissen werden. Hierfür wurden die schlechten
%Atemzüge in count gezählt und deren Index in index_co2delete
%gespeichert
if index_co2delete(1)~=0
breath.(['Stufe' num2str(p+1)]).co2(index_co2delete,:)=[];
breath.(['Stufe' num2str(p+1)]).flow(index_co2delete,:)=[];
end

end
end
```

Published with MATLAB® R2018a