

Diplomarbeit

Vergleich unterschiedlicher ergometrischer Belastungsformen bei Läufern

eingereicht von

Nicki Kleinrath

Mat.Nr.: 0533361

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der gesamten Heilkunde

(Dr. med. univ.)

an der

Medizinischen Universität Graz

Ausgeführt an der

Univ. Klinik f. Innere Medizin, Klin. Abt. f. Kardiologie

sowie im

Rehabilitationszentrum der PVA in St. Radegund bei Graz

unter der Anleitung von

ao. Univ-Prof. Dr. Friedrich M. Fruhwald

Prim. PD. Mag. Dr. Dr. Manfred Wonisch

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwende habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz am

Unterschrift

Anmerkung:

Um das Lesen der vorliegenden Arbeit zu erleichtern, wurde aus praktischen Überlegungen das generische Maskulinum verwendet. Diese Schreibweise bezieht sich sowohl auf männliche als auch auf weibliche Personen.

Vorwort

Meine Begeisterung für Sport in meinen Beruf einfließen zu lassen war schon immer eines meiner großen Ziele. Ich habe mit dieser Diplomarbeit den ersten Schritt in diese Richtung getätigt und hoffe in meiner Zukunft als Arzt weiterhin der Sportmedizin treu bleiben zu können.

Danksagung

Herzlichen Dank an meine Betreuer, ao. Univ-Prof. Dr. Friedrich M. Fruhwald und Prim. PD. Mag. Dr. Dr. Manfred Wonisch, dass sie mir diese Diplomarbeit ermöglicht haben.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. Petra Mächler, die mit großer Begeisterung und viel Engagement bei dieser Arbeit mitgearbeitet hat und von der ich sehr viel lernen durfte. Ihre Betreuung war mit das Beste was ich in 6 Jahren Studium erlebt habe.

Auch an Frau Angela Meister geht ein herzliches Dankeschön für ihre tatkräftige Unterstützung bei den Ergometrien, die vor allem durch ihre Fähigkeiten so professionell durchgeführt werden konnten.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungen.....	v
Abbildungsverzeichnis.....	vi
Tabellenverzeichnis.....	vii
Zusammenfassung.....	1
Abstract.....	2
1. Einleitung.....	3
1.1 Allgemeines.....	3
1.2 Sportmedizinische Leistungstests.....	3
1.3 Technische Grundlagen.....	4
1.3.1. Ergometrieformen in der Sportmedizin.....	4
1.3.2. Spiroergometrie.....	5
1.3.3. Laktatmessung.....	6
1.4 Physiologische Grundlagen.....	6
1.4.1. Anpassung des Herz-Kreislaufsystems an körperliche Belastung.....	6
1.4.1.1. Regulation der Durchblutung.....	6
1.4.1.2. Blutdruckverhalten unter körperlicher Belastung.....	7
1.4.1.3. Belastungs-EKG.....	7
1.4.1.4. Herzfrequenzverhalten unter körperlicher Belastung.....	8
1.4.2. Energiestoffwechsel unter körperlicher Belastung.....	9
1.4.2.1. Substratutilisation.....	9
1.4.2.2. Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung.....	11
1.4.3. Spiroergometrisch erhobene Parameter.....	13
1.4.3.1. Ventilation.....	13
1.4.3.2. Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$).....	13
1.4.3.3. Kohlendioxidabgabe.....	14
1.4.3.4. Sauerstoffpuls.....	14
1.4.3.5. Schwellenbestimmung anhand ventilatorischer Parameter... 14	
1.4.3.6. Atemäquivalente für Sauerstoff (EQO_2) und Kohlendioxid ($EQCO_2$).....	15
1.5 Ziel der Studie.....	16

2.	Material, Probanden und Methoden.....	17
2.1	Rekrutierung der Studienteilnehmer.....	17
2.2	Ablauf der Untersuchungen.....	17
2.2.1.	Fahrradspiroergometrie.....	19
2.2.2.	Armkurbelspiroergometrie.....	19
2.2.3.	Laufbandspiroergometrie.....	19
2.2.4.	Abbruchkriterien.....	19
2.2.5.	Überwachung der Probanden.....	19
2.3	Statistik.....	20
3.	Ergebnisse.....	21
3.1	Anthropometrische Daten.....	21
3.2	Maximale und submaximale Kenngrößen.....	21
3.2.1.	In Ruhe.....	21
3.2.2.	An der aeroben Schwelle.....	22
3.2.2.1.	LTP1.....	22
3.2.2.2.	VT1.....	22
3.2.3.	An der anaeroben Schwelle.....	23
3.2.3.1.	LTP2.....	23
3.2.3.2.	VT2.....	23
3.2.3.3.	H RTP.....	24
3.2.4.	Bei Maximalbelastung.....	24
3.2.5.	Vergleich ventilatorischer, laktat- und HF-basierter Schwellen....	25
3.3	Verlauf der erhobenen Parameter unter Belastung.....	25
3.3.1.	Leistung.....	25
3.3.2.	Herzfrequenz.....	29
3.3.3.	Ventilation.....	32
3.3.4.	Sauerstoffaufnahme.....	33
3.3.5.	Kohlendioxidabgabe.....	35
3.3.6.	Sauerstoffpuls.....	36
3.3.7.	Laktatkonzentration.....	37
4.	Diskussion.....	39
4.1	Bestimmung der aeroben und anaeroben Schwellen.....	39

4.2	Leistung.....	40
4.2.1.	Vergleich der Laufbandleistung mit anderen Ergometer.....	40
4.2.2.	Vergleich Fahrrad-Armkurbel.....	44
4.3	Herzfrequenzverlauf.....	45
4.4	Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$).....	47
4.5	Laktatkonzentration.....	47
4.6	Schlussfolgerungen.....	48
	Literaturverzeichnis.....	49

Abkürzungsverzeichnis

FR.....	Fahrrad
LB.....	Laufband
AK.....	Armkurbel
HF.....	Herzfrequenz
VT1,2.....	Ventilatory Threshold 1,2
LTP1,2.....	Lactat turn point 1,2
HRTp.....	Heart rate turn point
MAX.....	Maximalbelastung
TM.....	Treadmill
CY.....	Cycle
AC.....	Arm crank
EKG.....	Elektrokardiogramm
U/min.....	Umdrehungen pro Minute
$\dot{V}E$	Ventilation
RRsyst.....	systolischer Blutdruck
ATP.....	Adenosintriphosphat
AMV.....	Atemminutenvolumen
AZV.....	Atemzugvolumen
AF.....	Atemfrequenz
KHK.....	Koronare Herzkrankheit
$\dot{V}O_2$	Sauerstoffaufnahme
$\dot{V}O_{2max}$	maximale Sauerstoffaufnahme
HMV.....	Herzminutenvolumen
a-v-DO ₂	Arterio-venöse-Sauerstoffdifferenz
VAT.....	Ventilatory anaerobic threshold
RCP.....	Respiratory compensation point
EQO ₂	Atemäquivalent für Sauerstoff
EQCO ₂	Atemäquivalent für Kohlendioxid
W.....	Watt
%P _{max}	Prozent an der maximalen Leistung
% $\dot{V}O_{2max}$	Prozent an der maximalen Sauerstoffaufnahme
rVO ₂	relative Sauerstoffaufnahme
V _{max}	Maximalgeschwindigkeit
Pmax.....	Maximalleistung

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Physiologische Varianten des Herzfrequenzverlaufs im Bereich der anaeroben Schwelle (Schema).....	9
Abbildung 2: Verlauf der Laktatkonzentration bei zunehmender Belastung.....	12
Abbildung 3: Verlauf der Leistung am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer gegenüber der zunehmenden Sauerstoffaufnahme.....	26
Abbildung 4: Anteil an der Maximalleistung (%PMax) von Fahrrad, Laufband und Armkurbel bei VT1 und VT2.	26
Abbildung 5: Korrelation der Leistung am VT1: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel.	27
Abbildung 6: Korrelation der Leistung am VT2: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel.	27
Abbildung 7: Korrelation der Maximalleistung: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel. .	28
Abbildung 8: Korrelation der Maximalleistung am Fahrrad zur maximalen Geschwindigkeit am Laufband.....	28
Abbildung 9: Verlauf der Herzfrequenz am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung.....	29
Abbildung 10: Verlauf der Herzfrequenz am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Sauerstoffaufnahme.....	30
Abbildung 11: Korrelation der Herzfrequenz bei VT 1: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel.....	30
Abbildung 12: Korrelation der Herzfrequenz bei VT 2: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel.....	31
Abbildung 13: Korrelation der Herzfrequenz bei VT 2: Laufband zu Fahrrad.....	31
Abbildung 14: Korrelation der Herzfrequenz bei Maximalbelastung: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel.....	31
Abbildung 15: Verlauf der Ventilation am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung.....	32
Abbildung 16: Verlauf der Sauerstoffaufnahme am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung.....	33
Abbildung 17: Korrelation der VO ₂ max: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel.....	34
Abbildung 18: Verlauf der Kohlendioxidabgabe am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung.....	35
Abbildung 19: Verlauf des Sauerstoffpulses am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung.....	36
Abbildung 20: Verlauf der Laktatkonzentration am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung.....	37
Abbildung 21: Verlauf der Laktatkonzentration am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Sauerstoffaufnahme.....	38
Abbildung 22: Nach verschiedenen Schätzformeln berechneten Werte sowie am Fahrradergometer gemessene Wattzahlen für die Belastungsstufen eines Walking-Tests auf dem Laufband nach Härtel.....	41
Abbildung 23: Vergleich unterschiedlicher Schätzformeln zur Berechnung der Laufleistung in Watt, mit der gemessenen Leistung am Fahrradergometer.	42

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: EKG-Veränderungen unter Belastung.....	7
Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichungen in Ruhe.....	21
Tabelle 3: Mittelwerte und Standardabweichungen bei LTP1.....	22
Tabelle 4: Mittelwerte und Standardabweichungen bei VT1.....	22
Tabelle 5: Mittelwerte und Standardabweichungen bei LTP2	23
Tabelle 6: Mittelwerte und Standardabweichungen bei VT2	23
Tabelle 7: Mittelwerte und Standardabweichungen beim HRTP.....	24
Tabelle 8: Mittelwerte und Standardabweichungen bei Maximalbelastung.....	24
Tabelle 9: Vergleich der Herzfrequenz an spiroergometrisch ermittelten Knickpunkten.....	25
Tabelle 10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Herzfrequenz.....	29
Tabelle 11: Mittelwerte und Standardabweichungen der Ventilation	32
Tabelle 12: Mittelwerte und Standardabweichungen der Sauerstoffaufnahme.....	33
Tabelle 13: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kohlendioxidabgabe.....	35
Tabelle 14: Mittelwerte und Standardabweichungen des Sauerstoffpulses.....	36
Tabelle 15: Mittelwerte und Standardabweichungen der Laktatkonzentration.....	37

Zusammenfassung

Ziel: Im Rahmen dieser Studie sollten Unterschiede und Zusammenhänge in den maximalen und submaximalen physiologischen Kenngrößen zwischen den Belastungen auf einem Fahrrad (FR)-, einem Laufband (LB)-, und einem Armkurbel (AK) -ergometer bei Läufern aufgezeigt und interpretiert werden. Weiters sollte die Möglichkeit einer Schätzung der Laufbandleistung in Watt untersucht werden.

Methodik: 10 spezifisch trainierte wettkampforientierte Läufer absolvierten je eine stufenförmige Spiroergometrie bis zur Ausbelastung auf dem FR, der AK und dem LB. Es wurden dabei Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$) und Herzfrequenz (HF) aufgezeichnet, sowie die Laktatkonzentration bestimmt. Mittels linearer Regression wurden Lactat Turn Point 1 und 2 (LTP1, LTP2), Ventilatory Threshold 1 und 2 (VT1, VT2) sowie der Heart rate turn point (HRTP) bestimmt.

Ergebnisse: HF (bpm) und $\dot{V}O_2$ (l/min) waren bei VT2 am LB ($166 \pm 13,7$; $3,74 \pm 0,6$) signifikant höher als am FR ($149 \pm 15,9$; $2,99 \pm 0,6$) und an der AK ($113 \pm 27,9$; $1,49 \pm 0,31$). Es gab keinen signifikanten Unterschied der HF_{max} und $\dot{V}O_{2max}$ von FR ($176 \pm 7,8$; $4,09 \pm 0,66$) und LB ($181 \pm 9,1$; $4,43 \pm 0,61$). Korrelationsanalysen zeigten einen signifikanten Zusammenhang zwischen LB und FR betreffend der HF bei VT1 ($r=0,79$), VT2 ($r=0,65$) und MAX ($r=0,74$), der $\dot{V}O_{2max}$ ($r=0,82$), und zwischen der max. Leistung am FR und der max. Geschwindigkeit am LB ($r=0,69$). Es konnten keine signifikanten Zusammenhänge zwischen AK und LB, bzw. AK und FR festgestellt werden. Weiters konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Laktatkonzentrationen bei LTP1 und LTP2 zwischen den drei Belastungsarten gefunden werden.

Diskussion: Statistische Zusammenhänge erlauben die Berechnung der FR-HF aus der LB-HF und vice versa. Dies ermöglicht einerseits bei bekannter Lauf-HF die Bestimmung der Trainings-HF eines Läufers für das FR-Training, und andererseits die Bestimmung der Lauftrainings-HF anhand von am FR-Ergometer bestimmten Schwellen. Dadurch könnten aufwendigere LB-Ergometrien weniger oft durchgeführt werden müssen. Weiters zeigten sich deutliche Unterschiede bei der Schätzung der LB-Leistung mittels verschiedenen Formeln, wobei die Korrektheit von der Art des jeweiligen LB-Protokolls abhängt.

Abstract

Purpose: The objective of this study was to evaluate differences and correlations in maximal and sub-maximal physiological parameters between treadmill (TM)-, cycle (CY)-, and arm crank (AC)- spiroergometry in runners. Furthermore the possibility of an estimation of the power output of TM-ergometer was investigated.

Methods: 10 specific trained race-orientated runners performed an incremental spiroergometry on an TM-, CY-, and AC-ergometer till exhaustion. Oxygen uptake ($\dot{V}O_2$), heart rate (HR) and lactate concentration were measured. Using linear regression LTP1, LTP2, VT1, VT2 and HRTP were determined.

Results: HR (bpm) and $\dot{V}O_2$ (l/min) at VT2 were significantly higher on TM ($166 \pm 13,7$; $3,74 \pm 0,6$) than on CY ($149 \pm 15,9$; $2,99 \pm 0,6$) and AC ($113 \pm 27,9$; $1,49 \pm 0,31$). There was no significant difference between HR_{max} and $\dot{V}O_{2max}$ on CY ($176 \pm 7,8$; $4,09 \pm 0,66$) and TM ($181 \pm 9,1$; $4,43 \pm 0,61$). Correlation analysis showed significant correlations between TM and CY according HR at VT1 ($r=0,79$), VT2 ($r=0,65$) and MAX ($r=0,74$), of $\dot{V}O_{2max}$ ($r=0,82$), and between max power on CY and max speed on TM ($r=0,69$). No significant correlations between AC and CY, or AC and TM could be detected. In addition, there were no significant differences of lactate concentrations at LTP1 and LTP2 between all three tests.

Discussion: Statistical correlation allows the calculation of the TM-HR based on the CY-HR and vice versa. On the one hand, this enables to determine the training-HR of a runner for bicycle-training, if running-HR is known and, on the other hand, it is possible to determine running-HR out of an bicycle-test. Thus, more elaborate TM-tests could be performed less often. Moreover, were found distinct varieties between different formulas for estimating the power output on an TM-ergometer, whereas the correctness depends on type of the TM-protocol.

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Diese Diplomarbeit beschäftigt sich mit der Vergleichbarkeit und den Unterschieden von Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelspiroergometrie bei einer sportartspezifisch trainierten Probandengruppe. Es wurden hierfür wettkampforientierte Läufer gewählt, da diese fast ausschließlich das Laufen als Trainingsmittel verwenden und gerade die Möglichkeit der Übertragung von am Fahrradergometer gewonnenen Daten auf das Lauftraining eine häufige Fragestellung ist.

Im folgenden wird ein kurzer Überblick über die verschiedenen Möglichkeiten sportmedizinischer Leistungsdiagnostik gegeben. Anschließend wird auf die technischen und physiologischen Grundlagen der Spiroergometrie eingegangen.

1.2 Sportmedizinische Leistungstests

Zur Trainingssteuerung und Leistungsüberprüfung von Sportlern werden sportmedizinische Leistungstests immer häufiger durchgeführt. Es können damit unterschiedliche Fragestellungen, von der Ersttrainingsempfehlung eines Freizeitsportlers bis hin zur regelmäßigen Leistungskontrolle eines Spitzensportlers beantwortet werden.

Man unterscheidet zwischen sportartspezifischen und sportartunspezifischen Tests. Erstere werden immer in der jeweiligen Disziplin des Sportlers durchgeführt. Dies hat den Vorteil, dass die Testbelastungen den realen Wettkampf-, bzw. Sportbedingungen am nächsten kommen. Der Nachteil ist, dass diese Tests je nach ausgeübter Sportart teilweise mit hohem Aufwand verbunden sind. Bei unspezifischen Tests wird die Ausdauer unabhängig von der eigentlichen Disziplin des Sportlers getestet. Diese haben wiederum den Vorteil der besseren Verfügbarkeit von Testgeräten (z.B. Fahrradergometer) bzw. der leichteren Durchführbarkeit und Interpretation. Inwiefern sportartfremde Tests jedoch auf die eigentliche Wettkampfdisziplin übertragen werden können ist häufig schwierig zu beantworten. Dies ist auch eine Fragestellung dieser Diplomarbeit. [1,2]

Weiters wird zwischen Labor- und Feldtests unterschieden. Erstere werden auf einem Ergometer durchgeführt. Sie haben den Vorteil von standardisierten Umgebungs- und Testbedingungen sowie der umfangreichen Monitoring-möglichkeit des Sportlers (Blutdruck, EKG, Laktat, Atemgase, usw.). Die begrenzte Auswahl an sportartspezifischen Ergometern, der teilweise hohe technische Aufwand, sowie die Umsetzbarkeit der Ergebnisse auf die tatsächlichen Sport und Wettkampfbedingungen in der freien Natur sind die Nachteile. [1,2]

Bei Feldtests erfolgt die Messung der relevanten Parameter unter Feldbedingung in der jeweiligen Sportart. Sie sind daher den tatsächlichen Bedingungen am nächsten, haben aber die Nachteile von nicht standardisierten Umgebungsbedingungen, sowie der eingeschränkten physiologischen Diagnostik- und Aufzeichnungsmöglichkeiten. [1,2]

1.3 Technische Grundlagen

1.3.1 Ergometrieformen in der Sportmedizin

Das Fahrradergometer ist das Standardergometer in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik. Gründe dafür sind einerseits der geringe Platzbedarf und die relativ niedrigen Anschaffungskosten und andererseits die Möglichkeit der störungsarmen Messung von EKG und Blutdruck während der Belastung. Moderne drehzahlunabhängige Geräte erlauben die genaue Wiedergabe der erbrachten Leistung in Watt, wobei Koordination und Technik bei den angestrebten Trittfrequenzen von 60-80 U/min eine untergeordnete Rolle spielen. [3]

Weiters gibt es mittlerweile eine Vielzahl an Spezialergometern, welche die sportartspezifische Testung der jeweiligen Athleten ermöglichen. Das hierbei am häufigsten verwendete ist das Laufbandergometer. Hierbei läuft die zu testende Person gegen die Umlaufrichtung eines rotierenden Bandes, welches durch einen Motor angetrieben wird. Es kann neben der Geschwindigkeit auch die Steigung verändert werden um so die Leistung zu erhöhen. Da die tatsächlich erbrachte physikalische Leistung neben dem Körpergewicht auch von Faktoren wie Beinhub, Schrittlänge, Lauftechnik und Laufökonomie abhängt, ist eine Angabe dieser am Laufbandergometer nicht möglich. [4]

Aus diesem Grund ergeben sich Schwierigkeiten beim Vergleich der Laufbandleistung mit anderen Ergometern. Um diesen dennoch zu ermöglichen, wird versucht, rechnerisch die erbrachte Leistung anhand von Geschwindigkeit, Steigung und Körpergewicht herzuleiten. Aufgrund der hierbei nicht berücksichtigten oben genannten Einflussfaktoren, sind diese rechnerischen Modelle als Schätzungen zu betrachten und nicht als exakte Messwerte. Es gibt bisher auch wenig Literatur darüber, wie genau die verschiedenen Schätzformeln tatsächlich sind, bzw. wann welche angewendet werden soll. Auf dieses Thema soll in der Diskussion noch genauer eingegangen werden.

Ein anderes Spezialergometer ist das Armkurbelergometer. Es wird neben der sportmedizinischen Testung von oberkörperbetonten Sportarten (Kajakfahren) vor allem bei Patienten angewandt, welche aufgrund körperlicher Einschränkungen (Plegien der unteren Extremitäten, Coxarthrose, Adipositas, usw.) nicht anders belastet werden können.

1.3.2 Spiroergometrie

Die Spiroergometrie ist ein umfassendes Verfahren zur kardiorespiratorischen und metabolischen Funktionsdiagnostik unter Belastung. Es werden dabei über eine Atemmaske die Sauerstofffraktion, die Kohlendioxidfraktion sowie der Volumenfluss der ausgeatmeten Luft gemessen. Diese Variablen werden bei jedem Atemzug gemessen („breath-by-breath“) und mittels einer Software verarbeitet. [5]

Der Fluss wird als Ventilation ($\dot{V}E$) bezeichnet und in l/min angegeben. Gemessen wird er mittels Turbinen oder Differenzdrucksensoren. [5]

Bei der CO_2 -Messung wird das Prinzip der Infrarotabsorption genutzt. CO_2 absorbiert dabei Licht im Infrarotbereich. Die durch das Gas gefilterte Strahlung verhält sich umgekehrt proportional zur Gaskonzentration. [5]

Für die O_2 -Messung wird heute hauptsächlich das Prinzip der „Galvanischen (chemischen) Zelle“ angewendet. Durch eine Reduktions- und Oxidationskette, ausgelöst durch O_2 , entsteht ein Stromfluss, welcher der O_2 -Konzentration entspricht. [5]

1.3.3 Laktatmessung

Die Blutgewinnung mittels Punktion des Ohrläppchens für die Laktatmessung ist in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik die gebräuchlichste. Man misst zwar abhängig vom Abnahmeort und der Art der Probe (venös oder arteriell) unterschiedlich hohe Laktatkonzentrationen, dies muss jedoch nur beim Vergleich von Absolutwerten berücksichtigt werden. Da die Änderungen der Laktatkonzentrationen in unterschiedlichen Kompartimenten gleichläufig sind, findet bei der Beurteilung von Relativwerten wie einer Laktatkurve unter körperlicher Belastung keine Verfälschung statt. [6]

Als Messmethoden sind aufgrund ihrer höheren Genauigkeit enzymatische und elektrochemische Bestimmungen der photometrischen vorzuziehen. Neben der Messmethode beeinflussen auch Dinge wie die Lagerung der Proben oder die Art und Genauigkeit der Abnahme (Quetschen des Ohrläppchens, Schweißbeimengungen) die Messgenauigkeit. [6]

1.4 Physiologische Grundlagen

1.4.1 Anpassung des Herz-Kreislaufsystems an körperliche Belastung

1.4.1.1 Regulation der Durchblutung

Die Deckung des erhöhten Bedarfs der Muskulatur an Sauerstoff und Substraten während körperlicher Belastung wird durch mehrere Mechanismen gewährleistet, welche alle dem Zweck einer verstärkten Durchblutung dienen. Über eine Sympathikusaktivierung und somit einer Ausschüttung von Adrenalin und Noradrenalin kommt es zu mehreren Effekten. Einerseits vervielfacht sich das Herz-Zeitvolumen durch die Erhöhung von Herzfrequenz und Schlagvolumen. Andererseits kommt es zur Umverteilung der Durchblutung in beanspruchte Bereiche durch Erhöhung des Gefäßtonus über Alpharezeptoren vor allem im Bereich der Baueingeweide, aber auch in nicht arbeitender Muskulatur wodurch in diesen Bereichen die Durchblutung abnimmt. Die Regulation der peripheren Durchblutung erfolgt auch über lokal gefäßerweiternde, metabolische und myogene Effekte, welche z.B. durch O₂-Abnahme, CO₂-Anstieg oder pH-Abfall ausgelöst werden. [7]

Damit sich die Adaptation der lokalen Durchblutung nicht negativ auf den Gesamtkreislauf auswirkt, erfolgt eine genaue Regulation des Frequenz- und Blutdruckverhaltens über die Presso- und Chemorezeptoren im Aortenbogen und der Arteria Carotis. [7]

1.4.1.2 Blutdruckverhalten unter körperlicher Belastung

Während körperlicher Belastung steigt der systolische Blutdruck linear mit etwa 5 - 10 mmHg pro 20 - 30 Watt Leistungssteigerung an. Für untrainierte Personen gelten 250mmHg als oberer Grenzwert für den systolischen Blutdruck bei maximaler Belastung. Bei ausdauertrainierten Personen können jedoch, bei entsprechend hoher Belastung, auch deutlich höhere Werte unter physiologischen Bedingungen erreicht werden. [8]

Zur Bestimmung des systolischen Grenzwertes für eine Belastungshypertonie, an einer gegebenen Wattstufe am Fahrradergometer kann folgende Formel angewendet werden:

$$RR_{\text{syst}} = 120 + 0,4 \times (\text{Watt} + \text{Lebensalter in Jahren}) \text{ [8]}$$

1.4.1.3 Belastungs – EKG

Während körperlicher Belastung kann es zu zahlreichen Veränderungen im EKG im Vergleich zur Ruhe kommen. Sie können sowohl physiologisch, als auch pathologisch sein:

Tabelle 1: EKG-Veränderungen unter Belastung [8]

	Physiologisch	Pathologisch
P-Welle	Überhöhung	Abnahme
R-Amplitude	Abnahme	Zunahme
T-Welle	Abflachung	Zunahme
PQ-Zeit	Verkürzung	Verlängerung
ST-Strecke	Rasch aszendierende Senkung	Hebungen / horizontale oder deszendierende Senkungen

Besondere Aufmerksamkeit verdienen sich vor allem die Veränderungen der ST-Strecke, da sie am entscheidendsten für die Ischämiediagnostik sind. Es werden hierbei Hebungen von Senkungen unterschieden, welche nochmals in aszendierend, horizontal oder deszendierend unterteilt werden. Als Bezugspunkt gilt hierbei der J-Punkt. In diesem Punkt geht die S-Zacke in die ST-Strecke über. Hierbei gilt, dass aszendierende ST-Streckensenkungen physiologisch sein können, und horizontale oder deszendierende als pathologisch anzusehen sind. Ist die ST-Strecke für 60-80 msec nach dem J-Punkt horizontal oder deszendierend gesenkt, (um mehr als 0,1mV) besteht der hochgradige Verdacht auf eine belastungsabhängige Koronarinsuffizienz. Eine Lokalisation des Ischämieortes ist dabei jedoch nur eingeschränkt möglich. Für ST-Streckenhebungen gilt ähnliches. Sind diese in 3 aufeinanderfolgenden EKG-Komplexen über 0,1mV im Bereich des J-Punktes, oder 60-80msec danach gehoben, ist dies als Zeichen einer transmuralen Ischämie zu werten und hat einen sofortigen Belastungsabbruch zur Folge zu haben. [8]

1.4.1.4 Herzfrequenzverhalten unter körperlicher Belastung

Die Herzfrequenzkurve beschreibt bei den meisten Menschen einen S-förmigen Verlauf mit einer Abflachung der Kurve im submaximalen Bereich. Conconi et al [9] setzten 1982 erstmals diese Abflachung, mittels der Berechnung eines Deflexionspunktes, mit der anaeroben Schwelle in Bezug. Spätere Untersuchungen zeigten, dass diese Abflachung bei in etwa 85% der gesunden jungen Menschen auftritt und gegebenenfalls zur unblutigen Bestimmung der anaeroben Schwelle herangezogen werden kann. [7,10, 11, 12]

Weiters zeigte sich auch beim Gesunden ein Zusammenhang zwischen der submaximalen Deflexion und eines Nachlassens der myokardialen Pumpfunktion in diesem Bereich [11, 13]. Im Gegensatz dazu weisen die meisten Patienten mit KHK hier jedoch einen weiteren Anstieg der Herzfrequenzkurve auf. Dieser zusätzliche Knick nach oben konnte jedoch auch bei 6% der Gesunden nachgewiesen werden [12].

Es gibt also drei Variationen des Herzfrequenzverlaufes im Bereich der anaeroben Schwelle, welche alle physiologisch sein können: Abflachend, linear, steiler werdend (siehe Abbildung 1); wobei die erste mit Abstand die häufigste ist. Weitere Untersuchungen [12,14] konnten auch zeigen, dass eine Krümmung der Herzfrequenzleistungskurve unabhängig von ihrer Richtung für die Berechnung eines Deflexionspunktes zulässig ist, und dieser für die Leistungsdiagnostik herangezogen werden kann. [7]

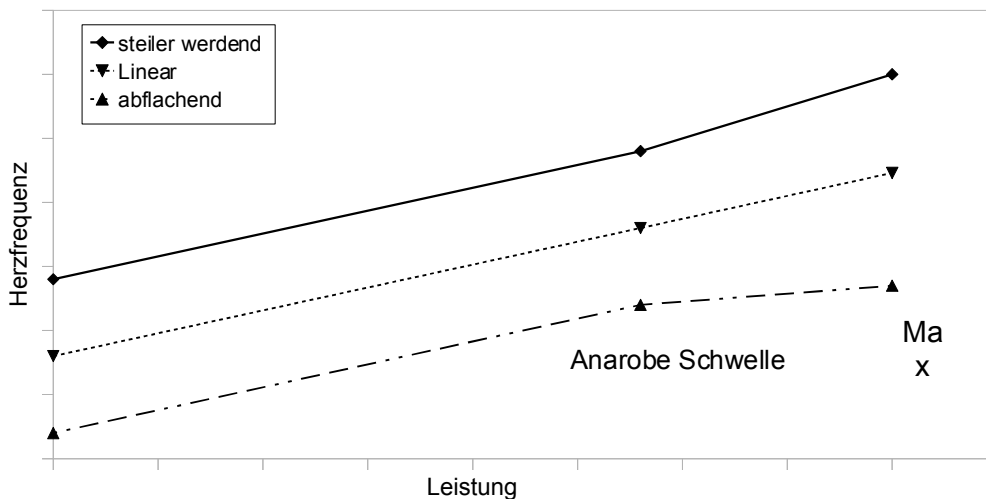


Abbildung 1: Physiologische Varianten des Herzfrequenzverlaufes im Bereich der anaeroben Schwelle (Schema)

1.4.2 Energiestoffwechsel unter körperlicher Belastung

1.4.2.1 Substratutilisation

Der menschliche Organismus deckt seinen Energiebedarf über drei Substratgruppen: Fette, Kohlenhydrate und Proteine. Der Anteil dieser Substrate am Gesamtenergieverbrauch hängt hauptsächlich von der Belastungsintensität ab, die dem Organismus abverlangt wird. Dies kann dadurch erklärt werden, dass die Substrate einerseits in unterschiedlicher Menge zur Verfügung stehen und andererseits in unterschiedlicher Geschwindigkeit in für die Muskulatur direkt verwertbarer Energie in Form von Adenosintri-phosphat (ATP) umgewandelt werden können. [15]

Der Körper kann die ihm zur Verfügung stehenden Substrate jedoch auch auf unterschiedliche Arten nutzen. Je nach Dauer und Intensität einer Belastung erfolgt die Nutzung der Substrate auf eine der Situation am besten angepassten Weise. Bei (hoch)intensiven Belastungen erfolgt die Substratutilisation vorwiegend ohne Sauerstoff, also anaerob. Hierbei kann der Körper für kurze Zeit auf seine Phosphatspeicher (ATP, Creatinphosphat) zurückgreifen und diese ohne Entstehung von Milchsäure bzw. Laktat (das Salz der Milchsäure) verbrennen. Diese Form der Energiebereitstellung wird daher als anaerob-alkalisch bezeichnet. [15]

Dauert die (hoch)intensive Belastung länger an, sind die Phosphatspeicher rasch aufgebraucht und ATP wird anaerob aus Kohlenhydraten resynthetisiert, was die Entstehung von Milchsäure zur Folge hat. Dieser Vorgang wird als anaerobe Glykolyse bezeichnet und man spricht von der anaerob-laktischen Energiebereitstellung. Diese Form der Energiebereitstellung hat den Vorteil, dass sie eine hohe energetische Flussrate ermöglicht und daher den hohen Energiebedarf pro Zeiteinheit bei intensiven Belastungen decken kann. Es ergeben sich dadurch aber auch Nachteile. Es entstehen bei diesem Vorgang lediglich 3 Mol ATP aus dem Abbau von einem Mol Glucose, was im Vergleich zur aeroben Oxidation von Glucose (siehe unten) mit der Entstehung von 36 Mol ATP pro mol Glucose, sehr unökonomisch ist. Außerdem kommt es bei Fortdauer hochintensiver Belastungen durch die Anhäufung der Milchsäure zur Überschreitung der Pufferkapazität des Organismus und somit zu einem Abbruch der Leistungsfähigkeit. [15]

Basierend auf diesen theoretischen Fakten wird die Messung der Milchsäurekonzentration im Blut zur Detektion der Umstellphasen der Energiebereitstellung verwendet. In der Sport- und Leistungsdiagnostik wird das Salz der Milchsäure, das Laktat, bestimmt, welches ein wichtiger Parameter zur Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit und zur Trainingsoptimierung ist. [15]

Ist die Intensität der Belastung niedriger, und steht genügend Sauerstoff zur Verfügung, können die energiereichen Phosphate über die Oxidation von Nährstoffen resynthetisiert werden. Die Energiebereitstellung erfolgt aerob. Als Substrate hierfür dienen Kohlenhydrate und Fette. Erstere werden in Form von Glykogen in der Arbeitsmuskulatur und in der Leber gespeichert. Im Rahmen der Glykogenolyse

entsteht Glucose, welche in weiterer Folge zu Pyruvat und zu Acetyl - CoA abgebaut wird. Dieses wird anschließend in den Zitratzyklus eingebaut. Dieser dient im wesentlichen zur Produktion von Wasserstoffatomen, welche in der Atmungskette auf Sauerstoff übertragen werden und gemäß der Formel: „ $4H + O_2 = 2 H_2O + \text{Energie}$ “ reagieren. Die Endprodukte dieses Ablaufs sind also Wasser, Kohlendioxid (Nebenprodukt des Zitratzyklus) und Energie. Diese wird dazu verwendet die energiereichen Phosphate, wie ATP und Creatinphosphat, wieder zu resynthetisieren. [15]

Fette wiederum werden in Form von Triglyceriden nahezu im gesamten Körper gespeichert. Sie bilden die eigentliche Energiereserve des Körpers. Dies ergibt sich nicht nur aus der Tatsache, dass die Fettdepots meist deutlich größer als die Glykogendepots sind, sondern auch, weil Fett das effizienteste Depotsubstrat ist. Ein Gramm Fett enthält 9kcal, wobei Kohlenhydrate und Proteine lediglich 4,1kcal pro Gramm enthalten. Der Nachteil dieser guten Speicherform ist, dass Fette nur relativ langsam oxidiert werden können, und mit ihrer Verbrennung somit nur eine geringere energetische Flussrate erreicht werden kann. Aus diesem Grund stellen Fette vor allem bei niedrigen Intensitäten das Hauptversorgungssubstrat dar. Führt körperliche Belastung nun zu einer Abnahme der Konzentration an freien Fettsäuren im Blut, werden die Triglyceride in den Fettdepots mobilisiert. Die Fettsäuren werden anschließend im Rahmen der sogenannten β -Oxidation abgebaut und als Endprodukt entsteht, wie beim Kohlenhydratabbau, Acetyl-CoA, welches wieder dem Zitratzyklus zur Verfügung steht. [15]

1.4.2.2 Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung

Aus den soeben beschriebenen theoretischen Überlegungen über den Energiestoffwechsel und die Substratutilisation ergeben sich somit drei Phasen der Energiebereitstellung:

- Phase I = aerobe Phase
- Phase II = aerob / anaerobe Übergangsphase
- Phase III = anaerobe Phase

Diese Phasen sind von besonderer Bedeutung für Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung. Insbesondere die Detektion der Übergangsbereiche zwischen den einzelnen Phasen, den sogenannten Schwellen, ist hier von Interesse. Als geeignete Testmethode hat sich der stufenförmige Ergometertest mit Untersuchung des belastungsabhängigen Verhaltens von Blutlaktatkonzentration, Atemgasen und Herzfrequenz erwiesen. Im Laufe der Zeit wurden zahlreiche unterschiedliche Methoden entwickelt, um diese Schwellen zu bestimmen. Bei den meisten dieser sogenannten Schwellenkonzepte handelt es sich um eine mathematische oder grafische Bestimmung von bestimmten Knickpunkten in einer belastungsabhängigen Kurve von Laktatkonzentration, Atemgasen oder Herzfrequenz. Alle diese Schwellenkonzepte aufzuzählen und zu erklären, würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen. Es sollen im folgenden nur die für die Schwellenbestimmung charakteristischsten Kurvenverläufe der Laktatkonzentration gezeigt und erklärt werden. [16]

Bei stufenförmig zunehmender Belastung steigt die Laktatkonzentration zu Beginn kaum an, bis sie schließlich mit einem Knick nach oben deutlich über den Ruhewert zunimmt. Dieser erste Knick, auch Laktat-Turn-Point-1(LTP1) bezeichnet, kennzeichnet den Übergang von Phase 1 zu Phase 2. Dieser Übergang wird im deutschen Sprachgebrauch als aerobe Schwelle bezeichnet. Während Phase 2 nimmt die Laktatkonzentration linear zu, bis sie erneut nach oben knickt. Dieser zweite Knick, auch Laktat-Turn-Point-2 (LTP2) bezeichnet, kennzeichnet den Übergang von Phase 2 zu Phase 3 und wird im deutschen Sprachgebrauch als anaerobe Schwelle bezeichnet. Dieser Punkt entspricht auch dem maximalen Laktat-Steady-State (MaxLass), also den Bereich in dem die maximale Leistung erbracht werden kann, bei dem sich Laktatproduktion und -elimination noch die Waage halten. (Abbildung 2) [16]

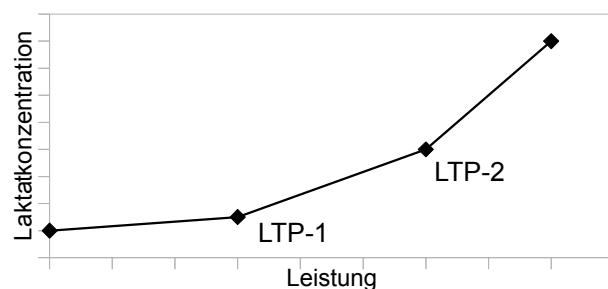


Abbildung 2: Verlauf der Laktatkonzentration bei zunehmender Belastung

1.4.3 Spiroergometrisch erhobene Parameter

1.4.3.1 Ventilation

Die Ventilation (\dot{V}_E) oder das Atemminutenvolumen (AMV) beschreibt das Volumen, welches in einer Minute ein- bzw. ausgeatmet wird. Es berechnet sich aus dem Produkt von Atemzugvolumen (AZV) (= Tidalvolumen V_t) und der Atemfrequenz (AF) und wird in l/min angegeben. Die Gesamtventilation besteht aus der alveolären Ventilation, welche für den Gasaustausch entscheidend ist, und aus der Totraumventilation (= Volume Deadspace V_D) welche in den Atemwegen pendelt ohne am Gasaustausch teilzunehmen. In Ruhe beträgt die Totraumventilation physiologischerweise nicht mehr als 20-25% und nimmt bei Belastung auf ca. 0,5% ab. Die \dot{V}_E beträgt in Ruhe 6-8 l/min und steigt bei Maximalbelastung auf Werte von ca. 120 l/min beim Untrainierten, bzw. > 200 l/min beim Ausdauertrainierten an. [17,18]

1.4.3.2 Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$)

Die Sauerstoffaufnahme ist das Maß für die Menge an Sauerstoff, die pro Zeiteinheit vom Organismus aufgenommen wird. Sie wird in Liter/min angegeben und wird zur besseren Vergleichbarkeit häufig auf das Körpergewicht in Form von ml/min/kg bezogen (= relative Sauerstoffaufnahme). Vor allem im englischsprachigen Raum ist auch die Angabe in Form von sogenannten metabolischen Einheiten (METs) üblich. 1 MET entspricht dabei der durchschnittlichen Sauerstoffaufnahme in Ruhe von 3,5 ml/min/kg. [17]

Die maximale Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_{2max}$) hat sich als Standard zur Bestimmung der aeroben Leistungsfähigkeit etabliert. Sie ist von O_2 -Aufnahme (in Lunge), -Transport (im Blut durch das Herz) und -Verwertung (in der Muskulatur) abhängig und kann von jedem dieser drei Systeme limitiert sein. [17]

Entsprechend dieser Überlegung wird sie durch das Fick'sche Prinzip als Produkt des Herzminutenvolumens (HMV) und der arterio-venösen Sauerstoffdifferenz (a-v- DO_2) gebildet:

$$\dot{V}O_{2max} = HMV_{max} \cdot a-v-DO_{2max}$$

Alle Faktoren welche die oben genannten Systeme beeinflussen können, können somit auch leistungslimitierend für die $\dot{V}O_{2max}$ sein. Man unterscheidet hier zwischen internen Faktoren, wie Ventilation, Blutvolumen, -zusammensetzung und -verteilung, Herzzeitvolumen, und externen Faktoren, wie Belastungsmodus, Klima oder O_2 -Partialdruck der Einatemungsluft. [17]

1.4.3.3 Kohlendioxidabgabe

Hierbei handelt es sich um die Menge Kohlendioxid (CO_2), die pro Zeiteinheit abgeatmet wird. CO_2 entsteht während körperlicher Belastung einerseits durch den oxidativen Metabolismus, andererseits aus der Pufferung von Milchsäure durch Bicarbonat (HCO_3) bei hohen Intensitäten. [17]

1.4.3.4 Sauerstoffpuls

Der O_2 -Puls beschreibt die pro Herzschlag transportierte Menge an O_2 und berechnet sich aus dem Quotienten aus Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz ($\dot{V}O_2/HF$). Er korreliert mit dem Schlagvolumen und ist somit eine wichtige Größe zur Abschätzung der myokardialen Funktion. Flacher Anstieg, frühe Plateaubildung und nicht erreichte Sollwerte sind pathologisch und sind typisch bei Herzinsuffizienz. [17,18]

1.4.3.5 Schwellenbestimmung anhand ventilatorischer Parameter

Ventilatorische Schwelle (V_T , V_{T1} , V_{AT})

Die durch die beginnende Laktatproduktion im Bereich der aeroben Schwelle entstehenden Protonen werden über HCO_3 abgepuffert, was zu vermehrt anfallendem CO_2 (Excess- CO_2) führt. Dieses muss über vermehrte Atmung ($\dot{V}E$) abgeatmet werden. Dadurch kommt es in der $\dot{V}E$ -Kurve zu einem ersten, nicht linearen Anstieg welcher sich als Knick nach oben darstellt. Er ist im Bereich des in Kapitel 1.4.2.2 beschriebenen LTP1 zu finden und kennzeichnet somit ebenso den Beginn der aerob-anaeroben Übergangsphase, also der aeroben Schwelle. Diese ventilatorische Schwelle hat in der Literatur bereits mehrere verschiedene Synonyme erhalten: V_T („ventilatory threshold“), V_{T1} , V_{AT} („ventilatory anaerobic

threshold“), AT („anaerobic threshold). Diese letzten beiden Bezeichnungen VAT und AT wurden von K. Wassermann [19,20] so benutzt, da es hier erstmals zu einer gesteigerten Aktivität des anaeroben Stoffwechsels mit messbarem Anstieg der Blutlaktatkonzentration über den Ruhewert kommt, obwohl es sich aus physiologischer Sicht um die aerobe Schwelle handelt. [17]

Respiratory compensation point (RCP, VT2)

Bei weiterer Belastungssteigerung über die VT1 hinaus kommt es zu einem zweiten Knickpunkt. Der starke Laktatanstieg im Bereich der anaeroben Schwelle (LTP2) übersteigt die Pufferkapazität des Organismus, was zu einem pH-Abfall des Blutes (metabolischen Azidose) führt. Als ventilatorische Kompensation dieser Azidose kommt es zu einer Hyperventilation, welche als weitere Zunahme der Anstiegssteilheit in der $\dot{V}E$ -Kurve sichtbar wird. Der RCP ist somit im Bereich des in Kapitel 1.4.2.2 beschriebenen LTP2 oder eher knapp danach zu finden. Ob der RCP mit dem LTP2 gleichzusetzen ist oder nicht, wird in der Literatur kontrovers diskutiert [21,22]. Der Großteil der Literatur besagt, dass die Leistung am RCP geringfügig höher als am LTP2 ist, also dass der RCP nach dem LTP2 zu finden ist. Erklärt wird dies dadurch, dass es eine gewisse zeitliche Verzögerung gibt, bis der im Blut nachweisbare Laktatanstieg eine messbare ventilatorische Antwort auslöst. Es gibt jedoch auch Literatur, welche keine Unterschiede zwischen RCP und LTP2 feststellen konnte. [3,17,18]

1.4.3.6 Atemäquivalente für Sauerstoff (EQO_2) und für Kohlendioxid ($EQCO_2$)

EQO_2 und $EQCO_2$ werden mittels Division der Ventilation ($\dot{V}E$) durch die Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$) bzw. Kohlendioxidabgabe ($\dot{V}CO_2$) gebildet. Sie stellen einen Index für die Atemökonomie dar, mit der Aussage, welche Menge an Luft geatmet werden muss, um 1 Liter O_2 aufzunehmen bzw. 1 Liter CO_2 abzugeben. Je niedriger also die Absolutwerte sind, desto höher ist die Atemökonomie.

Unter zunehmender Belastung ergibt sich ein charakteristischer Verlauf beider Kurven, aus welchem sich ebenfalls VT1 und VT2 bestimmen lässt. In Ruhe sind sowohl EQO_2 als auch $EQCO_2$ relativ hoch, die Atemökonomie also schlecht. Dies wird durch die in Ruhe nicht durchbluteten Lungenabschnitte erklärt, welche somit

den Totraum vergrößern (= funktioneller Totraum). Mit der Belastung verbessert sich die Lungendurchblutung, die Atemökonomie steigt und beide Kurven fallen. Die EQO_2 -Kurve sinkt nun bis zur ventilatorischen Schwelle (VT1), um danach wieder anzusteigen. Dies ist der Punkt optimaler Atemeffizienz. EQCO_2 sinkt weiter bzw. verläuft annähernd waagrecht bis VT2 erreicht ist, um danach ebenfalls wieder anzusteigen. Man spricht auch von einem typischen „Bade-
wannen“-Verlauf. Durch Training kann die Atemökonomie verbessert werden und es kommt zu einem niedrigerem Verlauf der Kurven. [17,18]

1.5 Ziel der Studie

Im Rahmen dieser Studie wurden die Ergebnisse einer Fahrrad-, Armkurbel-, und Laufbandspiroergometrie von sportartspezifisch trainierten Leistungssportlern (Läufern) miteinander verglichen. Es soll gezeigt werden, ob es Unterschiede in den maximalen und submaximalen Kenngrößen zwischen den unterschiedlichen Belastungsformen gibt, und ob ein Rückschluss von einer Belastungsform zur anderen möglich bzw. zulässig ist. Eine Spiroergometrie am Laufband ist im Vergleich zu einer am Fahrrad um einiges aufwendiger. Platzbedarf, Gerätekosten und Verletzungsgefahr sind höher. Hinzu kommen technische Probleme in der Auswertung wie verstärkte Bewegungsartefakte im EKG und die Unmöglichkeit einer pausenfreien Blutgewinnung zur Laktatanalyse. Dies alles führt auch zu einem geringeren Angebot an Laufbandspiroergometrie-Untersuchungen zur Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung. Es soll somit auch die Frage beantwortet werden, ob für einen Läufer eine sportartspezifische Spiroergometrie zur Leistungsdiagnostik notwendig ist oder ob es auch möglich ist, anhand einer sportartfremden Spiroergometrie Rückschlüsse zur Trainingssteuerung zu ziehen.

2 Material, Probanden und Methoden

2.1 Rekrutierung der Studienteilnehmer

Der Ablauf der Studie, die durchgeführten Untersuchungen sowie die Verwendung der erhobenen Daten wurden von der Ethikkommission der medizinischen Universität Graz genehmigt.

Bei den Probanden dieser Studie handelt es sich um leistungsorientierte Läufer, welche mehrere Wettkämpfe pro Jahr absolvieren, mittels Trainingsplan trainieren und großteils Mitglied eines Laufvereines sind. Die Rekrutierung erfolgte über Ansprache der Probanden bei Laufvereinen. Neun Probanden waren männlich, eine weiblich (n=10). Im Mittel waren sie $35,2 \pm 10,6$ (min: 19, max: 54) Jahre alt.

An allen Teilnehmer wurde vor Aufnahme in die Studie eine Basisuntersuchung mit folgendem Inhalt durchgeführt: Anamnese, physikalische Untersuchung, Standard-Labor, 12-Kanal-EKG, RR-Messung und Echokardiographie. Dies diente zur Kontrolle der folgenden Ausschlusskriterien: jegliche chronische Erkrankung, jegliche Herz-Kreislaufkrankung, Medikamenteneinnahme jeglicher Art, Personen die an Hypotonie, Hypertonie, Asthma bronchiale, chronisch-obstruktiver Bronchitis, Durchblutungsstörungen oder Diabetes mellitus leiden, Erkrankungen des Bewegungsapparates, die eine symptomlimitierte Belastung des Herz-Kreislaufsystems unmöglich machen, akut auftretende Erkrankungen sowie fieberhafte Zustände.

2.2 Ablauf der Untersuchungen

Alle Teilnehmer erhielten eine Woche vor der ersten Untersuchung ein Merkblatt mit Hinweisen zum Verhalten vor der Spiroergometrie. Dieses enthielt folgende Empfehlungen: keine intensive oder über mehrere Stunden andauernde Trainingseinheiten 48h vor der Untersuchung, keine spezielle Diät, kein Alkohol am Vorabend, nicht nüchtern am Tag der Untersuchung, keine Krankheit in den letzten 14 Tagen, ausreichend Schlaf vor dem Untersuchungstag, ausreichende Flüssigkeitszufuhr. Die Probanden wurden gebeten, bei etwaigen Abweichungen von diesen Empfehlungen, aus welchen Gründen auch immer, dies zu berichten.

Die Reihenfolge der Untersuchungen war immer wie folgt: Fahrrad-, Armkurbel-, Laufbandspiroergometrie. Zwischen den einzelnen Untersuchungen lagen immer mindesten 24h.

Am Tag der ersten Untersuchung füllte jeder Proband eine Checkliste aus, in der die aktuelle Trainingsphase, das Datum des letzten Wettkampfs, die Art und Dauer der letzten Trainingseinheit, etwaige aktuelle Beschwerden und die allgemeine Befindlichkeit (Skala von 0-10) erfasst wurden. Weiters wurden sie über Art und Ablauf der Untersuchung, etwaig auftretende Komplikationen und die Risiken aufgeklärt. Dies erfolgte mithilfe eines Informationsblattes, auf welchem die Teilnehmer die Einwilligung zur Teilnahme an den Untersuchungen mittels Unterschrift bestätigten.

Vor jeder Untersuchung wurde aus dem mittels Finalgonsalbe® hyperämisierten Ohrläppchen Kapillarblut für eine Blutgasanalyse gewonnen. Bei Fahrrad- und Armkurbelspiroergometrien erfolgten in 1-Minuten Intervallen weitere Blutabnahmen zur Laktatbestimmung. Bei den Laufbandspiroergometrien erfolgten die Laktatanalysen während der Laufbelastung in 3-Minuten Intervallen. Hierzu sprangen die Probanden für die Dauer der Blutabnahme (ca. 15-20s) auf den nicht bewegten Rand des Laufbandes und liefen danach mit der nächst höheren Belastungsstufe weiter. Bei Belastungsabbruch erfolgte die Abnahme eines Maximallaktatwertes. Bei allen Untersuchungen erfolgten in der Nachbelastungsphase minütliche Blutabnahmen bis zur 6. Nachbelastungsminute.

Während aller Untersuchungen atmeten die Probanden durch eine Maske, welche im Vorhinein luftdicht über Mund und Nase angepasst wurde. Die Gasanalysatoren des Spirometers (Via Sys Healthcare GmbH., Type SBx/CPX, Hoechberg, Deutschland) wurden vor jeder Untersuchung mittels Eichgasen kalibriert. Es wurde eine offene Spirometrie durchgeführt, bei welcher Sauerstoffaufnahme, Kohlendioxidabgabe und die Ventilation breath-to-breath aufgezeichnet und als Mittelwert von 15 sek. ausgegeben wurden.

2.2.1 Fahrradspiroergometrie

Die Untersuchungen fanden auf einem elektronisch gebremsten Fahrradergometer (Lode BV, Groningen-The Netherlands, Type 906900) statt. Alle Probanden trugen Sportschuhe, welche mittels Klettverschlüssen an den Pedalen fixiert wurden. Die Belastungssteigerung erfolgt in Form eines Stufenprotokolls mit 40W Anfangsbelastung und 20W Belastungssteigerung pro Minute.

2.2.2 Armkurbelspiroergometrie

Die Untersuchungen fanden in sitzender Position mit dem Armkurbelergometer (Lode B.V., Groningen-The Netherlands, Type 917900) auf etwa Kopfhöhe statt. Es erfolgte eine Stufenbelastung beginnend mit 20W, und einer Steigerung von 15W jede Minute bei den Männern, bzw. beginnend mit 10W und einer Steigerung von 7W bei der Frau.

2.2.3 Laufbandspiroergometrie

Die Untersuchungen am Laufband (General Electrics, Wisconsin, USA, T2100) erfolgten mit einer unveränderten Steigung von 1%. Die Anfangsgeschwindigkeit von 6km/h wurde für 3 Minuten beibehalten, anschließend erfolgte eine Geschwindigkeitserhöhung um 1km/h pro Minute.

2.2.4 Abbruchkriterien

Zum Abbruch der Untersuchung kam es bei Abnormitäten im EKG, Auftreten einer Hypertonie mit $RR_{syst} > 120 + 0,4 \times (\text{Watt} + \text{Lebensalter in Jahren})$, sowie bei Auftreten von Schwäche oder Schwindelgefühl während der Belastung .

2.2.5 Überwachung der Probanden

Vor jeder Belastung wurde Blutdruck (nach Riva Rocci) gemessen und ein 12-Kanal-EKG (General Electrics, Wisconsin, USA, Type 2022685-001) angelegt. Während der Belastung erfolgte von einem ständig anwesendem Arzt die kontinuierliche Kontrolle des EKGs. Die regelmäßige Blutdruckkontrolle war untersuchungsbedingt nur bei der Fahrradergometrie möglich. Bei Armkurbel- und Laufbandergometrie wurde der Blutdruck nur nach Belastungsabbruch gemessen.

2.3 Statistik

Die Berechnung der Schwellen und Knickpunkte erfolgte mit der Software proSport Database 1997-2008 Version 1.1274, proJEKT (Schlemmer) durch lineare Regressions - Knickpunkt - Analyse. Kam es bei der Auswertung der Laufbandergometrien zu einer Knickpunktbildung während der Laktatabnahmen, wurden die Werte anhand der letzten unbeeinflussten Messwerte vor und der ersten unbeeinflussten Messwerte nach der Laktatabnahme geometrisch linear interpoliert.

Zur Bestimmung der aeroben bzw. anaeroben Schwelle wurden die Laktatschwellen (LTP1, LTP2) und die ventilatorischen Schwellen (VT1, VT2), sowie der Heart - Rate - Turn - Point (HRTP) herangezogen.

Alle Parameter wurden im Programm Numbers 09 Version 2.0.5 (Apple Inc.) in Tabellen eingetragen und die Mittelwerte sowie die Standardabweichungen berechnet. Die weitere statistische Verarbeitung erfolgte mit der Statistiksoftware R für Mac Version 2.12.1 (R Foundation for statistical computing). Alle Daten wurden mittels Shapiro - Wilks Test auf Normalverteilung geprüft. Bei gegebener Normalverteilung wurden die Daten mittels F - Test auf Homogenität der Varianzen geprüft. Je nach Ergebnis des F-Tests wurde ein Zwei-Stichproben t - Test für homogene oder heterogene Varianzen durchgeführt. Bei nicht normalverteilten Daten wurde der zwei-Stichproben Wilcoxon - Test durchgeführt.

Die Korrelationskoeffizienten der Korrelationsanalysen wurden mittels der Produkt-Moment-Korrelation nach Pearson berechnet. Die entsprechenden Gleichungen wurden mittels linearer Regression erstellt.

Das globale Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ angenommen. Bei multiplen Vergleichen wurde das lokale Signifikanzniveau mithilfe der Shaffer-Prozedur angepasst.

3 Ergebnisse

3.1 Anthropometrische Daten

An der Studie nahmen 9 Männer und 1 Frau (n=10) Teil. Das Durchschnittsalter betrug $35,2 \pm 10,6$ Jahre (min: 19, max: 54). Die Probanden waren im Mittel $70,4 \pm 5,7$ kg (min: 63, max: 80) schwer und $179,7 \pm 6,8$ cm (min: 168, max: 188) groß.

3.2 Maximale und submaximale Kenngrößen

Im folgenden werden die bei den unterschiedlichen Belastungsformen erhobenen Parameter in Ruhe, an der aeroben Schwelle (LTP1*, VT1), an der anaeroben Schwelle (LTP2*, VT2, HRTP+) und bei Maximalbelastung, miteinander verglichen (Tabelle 2-8). Die Leistung am Laufband wurde mit der Schätzformel nach Schulz aus Geschwindigkeit, Steigung (1%) und Körpergewicht errechnet (siehe dazu Erläuterungen in Kap. 4.2.1).

3.2.1 In Ruhe

Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichungen in Ruhe

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
HF (bpm)	65	8,2	68	8	57	11,3
VE (l/min)	12,8	2,0	13,0	1,9	11,8	3,6
VO ₂ (l/min)	0,38	0,06	0,41	0,06	0,37	0,11
VCO ₂ (l/min)	0,32	0,05	0,32	0,03	0,3	0,1
RQ	0,82	0,1	0,79	0,08	0,81	0,08
VO ₂ /HF (ml)	5,97	0,83	6,29	1,19	5,96	0,71
VO ₂ /kg (ml/min/kg)	5,48	0,77	5,84	1	5,31	1,73
La (mmol/l)	1,08	0,26	1,09	0,40	0,96	0,36

In Ruhe konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Belastungsformen detektiert werden.

* Bei einem Probanden war es mittels linearer Regressions-Knickpunkt-Analyse bei der Laufbanduntersuchung nicht möglich LTP1 und LTP2 zu bestimmen, daher setzen sich diese Daten aus nur 9 Probanden zusammen.

+ Bei zwei Probanden war es mittels linearer Regressions-Knickpunkt-Analyse bei der Laufbanduntersuchung nicht möglich einen HRTP zu bestimmen, daher setzen sich diese Daten aus nur 8 Probanden zusammen.

3.2.2 An der aeroben Schwelle

3.2.2.1 LTP1

Tabelle 3: Mittelwerte und Standardabweichungen bei LTP1 (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
HF (bpm)	117 ^{*°}	18,3	133 ^{*^}	11,9	86 ^{°^}	17,9
VE (l/min)	44,4 ^{*°}	8,5	66,1 ^{*^}	12,4	26,3 ^{°^}	5,4
VO2 (l/min)	1,94 ^{*°}	0,49	2,54 ^{*^}	0,35	0,92 ^{°^}	0,15
VCO ₂ (l/min)	1,7 ^{*°}	0,38	2,28 ^{*^}	0,34	0,84 ^{°^}	0,14
RQ	0,88	0,07	0,9	0,05	0,91	0,07
VO2/HF (ml)	16,54 ^{*°}	2,59	18,7 ^{*^}	2,81	10,67 ^{°^}	1,92
VO2/kg (ml/min/kg)	27,53 ^{*°}	6,26	36,62 ^{*^}	4,06	13,07 ^{°^}	1,66
La (mmol/l)	1,42	0,31	1,40	0,32	1,49	0,31
P (W)	143 ^{*°}	33	197 ^{*^}	35	46 ^{°^}	9
v (km/h)			10,2	1,6		
%HF (%)	66,2	9,2	74,0 [^]	6,8	60,1 [^]	9,1
%P (%)	43,5 [*]	6,5	54,9 ^{*^}	7,8	40,7 [^]	6,1
%VO2 (%)	47,4 [*]	7,2	58,5 ^{*^}	8,2	40,1 [^]	11,3

3.2.2.2 VT1

Tabelle 4: Mittelwerte und Standardabweichungen bei VT1 (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
HF (bpm)	112 ^{*°}	18,6	129 ^{*^}	12	85 ^{°^}	18,8
VE (l/min)	40,2 ^{*°}	8,8	60,2 ^{*^}	12,1	25,5 ^{°^}	3,9
VO2 (l/min)	1,82 ^{*°}	0,55	2,52 ^{*^}	0,56	0,9 ^{°^}	0,14
VCO ₂ (l/min)	1,54 ^{*°}	0,41	2,22 ^{*^}	0,54	0,81 ^{°^}	0,13
RQ	0,85	0,08	0,88	0,06	0,89	0,07
VO2/HF (ml)	16,06 ^{*°}	2,69	19,17 ^{*^}	3,60	10,65 ^{°^}	1,77
VO2/kg (ml/min/kg)	25,75 ^{*°}	6,68	35,57 ^{*^}	5,62	12,85 ^{°^}	1,78
La (mmol/l)	1,34	0,34	1,33	0,27	1,44	0,32
P (W)	131 ^{*°}	37	191 ^{*^}	36	45 ^{°^}	9
v (km/h)			9,7	1,4		
%HF (%)	63,7	9,6	70,9 [^]	5,3	59,1 [^]	9,9
%P (%)	39,9 [*]	8,5	51,9 ^{*^}	4,5	39,2 [^]	6,5
%VO2 (%)	44,3 [*]	8,5	57,4 ^{*^}	10,3	39,4 [^]	11,3

3.2.3 An der anaeroben Schwelle

3.2.3.1 LTP2

Tabelle 5: Mittelwerte und Standardabweichungen bei LTP2 (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
HF (bpm)	149 ^{*°}	15,7	163 ^{*^}	13,1	109 ^{°^}	26,5
VE (l/min)	75,8 ^{*°}	12,7	103,2 ^{*^}	19,8	45,5 ^{°^}	12,4
VO2 (l/min)	2,96 ^{*°}	0,51	3,53 ^{*^}	0,44	1,39 ^{°^}	0,28
VCO ₂ (l/min)	2,94 ^{*°}	0,43	3,41 ^{*^}	0,52	1,46 ^{°^}	0,34
RQ	1,00	0,06	0,97	0,05	1,05	0,08
VO2/HF (ml)	19,63 [°]	3,11	21,24 [^]	2,92	12,76 ^{°^}	2,42
VO2/kg (ml/min/kg)	41,96 ^{*°}	5,59	50,8 ^{*^}	4,94	19,68 ^{°^}	3,52
La (mmol/l)	3,12	1,11	2,76	0,60	2,96	0,96
P (W)	235 ^{*°}	37	275 ^{*^}	34	78 ^{°^}	19
v (km/h)			14,2	1,1		
%HF (%)	84,5 ^{*°}	6,6	90,3 ^{*^}	4,8	75,3 ^{°^}	10,1
%P (%)	71,5 [*]	2,0	76,6 ^{*^}	4,2	67,4 [^]	7,5
%VO2 (%)	72,4 ^{*°}	2,4	80,8 ^{*^}	5,4	58,9 ^{°^}	10,8

3.2.3.2 VT2

Tabelle 6: Mittelwerte und Standardabweichungen bei VT2 (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
HF (bpm)	149 ^{*°}	15,9	166 ^{*^}	13,7	113 ^{°^}	27,9
VE (l/min)	77,3 ^{*°}	14,8	110,2 ^{*^}	21,9	49 ^{°^}	13,9
VO2 (l/min)	2,99 ^{*°}	0,60	3,74 ^{*^}	0,60	1,49 ^{°^}	0,31
VCO ₂ (l/min)	2,99 ^{*°}	0,55	3,68 ^{*^}	0,69	1,58 ^{°^}	0,37
RQ	1,00	0,06	0,98 [^]	0,05	1,06 [^]	0,07
VO2/HF (ml)	19,60 [°]	3,4	22,29 [^]	3,45	13,07 ^{°^}	2,53
VO2/kg (ml/min/kg)	42,22 ^{*°}	6,69	53,03 ^{*^}	6,39	21,04 ^{°^}	3,82
La (mmol/l)	3,15	1,17	3,06	0,78	3,27	1,05
P (W)	237 ^{*°}	42	291 ^{*^}	45,3	82 ^{°^}	20
v (km/h)			14,8	1,5		
%HF (%)	84,9 [*]	7,4	91,4 ^{*^}	4,8	78,2 [^]	10
%P (%)	72,1 [*]	5,0	79,5 ^{*^}	5,3	70,6 [^]	5,9
%VO2 (%)	72,7 ^{*°}	3,9	84,6 ^{*^}	8,0	62,6 ^{°^}	9,4

3.2.3.3 H RTP

Tabelle 7: Mittelwerte und Standardabweichungen beim H RTP (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Arm kurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
HF (bpm)	147 [°]	17	162 [^]	14,8	112 ^{°^}	27,5
VE (l/min)	74 ^{*°}	11,5	105,2 ^{*^}	19,5	48,7 ^{°^}	16,6
VO ₂ (l/min)	2,85 ^{*°}	0,65	3,52 ^{*^}	0,50	1,45 ^{°^}	0,31
VCO ₂ (l/min)	2,78 ^{*°}	0,66	3,46 ^{*^}	0,56	1,55 ^{°^}	0,42
RQ	0,97	0,07	0,98	0,04	1,06	0,1
VO ₂ /HF (ml)	19,03 [°]	4,14	21,2 [^]	3,13	12,95 ^{°^}	2,71
VO ₂ /kg (ml/min/kg)	40,28 ^{*°}	7,84	51,13 ^{*^}	5,92	20,59 ^{°^}	3,91
La (mmol/l)	3,03	1,35	2,83	0,98	3,08	1,13
P (W)	229 ^{*°}	36	269 ^{*^}	29	80 ^{°^}	19
v (km/h)			14,0	1,0		
%HF (%)	83,5	7,6	89,9 [^]	5,7	77,6 [^]	11,5
%P (%)	70,0	6,0	76,5	5,3	69,5	9,9
%VO ₂ (%)	69,2 [*]	8,6	81,2 ^{*^}	6,4	61,4 [^]	10,4

3.2.4 Bei Maximalbelastung

Tabelle 8: Mittelwerte und Standardabweichungen bei Maximalbelastung (signifikant unterschiedlich: °Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Arm kurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
HF (bpm)	176 [°]	7,8	181 [^]	9,1	144 ^{°^}	24,4
VE (l/min)	152,9 [°]	33,4	165,8 [^]	29,2	91,2 ^{°^}	23,7
VO ₂ (l/min)	4,09 [°]	0,66	4,43 [^]	0,61	2,42 ^{°^}	0,58
VCO ₂ (l/min)	4,8 [°]	0,67	4,89 [^]	0,79	2,74 ^{°^}	0,69
RQ	1,18 [*]	0,06	1,1 [*]	0,05	1,14	0,12
VO ₂ /HF (ml)	22,98 [°]	3,75	23,89 [^]	3,16	16,27 ^{°^}	2,86
VO ₂ /kg (ml/min/kg)	57,87 [°]	6,91	62,94 [^]	7,11	34,19 ^{°^}	7,33
La (mmol/l)	8,38 [°]	2,43	8,82 [^]	2,15	6,16 ^{°^}	1,97
P (W)	328 [°]	48	366 [^]	49,8	115 ^{°^}	23
v (km/h)			18,6	1,7		

Bei Maximalbelastung kommt es im wesentlichen zu signifikanten Unterschieden zwischen der Fahrrad- und Armkurbelbelastung bzw. zwischen der Laufband- und Armkurbelbelastung. Bis auf den RQ gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen den Maximalwerten der Fahrrad- und Laufbandbelastung.

3.2.5 Vergleich ventilatorischer, laktat- und HF-basierter Schwellen

Im folgenden soll untersucht werden, ob sich zwischen den die aerobe Schwelle beschreibenden Knickpunkten (LTP1, VT1) bzw. den die anaerobe Schwelle beschreibenden Knickpunkten (LTP2, VT2, HRTP) Unterschiede bezüglich der Herzfrequenz ergeben.

Tabelle 9: Vergleich der Herzfrequenz (bpm) an spiroergometrisch ermittelten Knickpunkten

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std-Abw	Mittelwert	Std-Abw	Mittelwert	Std-Abw
LTP1	117	18,3	133	11,9	86	17,9
VT1	112	18,6	129	12	85	18,8
LTP2	149	15,7	163	13,1	109	26,5
VT2	149	15,9	166	13,7	113	27,9
HRTP	147	17,0	162	14,8	112	27,5

Es ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen LTP1 und VT1, bzw. LTP2, VT2 und HRTP in den drei Belastungsformen (Tabelle 9). Aus diesem Grund und weil hier immer alle 10 Datenreihen zur Verfügung stehen (siehe * und * S.24), wird in weiterer Folge VT1 und VT2 für die aerobe und anaerobe Schwelle herangezogen.

3.3 Verlauf der erhobenen Parameter unter Belastung

3.3.1 Leistung

Bei VT1 und VT2 konnte zwischen allen Ergometerbelastungen ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Bei Maximalbelastung war die mittels der Formel nach Schulz geschätzte Leistung ($366 \pm 50W$) des Laufbandes knapp nicht signifikant höher als die am Fahrrad ($328 \pm 48W$) ($p=0,052$). Die Leistung am Fahrrad war erwartungsgemäß an allen Punkten signifikant höher als an der Armkurbel (Abbildung 3). Interessant ist der relativ große Unterschied der sich hierbei in diesem Untersuchungskollektiv ergibt. Bei LTP1 (131 zu 45W), LTP2 (237 zu 82W) und bei Maximalbelastung (328 zu 115 W) ergibt sich jeweils der Faktor 2,9.

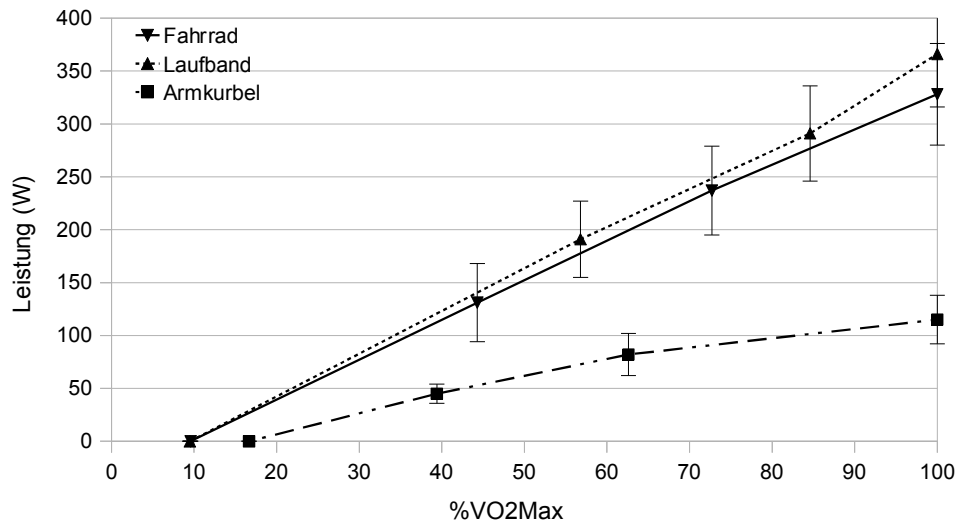


Abbildung 3: Verlauf der Leistung am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer gegenüber der zunehmenden Sauerstoffaufnahme (Punkte v.li.: Ruhe, VT1, VT2, Max)

Der Vergleich der $\%P_{\max}$ bei VT1 und VT2 zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen Laufband (VT1 = $51,9 \pm 4,5\%$, VT2 = $79,5 \pm 5,3\%$) und Fahrrad (VT1 = $39,9 \pm 8,5\%$, VT2 = $72,1 \pm 5,0\%$) sowie Armkurbel (VT1 = $39,2 \pm 6,2\%$, VT2 = $70,6 \pm 5,9\%$) an beiden Punkten (Abbildung 4).

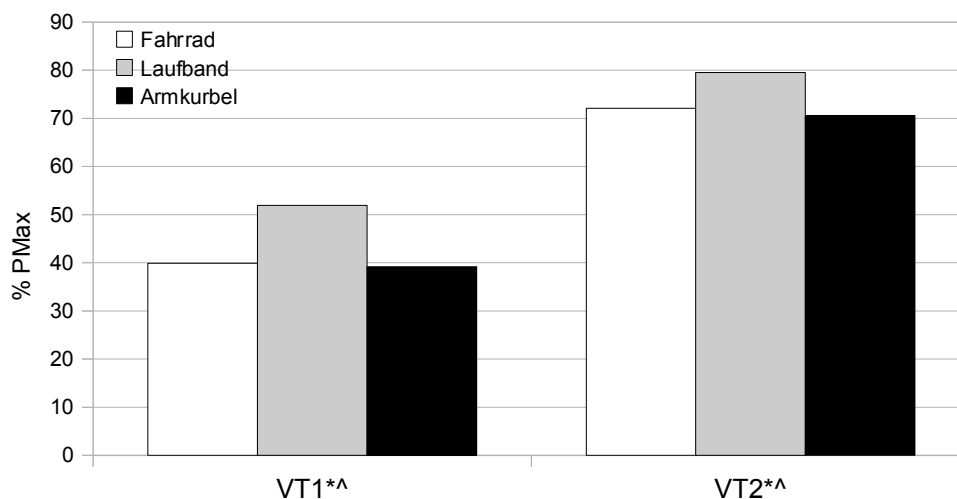


Abbildung 4: Anteil an der Maximalleistung (%PMax) von Fahrrad, Laufband und Armkurbel bei VT1 und VT2. (* signifikant unterschiedlich Fahrrad-Laufband, ^ signifikant unterschiedlich Laufband-Armkurbel)

Die Korrelationsanalysen der Leistung bei VT1, VT2 und MAX (Abbildung 5-7), zeigten einen signifikant Zusammenhang zwischen FR und LB bei VT2 (Korrelationskoeffizient $r = 0,74$) und bei MAX ($r = 0,76$). Es ergab sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen FR und AK (Abbildung 4-6).

Ebenso konnte ein signifikanter Zusammenhang ($r = 0,69$) zwischen der Maximalleistung am Fahrrad und der max. Laufgeschwindigkeit am Laufband gezeigt werden. (Abbildung 8)

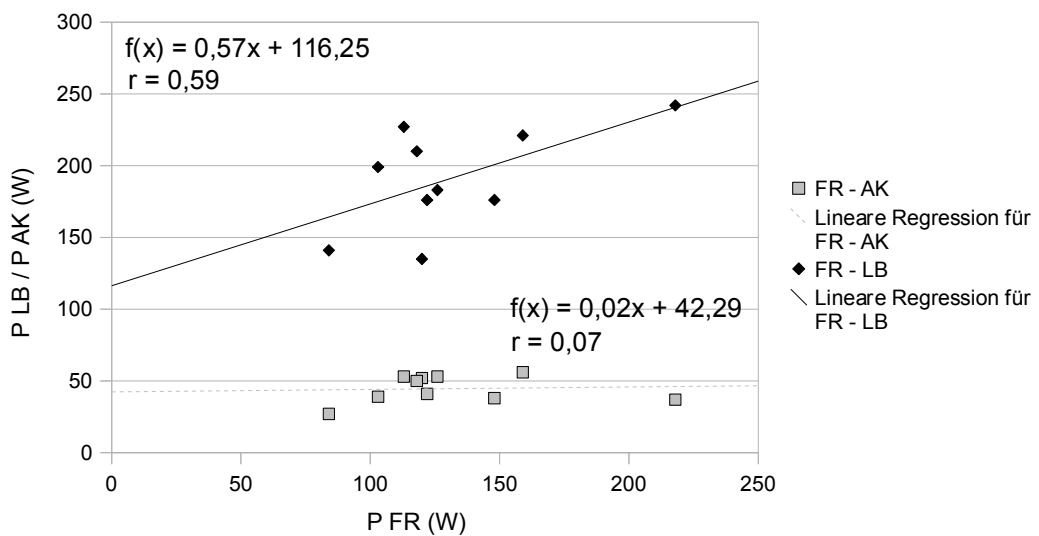


Abbildung 5: Korrelation der Leistung am VT1: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel (kein signifikanter Zusammenhang)

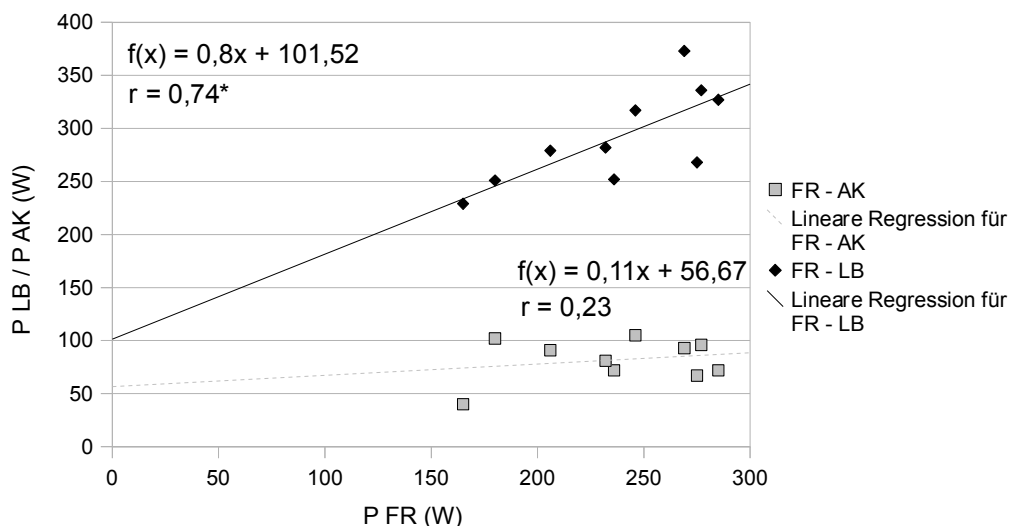


Abbildung 6: Korrelation der Leistung am VT2: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel (* signifikanter Zusammenhang)

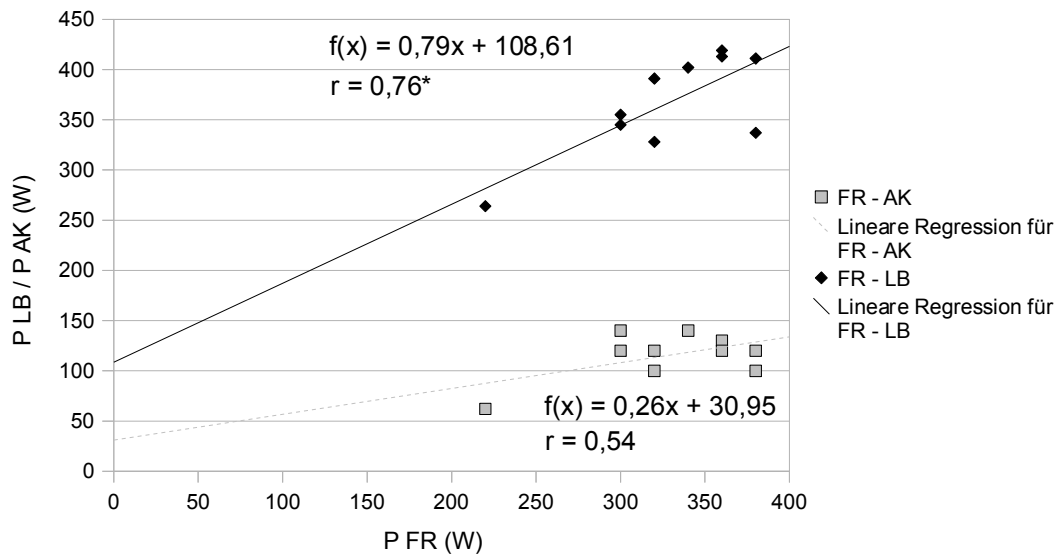


Abbildung 7: Korrelation der Maximalleistung: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel (* signifikanter Zusammenhang)

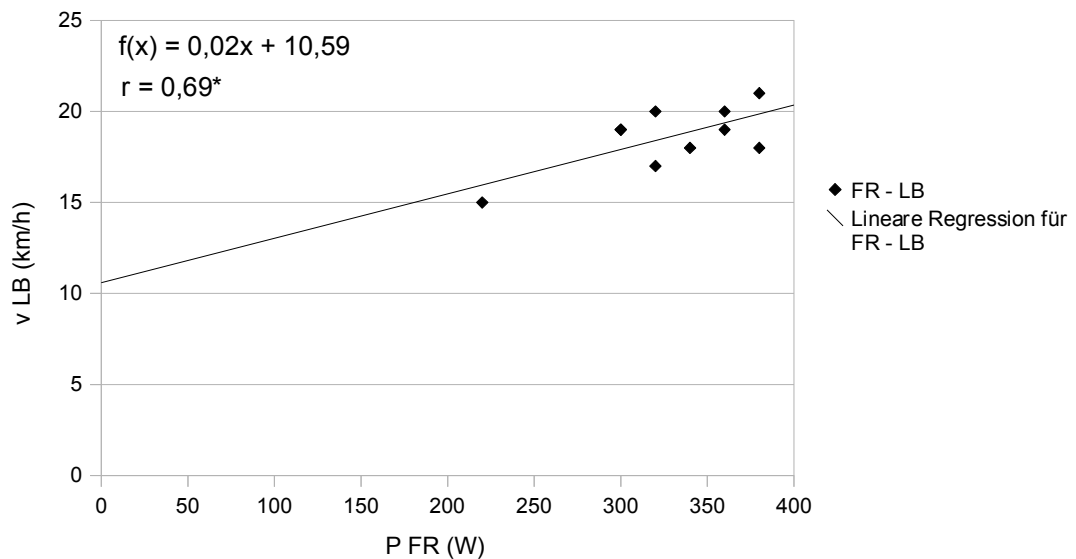


Abbildung 8: Korrelation der Maximalleistung am Fahrrad zur maximalen Geschwindigkeit am Laufband (* signifikanter Zusammenhang)

3.3.2 Herzfrequenz

Die Herzfrequenz ist sowohl gegen die $\%P_{\max}$ (Abbildung 9), als auch gegen die $\dot{V}O_2\max$ (Abbildung 10) dargestellt. In der ersten Darstellung ist sie während des gesamten Belastungsverlaufs am Laufband (LB) leicht höher als am Fahrrad (FR), und an der Armkurbel (AK) deutlich am niedrigsten. Bei der zweiten Darstellung ergibt sich bis VT2 ein nahezu identischer Verlauf bei FR und LB, wobei die Schwellen am LB jedoch am spätesten zu finden sind. Außerdem zeigt sich die HF-Abflachung nach VT2 (HRTP) hier besser. Die Unterschiede sind bei VT1 und VT2 zwischen allen drei Belastungsarten signifikant. Bei Maximalbelastung ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen LB und FR (Tabelle 10).

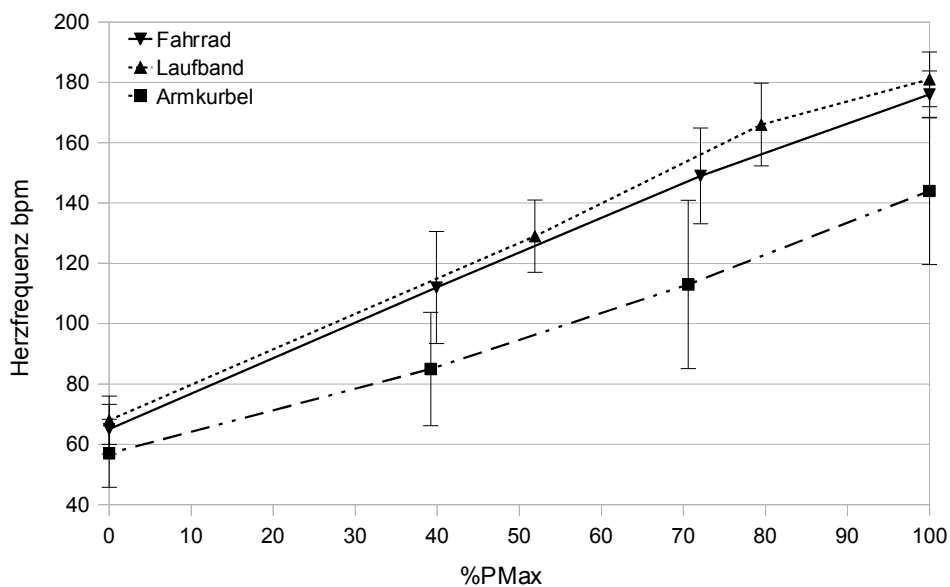


Abbildung 9: Verlauf der Herzfrequenz am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung (Punkte v.li.: Ruhe, VT1, VT2, Max)

Tabelle 10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Herzfrequenz (bpm) (signifikant unterschiedlich: [°] Fahrrad-Armkurbel, [^] Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
Ruhe	65	8,2	68	8	57	11,3
VT1	112 ^{*°}	18,6	129 ^{*^}	12	85 ^{°^}	18,8
VT2	149 ^{*°}	15,9	166 ^{*^}	13,7	113 ^{°^}	27,9
Max	176	7,8	181 [^]	9,1	144 ^{°^}	24,4

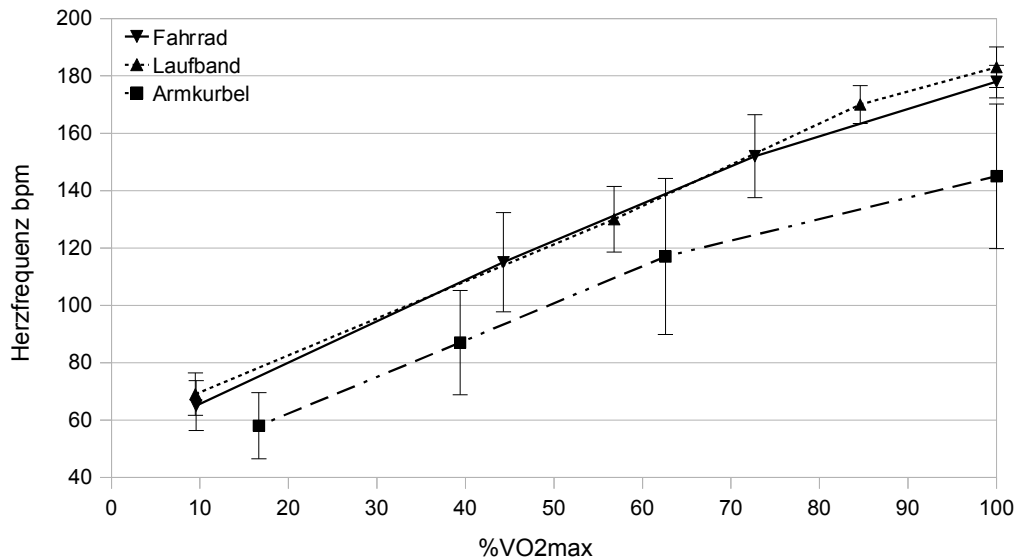


Abbildung 10: Verlauf der Herzfrequenz am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Sauerstoffaufnahme (Punkte v.li.: Ruhe, VT1, VT2, Max)

Die Korrelationsanalysen der Herzfrequenz zeigen auf allen Stufen einen signifikanten Zusammenhang zwischen FR und LB, mit $r = 0,79$ bei VT1, $r = 0,65$ bei VT2 und $r = 0,74$ bei MAX. Bei VT2 wurde zusätzlich die lineare Regression in umgekehrter Richtung (LB-FR) durchgeführt. Zwischen FR und AK zeigte sich kein signifikanter Zusammenhang (Abbildung 11,12,14).

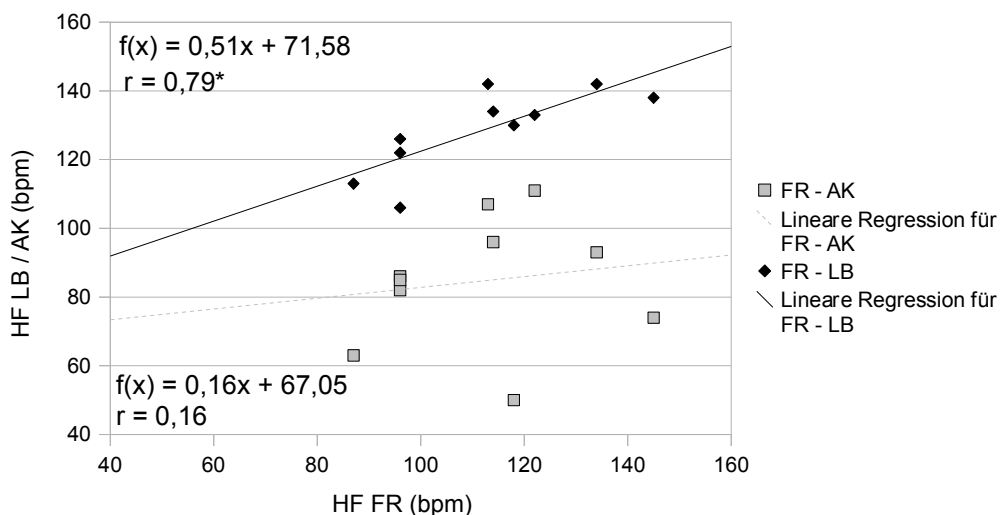


Abbildung 11: Korrelation der Herzfrequenz bei VT 1: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel (* signifikanter Zusammenhang)

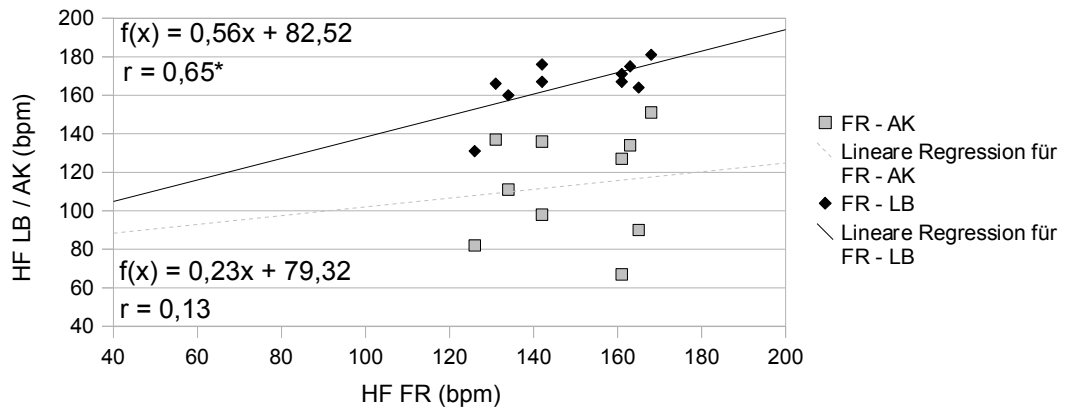


Abbildung 12: Korrelation der Herzfrequenz bei VT 2: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel (* signifikanter Zusammenhang)

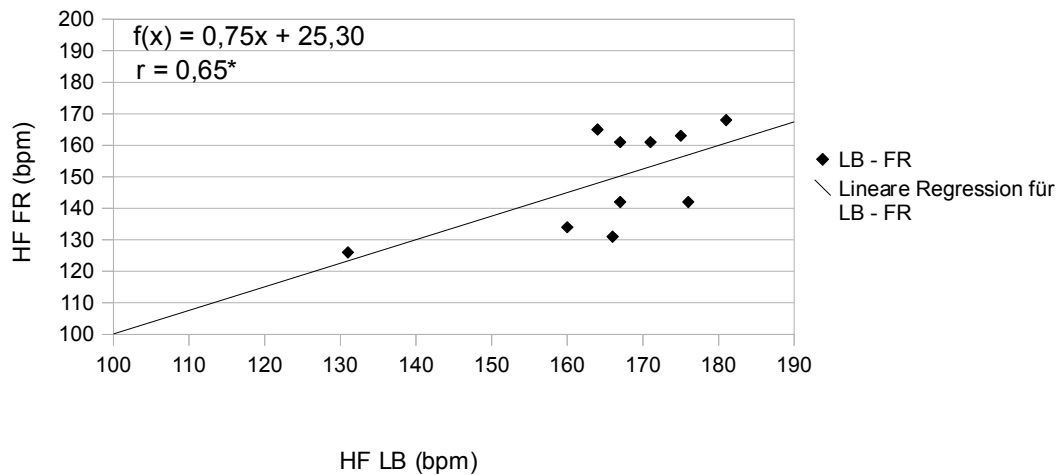


Abbildung 13: Korrelation der Herzfrequenz bei VT 2: Laufband zu Fahrrad (* signifikanter Zusammenhang)

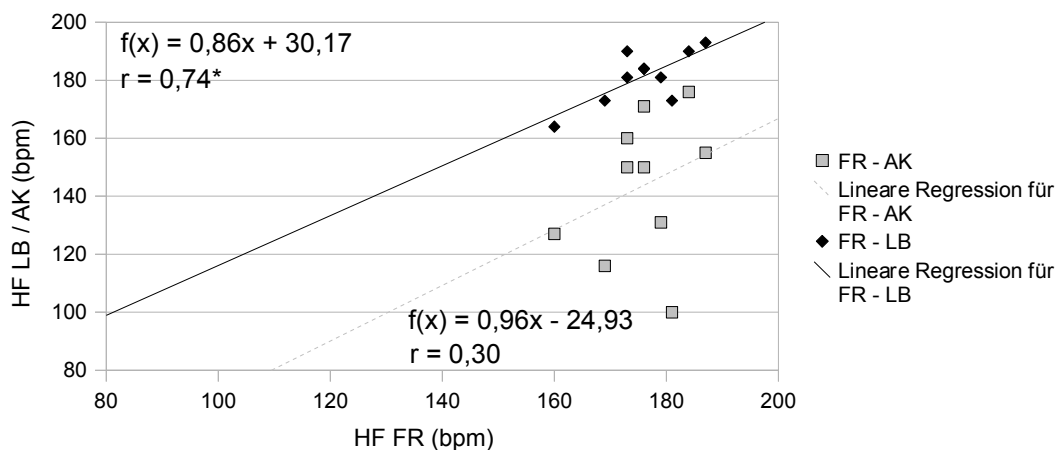


Abbildung 14: Korrelation der Herzfrequenz bei Maximalbelastung: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel (* signifikanter Zusammenhang)

3.3.3 Ventilation

Die Ventilation ist während des gesamten Belastungsverlaufs am LB am höchsten und an der AK am niedrigsten (Abbildung 15). Die Unterschiede sind bei VT1 und VT2 zwischen allen drei Belastungsarten signifikant. Bei Maximalbelastung ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen LB und FR (Tabelle 11).

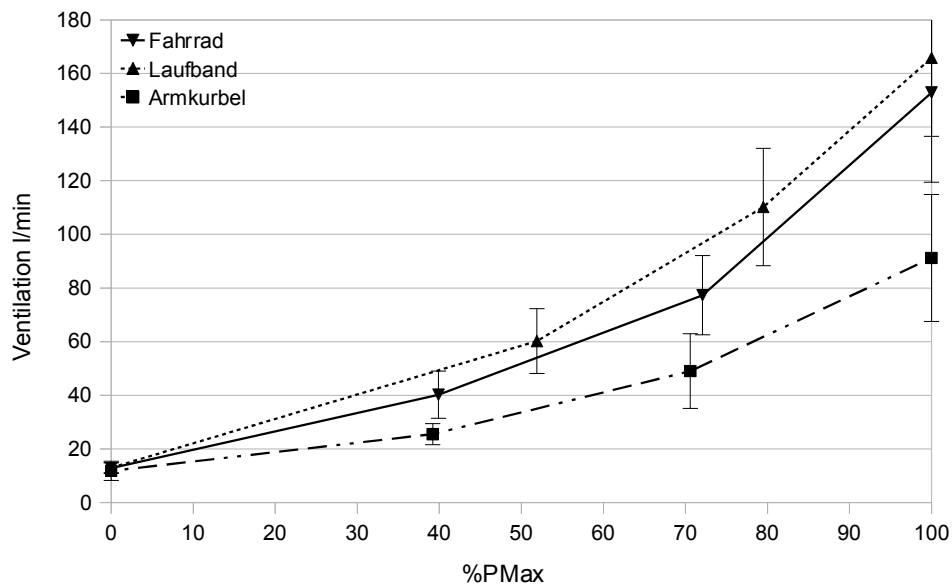


Abbildung 15: Verlauf der Ventilation am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung (Punkte v.li.: Ruhe, VT1, VT2, Max)

Tabelle 11: Mittelwerte und Standardabweichungen der Ventilation (l/min) (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
Ruhe	12,8	2,0	13,0	1,9	11,8	3,6
VT1	40,2 ^{*°}	8,8	60,2 ^{*^}	12,1	25,5 ^{°^}	3,9
VT2	77,3 ^{*°}	14,8	110,2 ^{*^}	21,9	49 ^{°^}	13,9
Max	152,9 [°]	33,4	165,8 [^]	29,2	91,2 ^{°^}	23,7

3.3.4 Sauerstoffaufnahme

Die Sauerstoffaufnahme ist während des gesamten Belastungsverlaufs am LB am höchsten und an der AK am niedrigsten (Abbildung 16). Die Unterschiede sind bei VT1 und VT2 zwischen allen drei Belastungsarten signifikant. Bei Maximalbelastung ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen LB und FR (Tabelle 12).

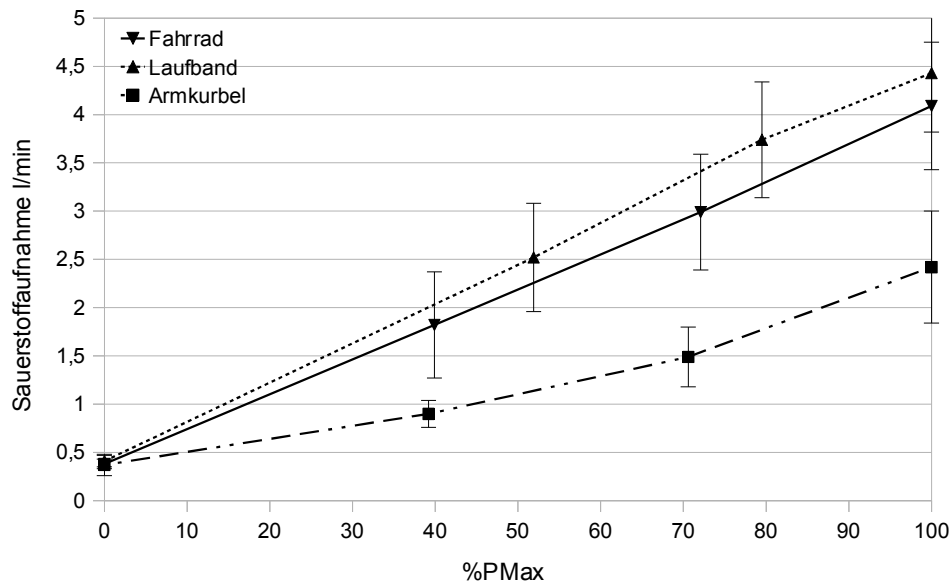


Abbildung 16: Verlauf der Sauerstoffaufnahme am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung (Punkte v.li.: Ruhe, VT1, VT2, Max)

Tabelle 12: Mittelwerte und Standardabweichungen der Sauerstoffaufnahme (l/min) (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
Ruhe	0,38	0,06	0,41	0,06	0,37	0,11
VT1	1,82 ^{*°}	0,55	2,52 ^{*^}	0,56	0,9 ^{°^}	0,14
VT2	2,99 ^{*°}	0,60	3,74 ^{*^}	0,60	1,49 ^{°^}	0,31
Max	4,09 [°]	0,66	4,43 [^]	0,61	2,42 ^{°^}	0,58

Die Korrelationsanalysen der $\dot{V}O_2$ max zeigten einen signifikanten Zusammenhang zwischen FR und LB ($r = 0,82$).

Zwischen FR und AK ergibt sich kein signifikanter Zusammenhang (Abbildung 17).

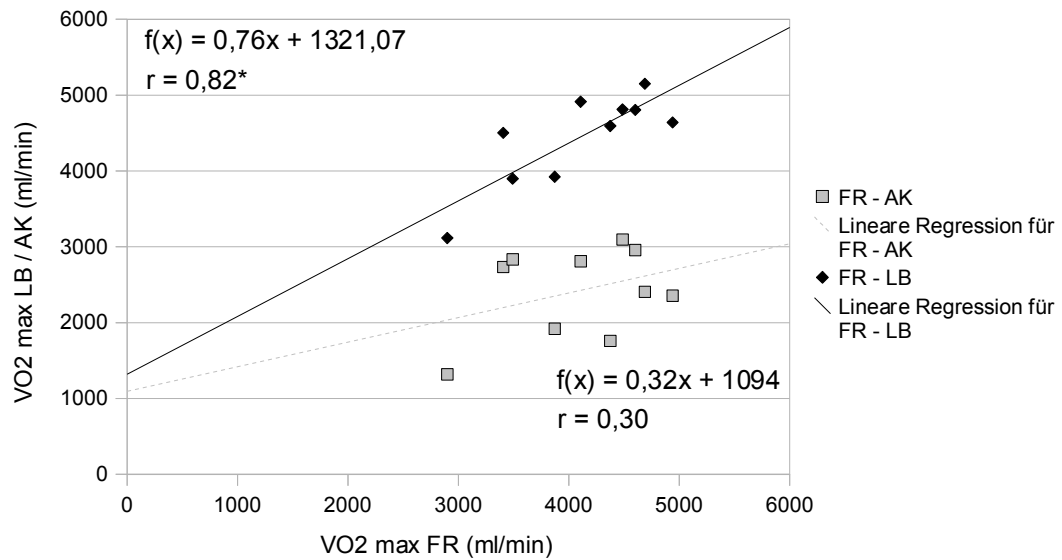


Abbildung 17: Korrelation der VO_2 max: Fahrrad zu Laufband und Armkurbel (* signifikanter Zusammenhang)

3.3.5 Kohlendioxidabgabe

Die Kohlendioxidabgabe ist während des gesamten Belastungsverlaufs am LB am höchsten und an der AK am niedrigsten (Abbildung 18). Die Unterschiede sind bei VT1 und VT2 zwischen allen drei Belastungsarten signifikant. Bei Maximalbelastung ergibt sich kein signifikanter Unterschied zwischen LB und FR (Tabelle 13).

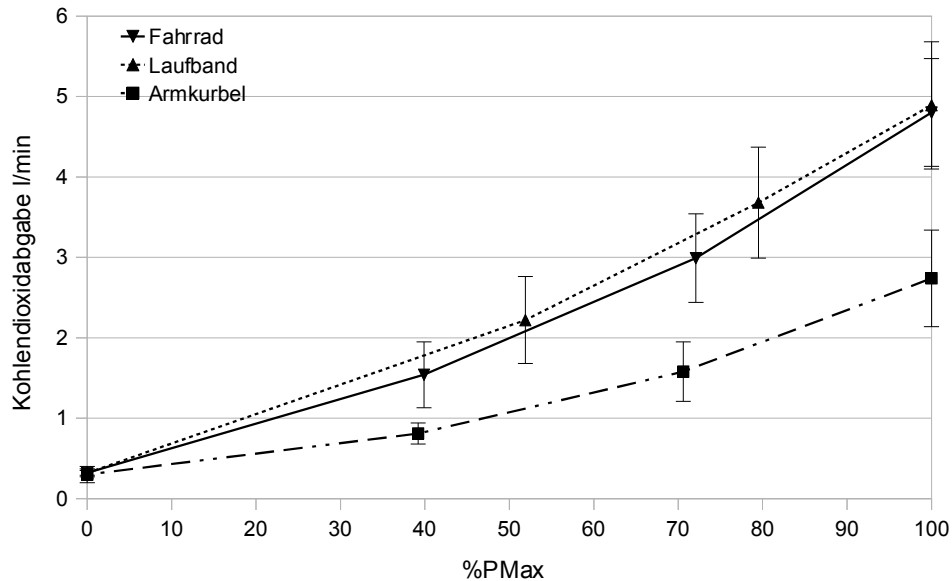


Abbildung 18: Verlauf der Kohlendioxidabgabe am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbel ergometer bei zunehmender Leistung (Punkte v.li.: Ruhe, VT1, VT2, Max)

Tabelle 13: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kohlendioxidabgabe (l/min) (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
Ruhe	0,32	0,05	0,32	0,03	0,3	0,1
VT1	1,54 ^{*°}	0,41	2,22 ^{*^}	0,54	0,81 ^{°^}	0,13
VT2	2,99 ^{*°}	0,55	3,68 ^{*^}	0,69	1,58 ^{°^}	0,37
Max	4,8 [°]	0,67	4,89 [^]	0,79	2,74 ^{°^}	0,69

3.3.6 Sauerstoffpuls

Der Sauerstoffpuls ist während des gesamten Belastungsverlaufs am LB am höchsten und an der AK am niedrigsten (Abbildung 19). Der Unterschied zwischen FR und LB ist jedoch auf keiner Stufe signifikant. Bis auf den Ruhewert ist der Sauerstoffpuls an der AK signifikant niedriger als am LB und am FR (Tabelle 14).

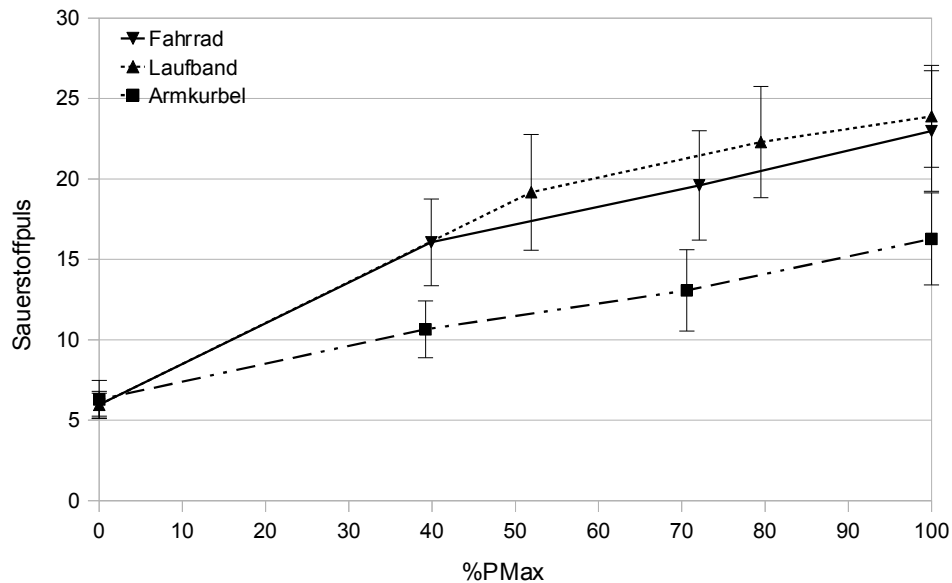


Abbildung 19: Verlauf des Sauerstoffpulses am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung (Punkte v.li.: Ruhe, VT1, VT2, Max)

Tabelle 14: Mittelwerte und Standardabweichungen des Sauerstoffpulses (signifikant unterschiedlich: ° Fahrrad-Armkurbel, ^ Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
Ruhe	5,97	0,83	6,29	1,19	5,96	0,71
VT1	16,06°	2,69	19,17^	3,60	10,65°^	1,77
VT2	19,60°	3,4	22,29^	3,45	13,07°^	2,53
Max	22,98°	3,75	23,89^	3,16	16,27°^	2,86

3.3.7 Laktatkonzentration

Die Laktatkonzentration ist gegen die $\%P_{\max}$ und die $\%\dot{V}O_{2\max}$ (Abbildung 20+21) aufgetragen. An beiden Kurvenverläufen ist zu erkennen, dass die Laktatkonzentration am LB den spätesten Anstieg aufweist. Dies ist jedoch auf die höhere Schwellenleistung bzw. -sauerstoffaufnahme und nicht auf eine niedrigere Laktatkonzentration zurückzuführen. Dies stellt sich in Abbildung 20 durch den großen Unterschied der $\%\dot{V}O_{2\max}$ bei VT2 am eindeutigsten dar.

Es ergeben sich bei LTP1 und LTP2 keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Laktatkonzentrationen zwischen den drei Belastungsarten. Bei Maximalbelastung ist die Laktatkonzentration an der AK signifikant niedriger als am FR und am LB (Tabelle15).

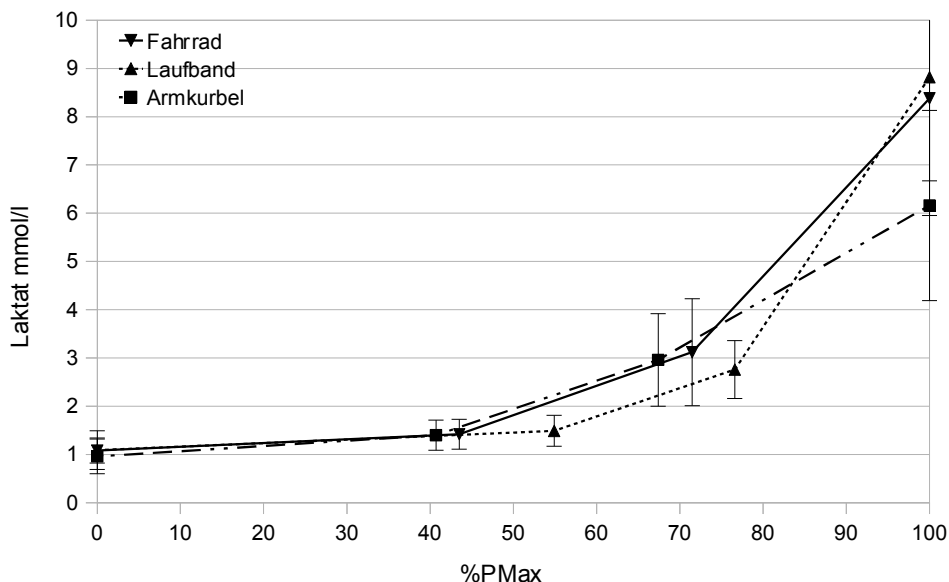


Abbildung 20: Verlauf der Laktatkonzentration am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Leistung (Punkte v.li.: Ruhe, LTP1, LTP2, Max)

Tabelle 15: Mittelwerte und Standardabweichungen der Laktatkonzentration (mmol/l) (signifikant unterschiedlich: ^o Fahrrad-Armkurbel, [^] Laufband-Armkurbel, * Fahrrad-Laufband)

	Fahrrad		Laufband		Armkurbel	
	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.	Mittelwert	Std Abw.
Ruhe	1,08	0,26	1,09	0,40	0,96	0,36
LTP1	1,42	0,31	1,40	0,32	1,49	0,31
LTP2	3,12	1,11	2,76	0,60	2,96	0,96
Max	8,38 ^o	2,43	8,82 [^]	2,15	6,16 ^{o^}	1,97

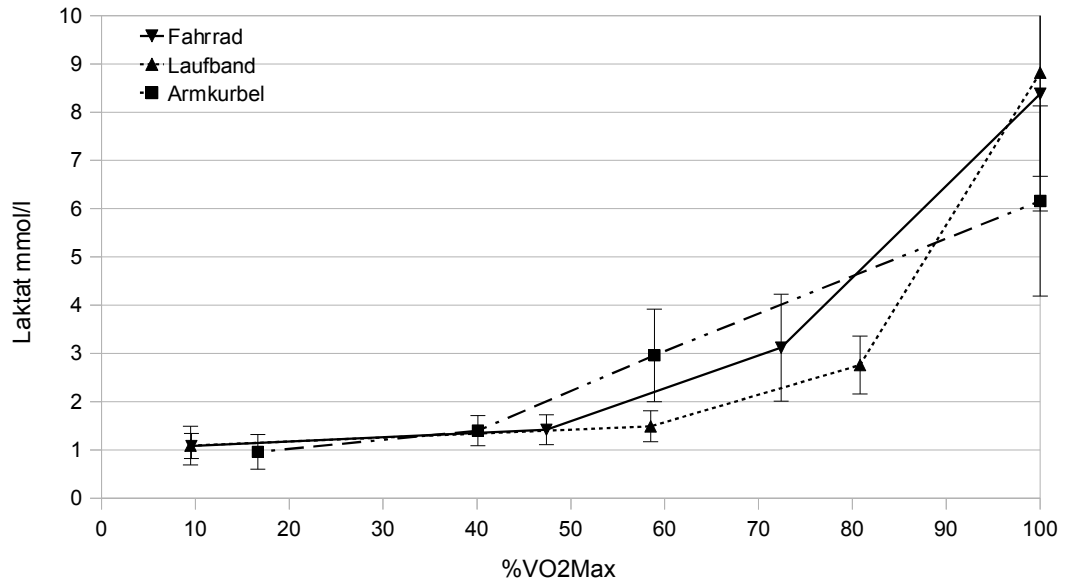


Abbildung 21: Verlauf der Laktatkonzentration am Laufband-, Fahrrad-, und Armkurbelergometer bei zunehmender Sauerstoffaufnahme (Punkte v.li.: Ruhe, LTP1, LTP2, Max)

4 Diskussion

Diese klinische Studie konnte erhebliche Unterschiede zwischen einer Fahrrad-, Laufband-, und Armkurbelbelastung bei wettkampforientierten Läufern bezüglich der Leistung, der Herzfrequenz und bei respiratorischen Parametern zeigen.

Es besteht jedoch die Möglichkeit eines Rückschlusses vom Fahrrad- auf das Laufbandergometer bezüglich der Leistung, der Herzfrequenz und der Sauerstoffaufnahme. Somit ist es möglich, anhand einer Fahrradergometrie einerseits die Trainingsherzfrequenz für das Lauftraining, und andererseits die am Laufband zu erwartende Leistung bzw. Geschwindigkeit zu berechnen.

Es ergab sich kein Zusammenhang zwischen den erhobenen Werten an der Armkurbel, und denen der anderen Ergometer. Dies spricht dafür, dass die Erschöpfung der Arbeitsmuskulatur der vorzeitig limitierende Faktor für die Leistung an der Armkurbel ist und dass dies auch durch eine höhere aerobe Leistungsfähigkeit nicht kompensiert werden kann.

4.1 Bestimmung der aeroben und anaeroben Schwellen

Es wurden in dieser Studie unterschiedliche Methoden zur Bestimmung der aeroben und anaeroben Schwelle angewendet und miteinander verglichen. Dabei konnte in diesem Testkollektiv kein signifikanter Unterschied zwischen LTP1 und VT1, bzw. zwischen LTP2, VT2 und HRTP auf einem der drei Ergometer festgestellt werden. In der Literatur finden sich sowohl übereinstimmende als auch kontroverse Ergebnisse. So konnten Hofmann P et al. [23] bei der Testung von Studentinnen mittels Fahrradergometrie ebenso keinen signifikanten Unterschied zwischen HRTP und LTP2 feststellen. Andererseits stellten Dekerle J et al. [24] bei unspezifisch trainierten Männern mittels Fahrradergometrie eine signifikant höhere Leistung bei VT2 als beim maximalen Laktat-Steady-State fest. Dickhuth H-H et al. [25] wiederum stellten bei männlichen Probanden mittels Laufbandergometrie fest, dass die Herzfrequenz an einer mittels Laktatmessung bestimmten individuellen anaeroben Schwelle um 7-8% höher als die Herzfrequenz am VT2 ist. Ein direkter Vergleich zwischen LTP2 und VT2 konnte in der Literatur nicht gefunden werden.

Die uneinheitlichen Ergebnisse sprechen dafür, dass die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Methoden zur Schwellenbestimmung (Laktat vs. Ventilatorisch) wahrscheinlich sowohl von der jeweiligen Probandengruppe (Geschlecht, Trainingszustand) als auch von den verwendeten Ergometern und Testprotokollen abhängig ist. Zusätzlich wird die Vergleichbarkeit durch die Verwendung unterschiedlicher Laktat-Schwellenkonzepte erschwert. Dabei ist anzumerken, dass alle zuvor zitierten Studien sowie auch diese, relativ kleine Stichprobenumfänge von $n < 20$ Personen umfassen. Um aussagekräftigere Ergebnisse diesbezüglich zu erhalten, wäre eine größere Studie mit mehr Probanden notwendig.

4.2 Leistung

4.2.1 Vergleich der Laufbandleistung mit anderen Ergometern

Wie bereits in Kapitel 1.3.1 erwähnt ergeben sich Schwierigkeiten beim Leistungsvergleich zwischen Laufbandergometer und anderen Ergometern, da die Leistung am Laufband nicht direkt in Watt messbar ist.

Härtel S [26] ging im Rahmen seiner Arbeit ebenfalls auf diese Problematik ein und versuchte, mittels vergleichender Spiroergometrien die Genauigkeit dreier unterschiedlicher Schätzformeln zur Berechnung der Laufbandleistung in Watt zu überprüfen. Dafür wurden 10 männliche Probanden (gesunde, unspezifisch trainierte Sportstudenten) mittels Fahrrad- und Laufbandspiroergometrie untersucht. Am Laufband wurde ein Protokoll mit zunehmender Steigung und gleichbleibender Geschwindigkeit von 7 km/h verwendet, als Fahrradprotokoll das standardisierte WHO-Stufenschema (25W Steigerung / 2min). Da sich die relative maximale Sauerstoffaufnahme zwischen FR und LB kaum unterschieden, wurde von einer vergleichbaren Belastung ausgegangen. Es konnte gezeigt werden, dass es zwischen den einzelnen Schätzformeln erhebliche Unterschiede gibt, und dass keine der Formeln die am FR gemessenen Werte genau wiedergibt.

Im Folgenden sollen die gleichen drei Schätzformeln auf die in dieser Studie erhobenen Daten angewendet werden. Aufgrund des sportartspezifischen Trainingszustandes der Probanden, des Einsatzes von mehr Muskelmasse sowie der höheren relativen Sauerstoffaufnahme beim Laufen wird davon ausgegangen, dass die am LB erbrachte Leistung auf jeden Fall höher als die am FR erbrachte

Leistung sein muss. Weiters sollen die dabei gewonnen Ergebnisse mit denen von Härtel verglichen und etwaige Unterschiede interpretiert werden. In Abbildung 22 sind die von Härtel erhobenen Daten dargestellt.

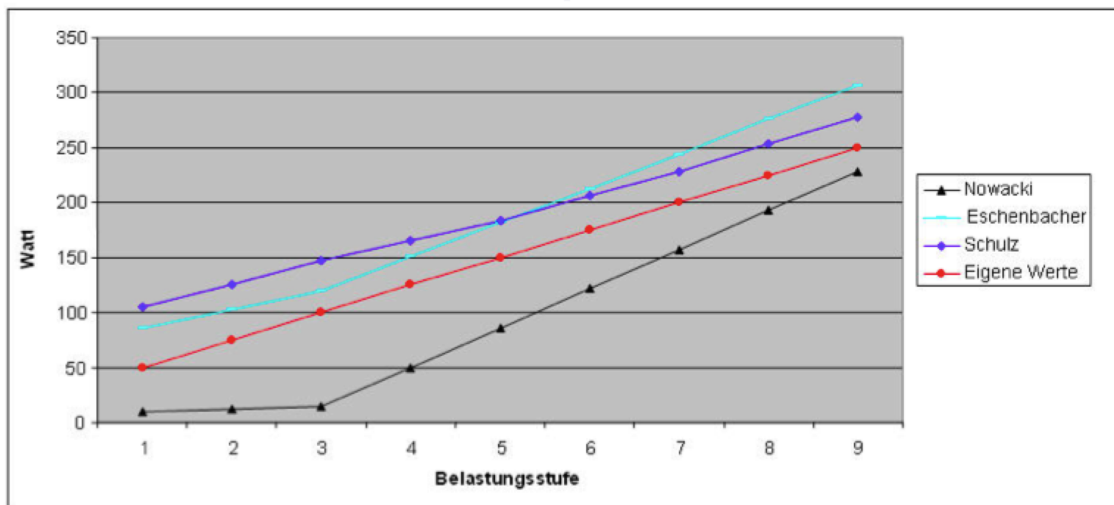


Abbildung 22: Nach verschiedenen Schätzformeln berechneten Werte sowie am Fahrradergometer gemessene Wattzahlen für die Belastungsstufen eines Walking-Tests auf dem Laufband nach Härtel [26]; mit freundlicher Genehmigung

Die am häufigsten angegebene Schätzformel leitet sich aus den physikalischen Gesetzen der schiefen Ebene her und wurde von Nowacki [27] beschrieben:

$$\text{Leistung (P) in Watt} = m \cdot g \cdot v \cdot \sin \alpha$$

(m = Körpermasse (kg), g = Erdbeschleunigung 9,81m/s², v = Geschwindigkeit (m/s), α = Steigungswinkel in Grad)

Bei dieser Formel ist die Problematik der Umrechnung der Leistung auf dem Laufband in Watt sofort ersichtlich, wenn versucht wird die Leistung einer Belastung in der Ebene (also 0 Grad Steigung) zu berechnen. Diese wird nämlich unabhängig von der Geschwindigkeit immer 0 Watt sein.

Die beiden anderen Formeln wurden von Laufbandherstellern mittels Regressionsanalysen erstellt. Die Firma Woodway GmbH verwendet eine von Schulz erstellte Formel:

$$P = (1,065 + 0,0511 \cdot n + 9,322 \cdot 10^{-4} \cdot n) \cdot v \cdot m/4 \quad [26]$$

Die Firma h/p/cosmos sports & medical GmbH verwendet eine von Eschenbacher entwickelte Formel:

$$P = (m \cdot v \cdot (2,11 + 0,25 \cdot n) + 2,2 \cdot m - 151) / 10,5 \quad [26]$$

(beide Gleichungen mit n = Steigung des Laufbandes (%), v = Geschwindigkeit (km/h), m = Körpermasse in kg)

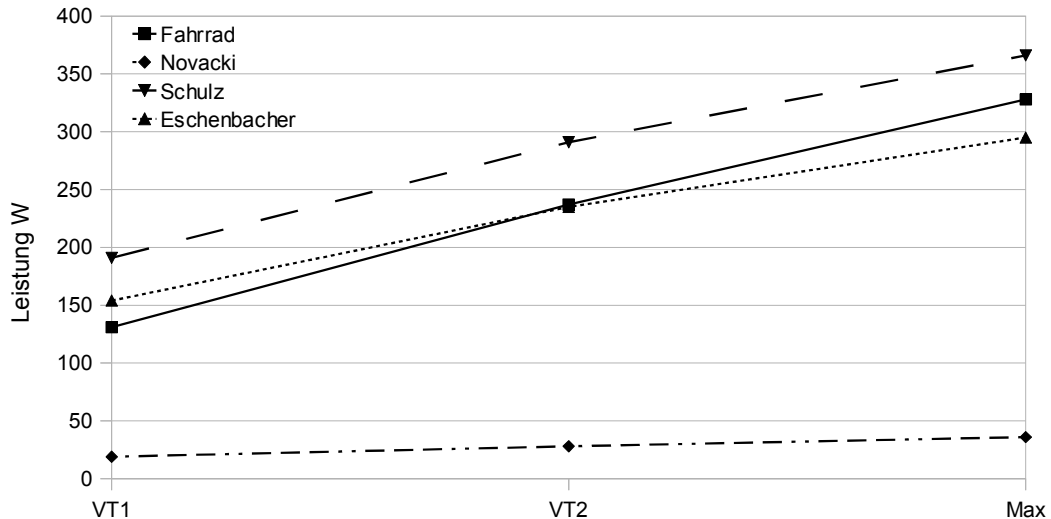


Abbildung 23: Vergleich unterschiedlicher Schätzformeln zur Berechnung der Laufleistung in Watt, mit der gemessenen Leistung am Fahrradergometer

Es wurden die drei beschriebenen Formeln bei allen 10 Probanden bei VT1, VT2 und Maximalbelastung angewendet. In Abbildung 23 sind die Mittelwerte im Vergleich zu den am FR gemessenen Werten dargestellt.

Es zeigen sich wie bei Härtel deutliche Unterschiede zwischen den einzelnen Schätzformeln. Die nach Novacki berechnete Leistung ist in diesem Setting als unbrauchbar anzusehen. Es ergeben sich hier Werte, die sogar alle unter denen der Armkurbelbelastung liegen. Dies liegt an der starken Gewichtung der Steigung des Laufbandes in dieser Formel. Da diese konstant niedrig bei 1% (0,57 Grad) lag, wurde die ansteigende Geschwindigkeit mit einem relativ kleinen Wert multipliziert. Auch bei Härtel ergeben sich die niedrigsten Werte mit der Formel nach Novacki. Die Unterschiede sind jedoch deutlich geringer, da hier ein Protokoll mit zunehmender Steigung des Laufbandes gewählt wurde.

Die nach Eschenbacher berechneten Werte sind im Vergleich zu den am FR gemessenen Werten bei VT1 höher, bei VT2 gleich und bei Maximalbelastung niedriger. Mit der bereits weiter oben beschriebenen Annahme, dass die tatsächliche Leistung am Laufband in diesem Setting auf jeden Fall höher als die am FR sein sollte, ist auch diese Schätzformel hier als fehlerbehaftet anzusehen.

Mit der Formel nach Schulz ergeben sich im Vergleich zum FR konstant höhere Werte. Diese Formel erfüllt somit als einzige die mit obiger Annahme gestellte

Bedingung. Zur Objektivierung werden die berechneten Werte mit dem Verhalten der relativen Sauerstoffaufnahme (rVO_2) von FR und LB verglichen. Die Differenz der mittleren Leistung nimmt vor allem von VT2 zur Maximalbelastung hin ab (VT1 = 60W, VT2 = 54W, Max = 38W).

Ein ähnliches Verhalten zeigt auch die Differenz der rVO_2 (VT1 = 9,82ml/min/kg, VT2 = 10,81ml/min/kg, Max = 5,07ml/min/kg). Der Vergleich des prozentuellen Anteils, um welchen die Laufbandwerte über denen des Fahrrades liegen, ergibt: P / rVO_2 : VT1 = 45,8% / 38,1%; VT2 = 22,8% / 25,6%; Max = 7,9% / 8,76 %

Dies lässt darauf schließen, dass die Leistung am LB mit der Formel nach Schulz bei niedrigen Geschwindigkeiten (VT1) wahrscheinlich etwas überschätzt wird. Die angestellten Untersuchungen zeigen, dass eine Schätzformel auf keinen Fall unkritisch angewendet werden sollte, um die Laufbandleistung mit der Leistung anderer Ergometer zu vergleichen. Die in der Literatur häufig beschriebene Formel nach Novacki eignet sich nur für Testprotokolle mit zunehmender Steigung. Bei Testprotokollen, bei welchen nur die Geschwindigkeit gesteigert wird, ergeben sich viel zu niedrige Schätzungen. Wenn keine Anhaltspunkte für die Korrektheit der individuell benützten Schätzformel vorliegen, ist ein Vergleich der Leistung zwischen LB und FR über einen Vergleich der relativen Sauerstoffaufnahme, bzw. der erbrachten METS wahrscheinlich sinnvoller.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass sich die Formel nach Schulz in diesem Setting relativ gut zur Schätzung der Leistung am Laufband eignet. Aus diesem Grund wurde sie auch zum Zweck des statistischen Vergleichs der LB- und FR- Leistung zur Berechnung herangezogen. Es ergaben sich dabei bei VT1 und VT2 am LB signifikant höhere Werte als am FR, jedoch nicht bei Maximalbelastung. Auch die $\%P_{max}$ war bei VT1 und VT2 am LB signifikant höher als am FR. Dies ist auf das selektive Lauftraining der Probanden zurückzuführen.

Die Korrelationsanalysen zeigten einen signifikanten Zusammenhang der Leistung zwischen FR und LB bei VT2 ($r = 0,74$) und Maximalbelastung ($r = 0,76$). Ebenso ergab sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Maximalleistung am FR und der Maximalgeschwindigkeit am LB ($r = 0,69$). Dies ermöglicht also eine Vorhersage der zu erwartenden maximalen Laufgeschwindigkeit (V_{max}) eines spezifisch trainierten wettkampforientierten Läufers anhand der Maximal-

leistung (P_{\max}) auf dem FR. Die mittels linearer Regression bestimmte Formel dafür lautet:

$$V_{\max} \text{ (km/h)} = 0,02 * P_{\max} \text{ (W)} + 10,59$$

Ein derartiger oder ähnlicher Vergleich konnte in der Literatur nicht gefunden werden. Aufgrund der geringen Anzahl an Probanden in dieser Studie, erlaubt diese Formel natürlich nur eine Schätzung. Zur Planung eines Laufbandtestprotokolls für einen Läufer, welcher bereits eine FR-Ergometrie absolviert hat, kann dies jedoch von Nutzen sein, da die zu erwartende Endgeschwindigkeit vorausgesagt werden kann und somit das Protokoll entsprechend angepasst werden kann.

4.2.2 Leistungsvergleich Fahrrad-Armkurbel

Im Rahmen dieser Studie war die Leistung an der AK war erwartungsgemäß an allen Punkten signifikant am niedrigsten. Aufgrund des spezifischen Trainings der unteren Extremitäten der Probanden ergab sich ein relativ großer Leistungsunterschied zwischen FR und AK. Die Leistung an der AK war an allen Punkten nur 34-35% der Leistung am FR. Dies weicht von den Angaben in der Literatur ab. Franklin BA [28] empfiehlt für die Planung einer AK-Ergometrie, die Reduzierung der Leistung im Vergleich zur FR um ca. 50-60%. Diese Angabe ist wahrscheinlich nur für untrainierte Probanden gültig. Der größere Unterschied in diesem Kollektiv ist ein Zeichen dafür, dass der limitierende Faktor für die Leistung an der AK eher die Muskulatur des Oberkörpers und weniger die aerobe Leistungsfähigkeit der Probanden ist. Bestätigt wird diese Vermutung dadurch, dass die Korrelationsanalysen zwischen der Leistung am FR und an der AK an keinem Punkt einen signifikanten Zusammenhang nachweisen konnten.

Für gut trainierte Läufer kann also die Empfehlung abgegeben werden, dass die Leistung an der AK mit ca. 1/3 der am FR erbrachten Leistung gewählt werden sollte. Es ist anzunehmen, dass dies auch für Radsportler zutrifft, bzw. der Unterschied bei diesen noch etwas höher ist. Eine entsprechende Studie konnte in der Literatur jedoch nicht gefunden werden.

Bei der $\%P_{\max}$ ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen FR und AK. Das bedeutet, dass es durch das spezifische Lauftraining der Probanden zu keiner Verschiebung der jeweiligen Schwellen zu höheren Leistungsbereichen am Fahrrad im Vergleich zur Armkurbel gekommen ist. Aufgrund des Trainings der unteren Extremitäten hätte dies erwartet werden können. Dies ist ein Zeichen dafür, dass die fehlende radspezifische muskuläre Leistung am FR für Läufer auf diesem Fitnessniveau eher der leistungslimitierender Faktor ist als die aerobe Ausdauerleistungsfähigkeit.

4.3 Herzfrequenzverlauf

Meine Untersuchungen zeigten, dass die Herzfrequenz (HF) während der gesamten Belastung am LB am höchsten und an der AK am niedrigsten. Im Gegensatz zur Literatur war der Unterschied zwischen FR und LB bei Maximalbelastung jedoch nicht signifikant. So konnten sowohl Caputo F et al. [29] als auch Basset F et al. [30] bei der Untersuchung von Läufern ($n=7$, bzw. $n=6$) eine signifikant höhere Maximal-HF auf dem LB als auf dem FR feststellen. Eine Untersuchung mit größerem Stichprobenumfang könnte diesbezüglich Klarheit schaffen.

Der signifikante HR-Unterschied bei den Schwellen ergab sich hauptsächlich dadurch, dass die jeweilige Schwelle am LB erst bei höherer Belastung erreicht wurde (signifikant höhere $\%P_{\max}$ und $\%\dot{V}O_{2\max}$ am LB bei VT1 und VT2 im Vergleich zum FR). Dies ist durch das spezifische Training der Probanden zu erklären. Das bedeutet aber auch, dass Läufer, welche das Rad als Trainingsmittel verwenden, sich mit ihrer Lauftrainingsherzfrequenz am Rad überlasten würden. Daher sollte in diesem Fall eine eigene Trainingsherzfrequenz für das Fahrrad festgelegt werden. Im Mittel war die HF an der anaeroben Schwelle (VT2) am FR um 10,2% unter der am LB. Dies stimmt im wesentlichen überein mit den von Roecker K et al. [31] erhobenen Daten, welche bei Läufern ($n=38$) im Mittel eine um 11,5% niedrigere anaerobe Schwelle am FR gegenüber dem LB beschreiben. Über die Möglichkeit der Übertragung dieser Aussage auf einzelne Sportler geben die an meinen Daten durchgeführten Korrelationsanalysen Aufschluss.

Diese zeigen einen signifikanten Zusammenhang der HF zwischen FR und LB auf allen Stufen ($r = 0,79$ bei VT1, $r = 0,65$ bei VT2, $r = 0,74$ bei Max). Dies erlaubt einen Rückschluss von der Fahrrad-HF auf die Lauf-HF und umgekehrt. Dadurch kann einerseits die auf einem FR bestimmte anaerobe Schwelle eines Läufers für eine HF-Empfehlung für das Lauftraining herangezogen werden und andererseits eine bereits bekannte Lauf-HF für ein Training auf dem Rad angepasst werden. Die mittels linearer Regression bestimmten Formeln dafür lauten:

$$HF_{LB} = 0,56 * HF_{FR} + 82,5$$

$$HF_{FR} = 0,75 * HF_{LB} + 25,3$$

(HF_{LB} : anaerobe Schwellenherzfrequenz am LB; HF_{FR} : anaerobe Schwellenherzfrequenz am FR)

Diese Umrechnung könnte eine aufwendigere Ergometrie am Laufband ersparen. Es wird auch hier darauf hingewiesen, dass die Aussagekraft durch die geringe Probandenanzahl in dieser Studie begrenzt ist, und dass diese Annahme durch weitere Studien mit größerem Stichprobenumfang überprüft werden sollte. Es konnte in der Literatur keine Studie, welche ebenfalls diesen Vergleich bei Läufern durchführte, gefunden werden. Carey DG et al. [32] fanden jedoch bei Triathleten ($n=16$) keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der HF an der anaeroben Schwelle am FR und LB. Aus diesem Grund wurde von ihnen auch empfohlen, dass bei Triathleten für Lauf- und Radtraining jeweils eine sportartspezifische Untersuchung stattfinden sollte.

Wahrscheinlich ist es in der Praxis sinnvoll, die Formeln am jeweiligen Sportler individuell zu überprüfen, indem z.B. am Beginn einer Saison sowohl am FR als auch am LB eine Ergometrie durchgeführt wird. Wenn die aus der FR-Ergometrie mittels Formel berechneten Schwellen mit denen vom LB übereinstimmen, sollte zur Formüberprüfung und Trainingsadaptation während der Saison eine Ergometrie am FR ausreichend genaue Werte liefern.

4.4 Sauerstoffaufnahme ($\dot{V}O_2$)

In Rahmen dieser Studie zeigte sich, dass die $\dot{V}O_2$ während der gesamten Belastung am LB am höchsten und an der AK am niedrigsten war. Der Unterschied der $\dot{V}O_{2max}$ zwischen FR und LB war jedoch nicht signifikant. Dies steht im Widerspruch zur Literatur. So konnten sowohl Caputo F et al. [29] als auch Basset F et al. [30] bei der Untersuchung von Läufern (n=7, bzw. n=6) eine signifikant höhere $\dot{V}O_{2max}$ am LB feststellen.

Der signifikante Unterschied der $\dot{V}O_2$ zwischen LB und FR an den Schwellen ist vor allem auf die höhere Schwellenleistung auf dem LB zurückzuführen. Dies findet auch Ausdruck in der signifikant höheren $\% \dot{V}O_{2max}$ am LB. Dass dies auf das spezifische Lauftraining der Probanden zurückzuführen ist, bestätigt der Vergleich mit den Untersuchungen von Davis JA et al. [33]. Dabei wurden unspezifisch trainierten Probanden (n=30) ebenso am FR, LB und an der AK getestet. Dabei wurde jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen der $\% \dot{V}O_{2max}$ am LB und FR an der anaeroben Schwelle (ventilatorisch bestimmt) gefunden. Übereinstimmend mit dieser Untersuchung war die von mir erhobene signifikant niedrigere $\% \dot{V}O_{2max}$ an der AK im Vergleich zu FR und LB an der anaeroben Schwelle.

Die Korrelationsanalyse der $\dot{V}O_{2max}$ zeigte einen signifikanten Zusammenhang ($r = 0,82$) zwischen FR und LB. Mit der $\dot{V}O_{2max}$ an der AK ergab sich kein signifikanter Zusammenhang. Somit kann die mittels Laufen trainierte Ausdauerleistungsfähigkeit im Gegensatz zur Handkurbel am Rad genützt werden.

4.5 Laktatkonzentration

Der Vergleich des Verlaufs der Laktatkonzentration zeigte, dass sowohl LTP1 als auch LTP2 unabhängig von der Belastungsart immer bei gleich hoher absoluter Laktatkonzentration zu finden sind, und zwar bei 1,40 – 1,49 mmol/L bzw. 2,76 – 3,12 mmol/L, also deutlich unter den früher häufig verwendeten fixen Laktat-schwellen von 2 bzw. 4 mmol/L.

Bei Maximalbelastung war die Laktatkonzentration an der AK signifikant niedriger als am FR und am LB. Dies ist wahrscheinlich auf die geringere Muskelmasse, welche an der Bewegung beteiligt ist, zurückzuführen.

4.6 Schlussfolgerungen

Die im Rahmen dieser Studie erhobenen Daten zeigen:

- Es besteht bei wettkampforientierten Läufern kein statistischer Unterschied bezüglich der Herzfrequenz bei LTP1 und VT1 bzw. LTP2, VT2 und HRTP.
- Eine Schätzung der Laufband(LB)-Leistung in Watt sollte nicht unkritisch erfolgen. Die Schätzformel nach Novacki ist nur für Protokolle mit zunehmender LB-Steigung sinnvoll. Die Schätzformel nach Schulz ist für Protokolle mit konstanter Steigung und steigender Geschwindigkeit gut geeignet.
- Die Leistung an der Armkurbel (AK) beträgt bei gut trainierten Läufern nur ca. 1/3 der Leistung am Fahrrad (FR). Dies sollte bei der Planung einer AK-Ergometrie beachtet werden.
- Es gibt einen signifikanten Zusammenhang zwischen der FR- und LB-Leistung sowie zwischen der FR-Leistung und LB-Geschwindigkeit bei Maximalbelastung. Daher lässt sich die zu erwartende maximale Laufgeschwindigkeit eines Sportlers aus der maximalen FR-Leistung berechnen.
- Lauftraining verschiebt die Schwellen am FR nicht zu höheren Leistungsbereichen ($\%P_{\max}$) als an der AK.
- Die Herzfrequenz (HF) an der anaeroben Schwelle ist bei Läufern am FR um etwa 10% niedriger als am LB. Es wird daher die Bestimmung einer eigenen Trainingsherzfrequenz für das FR empfohlen.
- Korrelationsanalysen zeigen einen signifikanten Zusammenhang zwischen der HF am LB und am FR auf allen Stufen. Mittels linearer Regression erstellte Formeln erlauben die Berechnung der FR-HF aus der LB-HF und vice versa. Dadurch könnten aufwendigere LB-Ergometrien weniger oft durchgeführt werden müssen.
- Die absoluten Laktatkonzentrationen, an denen es zu nicht linearen Abweichungen im Kurvenverlauf (LTP1, LTP2) kommt, sind bei verschiedenen Belastungsarten gleich hoch.

Literaturverzeichnis

- 1: Fritsch G, Hörtnagl H. Die sportmedizinische Untersuchung. In: Kompendium der Sportmedizin. Wien: Springer-Verlag; 2004. p.27
- 2: Held T. Grundprinzipien einer sinnvollen und sportartgerechten Leistungsdiagnostik. SLV Trainerbulletin. 1995;21:1-6.
- 3: Kroidl, Schwarz, Lehnigk. Sport und Präventivmedizin: Die Spiroergometrie in der Ausdauerleistungsdiagnostik. In: Kursbuch Spiroergometrie. Stuttgart: Thieme; 2010. p.200-211
- 4: Hofmann P. Spezialergometer. In: Kompendium der Sportmedizin. Wien: Springer-Verlag; 2004. p.35-36
- 5: Kroidl, Schwarz, Lehnigk. Vom (Atem-) Fluss zum (Atem-) Volumen. In: Kursbuch Spiroergometrie. Stuttgart: Thieme; 2010. p.16
- 6: Hofmann P, Wonisch M, Pokan R. Laktatleistungsdiagnostik - Durchführung und Interpretation. In: Kompendium der Sportmedizin. Wien: Springer-Verlag; 2004. p.103f
- 7: Pokan R, Hofmann P, Wonisch M, Hörtnagl H. Funktionsdiagnostik akuter und chronischer Anpassung des Herz-Kreislaufsystems an körperliche Belastung. In: Kompendium der Sportmedizin. Wien: Springer-Verlag; 2004. p.46-54
- 8: Wonisch M, Berent R, Klicpera M, Laimer H, Marko C, Pokan R, et al. Praxisleitlinien Ergometrie. Journal für Kardiologie. 2008;15 (Suppl A):10-11.
- 9: Conconi F, Ferrari M, Ziglio PG, Droghetti P, Codeca I. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. J Appl Physiol. 1982;52:869-873.
- 10: Hofmann P, Bunc V, Leitner H, Pokan R, Gaisl G. Heart rate threshold related to lactate turn point and steady state exercise on cycle ergometer. Eur J Appl Physiol. 1994;69(2):132-139.
- 11: Hofmann P, Pokan R, Preidler K, Leitner H, Szolar D, Eber B, et al. Relationship between heart rate threshold, lactate turn point and myocardial function. Int J Sports Med. 1994;15:232-237.
- 12: Hofmann P, Pokan R, Von Duvillard SP, Seibert FJ, Zweiker R, Schmid P. Heart rate performance during incremental cycle ergometer exercise in healthy young male subjects. Med Sci Sports Exerc. 1997;29(6):762-768.
- 13: Pokan R, Hofmann P, Preidler K, Leitner H, Dusleag J, Eber B, et al. Correlation between inflection of heart rate/work performance curve and myocardial function in exhaustive cycle ergometry. Eur J Appl Physiol. 1993;67:385-388.
- 14: Pokan R, Hofmann P, von Duvillard SP, Beaufort F, Smekal G, Gasser R, et al. The heart rate performance curve and left ventricular function during exercise in patients after myocardial infarction. Med Sci Sports Exerc. 1998;30(10):1475-1480.
- 15: Smekal G. Substratutilisation (muskulärer Energiestoffwechsel). In: Kompendium der Sportmedizin. Wien: Springer-Verlag; 2004. p.83-93
- 16: Pokan R, Hofmann P, Wonisch M,. Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung. In: Kompendium der Sportmedizin. Wien: Springer-Verlag; 2004. p.39-42
- 17: Wonisch M, Pokan R, Hofmann P. Funktionsdiagnostik akuter und chronischer

- Anpassung der Atmungsorgane. In: Kompendium der Sportmedizin. Wien: Springer-Verlag; 2004. p.133-143
- 18: Kroidl, Schwarz, Lehnigk. 9-Felder-Grafiken nach Wasserman. In: Kursbuch Spiroergometrie. Stuttgart: Thieme; 2010. p.118-142
 - 19: Wasserman K, Hansen J, Casabur R, Whipp BJ. Principles of exercise testing and interpretation. Philadelphia: Lea & Febiger 1999
 - 20: Wasserman K, Whipp BJ, Koysl SN, Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. J Appl Physiol. 1973;35(2):236-243.
 - 21: Kindermann W. Anaerobe Schwelle. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 2004;55(6):161-162.
 - 22: Meyer T, Lucia A, Earnest CP, Kindermann W. A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters - theory and application. Int J Sports Med. 2005;26 Suppl 1:38-48.
 - 23: Hofmann P, Bunc V, Leitner H, Pokan R, Gaisl G. Heart rate threshold related to lactate turn point and steady-state exercise on a cycle ergometer. Eur J Appl Physiol. 1994;69:132-139.
 - 24: Dekerle J, Baron B, Dupont L, Vanvelcenaher J, Pelayo P. Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. Eur J Appl Physiol. 2003;89:281-288.
 - 25: Dickhuth H-H, Yin L, Niess A, Rucker K, Mayer F, Heitkamp H-C, et al. Ventilatory, lactate-derived and catecholamine thresholds during incremental treadmill running: relationship and reproducibility. Int J Sports Med. 1999;20(2):122-127.
 - 26: Härtel S. Entwicklung und Analyse walkingbasierter Ausdauerstestverfahren im Rahmen der medizinischen Rehabilitation. Universitätsverlag Karlsruhe; 2007. p.81-94.
 - 27: Novacki P. Neue Aspekte der körperrgewichtbezogenen Fahrrad- und Laufbandergometrie für den Leistungs-, Breiten- und Rehabilitationssport. In: Sportmedizin für Breiten- und Leistungssport. Gräfelfing: Demeter; 1981. p.259
 - 28: Franklin BA. Aerobic exercise training programs for the upper body. Med Sci Sports Exerc. 1989;21(5Suppl):141-8.
 - 29: Caputo F, Denadai BS. Effects of aerobic endurance training status and specificity on oxygen uptake kinetics during maximal exercise. Eur J Appl Physiol. 2004;93:87-95.
 - 30: Basset F, Boulay M. Specificity of treadmill and cycle ergometer tests in triathletes, runners and cyclists. Eur J Appl Physiol. 2000;81:214-221.
 - 31: Roecker K, Striegel H, Dickhut H-H. Heart-Rate Recommendations: Transfer Between Running and Cycling Exercise?. Int J Sports Med. 2003;24:173-178.
 - 32: Carey DG, Tofte C, Pliego GJ, Raymond RL. Transferability of running and cycling training zones in triathletes: implications for steady-state exercise. J Strength Cond Res. 2009;23(1):251-8.
 - 33: Davis JA, Vodak P, Wilmore JH, Vodak J, Kurtz P. Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise. J Appl Physiol. 1976;41(4):544-50.