

**Bestimmung von Umstellpunkten
in der Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität
bei stufenförmiger ansteigender Ergometerbelastung
im Vergleich zu metabolischen und respiratorischen
Umstellpunkten.**

Diplomarbeit

zur Erlangung des akademischen Grades
eines Magisters der Naturwissenschaften

an der Karl – Franzens - Universität Graz

vorgelegt von

Norbert Zechner

am Institut für Sportwissenschaft

Begutachter: Univ. - Prof. Mag.phil. Dr.rer.nat. Peter Hofmann

Graz, 2011

Karl – Franzens - Universität Graz

Diplomarbeit

Bestimmung von Umstellpunkten in der Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Ergometerbelastung im Vergleich zu metabolischen und respiratorischen Umstellpunkten.

Norbert Zechner

Matr. Nr.: 0335300

Studienrichtung: Sportwissenschaft (B481)

Betreuer: Univ. - Prof. Mag.phil. Dr.rer.nat. Peter Hofmann

Ich versichere, dass ich diese Diplomarbeit selbstständig verfasst habe und andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmitteln nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Ich habe dieses Diplomarbeitsthema bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt und versichere, dass diese Arbeit mit der vom Begutachter beurteilten Arbeit übereinstimmt.

DATUM

UNTERSCHRIFT

Inhaltsverzeichnis

1.0 Vorwort	5
2.0 Allgemeine Einleitung zur Schwellenbestimmung.....	6
2.1. Anaerobic threshold (AT) Wasserman et al. (1964).....	6
2.2. Laktatleistungsdiagnostik	9
2.3. Herzfrequenzleistungsdiagnostik	11
3.0 Die Herzfrequenzvariabilität.....	12
3.1. Parameter der Herzfrequenzvariabilität.....	13
4.0 Vergleichbare Literatur.....	15
5.0 Ziele der Studie	22
6.0 Methodik	23
6.1. Probanden.....	23
6.2. Untersuchungs- und Auswertungsdesign	23
6.3. Statistik	25
7.0 Ergebnisse.....	25
7.1. Herzfrequenz- und Laktatverlauf.....	26
7.2. Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe	28
7.3. Ventilation	29
7.4. Atemzugvolumen und Atemfrequenz	30
7.5. Atemäquivalente für Sauerstoff und Kohlendioxid	31
8.0 Ergebnisse der Herzfrequenzvariabilität	32
8.1. Verlauf der Parameter SD1 bzw. RMSSD.....	32
8.2. Verlauf von SD1 und Herzfrequenz.....	33
8.3. Verlauf Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität	35
8.4. Verlauf Laktat und Herzfrequenzvariabilität.....	36
9.0 Schwellendiagnostik	37
9.1. Schwellenverläufe	37

9.2. Die einzelnen Schwellenverläufe	38
9.3. Die Dreiphasigkeit der HF und der HFV.....	39
9.4. Schwellenverlauf der HF + HFV.....	40
9.5. Zusammenfassung.....	41
10.0 Korrelationen.....	42
10.1. Zusammenhang der 1. Umstellpunkte nach der Leistung	42
10.2. Zusammenhang der 2. Umstellpunkte nach der Leistung	43
10.3. Zusammenhang der 1. Umstellpunkte nach der Sauerstoffaufnahme ..	44
10.4. Zusammenhang der 2. Umstellpunkte nach der Sauerstoffaufnahme ..	45
11.0 Diskussion.....	46
12.0 Literaturverzeichnis	51
13.0 Tabellenverzeichnis	55
14.0 Abbildungsverzeichnis.....	56

1.0 Vorwort

Bei der vorliegenden Diplomarbeit handelt es sich um eine Arbeit der Leistungsdiagnostik. Dieses Forschungsgebiet ist ein wesentlicher Bestandteil eines jeden sportlichen Erfolges. Sei es im Leistungssport, im Hochleistungssport oder einfach nur im Freizeit- und Gesundheitssport! In jeder dieser Unterteilungen kann man durch gezieltes und detailliertes Wissen beachtliche Trainingserfolge erzielen, sei es im Wettkampf, in der Rehabilitation oder im Gesundheitssport. Darum gewinnt ein nicht invasives Verfahren, wie zum Beispiel über die Herzfrequenz, eine Schwellenwertbestimmung zu erlangen, immer mehr an Bedeutung bzw. versucht sich diese Handhabung der Trainingssteuerung schon seit Jahren durchzusetzen. Recherchiert man in der Literatur, dann stellt sich heraus, dass seit dem Jahr 1988, wo es kaum noch Studien und Forschungen über die Herzfrequenzvariabilität gab, die Anzahl derer im Jahr 2000 bereits auf über 400 Publikationen pro Jahr gestiegen ist (Berbalk et al. in Hottenrott, 2002, S. 207).

Anhand dieser häufigen Publikation sieht man, in wie weit die Wissenschaft über die Herzfrequenz bzw. über die Herzfrequenzvariabilität heute bereits vorgedrungen ist. Laktatleistungsdiagnostik ist invasiv, benötigt viel Zeit, Material und Personal, ist daher teuer, unpraktisch für eine tägliche Durchführung, kann immer nur an einer einzelnen Person getestet werden und nicht in der Gruppe. Der von Conconi et al. (1982) entwickelte Test zur Bestimmung der von ihnen so genannten „Deflection velocity bzw. Heart Rate Deflection“ ist dazu im Vergleich viel einfacher und unblutig zu bestimmen, beinhaltet aber „nur“ die Herzfrequenz als Parameter, benötigt viel Erfahrung zur genauen Auswertung und ist noch mit weiteren Nachteilen verbunden. Dennoch hat sich dieses Verfahren im Laufe der Zeit etabliert. Ein Grund dafür ist wohl die große Aussagekraft dieses Punktes (Hofmann et al. in Pokan et al., 2004, S. 103 – 132).

Für eine vollkommene Optimierung und Ökonomisierung des Trainings ist es jedoch auch von großer Bedeutung den ersten Umstellpunkt im Organismus zu bestimmen bzw. seine Veränderungen durch körperliches Training zu dokumentieren.

Daher ist das Ziel bzw. die Hypothese dieser Arbeit über die Herzratenvariabilität den so genannten ersten Laktatumstellpunkt LTP_1 nach Pokan et al. in Pokan et al. (2004a), bzw. den „anaerobic threshold“ nach Wasserman et al. (1994), zu erfassen, wo der erste Anstieg der Blutlaktatkonzentration im System auftritt, und zu überprüfen, ob noch weitere Umstellpunkte über die Herzratenvariabilität definierbar sind. Anzustreben ist eine komplette, nicht invasive Trainingssteuerung über die Herzfrequenz bzw. die Herzfrequenzvariabilität zu erreichen.

Der erste Teil der Arbeit wird sich mit den Begriffserklärungen und Definitionen auseinandersetzen und danach werden Herzfrequenzdaten ausgewertet, analysiert und diskutiert.

2.0 Allgemeine Einleitung zur Schwellenbestimmung

In der Literatur findet man, dass bereits zu Beginn des 19. Jahrhunderts im Bereich der Schwellenbestimmung gearbeitet wurde bzw. bereits Schwellenkonzepte vorgestellt wurden. Fletcher und Hopkins fanden 1907 heraus, dass Laktat im Blut, abhängig von den Arbeitsbedingungen, während der Belastung ansteigt. Diesen Anstieg führten Sie auf eine Sauerstoffunterversorgung zurück. Hill und Lupton bezeichneten dies Anfang der 20er Jahre mit „ O_2 Defizit“. 1959 ermittelte Hollmann den so genannten Punkt des optimalen Wirkungsgrades der Atmung (POW). Es wurde aufgezeigt, dass der Anstieg des Atemminutenvolumens mit der Erhöhung des Laktatspiegels einhergeht (Coen, 1997, S. 7).

2.1. Anaerobic threshold (AT) Wasserman et al. (1964)

Für Verwirrung sorgt der Begriff „anaerobic threshold“ von Wasserman et al. (1964). Diese Schwelle erfasst nicht die anaerobe Schwelle, sprich das maximale Laktat-Steady-State (MLSS) bzw. den Laktat Turn Point 2 (LTP_2), sondern die aerobe Schwelle, sprich den Laktat Turn Point 1 (LTP_1) (Pokan et al. in Pokan et al., 2004a, S. 39).

In der Literatur findet man folgende englische Definition: "The exercise VO_2 above which anaerobic high-energy PO_4 production supplements aerobic high-energy PO_4 production, with consequential lowering redox state, increase in lactate/pyruvate (L/P) ratio, and net increase in lactate production at the site of anaerobiosis. Exercise above the AT is reflected in the muscle effluent and central blood by an increase in lactate concentration and L/P ratio, and a metabolic acidosis. Gas exchange is also affected by characteristic slowing of VO_2 kinetics and an increase in CO_2 output over that produced from aerobic metabolism, resulting from HCO_3^- buffering of lactic acid." (Wasserman et al., 1994, S. 434)

AT Wasserman ist jene Belastungsintensität bei der respiratorische bzw. ventilatorische Parameter wie Atemminutenvolumen (AMV) bzw. Ventilation (VE), Kohlendioxidabgabe (VCO_2) oder der respiratorische Quotient in Relation zur Sauerstoffaufnahme die Linearität verlassen und überproportional anzusteigen beginnen. Dadurch schlossen Wasserman et al., nach Erkenntnissen von Hollmann, 1959 bei ihren Messungen indirekt auf jene Belastungsintensität wo das Laktat im Blut ansteigt, ohne jedoch die Laktatkonzentration im Blut mitgemessen zu haben. Dieser Bereich wird häufig auch als ventilatorische Schwelle bezeichnet (Coen, 1997, S. 7).

Das 2 mmol Konzept von Kindermann et al. (1979) bzw. das 4 mmol Konzept von Mader et al. (1976) sind nach dem heutigen Stand der Wissenschaft nicht mehr aktuell. Grundlegend dient das 3-Phasen Konzept der Energiebereitstellung (EB) von Skinner und Mc Lellan (1980) mit Phase I (aerobe EB), Phase II (aerob-anaerobe Übergangsphase der EB) und Phase III (anaerobe EB). Für eine sinnvolle Trainingsgestaltung ist eine genaue Bestimmung der einzelnen Phasen der Energiebereitstellung unbedingt notwendig. Man kann bei einem stufenförmigen Ergometertest auf die Laktatkonzentration im Blut, auf respiratorische bzw. ventilatorische Parameter (Atemgase) und auf die Herzfrequenz zurückgreifen (Pokan et al. in Pokan et al., 2004a, S. 39 - 40).

In der folgenden Tabelle sind die wichtigsten Schwellenkonzepte angeführt:

Tabelle 1: Schwellenkonzepte (Pokan et al. in Pokan et al., 2004a, S. 40)

	Atemgase	Blutlaktatkonzentration	Herzfrequenz
PHASE I (aerobe Phase)			
aerobe Schwelle	AT (anaerobic threshold) Wasserman et al. 1964	2 mmol (Kindermann et al. 1979)	
	AT (V-slope) Beaver et al. 1886	LT (log-log Transformation) Beaver et al. 1985	
	VT₁ (McLellan 1985, Weston and Gabbet 2001)	LT (Tiefpunkt Laktatäquivalent) Aunola and Rusko 1988, Berg et al. 1980	
	VE/VO₂ (Tiefpunkt Atemäquivalent O ₂) Simonton et al. 1988	LTP₁ (first lactate turn point) Hofmann et al. 1997, Pokan et al. 1997	
PHASE II (aerob-anaerobe Übergangsphase)			
	RCP (resp. comp. Point) Beaver et al. 1886	4 mmol (Mader et al. 1976)	Vd (deflection velocity) Conconi et al. 1982
	VT₂ (McLellan 1985, Weston and Gabbet 2001)	IAT (diffusions-eliminations-Model) Stegmann et al. 1981, Urhausen et al. 1993)	HRd (heart rate deflection) Conconi et al. 1996
	VE/VCO₂ (Tiefpunkt Atemäquivalent CO ₂) Simonton et al. 1988	OBLA (Karlsson and Jacobs 1982)	HRT (heart rate threshold) Hofmann et al. 1994, Hofmann et al. 1997
anaerobe Schwelle		LTP (lactate turn point) Davis et al. 1983, Hofmann et al. 1994	HRTP (heart rate turn point) Pokan et al. 1998, Pokan et al. 1999
		LMT (Laktat-In-und Evasions-Technik, Laktatsenke) Tegtbur et al. 1993	
		LTP₂ (second lactate turn point) Hofmann et al. 1997, Pokan et al. 1997	
		IAT (LT + La 1,5 mmol) Dickhuth et al. 1999, Röcker et al. 1998)	
PHASE III (anaerobe Phase)			

Wie man aus Tabelle 1 entnehmen kann, hat sich eine Trainingssteuerung über die Herzfrequenz mit dem so genannten Conconi – Test (Conconi et al., 1982)

durchgesetzt. Dieser Test, der zur Bestimmung der anaeroben Schwelle herangezogen wird, ist ein nicht invasives Verfahren, auf das später noch in dieser Arbeit detaillierter eingegangen wird. Sieht man sich in der Tabelle die Spalte Herzfrequenz genauer an, sieht man im Bereich der aeroben Schwelle eine leere Spalte. Diese durch ein ebenfalls nicht invasives Verfahren zu füllen, ist Ziel dieser Arbeit indem man über die Herzratenvariabilität die Bestimmung der aeroben Schwelle anstrebt und überprüft, ob es noch möglich ist einen weiteren Umstellpunkt bzw. den 2. Umstellpunkt zu erfassen.

2.2. Laktatleistungsdiagnostik

Wie im Vorwort bereits erwähnt ist Laktatleistungsdiagnostik invasiv, benötigt viel Zeit, Material und Personal, ist daher teuer, unpraktisch für eine tägliche Durchführung, kann immer nur an einer einzelnen Person getestet werden und nicht in der Gruppe.

Vor allem durch die hohe wissenschaftliche Absicherung ist die Bestimmung der Laktatkonzentration im Blut zu einer Standardmethode während und auch nach der Belastung geworden. Eine saubere Durchführung setzt natürlich gute Kenntnisse über die verschiedenen Testverfahren aber auch eine Reihe von organisatorischen Bedingungen voraus. Der Laktatverlauf während stufenförmiger Belastung dient zur Bestimmung der aeroben Leistungsfähigkeit und zur Festlegung von Schwellenwerten.

In weiterer Folge zur Einteilung metabolischer Trainingszielbereiche und zur Analyse des Einflusses von körperlichem Training, spricht eine Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit im Quer- oder Längsschnitt (Rechtsverschiebung und Steilheit der Kurve). Die graphische Darstellung der ansteigenden Laktatkonzentration wird in der Literatur vielfach als Laktatleistungskurve (LLK) bezeichnet (Hofmann et al. in Pokan et al., 2004, S. 103 – 132).

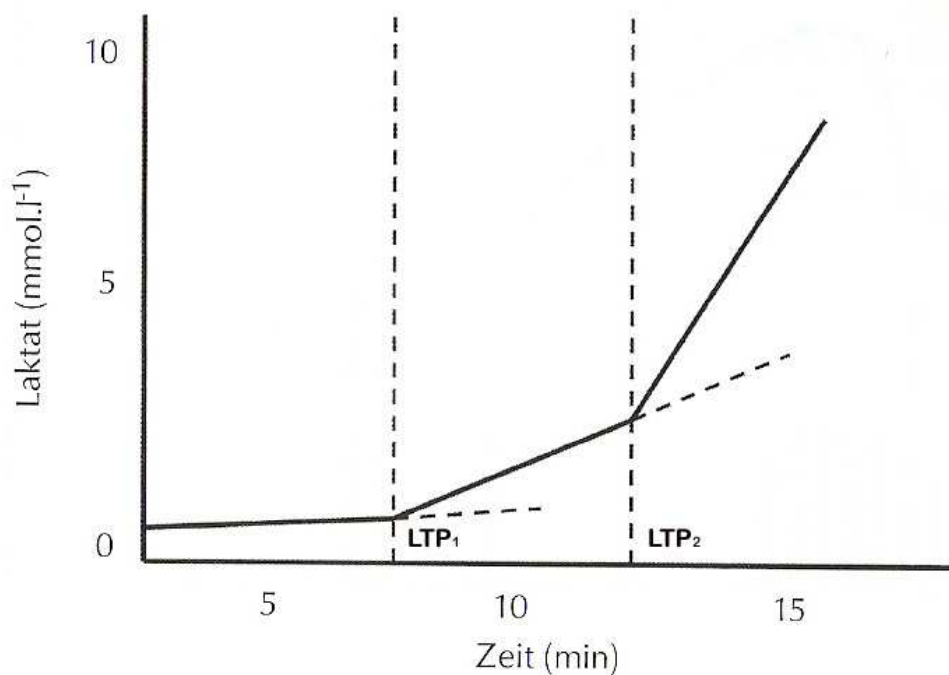


Abbildung 1: Schematische Darstellung von typischen Änderungen der Blutlaktat-Konzentration (La) während stufenförmiger Belastung (Hofmann et al. in Pokan et al., 2004, S. 106)

Aus Abbildung 1 sind die bereits genannten drei Phasen der Energiebereitstellung ersichtlich. Für diese Arbeit von Relevanz ist vor allem die Phase I. Ausgangswerte der Laktatkonzentration im Blut belaufen sich auf 0,4 bis 1,5 mmol/l, im Mittel auf 0,9 mmol/l (Hofmann et al. in Pokan et al., 2004, S. 104) bzw. auf 0,8 bis 1,5 mmol/l (Hottenrott u. Neumann, 2010, S. 290).

Bei geringer körperlicher Belastung entsteht in der arbeitenden Muskulatur Laktat, welches jedoch nicht im System messbar ist, weil es innerhalb des Muskels verstoffwechselt wird. Laut wissenschaftlichen Erkenntnissen ist das bis in etwa 45 % der Maximalleistung der Fall. Wird diese Grenze der Leistung überschritten, die natürlich eine individuelle Grenze ist und von mehreren Faktoren wie z.B. Trainingszustand oder Ernährung abhängig ist, kann die jeweilige Muskulatur das anfallende Laktat nicht mehr selbst eliminieren und es diffundiert bzw. wird durch so genannte Laktat-Transporter in den Kreislauf transportiert und taucht dort messbar auf. Dieser Anstiegspunkt der Blut - Laktatkonzentration über den Ruhewert – auch als Laktat Turn Point (LTP₁)

beschrieben – signalisiert das Ende der Phase I, der bereits erwähnten aeroben Energiebereitstellung (Hofmann et al. in Pokan et al., 2004, S. 105).

Diesen Punkt gilt es über die Herzratenvariabilität zu bestimmen. Danach folgt Phase II mit dem „Maximalen Laktat Steady State“ (MLSS) bzw. der „anaeroben Schwelle“, der bedeutendsten Kenngröße der Ausdauerleistungsfähigkeit. Der Übergang zur Phase III kann mit der zweiten abrupten Änderung der Laktatkonzentration, dem Zweiten Laktat Turn Point (LTP₂) beschrieben und bestimmt werden (Hoffmann et al., 1997, S. 762 – 768).

2.3. Herzfrequenzleistungsdiagnostik

Grundlage für die Herzfrequenzleistungsdiagnostik sind die Erkenntnisse von Conconi et al. aus dem Jahr 1982. Sie zeigten auf, dass die Herzfrequenz bei einem Stufentestverfahren linear bis zu einem gewissen Niveau der Belastung ansteigt und dann die Linearität verlässt bzw. abflacht, Abbildung 2. Diesen Punkt der Kurve bezeichneten sie als v_d (velocity deflection) bzw. den Herzfrequenzwert als p_d (pulse deflection) (Conconi et al., 1982, S. 869 – 873).

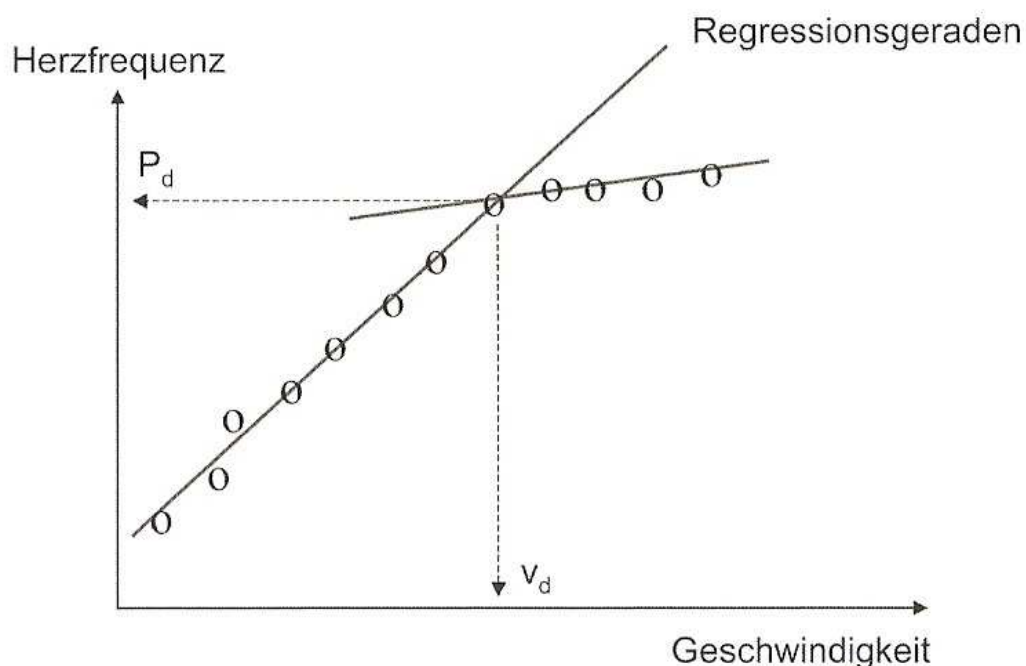


Abbildung 2: Bestimmung des Deflektionsknickpunkts mittels zweier Regressionsgeraden (Hottenrott u. Neumann, 2008, S. 130)

In der Folge kamen Bezeichnungen wie „heart rate threshold“ oder „heart rate turn point“ hinzu. In 85% der Fälle konnte ein Abknicken der Herzfrequenzkurve nach rechts nachgewiesen werden, wobei die Schwelle im Bereich zwischen 60 und 90 Prozent der maximalen Herzfrequenz liegt. Diese Methode wird erfolgreich zur nicht invasiven Bestimmung der anaeroben Schwelle (siehe LTP₂), dem Übergang zur anaeroben Energiebereitstellung aus der aeroben – anaeroben Übergangsphase, herangezogen (Pokan et al. in Pokan et al., 2004b, S. 50 – 55).

Der Conconi - Test eignet sich für Aussagen über die aeroben bzw. anaeroben individuellen Leistungen (Hottenrott u. Neumann, 2010, S. 289) jedoch ist er für die Trainingssteuerung nur bedingt geeignet bzw. kann er die geltende Laktatleistungsdiagnostik nicht ersetzen. Wie schon erwähnt ist der Test nach Conconi et al. (1982) ein unblutiges Verfahren, welches viele Vorteile aber auch gewisse Nachteile, auf welche in dieser Arbeit nicht näher eingegangen werden, mit sich bringt. Auf jeden Fall ist die Bestimmungsmethode ein Vorreiter in der Herzfrequenzleistungsdiagnostik und steht daher seit Jahren im Mittelpunkt vieler Forschungen in diesem Bereich, an die es anzuknüpfen gilt (Weineck, 2010, S. 314 - 316).

3.0 Die Herzfrequenzvariabilität

Die Herzfrequenzvariabilität oder Heart Rate Variability (HRV) definiert den zeitlichen Unterschied von Herzschlag zu Herzschlag, sprich von R-Zacke zu R-Zacke in der Zeiteinheit Millisekunden (ms). Diese zeitlichen Unterschiede, von über 100 ms und mehr, sind Indikatoren normaler Anpassungsreaktionen bei gesunden Personen. Somit ist die Variabilität der Herzfrequenz eine Kenngröße der Anpassungsfähigkeit des Körpers an äußere bzw. innere Belastungen. Hauptsächlich verantwortlich dafür ist die Balance zwischen dem sympathischen Nervensystem und dem parasympathischen Nervensystem (NS). Das parasympathische NS (Nervus Vagus) bewirkt dabei eine schnelle Absenkung der Herzfrequenz bzw. Erhöhung der Variabilität. Das sympathische NS (Adrenalin und Noradrenalin) arbeitet dagegen und ist für die Erhöhung der Herzfrequenz bzw. Verminderung der Variabilität zuständig, wobei diese

Stimulation deutlich langsamer wirkt als die der Vagusstimulation, welche in Körperruhe vorherrschend ist. Das bedeutet, dass die Variabilität in Ruhe immer größer ist als bei sportlichen Betätigungen und daher die Muskulatur, neben anderen Einflussfaktoren, der Größte ist. (Hottenrott in Hottenrott, 2002, S. 9 - 26, Pokan et al. in Pokan et al., 2004b, S. 59 – 63) Folgende Prinzipdarstellung sollte dies verdeutlichen:

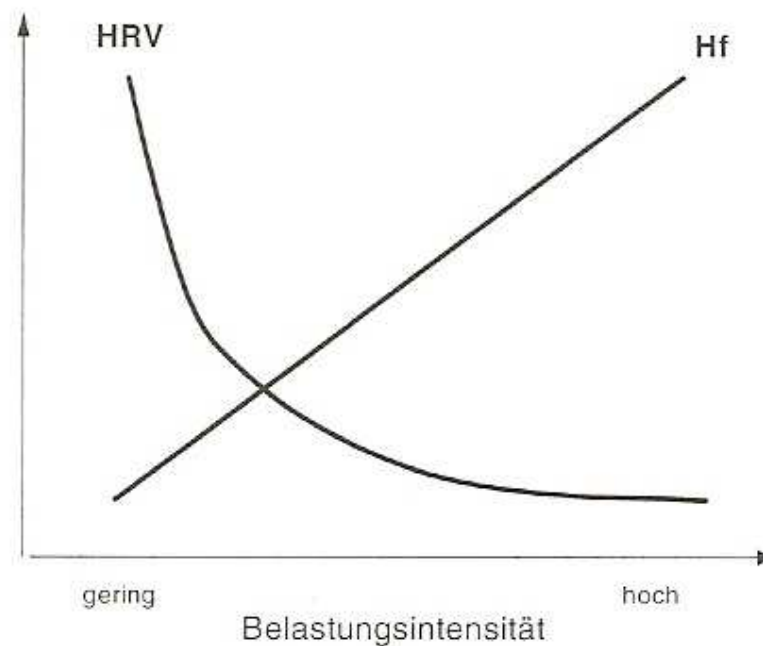


Abbildung 3: Prinzipdarstellung des Verlaufs von Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung (Hottenrott in Hottenrott, 2002, S. 13)

Aus Abbildung 3 kann man erkennen, dass sich die HRV zuerst deutlich vermindert und danach auf ein Minimum zusteuert. Die Untersuchung dieser HRV Kurve und die eventuelle Bestimmung einer oder mehrerer Schwellen wird, wie schon erwähnt, die Aufgabe dieser Arbeit sein. Des Weiteren werden diese dann in Relation zu anderen Schwellen gesetzt und Vergleiche angestellt.

3.1. Parameter der Herzfrequenzvariabilität

Man unterscheidet die Parameter der Zeitbereichsanalyse, die Parameter der Frequenzanalyse und die Parameter aus dem Streudiagramm.

Tabelle 2: Parameter der Herzfrequenzvariabilität (Berbalk et al. in Hottenrott, 2002a, S. 211, Hottenrott in Hottenrott, 2002, S. 15)

Parameter	Einheit	Definition
Streudiagramm		
stda (SD2)	ms	Standardabweichung der Punkteverteilung im Längsdurchmesser des Streudiagramms
stdb (SD1)	ms	Standardabweichung der Punkteverteilung im Querdurchmesser des Streudiagramms
Zeitbereichsanalyse		
SD	ms	Standardabweichung der RR-Intervalle
RMSSD <small>(root mean square successive difference)</small>	ms	Wurzel des Mittelwerts der quadrierten Differenzen aufeinander folgender RR-Intervalle
pNN50	%	Prozentsatz (Anzahl) aufeinander folgender RR-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen
Frequenzanalyse		
TP <small>(Total Power)</small>	ms ²	Energie im Gesamtleistungsdichtespektrum
LF <small>(Low Frequency)</small>	ms ²	Energie im Leistungsdichtespektrum von 0,04 bis 0,15 Hz
LF-Prozent	%	Prozentualer Anteil LF am Gesamtleistungsdichtespektrum
HF <small>(High Frequency)</small>	ms ²	Energie im Leistungsdichtespektrum von 0,15 bis 0,40 Hz
HF-Prozent	%	Prozentualer Anteil HF am Gesamtleistungsdichtespektrum
LF/HF-Verhältnis	%	Prozentuales Verhältnis von LF zu HF

Hohe Werte beim RMSSD Wert, beim pNN50 Wert und beim SD1 Wert deuten auf vermehrten Einfluss des Parasympathikus hin und sind der Kurzzeitvariabilität zuzuschreiben. Der stdb (SD1) Wert (hochfrequente Änderungen) und der stda (SD2) Wert beschreiben den Quer- bzw. den Längsdurchmesser in einem Poincaré Plot, Streudiagramm. Der stda (SD2) Wert ist der Langzeitvariabilität

zuzuschreiben und ist von überwiegendem Sympathikuseinfluss gekennzeichnet. Der SD Wert aller Herzzeitintervalle kennzeichnet die Gesamtvariabilität und unterliegt somit beiden Einflüssen. Genaue Definitionen entnimmt man aus Tabelle 2 (Hottenrott in Hottenrott, 2002, S. 9 - 26, Pokan et al. in Pokan et al., 2004b, S. 59 – 63, Berbalk et al. in Hottenrott, 2002a, S. 209).

Auf die Parameter der Frequenzanalyse wird hier nicht näher eingegangen. Die Gruppierungen der Parameter sind in Tabelle 3 zusammengefasst:

Tabelle 3: Wesentliche inhaltliche Gruppierungen von Parametern der Herzfrequenzvariabilität (Berbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 31)

Gruppierungen	Streudiagramm	Zeitbereichsanalyse	Frequenzanalyse
Gesamtvariabilität		SD	TP (Total Power)
Kurzzeitvariabilität	Stdb (SD1)	RMSSD	HF, HF%
Langzeitvariabilität	Stda (SD2)		LF, LF %
Sympathovagale Balance			LF/HF %

4.0 Vergleichbare Literatur

Die Dominanz des vagalen Einflusses in Ruhe zeigt sich durch eine niedrige Herzfrequenz und einer hohen Herzfrequenzvariabilität. Mit beginnender Belastung kommt es zuerst zu einer vagalen bzw. parasymphatischen Reduktion und dann zu einer sympathischen Verstärkung, was mit einer Zunahme der Herzfrequenz bzw. Abnahme der Herzratenvariabilität bis zur Ausbelastung assoziiert. Zwischen 40 und 60 % der VO_{2max} nimmt der vagale Einfluss deutlich ab und es ist vorwiegend die Sympathikusaktivität für die Steigung der Herzfrequenz und Abnahme der Variabilität verantwortlich. Laut Tulppo et al. (1996) besteht kein Zusammenhang an der „anaerobic treshold“ von Wassermann et al. (1964) mit der quantitativen Analyse der Herzfrequenzvariabilität. Nach der definierten Schwelle fällt die Variabilität progressiv bis zum Ende der Belastung ab. Die bisherigen Ergebnisse zeigen lediglich einen Zusammenhang zwischen dem autonomen Nervensystem und der

ventilatorischen Schwelle. Abbildung 4 verdeutlicht den Verlauf der Herzfrequenz (Tulppo et al., 1996, S. 244 - 252).

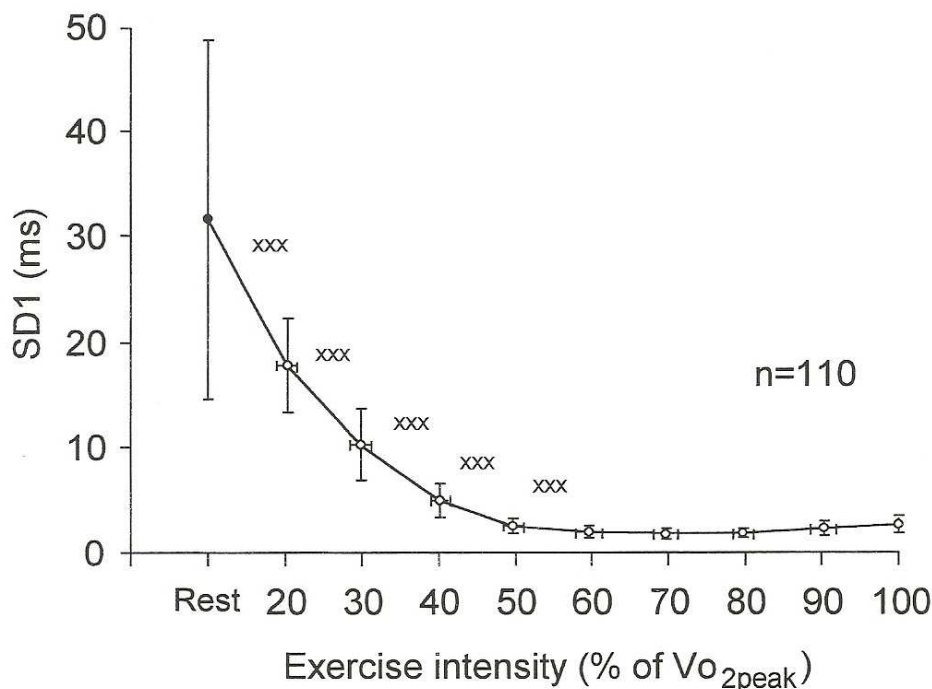


Abbildung 4: Changes in standard deviation of instantaneous beat-to-beat RR interval variability (SD1) from Poincaré plot during exercise compared with VO_{2peak} (Tulppo, 1998, S. 39)

Aimet et al. (2001) verglichen die Parameter aus dem Streudiagramm mit den Parametern der Frequenzanalyse mittels Fahrradergometertest bei Belastung und in Ruhe. Sie fanden heraus, dass der SD1 Wert vor allem mit dem High Frequency (HF) Wert, jedoch auch mit allen anderen Werten der Frequenzparameter korrelieren. Sie zeigten vergleichbare Ergebnisse auf wie Tulppo et al. (1996), ebenfalls in Bezug auf die ventilatorische Schwelle bzw. LTP_1 , wo die Korrelation abnahm. Sie bestimmten einen SD1 Wert beim LTP_1 von $2,60 \pm 1,18$ ms aus 53 männlichen und weiblichen Probanden, gingen aber nicht näher auf eine Schwellenbestimmung ein. Ebenfalls wird ein steiler Abfall der HRV bis hin zum LTP_1 beschrieben (Aimet et al., 2001, S. 7 - 14)

Berbalk und Neumann (2002) definierten eine HRV – Schwelle, welche den Übergang von sympathovagaler zu überwiegend sympathischer Steuerung des Herzens beschreibt. Am Anfang bzw. bis ca. 50 % der maximalen Leistung bzw. VO_{2max} fallen die Parameter der Herzfrequenzvariabilität sehr steil ab, was auf den reduzierten Vaguseinfluss zurückzuführen ist. Anhand der Kurzzeitparameter

(SD1 bzw. stdb und RMSSD) zeigt sich in weiterer Folge eine Plateauphase mit einem individuellen Minimum (als Schwellenwert definiert) und einem Wiederanstieg. Parameter der Langzeitvariabilität (SD2 bzw. stda) mit Sympathikuseinfluss fallen bis zum Belastungsende kontinuierlich ab und gehen gegen null, Abbildung 5 (Berbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 27 - 40).

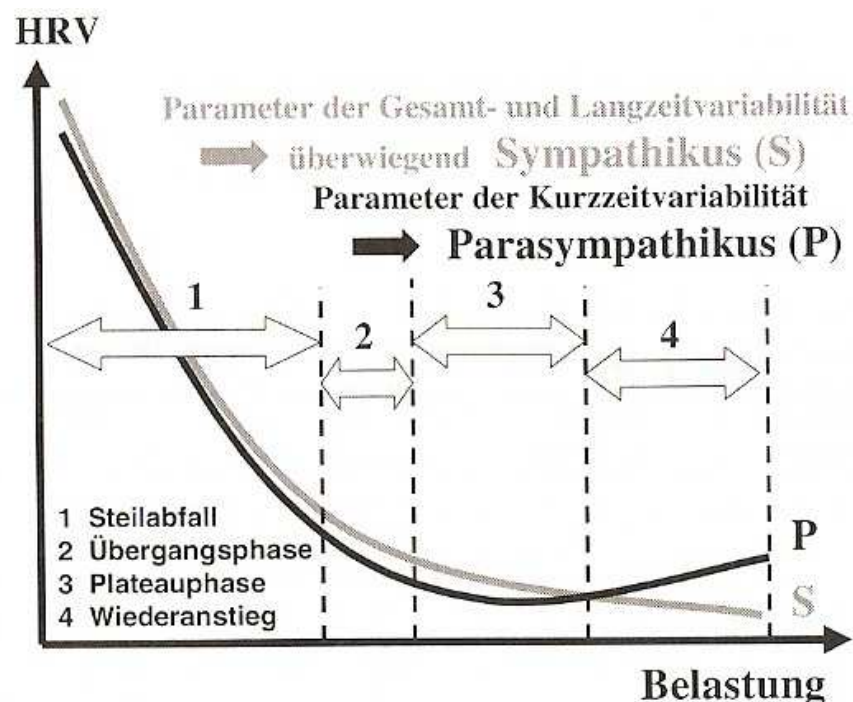


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Dynamik der Parameter der HRV bei ansteigender Belastung (Berbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 33)

Die individuelle vegetative Schwelle bei der Fahrradergometrie mit 46 Probanden befand sich bei einer durchschnittlichen Leistung von 232 W, einem SD1 Wert von 1,8 ms und einem RMSSD Wert von 2,6 ms. Des Weiteren bei durchschnittlich 67 % der P_{max}/VO_{2max} , 80 % der HF_{max} und 92 % der IAS nach Dickhuth et al. (1989) bzw. 10 % unter der ventilatorischen Schwelle, Abbildung 6 (Berbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 37).

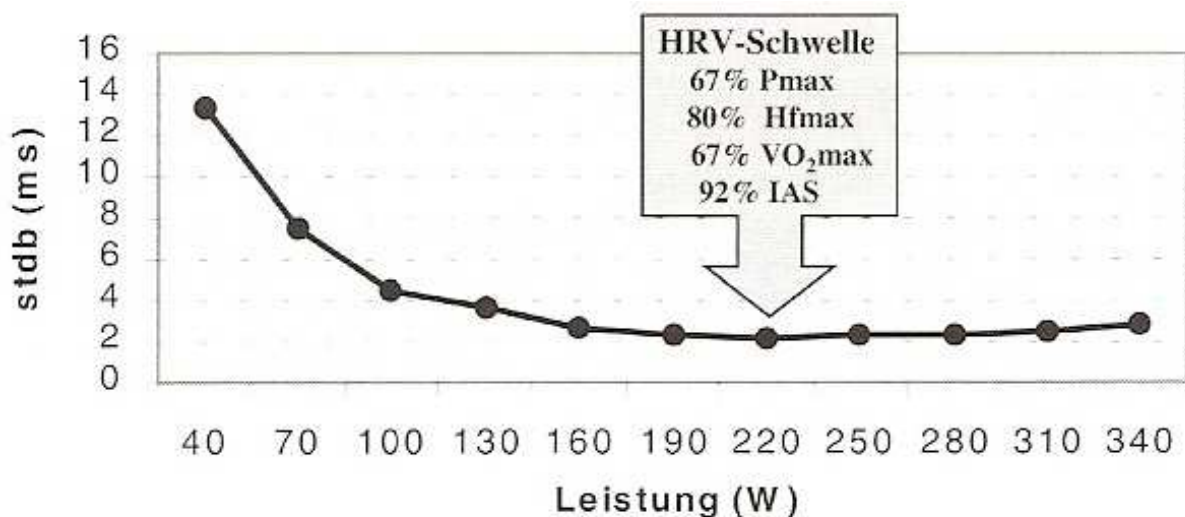


Abbildung 6: Zusammenhang zwischen der HRV – Schwelle und weiteren leistungsdiagnostischen Kenngrößen (Bərbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 37)

Die HRV erwies sich als neue Funktionsgröße in der Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung. Eine, unter vielen Schlussfolgerungen war, dass die individuelle HRV Schwelle typische Anpassungen in Relation mit der Ausdauerleistungsfähigkeit zeigt und mit metabolischen und ventilatorischen Schwellen korreliert (Bərbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 27 - 40)

Eine Studie von 31 männlichen Probanden im Alter von 14 – 16 Jahren, ebenfalls mit Kurzzeitvariabilitätsparametern (SD1- und RMSSD Werte), bezeichnet die HRV – Schwelle als HRV - Minimum. Die Leistung an diesem Punkt wird mit der maximalen Leistung, der Leistung bei Laktat 2, 3 und 4 mmol/l und der Leistung des Atemäquivalents verglichen. Bei 20 Probanden konnte ein Minimum bzw. ein Wiederanstieg der Parameter zum Ende der Belastung gefunden werden. Alle Werte korrelierten mit dem HRV – Minimum und die genannte Schwelle trat im Mittel bei 3,6 mmol/l Laktat, bei 90 % der HF_{max} , bei 76 % der P_{max} bzw. 78 % der VO_{2max} auf. Schlussendlich stellte sich heraus, dass die einfach durchzuführende Messung des HRV – Minimums eine sinnvolle Ergänzung zur Trainingssteuerung darstellt, Abbildung 7 (Röttger et al. in Hottenrott, 2006, S. 110 – 122).

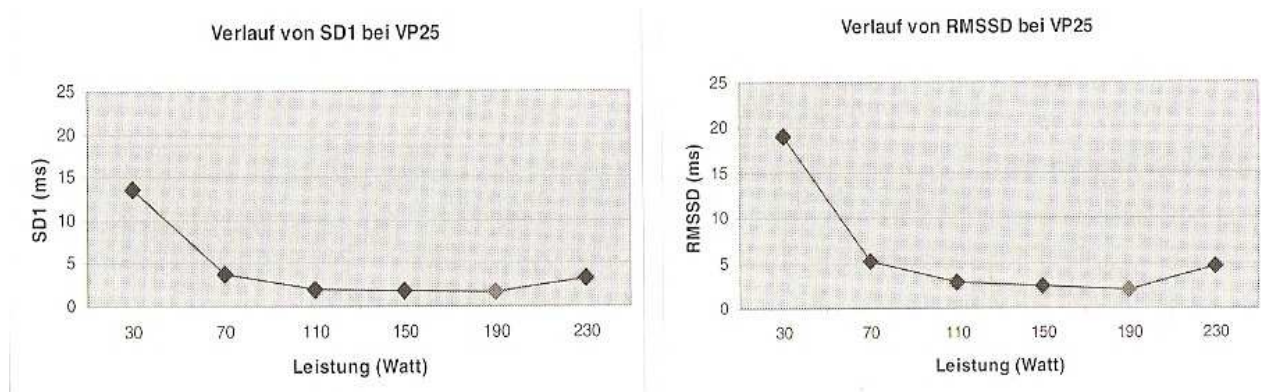


Abbildung 7: Verläufe von RMSSD und SD1 bei einem Probanden (VP25) mit einem HRV – Minimum bei 190 Watt (Röttger et al. in Hottenrott, 2006, S. 115)

Kuhn und Platen (2004) untersuchten mittels standardisierter Fahrradergometrie bei 31 kardialen Patienten mittels Kurzzeitvariabilitätsparameter ein HRV – Minimum und verglichen es mit der Leistung bei 4 mmol/l Laktat. Bei Probanden, wo ein HRV – Minimum festgestellt werden konnte, korrelierte dies mit der Leistung von 4 mmol/l Laktat hochsignifikant. Somit zeigte sich, dass die Trainingssteuerung mittels der HRV – Schwelle zu eignen scheint, vor allem bei sportlich hoch motivierten kardialen Patienten, wenngleich das 4 mmol Konzept von Mader et. al (1976), wie schon erwähnt, nach dem heutigen Stand der Wissenschaft widerlegt wurde. (Kuhn u. Platen in Hottenrott, 2004, S. 65 – 73).

Felgner und Hottenrott (2004) untersuchten bei 16 gesunden Sportstudenten bei steigender Belastungsintensität beim Laufen, Radfahren und Rudern die HRV für die so genannte OWN ZONE Bestimmung. Dabei bestimmten Sie die Herzfrequenzwerte bei einem SD1 Wert von 4 ms, weil die Kurvenverläufe dort zu einer deutlichen Plateaubildung tendieren. Verglichen mit der Untergrenze der OWN ZONE bestanden keine Unterschiede. Daher könnte die Herzfrequenz bei diesem SD1 Minimum ein relevanter Wert für die Trainingssteuerung sein, Abbildung 8 (Felgner u. Hottenrott in Hottenrott, 2004, S. 198 – 206).

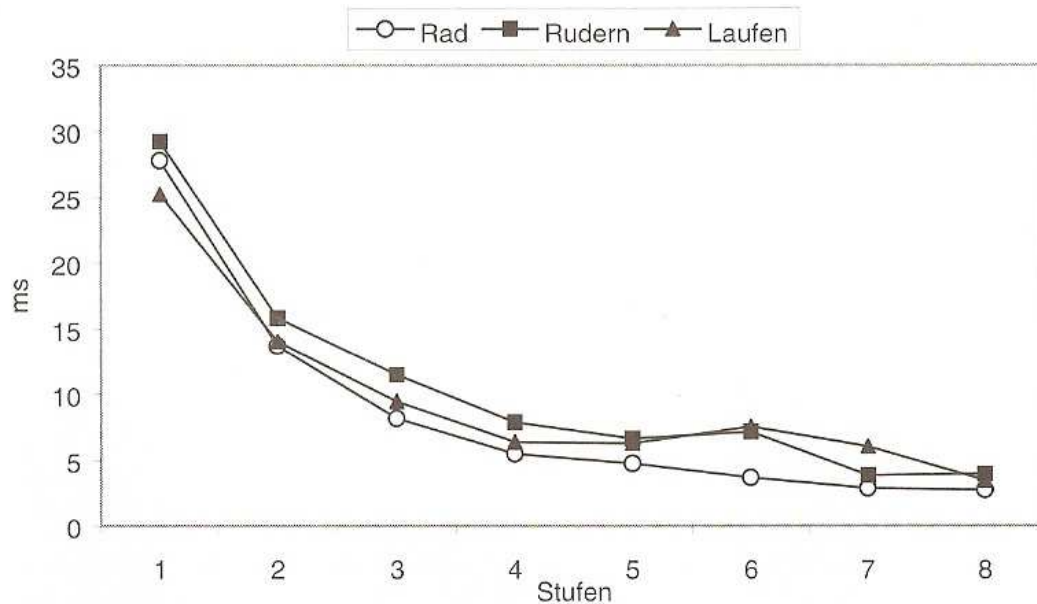


Abbildung 8: SD1-Werte bei steigender Belastungsintensität (Felgner u. Hottenrott in Hottenrott, 2004, S. 203)

Eine vorangegangene Studie mit 16 lauferfahrenen Sportlern überprüfte bei 2 Laufbandstufentests inwieweit über die HRV Trainingszonen bestimmbar sind und wie die Stoffwechselbeanspruchung im Bereich der OWN ZONE ist. Als Ergebnis wurde ein SD1 Minimum bei 66 % der VO_{2max} und 78 % der HF_{max} bestimmt, Abbildung 9 (Böhm et al. in Hottenrott, 2002, S. 55 – 65)

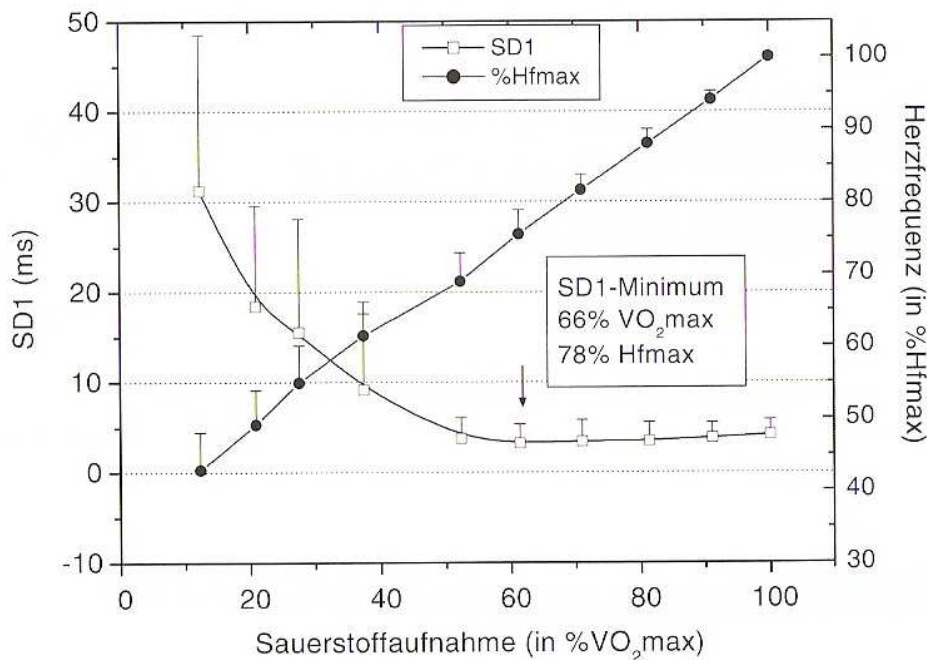


Abbildung 9: Herzfrequenz (in % Hf_{max}) und HRV – Kurzzeitvariabilität (SD1 Werte) als Funktion der relativen Sauerstoffaufnahme (in % VO_{2max}) (Böhm et al. in Hottenrott, 2002, S. 63)

Aus Abbildung 9 erkennt man den Wiederanstieg der HRV nach dem definierten Minimum. Die Werte liegen laut dieser Studie signifikant unter der individuellen anaeroben Schwelle. Betont wird der Vergleich zu anderen Schwellenkonzepten wobei die „HRV Schwelle“ als praktikabel für die Bestimmung der Ausgangslage des Sportler vor jedem Training wäre, da sie sensibel auf exogene und endogene Einflüsse reagiert (Böhm et al. in Hottenrott, 2002, S. 55 – 65)

Karapetian et al. (2008) zeigten in einer weiteren Studie eine Korrelation von 0,82 – 0,89 zwischen HRV – Schwelle und Ventilatorischer Schwelle bzw. LTP_1 und bejahen den Gebrauch der HRV Schwelle zur Bestimmung des Umschlagpunktes als nicht invasive Methode. 18 Freiwillige zwischen 18 und 42 Jahren unterzogen sich einer Fahrradergometrie. Ausgewertet wurden die Parameter der Zeitbereichsanalyse RMSSD und SD. Es wurde jener Punkt lokalisiert, wo kein weiterer Abfall der Werte mehr erkennbar war. Dieser wurde als ein Indiz der Abnahme des vagalen Einflusses bezeichnet, Abbildung 10 (Karapetian et al., 2008, S. 652 – 657).

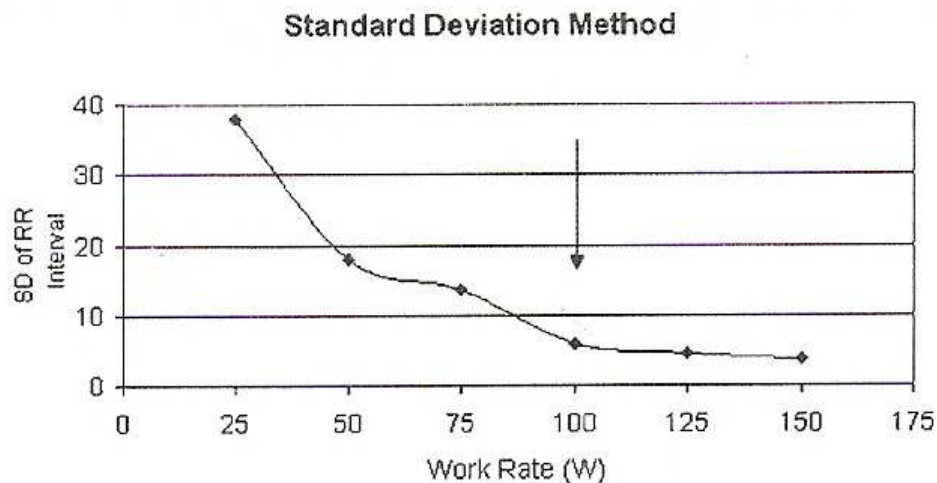


Abbildung 10: Visual detection of HRVT (HRV deflection point indicated by the arrow) using SD method. The SD of RR intervals was calculated and plotted for each stage of exercise. (Karapetian et al., 2008, S. 654)

Eine aktuelle Studie untersuchte die “heart rate variability threshold” HRVT bei neun Probanden mit Typ 2 Diabetes und 10 nicht Diabetikern mittels Fahrradergometertest und den Parametern RMSSD und SD1. Für die Herzfrequenzvariabilität wurden jeweils die letzten 60 Sekunden jeder 3 Minuten Stufe herangezogen. Als Ergebnis wurde die HRVT zur Bestimmung von LT und

VT für beide Gruppen als gültig betrachtet. Vor allem für die Gruppe der nicht Diabetiker wurden Korrelation von 0,91 bis 0,98 in Bezug auf die Wattleistung festgestellt. Die HRVT signalisiert den Übergang von einer niedrigen zu einer höheren Sympathikusaktivität. Die Schwellen sowohl für RMSSD und SD1 wurden bei Intensitäten von 64,8 % bis 66,6 % VO_{2max} festgestellt und sind mit anderen Studien vergleichbar, siehe Abbildung 11 (Sales et al., 2011).

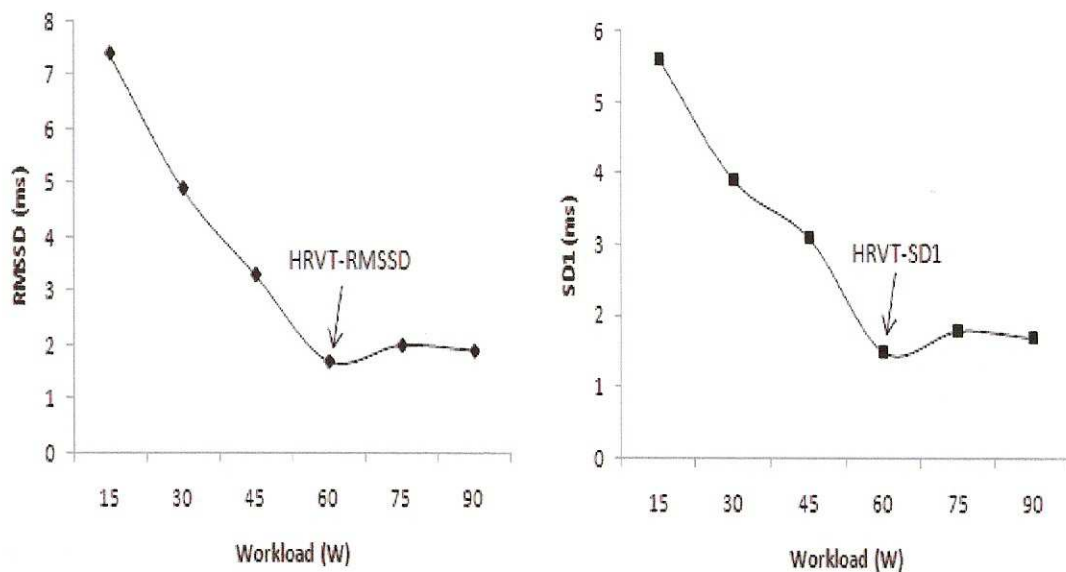


Abbildung 11: For the determination of the HRVT, a stabilization point lower than 3 ms was adopted for of the vagal activity indices (SD1 and RMSSD) plotted against the absolute workload (Sales et al., 2011, S. 8)

5.0 Ziele der Studie

Ziel dieser Studie ist es, über den Verlauf der Herzratenvariabilität einen bzw., wenn möglich, zwei Umstellpunkte zu erfassen und diese mit den eingangs beschriebenen Schwellenwerten zu korrelieren. Es sollte herausgefunden werden, ob es möglich ist, über die Herzfrequenz bzw. die Herzfrequenzvariabilität ein leistungsdiagnostisches Profil mit den beiden Umstellpunkten darzustellen. Es wird überprüft, in wie weit diese Werte mit anderen Parametern, wie Laktat oder Sauerstoffaufnahme, vergleichbar sind. Vor- und Nachteile der Ergebnisse bzw. der Methode werden diskutiert.

6.0 Methodik

6.1. Probanden

Bei der untersuchten Population handelt es sich um 20 weibliche und 20 männliche Sportstudentinnen und Studenten im durchschnittlichen Alter von 21 Jahren (Tabelle 4), die den Eingangstest am Fahrradergometer nach positiv bestandener Aufnahmeprüfung, als Zulassung zum Studium, durchführten. Es handelt sich um eine homogene Gruppe, die als sportlich fortgeschritten und gut ausdauertrainiert bezeichnet werden kann.

Tabelle 4: Beschreibung der untersuchten Gesamtpopulation (n=40) bzw. der weiblichen (n=20) und männlichen (n=20) Sportler. MW = Mittelwert, STABW = Standardabweichung

Kennwerte	MW ± STABW	Minimum	Maximum
Alter Alle in Jahre (n=40)	21,2 ± 2,2	18	27
Körpergröße Alle in cm (n=40)	175,0 ± 10,1	161	195
Körpergewicht Alle in kg (n=40)	67,2 ± 10,0	48	84
Alter weiblich in Jahre (n=20)	20,8 ± 2,4	18	27
Größe weiblich in cm (n=20)	167,2 ± 7,0	161	180
Gewicht weiblich in kg (n=20)	59,5 ± 7,0	48	72
Alter männlich in Jahre (n=20)	21,7 ± 2,0	19	26
Größe männlich in cm (n=20)	182,8 ± 5,8	169	195
Gewicht männlich in kg (n=20)	74,9 ± 5,6	65	84

6.2. Untersuchungs- und Auswertungsdesign

Die Probanden wurden auf einem Ergometer (Ergoline S 900, Siemens) einem standardisierten Stufentest unterzogen. Die Stufendauer betrug eine Minute wobei die erste Minute im Sitzen ohne zu treten aufgezeichnet wurde. Die weiblichen Probanden starteten mit einer Belastung von 20 Watt mit einer Steigerung von 15 Watt pro Stufe bzw. Minute. Die männlichen Sportler begannen mit 40 Watt nach der ersten Minute und steigerten je 20 Watt pro Stufe. Beide Gruppen hatten die Aufgabe sich vollständig auszubelasten. Nach

Belastungsabbruch wurde eine Erholungsphase von 3 Minuten aufgezeichnet. Am Ende jeder Belastungsstufe wurde Blut aus dem Ohr genommen (20 ml) und mit dem Gerät Ebio+ (Eppendorf, Deutschland) die Laktatkonzentration bestimmt. Die Herzfrequenz bzw. die Herzfrequenzvariabilität wurden mit dem Gerät Vantage NV (Polar Electro, Finnland) im RR Aufnahmemodus aufgezeichnet und mittels dazugehörigem Interface in den Computer eingespielt. Die Atemgasparameter wurden mit dem Gerät Cortex Biophysik Metamax I (Deutschland) erfasst. Dieses wurde entsprechend geeicht bzw. einer entsprechenden Kalibrierung der Gassensoren mit 15 % O₂ und 6 % CO₂ Vergleichsgasen unterzogen. Die Herzfrequenzdaten wurden mit der Software Polar Pro Trainer 5 (Version 5.35.165) bearbeitet.

Die Parameter SD1 und RMSSD wurden für jede Belastungsstufe ermittelt und ins Programm Pro SPORT händisch eingegeben. Danach erfolgte die Schwellenbestimmung. Der erste Umstellpunkt wurde für Laktat, Herzfrequenzvariabilität sowie Ventilation bestimmt bzw. der zweite Umstellpunkt für Laktat, Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität und Ventilation. Durch eine entsprechende Bereichsangabe errechnet das Programm mathematisch einen Knick heraus, welcher als Schwellenwert definiert wird.

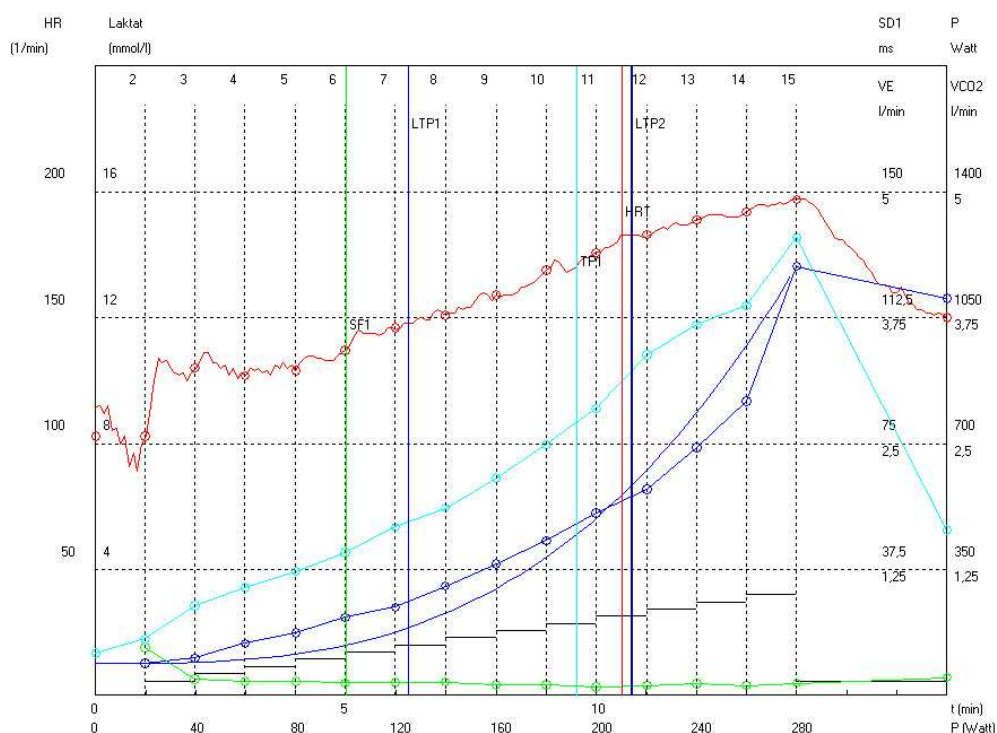


Abbildung 12: Prinzipdarstellung der ausgewerteten Parameter im Programm Pro Sport

Abbildung 12 zeigt die Herzfrequenzvariabilität (SD1) mit dem ersten Umstellpunkt SF1 (grüne Kurve), den Laktatverlauf mit den beiden Umstellpunkten (blaue Kurve), den Verlauf der Herzfrequenz mit dem HRTP (rote Kurve) bzw. den Verlauf der Ventilation mit dem errechneten 2. Umstellpunkt TP1 (türkise Kurve).

Diese Daten wurden in eine MS Office Excel Tabelle übertragen, um die Mittelwerte und Standardabweichungen zu errechnen. Anschließend diente das Programm GraphPad Prism 4 zur grafischen Auswertung aller Parameter.

6.3. Statistik

Der Datensatz wurde mittels T-Test für unabhängige Stichproben auf Signifikanz überprüft. Die Schwellenwerte wurden mittels Varianzanalyse auf Signifikanz überprüft. Die Korrelationen wurden nach Pearson auf Signifikanz getestet. Bei allen Testverfahren diente das 95 % Konfidenz-Intervall als Entscheidungskriterium: $p \leq 0,05$ signifikant. Die Bearbeitung der Statistik erfolgte mit dem Programm WIN STAT (California Corp. USA).

7.0 Ergebnisse

Unter den männlichen Probanden konnte bei 5 der ventilatorische Umstellpunkt 1 nicht bestimmt werden, bei 6 Personen war der erste bzw. bei 4 Personen der zweite Umstellpunkt (SD1 bzw. SD1(2)) der Herzfrequenzvariabilität nicht erfassbar, sowie bei 6 Probanden war keine RMSSD Schwelle bzw. bei 5 Versuchspersonen keine RMSSD(2) Schwelle bestimmbar. Hier zeigt sich bereits, dass die SD1 Werte identisch sind bzw. das gleiche Merkmal erfassen wie die RMSSD Werte. Bei den weiblichen Probanden konnte lediglich bei 2 Versuchspersonen keine erste ventilatorische Schwelle bestimmt werden und somit eine sehr gute Auswertbarkeit der Daten festgestellt werden. Der erste Umstellpunkt der Herzfrequenzvariabilität wurde durch Ausblendung aller anderen Schwellen im Programm auch durch eine visuelle Betrachtung bestimmt und verglichen. Diese Bestimmung erfolgte mit Hilfe eines Lineals. Es wurde der erste markante Abfall nach der 3. Belastungsstufe, soweit dies möglich war, eruiert.

7.1. Herzfrequenz- und Laktatverlauf

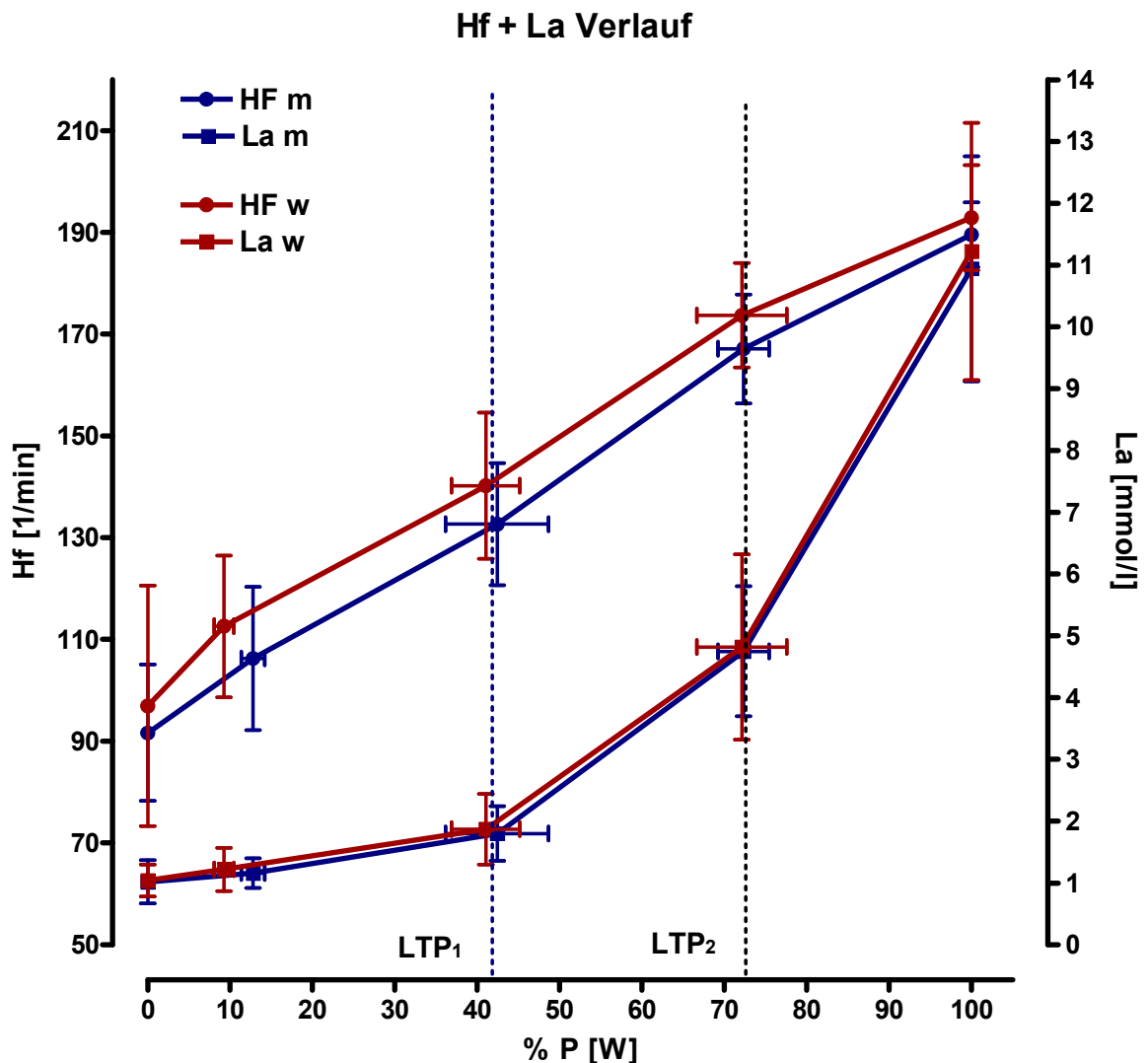


Abbildung 13: Verlauf von Herzfrequenz und Laktat bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 13 zeigt den Verlauf der Herzfrequenz bzw. den Verlauf von Laktat bei stufenförmiger ansteigender Belastung in Prozent zur Leistung. Bei den weiblichen Probanden erkennt man eine höhere Herzfrequenz als bei den männlichen Probanden über den gesamten Verlauf. Der Laktatverlauf ist identisch, die strichlierten Linien kennzeichnen die beiden Umschlagpunkte.

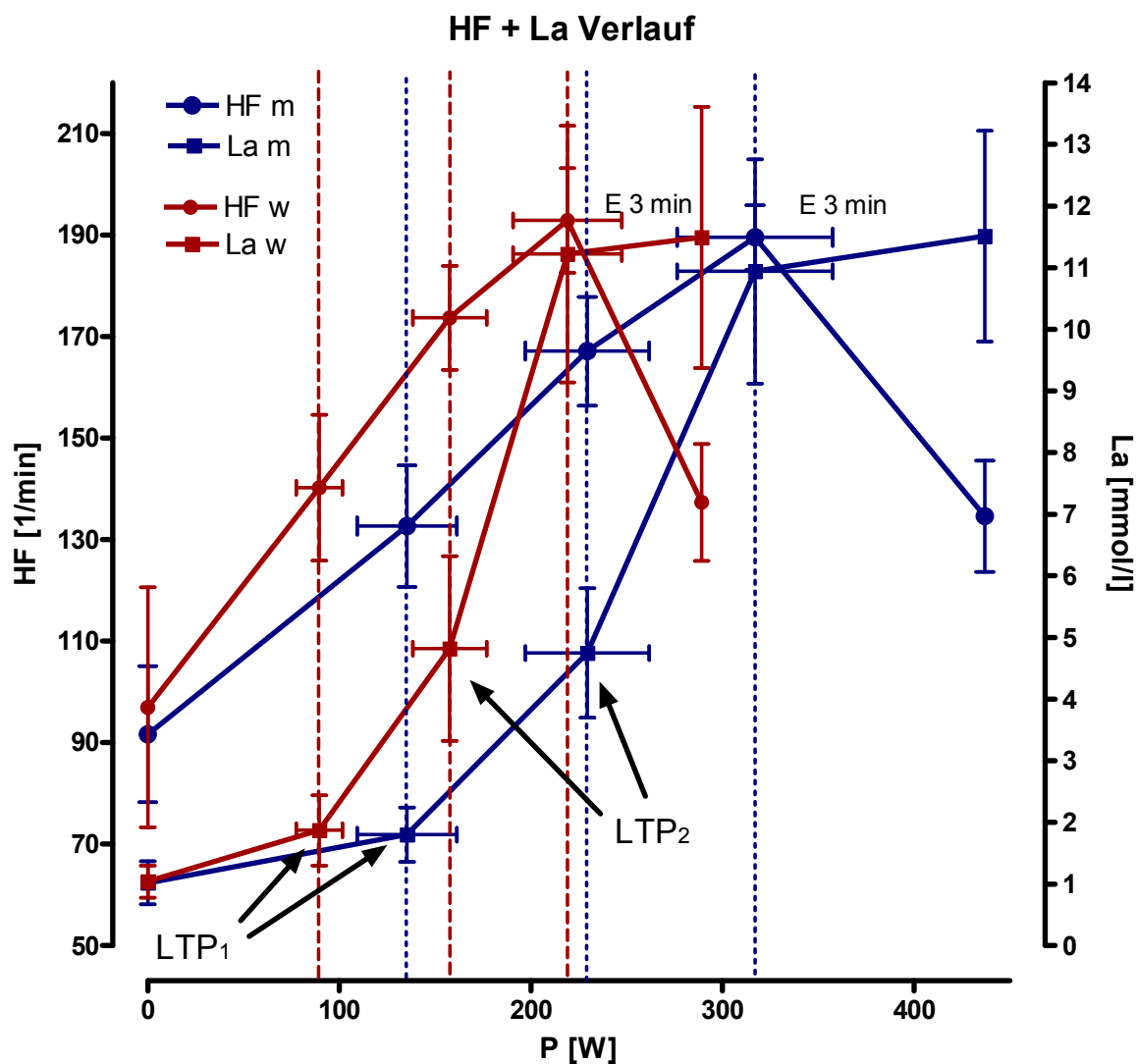


Abbildung 14: Verlauf Herzfrequenz und Laktat nach gefahrener Leistung in Watt und 3 minütiger Erholungsphase (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 14 zeigt die Herzfrequenz bzw. den Laktatverlauf nach gefahrener Leistung. Die strichlierten Linien kennzeichnen die Umstellpunkte LTP₁ und LTP₂ bzw. das Maximum. Der 2. Laktatumstellpunkt bei den männlichen Probanden befindet sich bereits nach dem Belastungsende der Probandinnen. Die 3 minütigen Erholungsphasen zeigen, dass die Herzfrequenz sofort nach dem erreichten Maximum steil abfällt, jedoch das Laktat erst danach sein Maximum ausbildet.

7.2. Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe

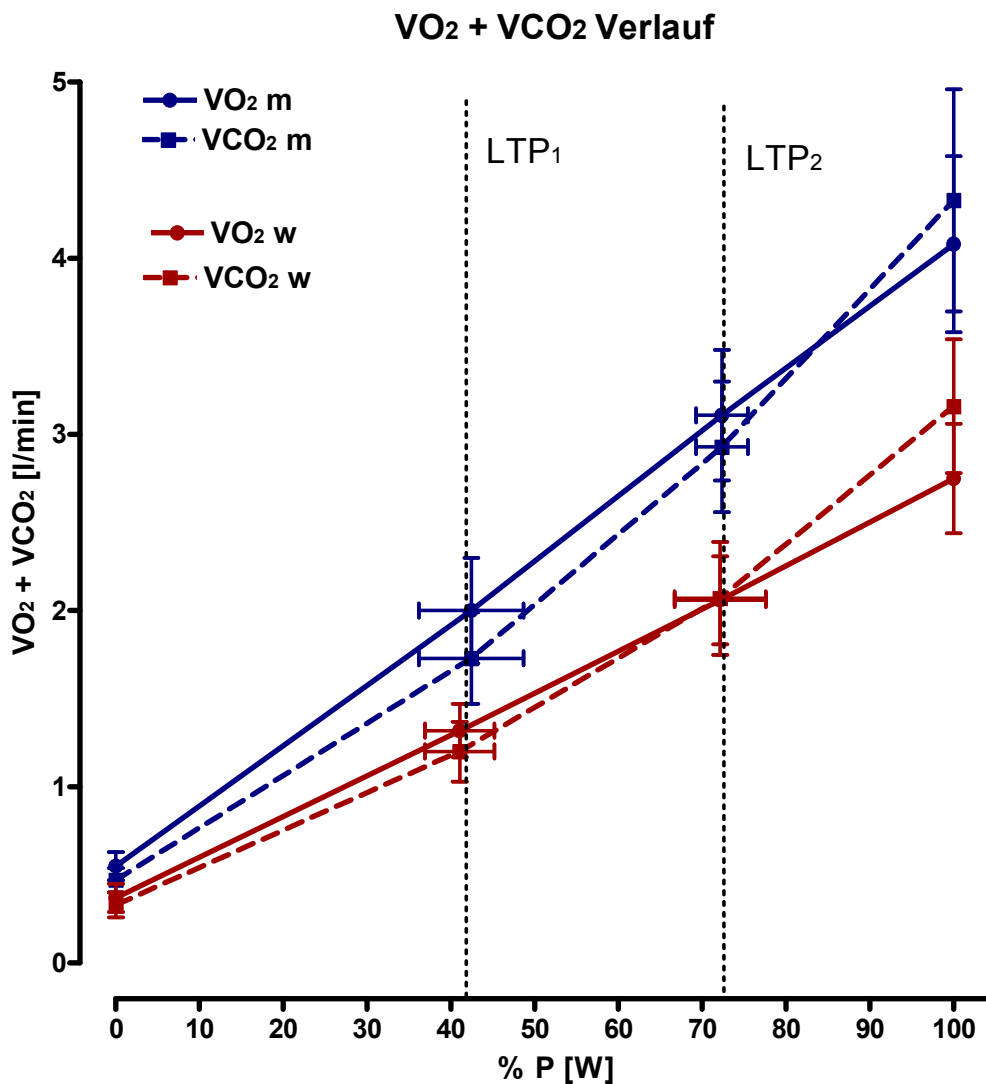


Abbildung 15: Verlauf der Sauerstoffaufnahme (VO₂) und der Kohlendioxidabgabe (VCO₂) bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 15 zeigt den Verlauf der Sauerstoffaufnahme und der Kohlendioxidabgabe. Man sieht, dass beide Werte bei den männlichen Probanden höher sind als bei den weiblichen bzw. die Sauerstoffaufnahme einen linearen Verlauf darstellt. Die Sauerstoffaufnahme wird vielfach als Standard Messgröße oder Bruttokriterium der Ausdauerleistungsfähigkeit bezeichnet und wird meist auf das Körpergewicht normiert (Weineck, 2010, S. 254, Wonisch et al. in Pokan et al., 2004, S. 137)

7.3. Ventilation

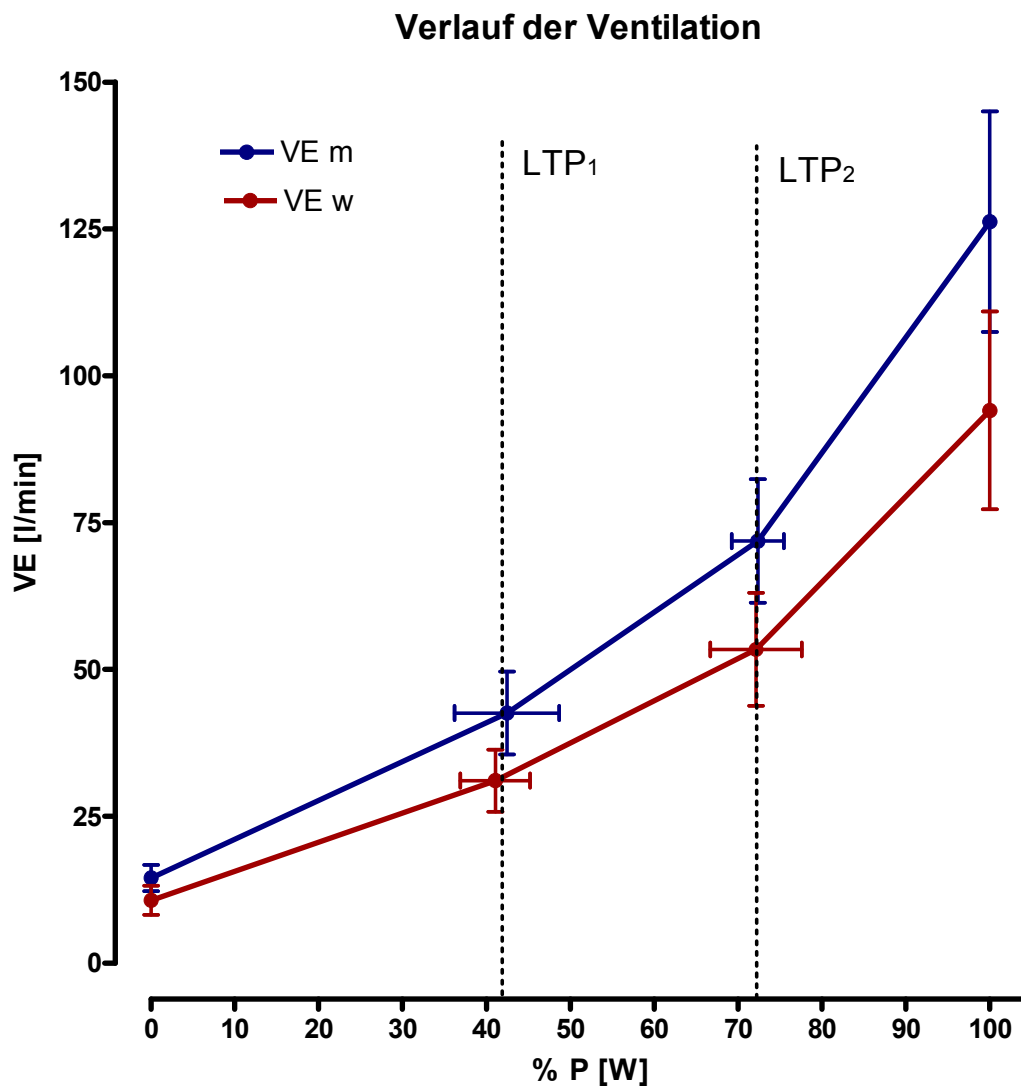


Abbildung 16: Verlauf der Ventilation bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 16 zeigt den Verlauf der Ventilation in Prozent der Leistung. Man sieht höhere Werte bei den männlichen Probanden bzw. ist die Dreiphasigkeit mit zwei Umstellpunkten erkennbar. Die Ventilation wird auch als Atemminutenvolumen bezeichnet und ist das Produkt aus Atemfrequenz und Atemzugsvolumen (Tidalvolumen, VT), worauf in der nächsten Grafik näher eingegangen wird (Wonisch et al. in Pokan et al., 2004, S. 138).

7.4. Atemzugvolumen und Atemfrequenz

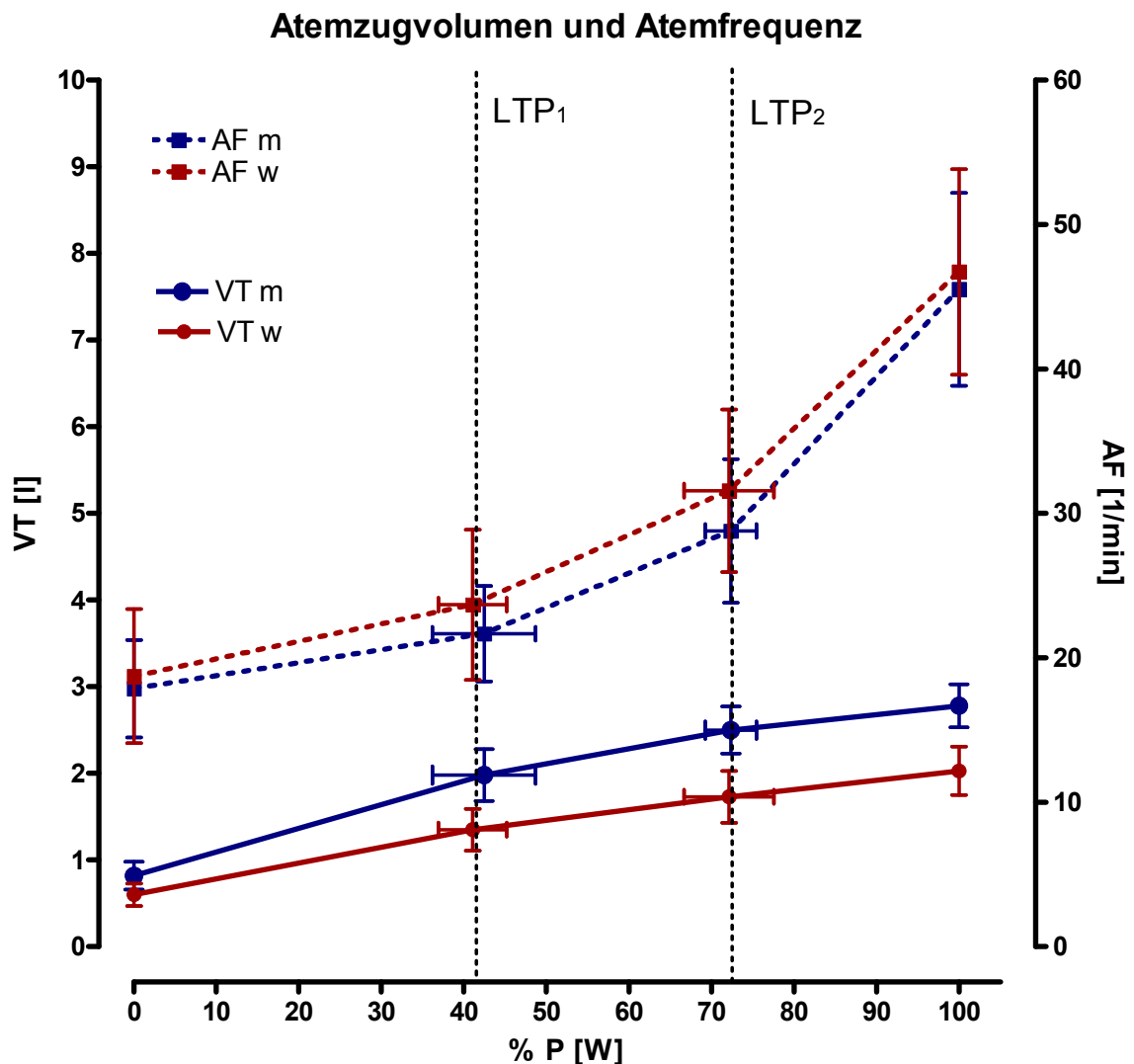


Abbildung 17: Atemzugsvolumen (VT) und Atemfrequenz (AF) bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 17 zeigt die Verläufe des Atemzugvolumens (VT) und der Atemfrequenz (AF). In Bezug auf die Herzratenvariabilität haben die beiden Abbildungen 16 und 17 besondere Bedeutung, da die HRV von der Atmung, neben vielen anderen Einflussfaktoren wie Lebensalter, Geschlecht, Tageszeit usw., beeinflusst wird. Je nach sympathischen oder parasymphatischen Zustand nimmt der Einfluss der Atmung zu bzw. ab. Dieser Einfluss wird als respiratorische Sinusarrhythmie bezeichnet (Hottenrott in Hottenrott, 2002, S. 12 – 13).

7.5. Atemäquivalente für Sauerstoff und Kohlendioxid

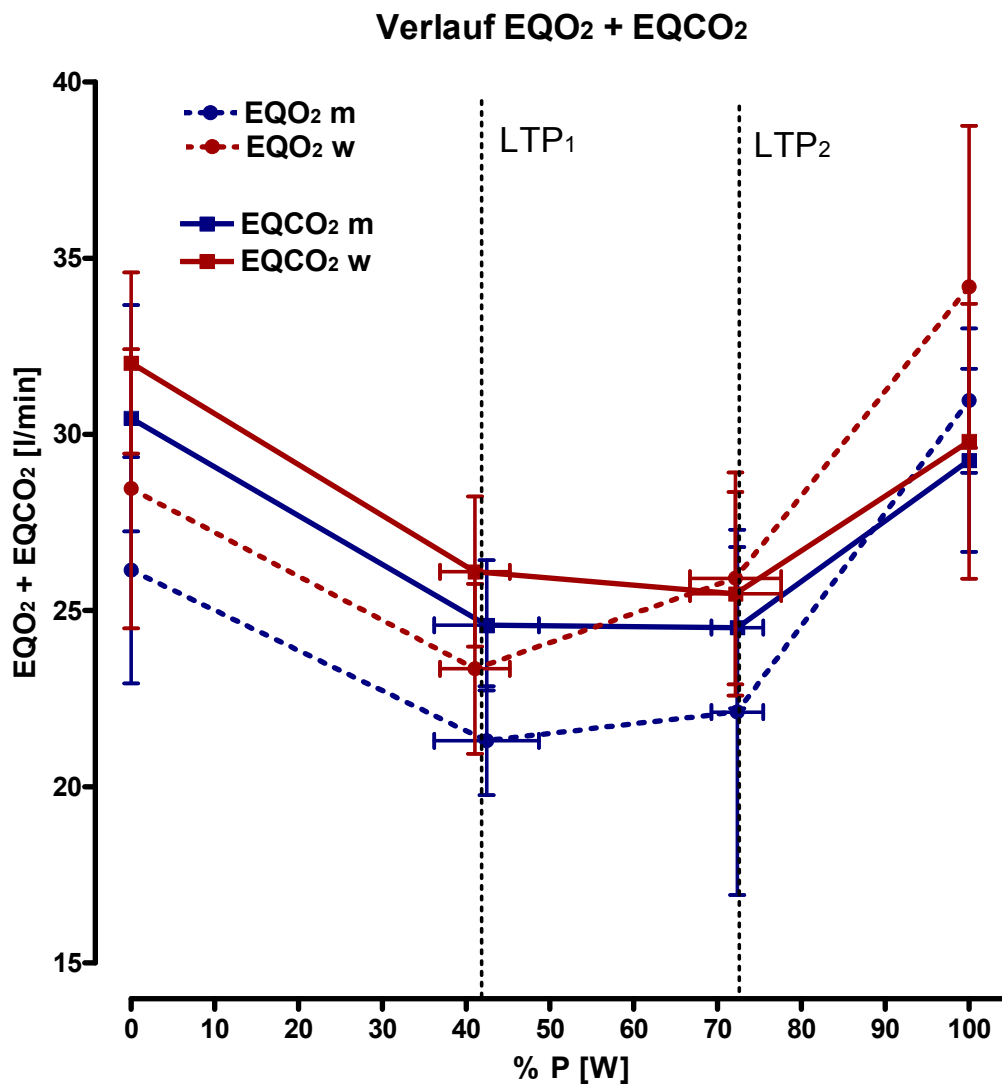


Abbildung 18: Verlauf des Atemäquivalents für Sauerstoff und Kohlendioxid bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Die Atemäquivalente für die Sauerstoffaufnahme ist jene Menge an Luft, die eingatmet werden muss, um einen Liter Sauerstoff aufzunehmen bzw. ist die Atemäquivalente für Kohlendioxid jene ventilatorische Menge, die notwendig ist, um das anfallende Kohlendioxid abzuführen. Beide Parameter errechnen sich indem man die Ventilation durch VO_2 bzw. VCO_2 dividiert. Gemeinsam mit der Ventilation können die beiden Atemäquivalente für die Bestimmung der ventilatorischen Schwelle bzw. dem „Respiratory Compensation Point“ herangezogen werden, Abbildung 18 (Wonisch et al. in Pokan et al., 2004, S. 139 – 141).

8.0 Ergebnisse der Herzfrequenzvariabilität

8.1. Verlauf der Parameter SD1 bzw. RMSSD

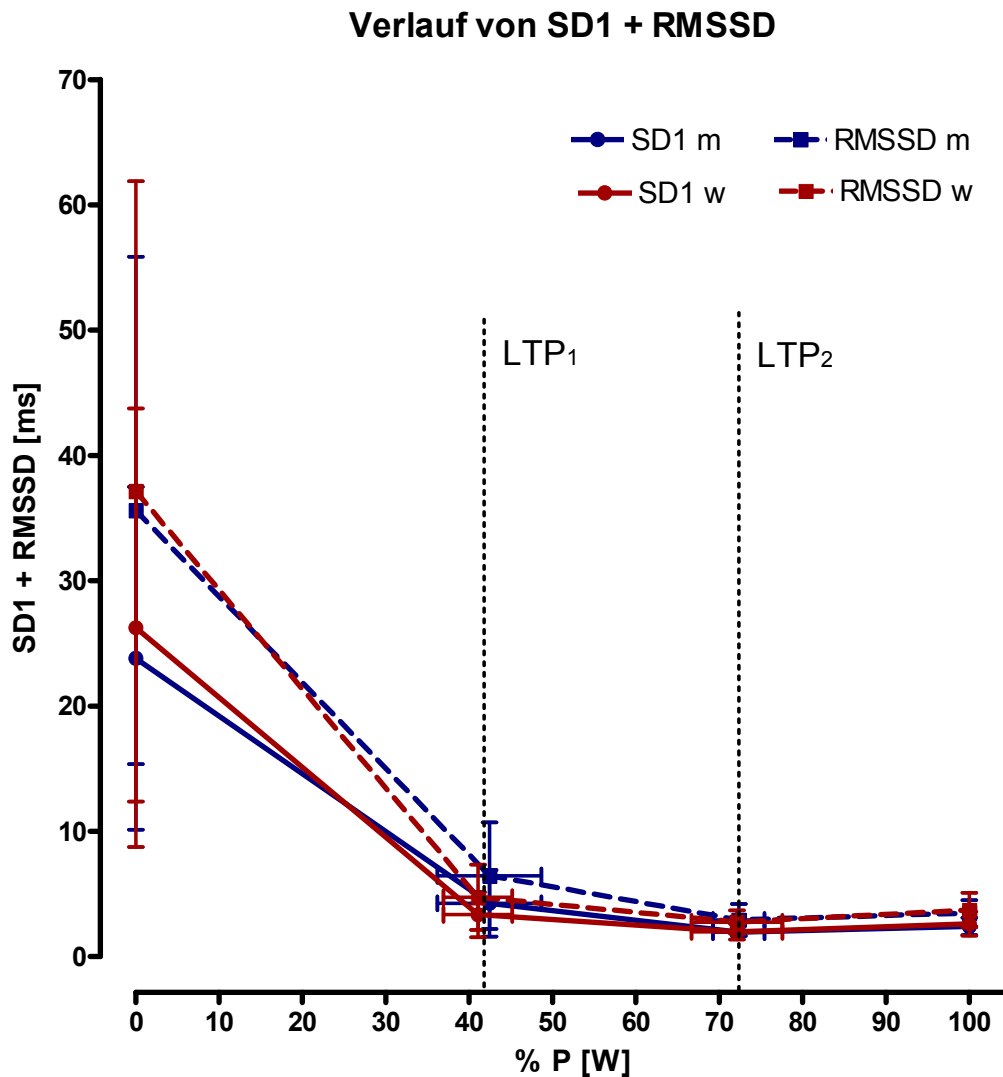


Abbildung 19: Verlauf der Parameter SD1 und RMSSD bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 19 stellt die Verläufe der Herzfrequenzparameter SD1 sowie RMSSD bei stufenförmiger ansteigender Belastung dar. Man sieht, dass die Verläufe sowohl bei SD1 sowie bei RMSSD bei beiden Probandengruppen identisch sind, lediglich die RMSSD Anfangswerte sind höher. Über die beiden Laktatumstellpunkte verlaufend, erkennt man die Dreiphasigkeit der Herzratenvariabilität. Am Belastungsende steigen die Werte, wie in der Literatur beschrieben, wieder an (Berbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 27 - 40).

8.2. Verlauf von SD1 und Herzfrequenz

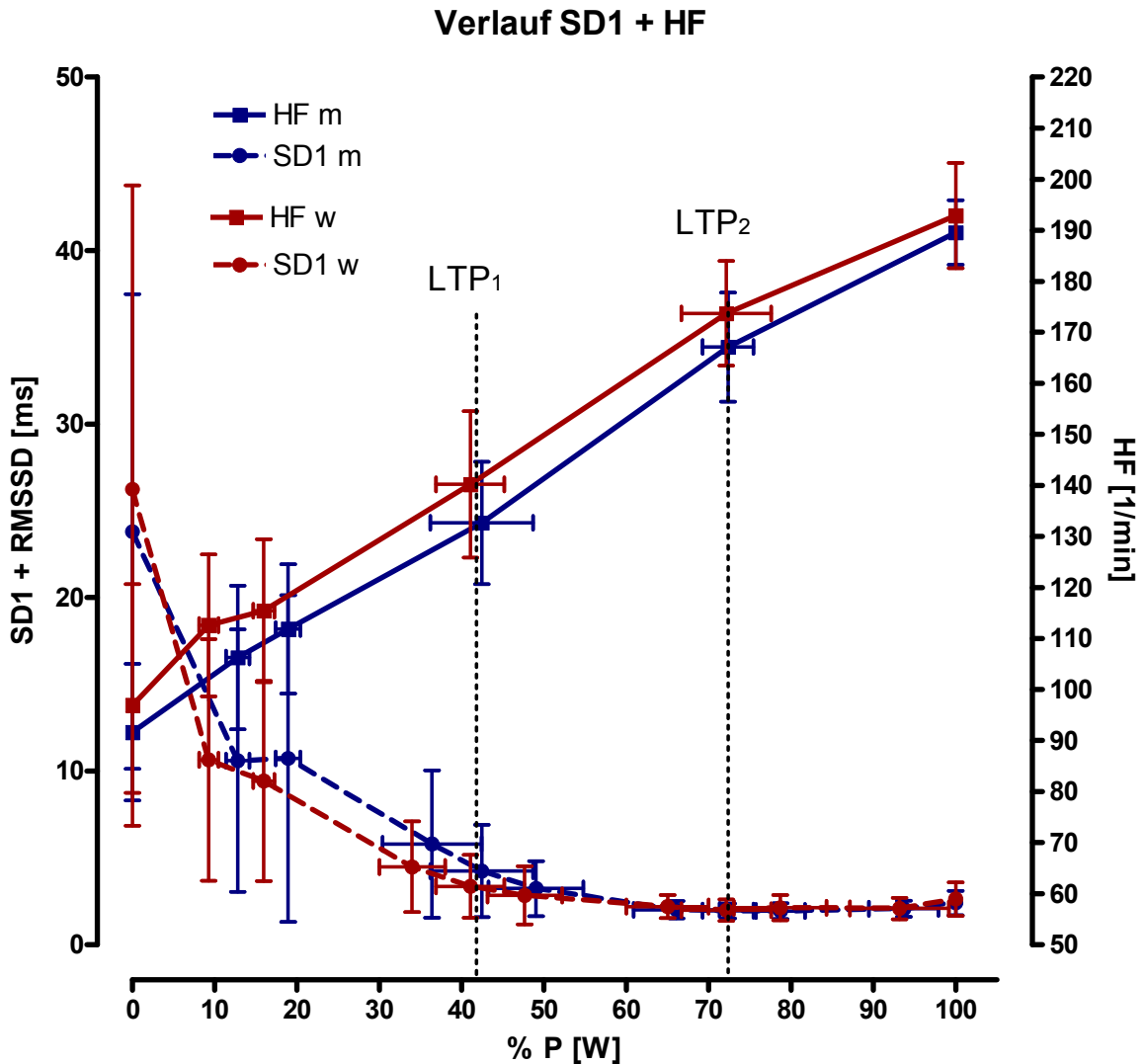


Abbildung 20: Verlauf von SD1 und der Herzfrequenz bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 20 zeigt den Gesamtverlauf von SD1 bzw. wurde die 1. und 2. Belastungsstufe, jeweils eine Stufe vor und eine Stufe nach LTP₁ und LTP₂ und die vorletzte Stufe in die Darstellung der Kurve übernommen um ihren Verlauf exakter zu bestimmen. Wie man sieht, bilden die Kurven von der ersten auf die zweite Belastungsstufe ein kleines Plateau. Darum wurde die Herzfrequenz ebenfalls mit erster und zweiter Belastungsstufe in diese Grafik projiziert, um den Zusammenhang zwischen HR und HRV zu erkennen. Ebenfalls zu erkennen ist eine Plateaubildung bei der Herzfrequenz, vor allem bei den weiblichen Probanden. Grund dafür könnte eine Gegenregulation auf die Nervosität am

Beginn der Belastung sein. Nach dem LTP_1 verlaufen die Kurven identisch mit dem Anstieg am Ende.

SD1 Verlauf

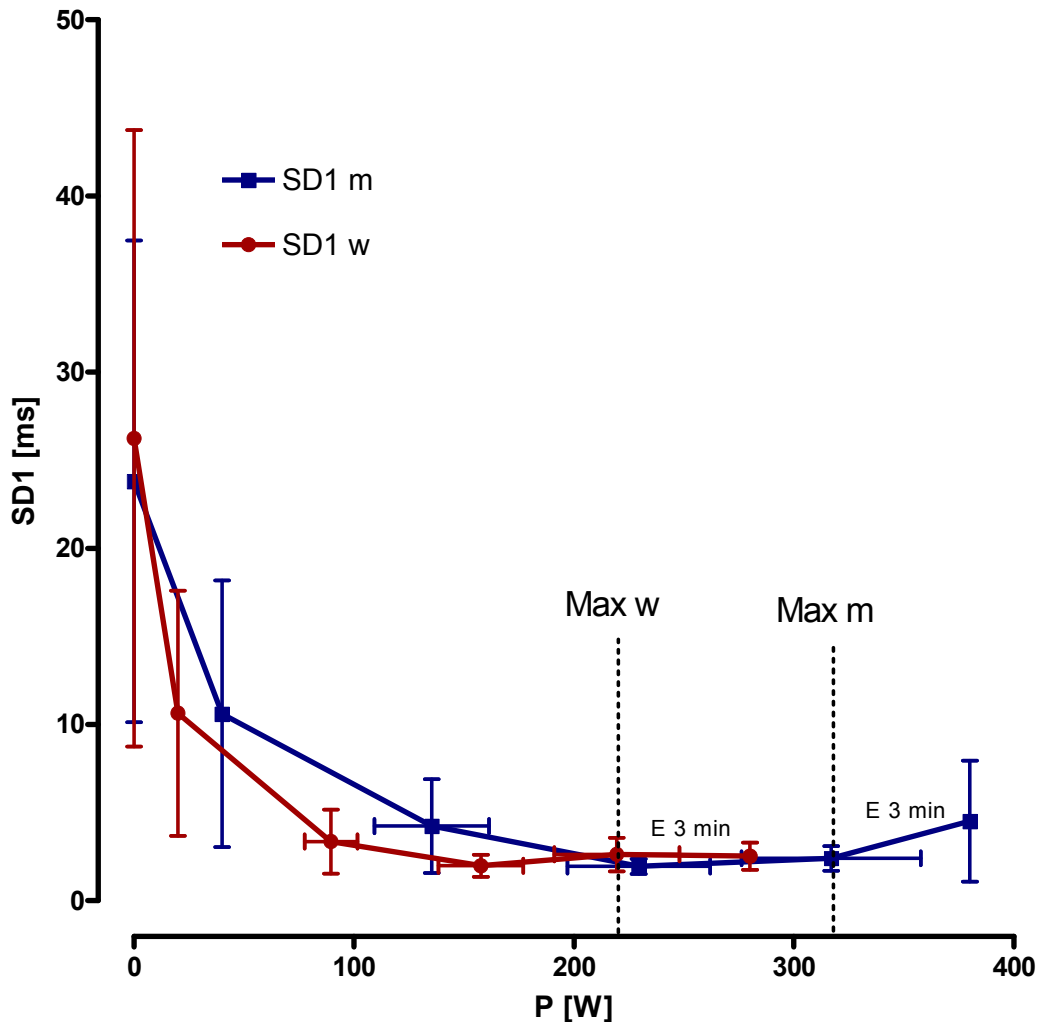


Abbildung 21: Verlauf der Herzfrequenzvariabilität (SD1) bei stufenförmiger ansteigender Belastung nach gefahrener Leistung in Watt (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 21 zeigt den Verlauf der Herzfrequenzvariabilität nach der tatsächlich gefahrenen Leistung mittels Parameter SD1 bei stufenförmiger ansteigender Belastung. Bei den weiblichen Probanden erkennt man einen stärkeren Abfall, bei den männlichen eine flachere Kurve. Des Weiteren steigen die Erholungswerte bei den Männern markanter an als bei den Frauen. Die strichlierten Linien kennzeichnen jeweils den Belastungsabbruch bzw. –ende und danach die 3 minutige Erholungsphase.

8.3. Verlauf Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität

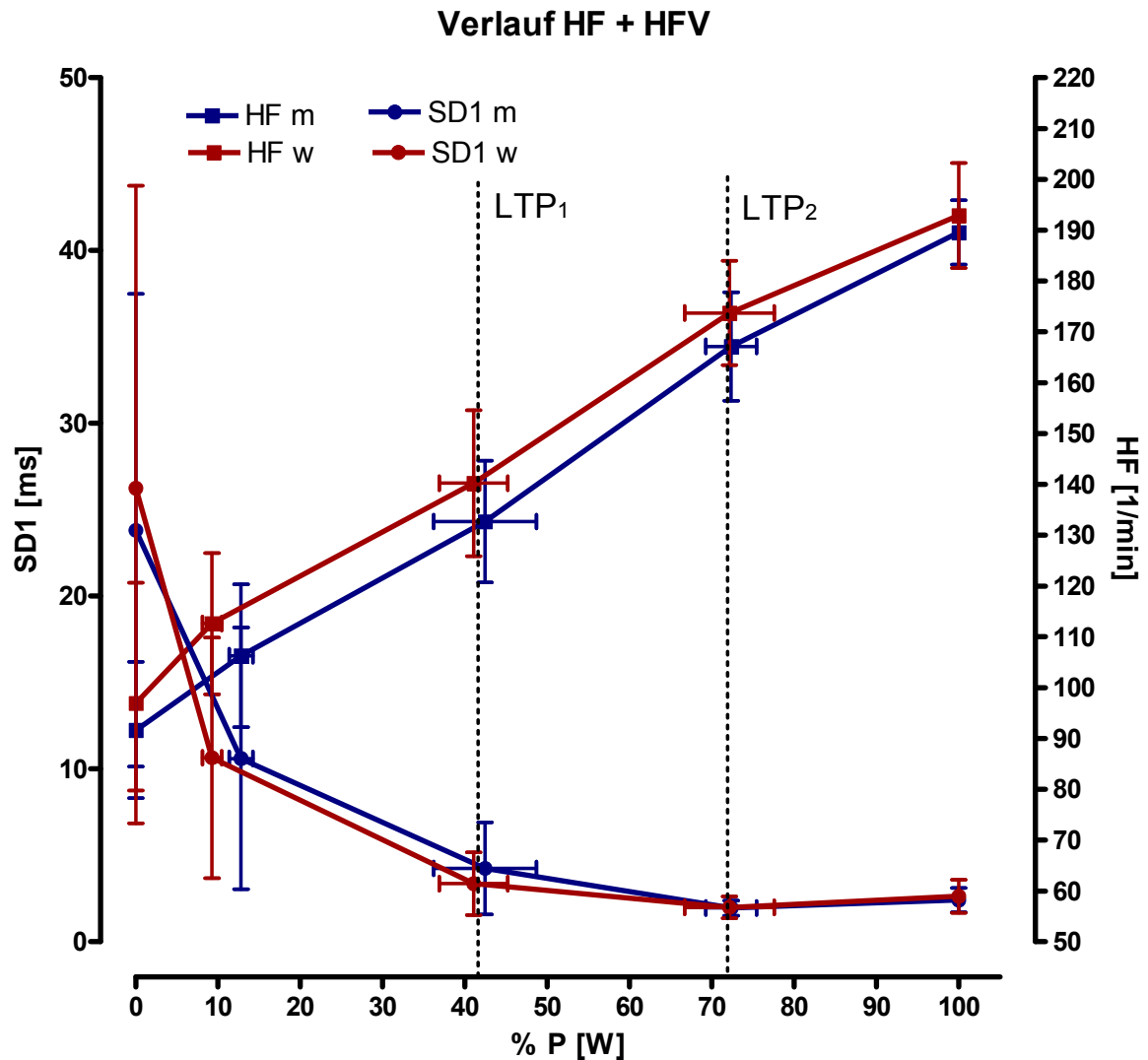


Abbildung 22: Verlauf der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 22 verdeutlicht noch einmal den Verlauf der Herzfrequenz und der Variabilität der Herzschläge bei stufenförmiger ansteigender Belastung. Die Variabilität mit ihren beiden Umstellpunkten bzw. die Herzfrequenz mit dem 2. Umstellpunkt.

8.4. Verlauf Laktat und Herzfrequenzvariabilität

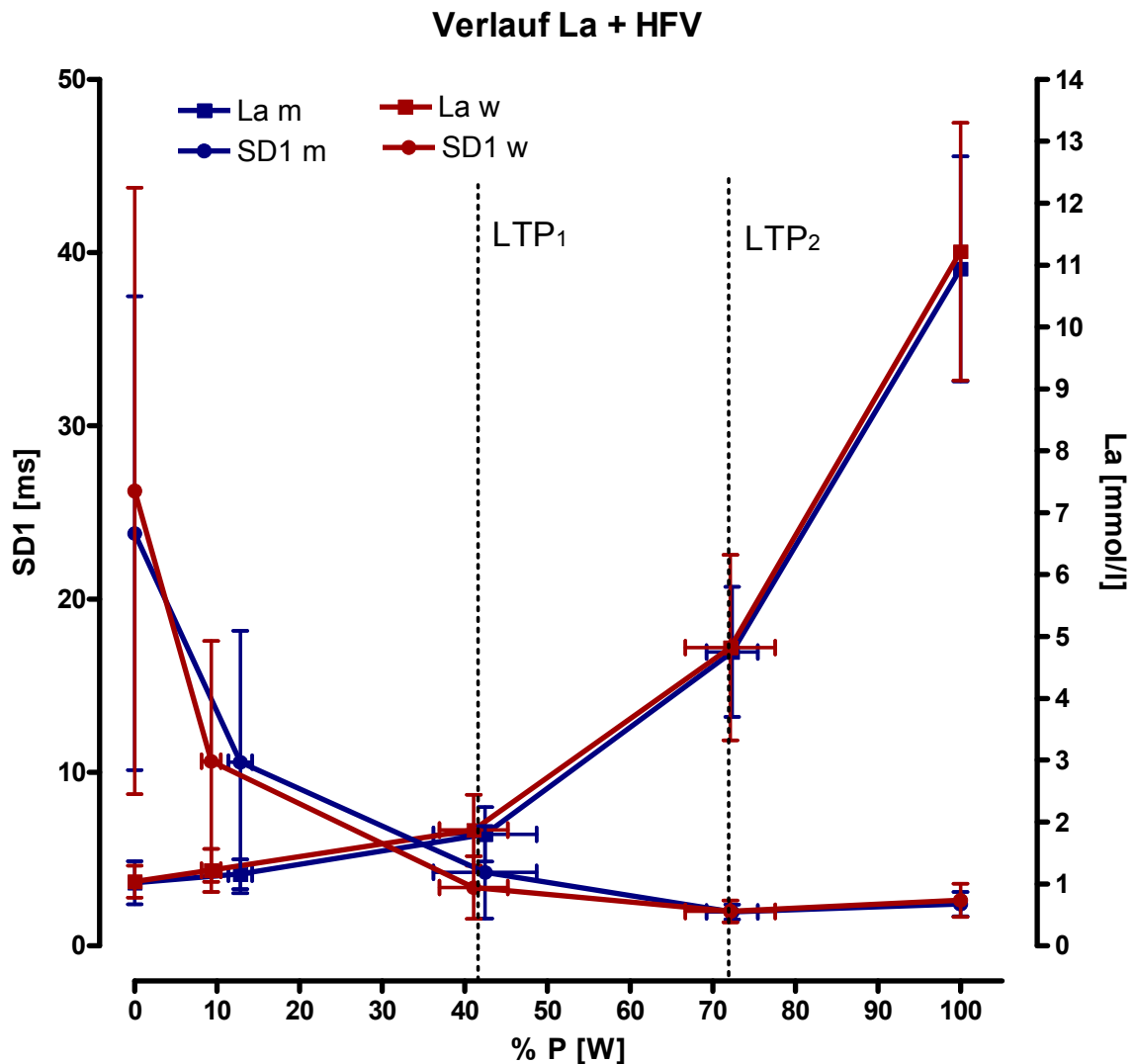


Abbildung 23: Verlauf von Laktat und Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 23 zeigt den Verlauf der Laktatleistungskurve und der Herzfrequenzvariabilitätsleistungskurve bei stufenförmiger ansteigender Belastung mit den beiden Umstellpunkten.

9.0 Schwellendiagnostik

9.1. Schwellenverläufe

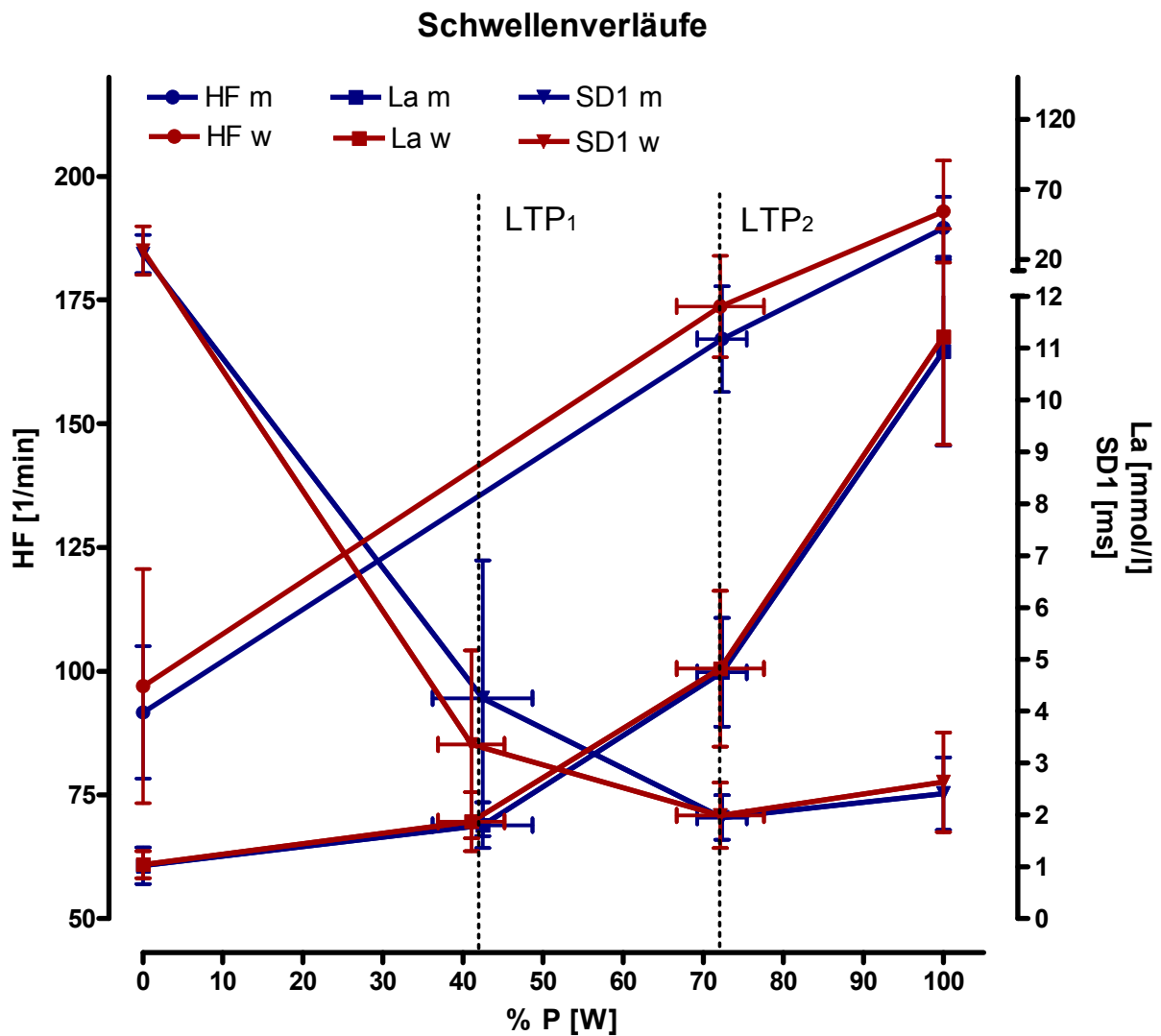


Abbildung 24: Verlauf von Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität und Laktat bei stufenförmiger ansteigender Belastung über die Laktatumstellpunkte in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 24 zeigt die Verläufe von Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität und Laktat bei stufenförmiger ansteigender Belastung. Die Herzratenvariabilität weist, wie die beiden anderen Kenngrößen, eine vergleichbare Dreiphasigkeit auf und ist somit ein wichtiges Kriterium für die Leistungsdiagnostik.

9.2. Die einzelnen Schwellenverläufe

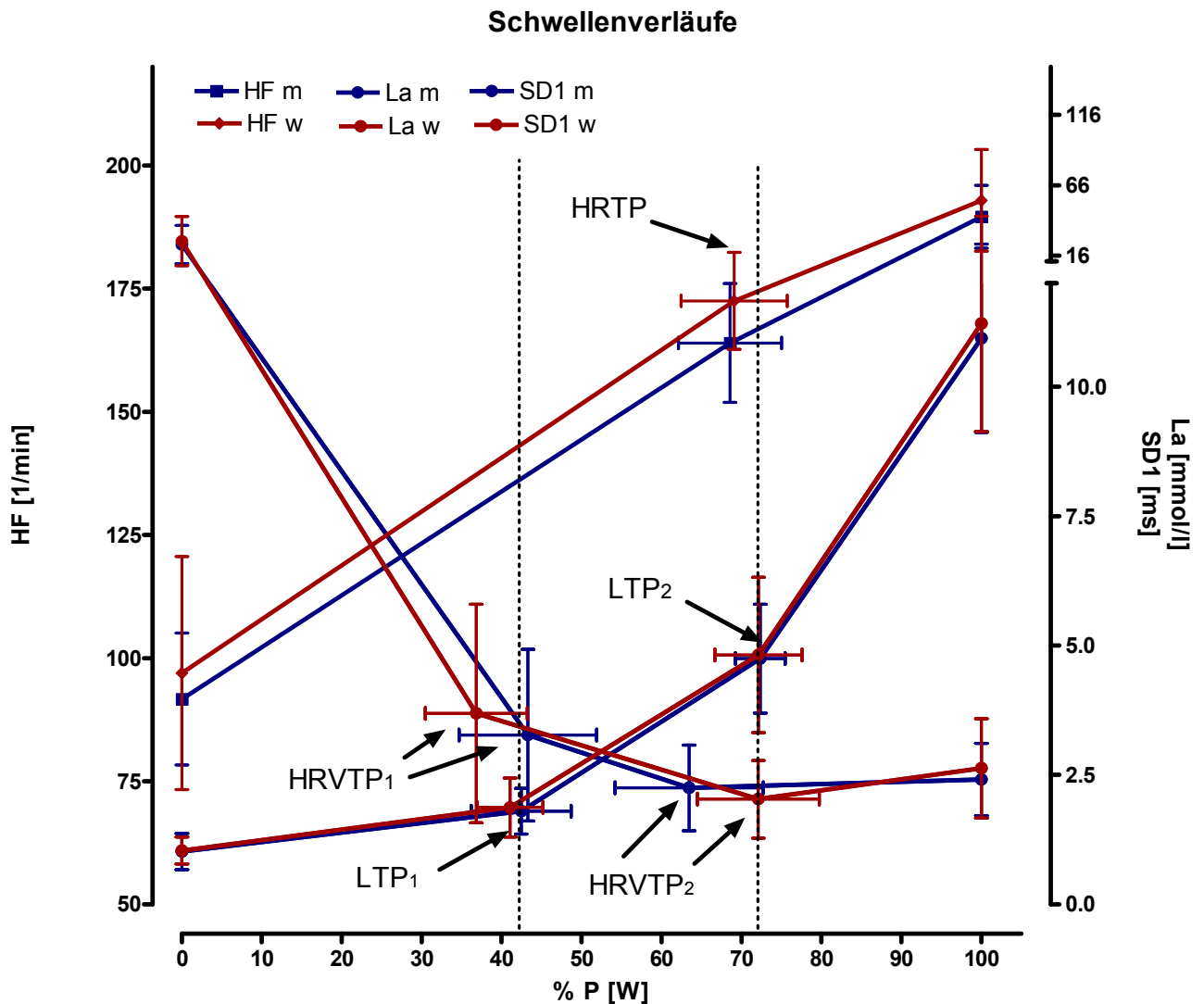


Abbildung 25: Verlauf von Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität und Laktat bei stufenförmiger ansteigender Belastung mit den jeweiligen Umstellpunkten in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 25 zeigt die Verläufe und Schwellen von Herzfrequenz, HF-Variabilität und Laktat. Die Umstellpunkte der Herzratenvariabilität sind mit $HRVTP_{1+2}$ gekennzeichnet. Der 1. Umstellpunkt der männlichen Probanden ist, wie man sieht, identisch mit dem LTP_1 . Das gleiche sieht man beim 2. Umstellpunkt bei den Probandinnen. Auch der Herzfrequenzknickpunkt ($HRTP$) ist im Bereich des LTP_2 bzw. $HRVTP_2$ angesiedelt und verdeutlicht den Zusammenhang dieser leistungsdiagnostisch relevanten Punkte.

9.3. Die Dreiphasigkeit der HF und der HFV

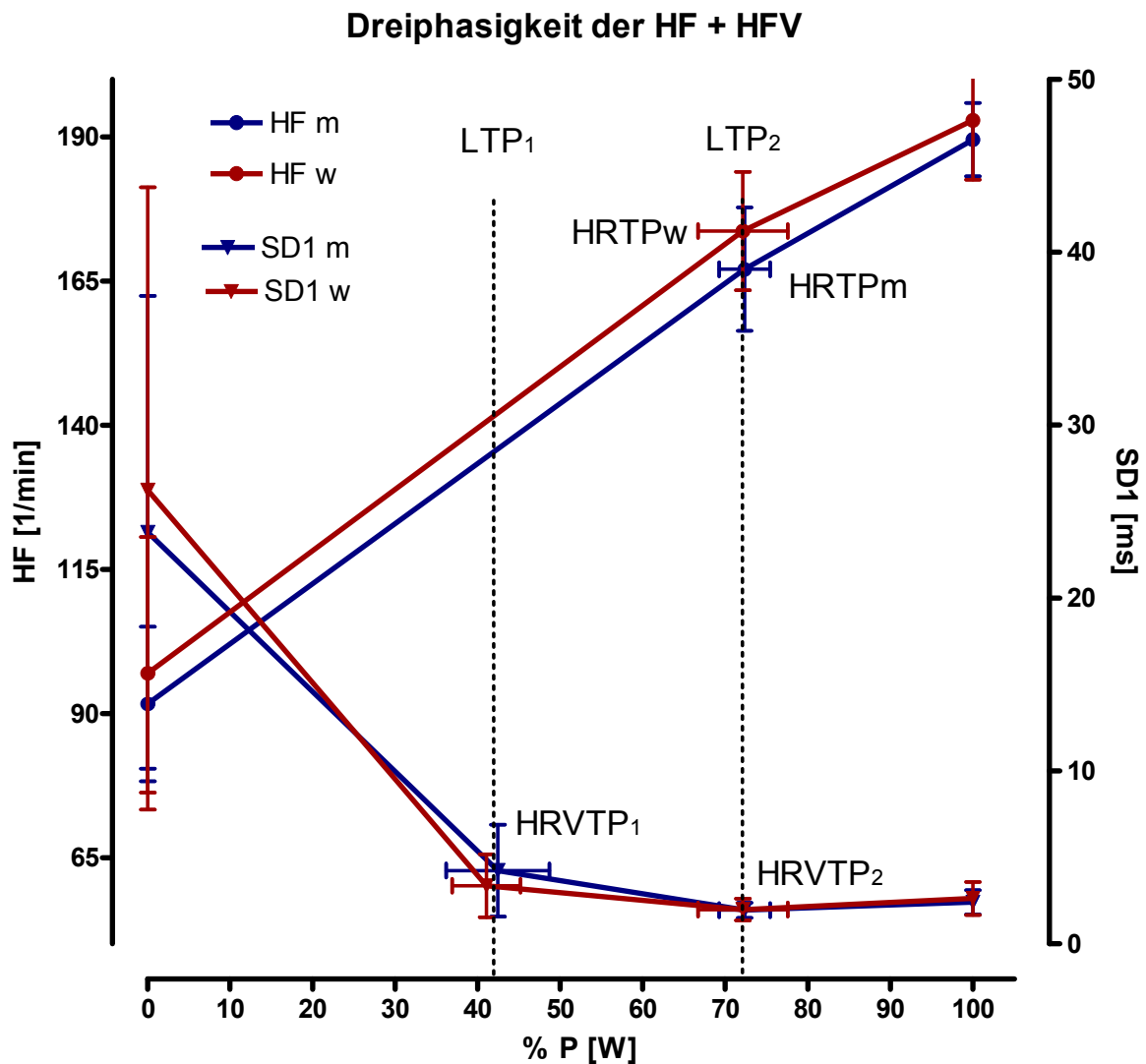


Abbildung 26: Dreiphasigkeit der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 26 zeigt die Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung über die beiden Laktatumstellpunkte. Die Grafik zeigt die Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung über die Herzfrequenz bzw. die Herzfrequenzvariabilität.

9.4. Schwellenverlauf der HF + HFV

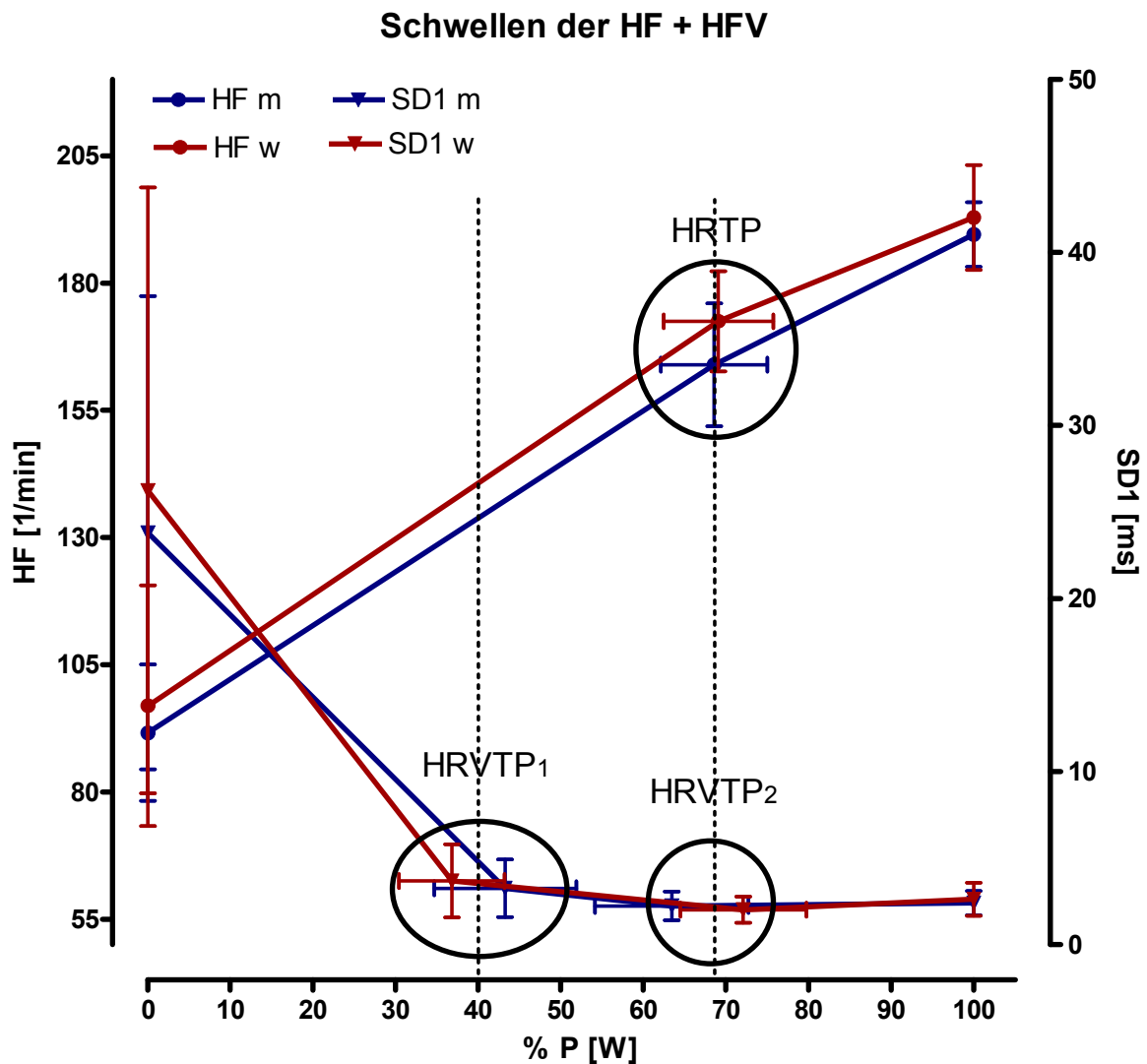


Abbildung 27: Tatsächlicher Verlauf der Schwellen der Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)

Abbildung 27 zeigt die tatsächlichen Schwellenverläufe, nicht über die Laktatumstellpunkte verlaufend, der Probandengruppen bei ansteigender und stufenförmiger Belastung in Prozent der Leistung. Die beiden Umstellpunkte der HRV liefern Ergebnisse, die den Zusammenhang mit dem HRTP zeigen und vervollständigen die Dreiphasigkeit der Herzfrequenz. Somit ist eine vollständige Darstellung der Leistung durch eine nicht invasive Methode gegeben, die aussagekräftig angewendet werden kann.

9.5. Zusammenfassung

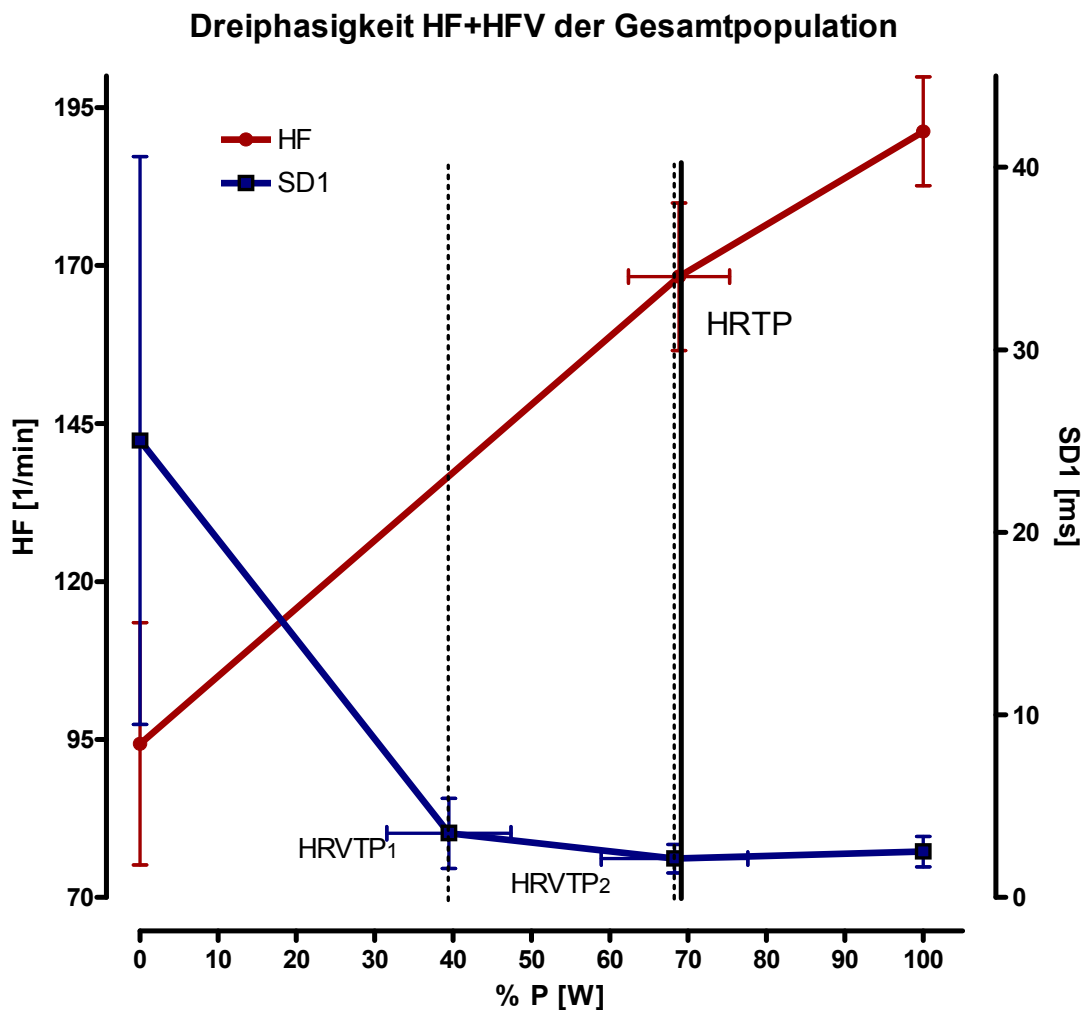


Abbildung 28: Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung in Bezug auf die Herzfrequenz bzw. Herzratenvariabilität der Gesamtpopulation (n=40) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.

Abbildung 28 zeigt den HRTP (Herzfrequenzumschlagpunkt) bzw. die beiden HRVTP (Herzfrequenzvariabilitäts - Umschlagpunkte) in Prozent der Leistung der gesamten Population (n=40). Der Zusammenhang von HRVTP₂ und HRTP ist zu erkennen. Der HRVTP₁ komplettiert die Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung. Somit kann der 2. Umschlagpunkt der Variabilität den HRTP absichern bzw. kann er ihn bei linearem oder anderem Verlauf der Herzfrequenz für die Bestimmung des HRTP ersetzen. Der HRVTP₁ konnte in dieser Studie zwar nicht immer bestimmt werden, er vervollständigte jedoch die Dreiphasigkeit der Herzfrequenz bzw. der Herzfrequenzvariabilität. Auf alle Fälle ist die Herzfrequenz eine gute Alternative zu invasiven Verfahren bzw. eine unblutige Methode, der bereits jetzt

ein hoher Stellenwert in der Leistungsdiagnostik zuzuschreiben ist. Die folgenden Korrelationen zeigen den Zusammenhang der Schwellenwerte.

10.0 Korrelationen

10.1. Zusammenhang der 1. Umstellpunkte nach der Leistung

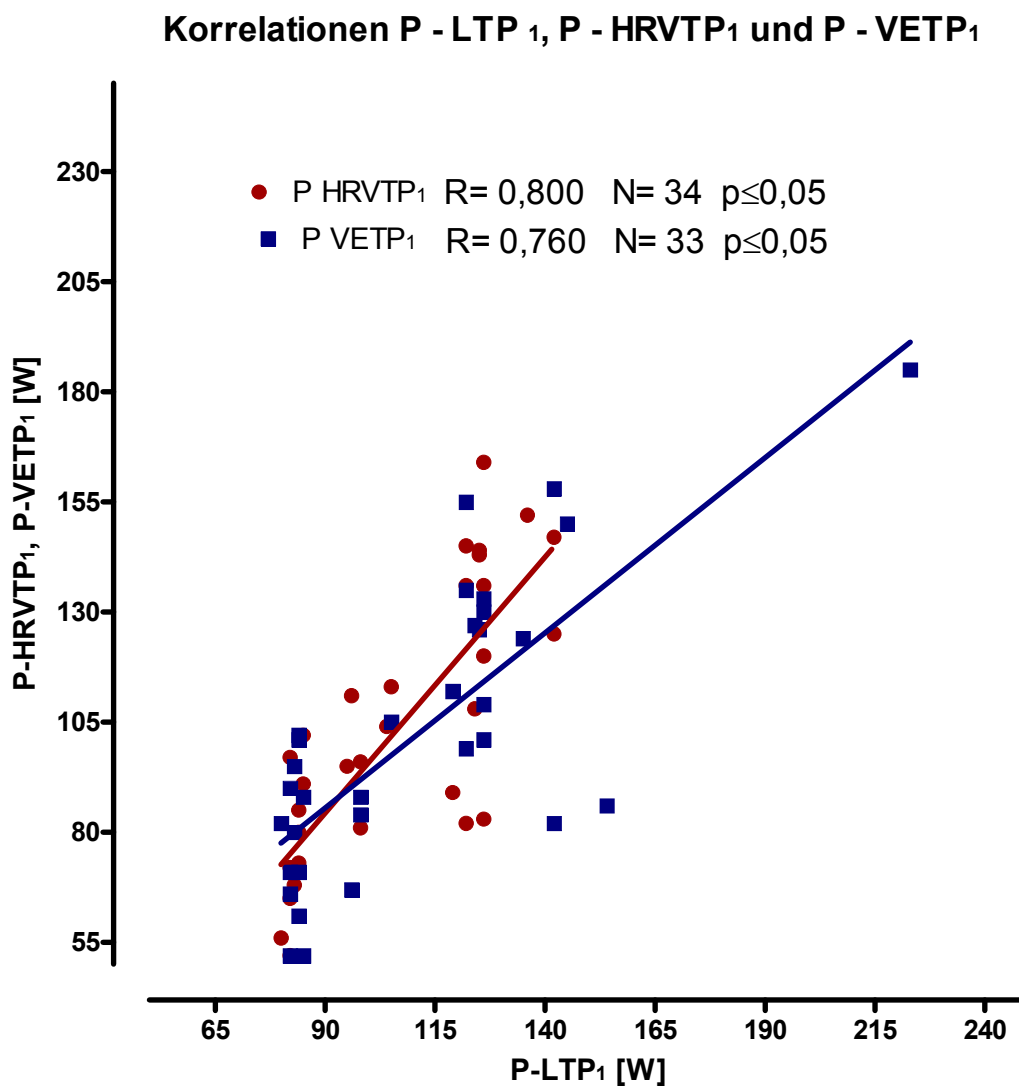


Abbildung 29: Zusammenhang zwischen den Leistungen an den 1. Umstellpunkten von Laktat (LTP₁), Herzfrequenzvariabilität (HRVTP₁) und Ventilation (VETP₁) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.

10.2. Zusammenhang der 2. Umstellpunkte nach der Leistung

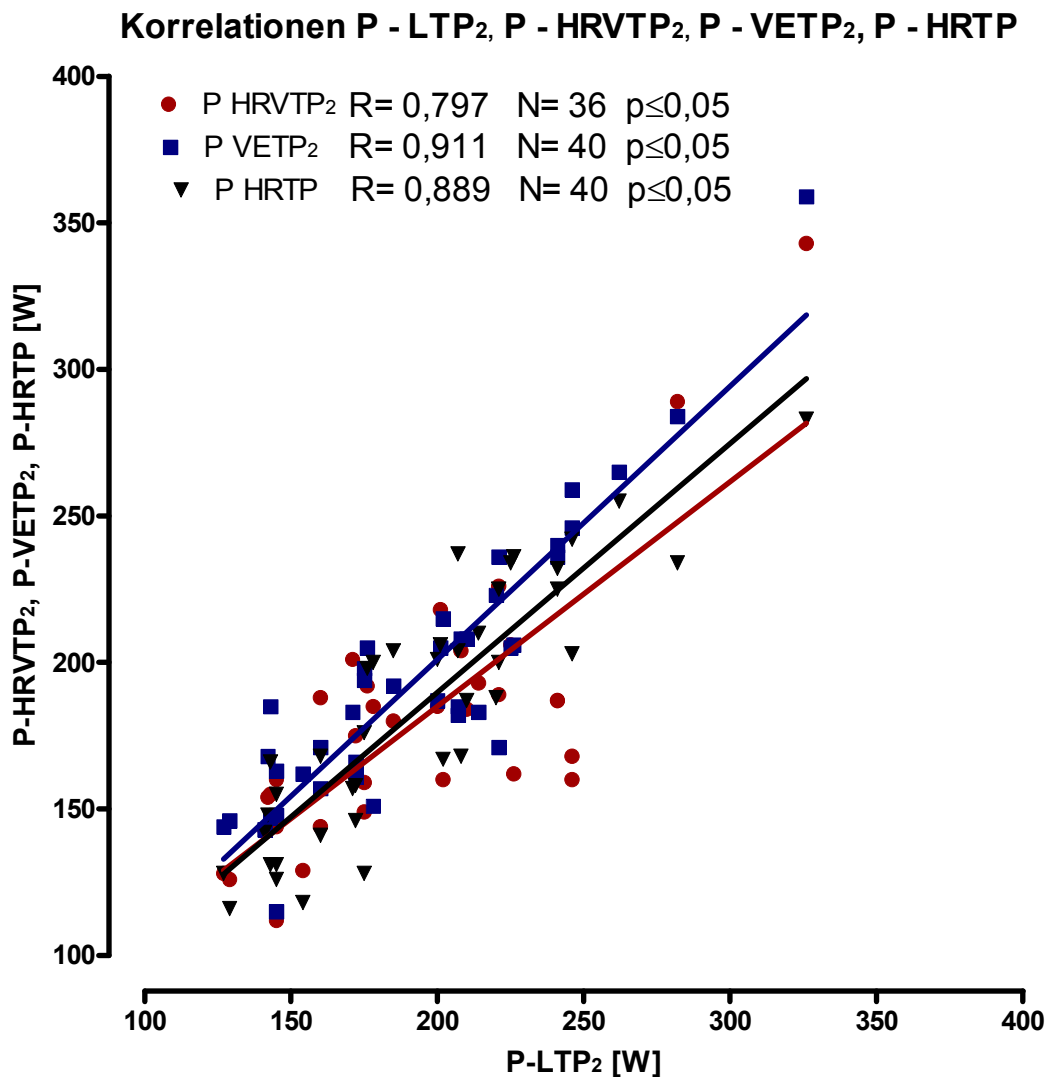


Abbildung 30: Zusammenhang zwischen den Leistungen an den 2. Umstellpunkten von Laktat (LTP₂), Herzfrequenz (HRTP), Herzfrequenzvariabilität (HRVTP₂) und Ventilation (VETP₂) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.

Abbildung 29 und 30 zeigen die Zusammenhänge zwischen den erzielten Leistungen an den 1. bzw. 2. Umstellpunkten von Laktat, Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität und Ventilation. Die Unterschiede sind statistisch nicht signifikant und bestätigen die Herzfrequenzvariabilität als einen nicht invasiven Parameter in der Leistungsdiagnostik.

10.3. Zusammenhang der 1. Umstellpunkte nach der Sauerstoffaufnahme

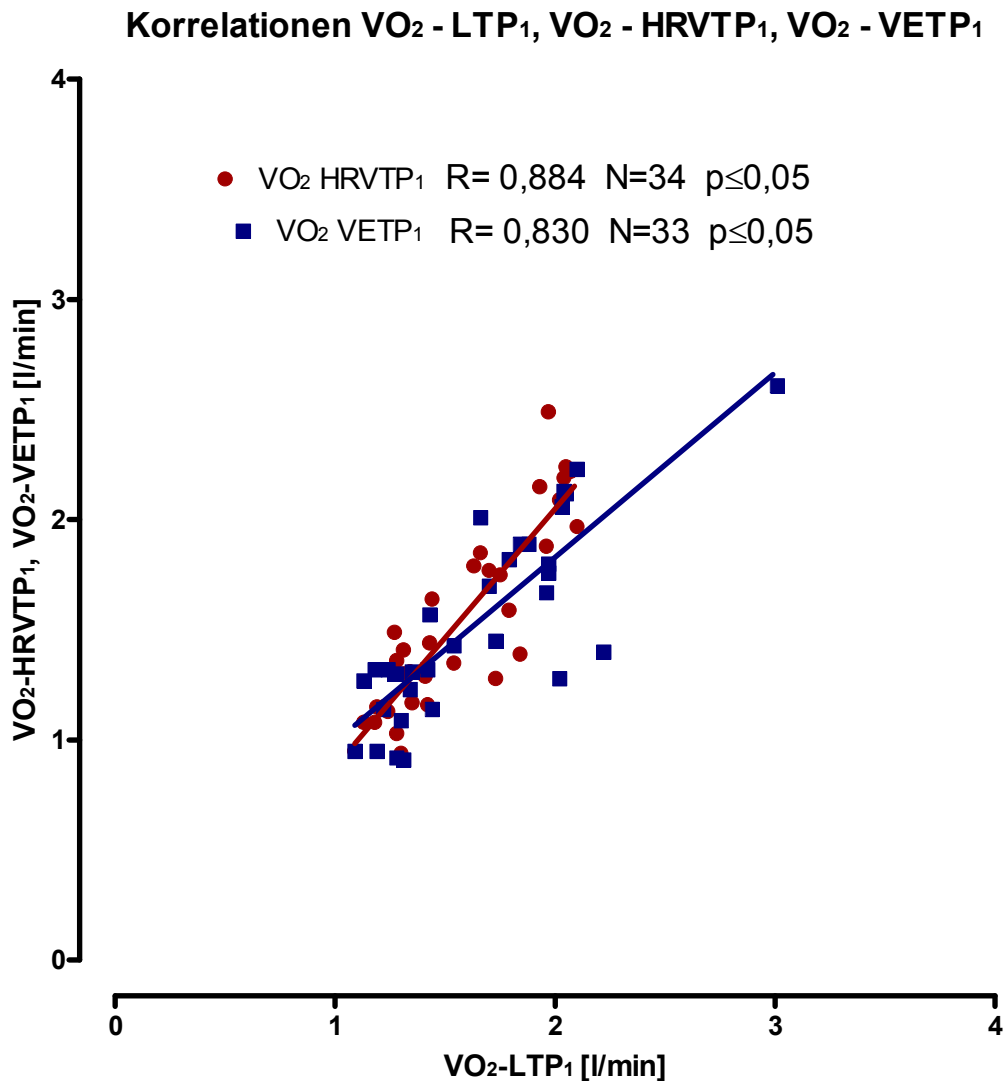


Abbildung 31: Zusammenhang zwischen der Sauerstoffaufnahme an den 1. Umstellpunkten von Laktat (LTP_1), Herzfrequenzvariabilität ($HRVTP_1$) und Ventilation ($VETP_1$) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.

Abbildung 31 zeigt die Zusammenhänge der Sauerstoffaufnahme an den 1. Umstellpunkten von Laktat, Herzfrequenzvariabilität und ventilatorischer Schwelle. Auf der X-Achse befindet sich die Sauerstoffaufnahme der 1. Laktatumstellpunkte und auf der Y-Achse jeweils die Sauerstoffaufnahme von den berechneten Umstellpunkten der Herzfrequenzvariabilität und der Ventilation. Die Unterschiede sind statistisch nicht signifikant.

10.4. Zusammenhang der 2. Umstellpunkte nach der Sauerstoffaufnahme

Korrelationen VO_2 - LTP_2 , VO_2 - $HRVTP_2$, VO_2 - $VETP_2$, VO_2 - $HRTP$

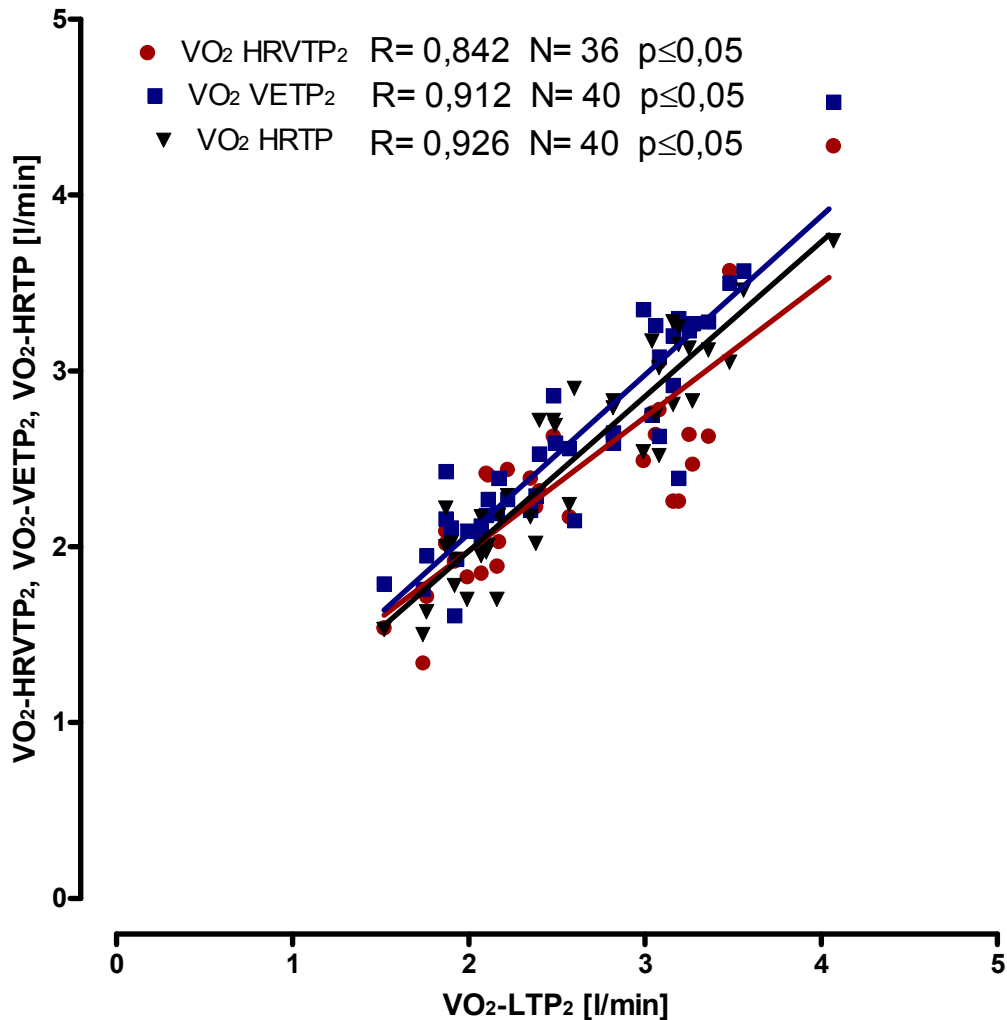


Abbildung 32: Zusammenhang zwischen der Sauerstoffaufnahme an den 2. Umstellpunkten von Laktat (LTP_2), Herzfrequenz ($HRTP$), Herzfrequenzvariabilität ($HRVTP_2$) und Ventilation ($VETP_2$) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.

Abbildung 32 stellt die Zusammenhänge zwischen der Sauerstoffaufnahme an den jeweils berechneten 2. Umstellpunkten dar. Auch diese Korrelationen der Sauerstoffaufnahme beweisen den Zusammenhang der verschiedenen Verfahren zur Schwellendiagnostik und bestätigen die Variabilität der Herzfrequenz als nicht invasive Methode zur Schwellenbestimmung. Die Unterschiede sind statistisch nicht signifikant.

11.0 Diskussion

Das Ergebnis dieser Studie ist eine vollständige Erstellung eines leistungsdiagnostischen Profils (HRVPC – Heart Rate Variability Performance Curve) über die Herzfrequenz bzw. Herzfrequenzvariabilität. Dieses Profil zeigt eine deutliche Dreiphasigkeit mit den beiden Umstellpunkten, vergleichbar mit anderen Parametern wie Sauerstoffaufnahme oder Blutlaktat. Somit zeigt diese Arbeit auf, dass auch nicht invasive Möglichkeiten der Trainingssteuerung ihre Anwendung finden.

Verglichen mit den Studien von Tulppo et al. (1996) bzw. Aimet et al. (2001) zeigen die hier gelieferten Ergebnisse einen vergleichbaren Einfluss des Parasympathikus bzw. des Sympathikus auf die Herzfrequenzvariabilität und könnten eine kausale Erklärung für den festgestellten Verlauf aufzeigen, welcher in dieser Studie jedoch nicht untersucht wurde. Am Anfang der Belastung verzeichnet die Kurve einen starken Abfall der Herzfrequenzvariabilität bis zum Bereich von ca. 35 bis 50 % der P_{\max} (verglichen mit Tulppo et al. (1996) 40 bis 60 % der $VO_{2\max}$). Dies sei auf eine vagale Reduktion zurückzuführen. Danach kommt es zu einer sympathischen Verstärkung und die Herzfrequenz steigt an bzw. die Variabilität nimmt weiter ab. Somit zeigen die Ergebnisse einen Zusammenhang des autonomen Nervensystems mit stoffwechselbedingten Umstellungen im menschlichen Organismus.

Im Gegensatz zu dieser Arbeit stellten Aimet et al. (2001) jedoch keine Korrelationen zwischen LTP_1 und $HRVTP_1$ bzw. LTP_2 und $HRVTP_2$ fest. Zusammenhänge waren nur mittels Frequenzanalyse feststellbar und somit erklärten sie die Frequenzparameter als zuverlässiger und aussagekräftiger für die Herzfrequenzvariabilität unter Belastung. Im speziellen ist der High Frequency (HF) Wert zuverlässiger und ersetzt den SD1 Wert, bzw. ist er vergleichbar durch den Parasympathikus beeinflusst wie der SD1 Wert. Hypothese dieser Studie war jedoch der Vergleich von Methoden zur Aufzeichnung der HRV und das Aufzeigen von Vor- und Nachteilen.

Des Weiteren ist der der Katecholamin Verlauf als mögliche Ursache zu nennen. Umfangreiches Ausdauertraining ruft bereits in kurzer Zeit eine Abnahme des sympathischen Tonus hervor und erhöht die vagale Aktivität. Damit verbunden ist auch immer eine erhöhte Ausschüttung von Hormonen wie Adrenalin und Noradrenalin. Somit bewirkt ein besserer Leistungszustand auch eine niedrigere Katecholaminausschüttung und umgekehrt. Die Feststellung des Hormonzustands kann daher natürlich auch zur Leistungsdiagnostik herangezogen werden, jedoch bietet die Variabilität der Herzfrequenz ein dementsprechend einfacheres Prinzip zur Handhabung im übertragenen Sinne (Weineck, 2010, S. 251 – 253).

Wonisch et al. (2007) analysierten den Verlauf der Katecholamine und stellten fest, dass dieser Verlauf ein ähnlicher der Blutlaktatkonzentration ist. Es lassen sich ebenfalls die beiden Umstellpunkte bei stufenförmiger ansteigender Belastung feststellen bzw. steigen die Werte über der anaeroben Schwelle exponentiell an. Die Werte korrelierten hoch (Wonisch et al., 2007, S. 6 -12).

Auch Pokan et al. (1995) untersuchten den Zusammenhang zwischen dem Verlauf von Adrenalin und Noradrenalin im Vergleich zur Laktatleistungskurve und dem Verlauf der Herzfrequenz während stufenförmiger ansteigender Belastung. Die Werte korrelierten stark, vor allem bei Adrenalin, was zu erwarten war, da Adrenalin eine starke Aktivierung von Muskelglykogen verursacht (Pokan et al., 1995, S. 175 – 179).

Berbalk und Neumann (2002) beschrieben den gleichen Abfall der Variabilität bzw. eine anschließende Plateauphase, welche als Schwellenwert definiert wurde, und danach einen Wiederanstieg. Der Verlauf wurde in dieser Studie bestätigt, jedoch ist diese individuelle Schwelle mit den Schwellen in dieser Arbeit, aufgrund der verschiedenen Verfahren der Schwellenbestimmung, nicht vergleichbar.

Auch nicht direkt vergleichbar sind die Studien von Röttger et al. (2006) und Kuhn und Platen (2004). Sie lieferten jedoch gute Ergebnisse mit dem HRV Minimum, welches sich im Bereich der 4 mmol/l Laktatschwelle befand, als sinnvolle

Ergänzung zur Trainingssteuerung. Auch sie zeigten somit den Zusammenhang der Herzfrequenz mit anderen Parametern auf.

Felgner und Hottenrott (2004) definierten den Herzfrequenzwert bei einem SD1 Wert von 4 ms als eventuellen relevanten Wert für die Trainingssteuerung. Vergleichbar mit dieser Studie ist zu erwähnen, dass der SD1 Wert der gesamten Versuchsgruppe (n=40) beim LTP₁ 3,81 ms beträgt, das SD1 Minimum jedoch deutlich niedriger war.

Auch Böhm et al. (2002) zielten auf das Minimum der Variabilität ab und daher liefert diese Studie andere Ergebnisse für die Schwellenwerte. Anzumerken ist, dass alle Studien die das HRV Minimum als Schwellenwert definierten, einen Zusammenhang zu anderen metabolischen und respiratorischen Umstellpunkten feststellten, die absoluten Werte jedoch deutlich abweichen können. Das Minimum der Variabilität wurde in dieser Arbeit bei einem Wert von 1,68 ms bei den männlichen Probanden bzw. 1,69 ms bei den weiblichen Probanden ermittelt. Diese Werte befinden sich in der Nähe bzw. nach dem festgestellten HRVTP₂ (2,25 ms bei den männlichen Probanden und 2,03 ms bei den weiblichen Probanden). Am LTP₂ wurde die HRV mit einem Wert von 1,95 ms bei den männlichen Probanden bzw. mit 1,99 ms bei den weiblichen Probanden ermittelt. Somit zeigt sich, dass sich das Minimum im Bereich des 2. Umstellpunktes befindet bzw. die tatsächlich eruierten Werte von LTP₂ und HRVTP₂ vergleichbar sind.

Die visuelle Bestimmung der 1. Schwelle ergab HRV - Werte von 3,43 ms bei den männlichen Probanden bzw. 2,47 ms bei den weiblichen Versuchspersonen. Im Vergleich dazu lagen die errechneten HRVTP₁ - Werte bei den Männern bei 3,27 ms und bei den Frauen bei 3,69 ms. Diese Bestimmung lieferte bei den Männern aber auch bei den Frauen vergleichbare Ergebnisse. Vor allem erwies sich die visuelle Bestimmung des Umstellpunktes als zuverlässig und möglich.

Verglichen mit Karapetian et al. (2008), wo eine Korrelation von 0,82 bis 0,89 zwischen HRV Schwelle und LTP₁ bzw. ventilatorischer Schwelle aufgezeigt wurde, liefert die eigene Studie ähnliche Ergebnisse. Es wird der gleiche Verlauf

der HRV beschrieben, die vagale Modulation der Herzfrequenz sei bei 50 bis 60 % von VO_{2max} generell abgeschlossen. Hier ist auch der Punkt, wo eine Anhäufung von Blutlaktat und eine steigende Ventilation und Kohlendioxidabgabe registriert wird. Die Zunahme der sympathischen Aktivität während der Belastung ruft ein Ansteigen von Katecholaminen hervor, was kausal für die steigende Ventilation sein könnte bzw. legen sie nahe, dass die vagale Abnahme hauptverantwortlich für die Umstellpunkte Laktat, Ventilation und Herzfrequenzvariabilität sein könnte.

Auch Sales et al. (2011), beschrieben den gleichen Verlauf der Herzfrequenzvariabilität bzw. denselben vagalen Einfluss. Hohe Korrelationen, vor allem bei den Nicht Diabetikern (ND) zwischen HRVT, LT und VT werden aufgezeigt. Zur Bestimmung der HRVT wurde, im Gegensatz zu dieser Arbeit, ein Fixpunkt unter 3 ms herangezogen. Gleich wie in dieser Arbeit erkennt man durch die Ergebnisse die vagal beeinflusste Zusammengehörigkeit der Parameter SD1 und RMSSD. Auch die billige und unblutige Bestimmung wird als sehr positiv hervorgehoben.

Hofmann und Pokan (2010), verwiesen auf die verschiedenen methodischen Anwendungen, die Ergebnisse schwer vergleichbar machen. Hauptprobleme sind das Fehlen von computerunterstützten Methoden für die Herzfrequenzleistungsdiagnostik und die unterschiedliche Stufendauer. Über maximales Laktat Steady State (MLSS) werden die Ergebnisse relativiert und bewiesen, dass der HRTP einen physiologischen Hintergrund hat und kein methodisches Artefakt ist. Der limitierende Faktor beim HRTP ist, dass „nur“ der zweite Umstellpunkt erfasst werden kann und sie verwiesen ebenfalls auf das Minimum der Herzratenvariabilität zur Bestimmung des ersten Umstellpunktes (Hofmann und Pokan, 2010, S. 437 – 447). Auch diese Arbeit ist mit genannten Problemen konfrontiert, sie liefert jedoch akzeptable Ergebnisse, die in die richtige Richtung gehen, um den HRTP zu stützen bzw. eine Dreiphasigkeit über die Herzfrequenz darstellen zu können. Aber auch die einfache und kostengünstige Bestimmung, die Anwendung in Feldtests und die tägliche Anwendung sollen hier als große Vorteile hervorgehoben werden.

Die Auswertung der Kurven im Programm Pro Sport war oft schwierig bzw., wie auch bereits beschrieben, oft nicht möglich. Dennoch bietet das Programm gute Lösungsmöglichkeiten für die Leistungsdiagnostik. Natürlich ist in der Leistungsdiagnostik nicht immer alles auswertbar. Die Auswertung der Herzfrequenz für die einzelnen Stufen (1 min) war ein sehr zeitaufwändiges Verfahren. Es fehlt, wie in so vielen Studien beschrieben, eine standardisierte einfache und schnelle Anwendung für die Bestimmung. Dennoch sprechen die Ergebnisse bzw. die Korrelationen für diese Studie.

Die Herzratenvariabilität ist definitiv eine alternative und gute Möglichkeit, um Umstellpunkte in der Leistungsdiagnostik nicht invasiv erfassen zu können. Somit ist es von Vorteil dieses Verfahren im Zuge eines Conconi - Tests anzuwenden um dort eine erfolgreiche Leistungsdiagnostik machen zu können. Wie schon erwähnt kann der HRVTP₁ Auskunft über eine metabolische Umstellung des Organismus liefern und der zweite HRVTP kann ein wichtiges Instrument zur Kontrolle des HRTP sein bzw. dient er bei einem nicht definierbaren HRTP als verlässliches Ersatzkriterium.

Ausblickend ist somit der Zusammenhang der Schwellen, wie auch in anderen Studien, belegt. Des Weiteren wird bestätigt, dass die Herzratenvariabilität durch ihre nicht invasive Bestimmungsmethode ein interessanter Parameter für Leistungsdiagnostik und Forschung ist. Daher ist es von großer Wertigkeit die HRV für die Medizin und Trainingswissenschaft weiterhin erfolgreich zu erforschen.

12.0 Literaturverzeichnis

1. Aimet M., Pokan R., Schwieger K., Smekal G., Tschan H., von Duvillard S. P., Hofmann P., Baron R., Bachi N., 2001, Heart rate variability during exercise and recovery, Tokai J. Sports Med. Sci. No. 13, S. 7 – 14
2. Berbalk A., Bauer S., Rombach G., 2002a, Monitoring der Herzfrequenzvariabilität zur Anpassungs- und Belastbarkeitsdiagnostik, In Hottenrott (Hrsg.), Herzfrequenzvariabilität im Sport, Prävention – Rehabilitation – Training, Hamburg: Czwalina Verlag
3. Berbalk A., Neumann G., 2002b, Leistungsdiagnostische Wertigkeit der Herzfrequenzvariabilität bei der Fahrradergometrie, In Hottenrott (Hrsg.), Herzfrequenzvariabilität im Sport, Prävention – Rehabilitation – Training, Hamburg: Czwalina Verlag
4. Böhm U., Hottenrott K., Sommer H. M., 2002, Bestimmbarkeit individueller Trainingszonen auf der Basis der Herzfrequenzvariabilität, In Hottenrott (Hrsg.), Herzfrequenzvariabilität im Sport, Prävention – Rehabilitation – Training, Hamburg: Czwalina Verlag
5. Coen B., 1997, Individuelle anaerobe Schwelle, Methodik und Anwendung in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung leichtathletischer Disziplinen, Köln: Sport und Buch Strauss
6. Conconi F., Ferrari M., Ziglio P. G., Droghetti P., Codeca L., 1982, Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners, J. Appl. Physiol 52, S. 869- 873
7. Felgner R., Hottenrott K., 2004, Herzfrequenzvariabilität bei Laufband-, Ruder und Radergometerbelastungen, In Hottenrott (Hrsg.), Herzfrequenzvariabilität im Fitness- und Gesundheitssport, Hamburg: Czwalina Verlag

8. Hofmann P., Pokan R., 2010, Value of the Application of the Heart Rate Performance Curve in Sports, *International Journal of Sports Physiology and Performance* 5, S. 437 - 447
9. Hofmann P., Pokan R., von Duvillard S.P., Seibert F.-J., Zweiker R., Schmid P., 1997, Heart rate performance curve during incremental cycle ergometer exercise in healthy young male subjects, *Med. Science Sports Exercise* 29: 762 – 768
10. Hofmann P., Wonisch M., Pokan R., 2004, Laktatleistungsdiagnostik – Durchführung und Interpretation, In Pokan R., Förster H., Hofmann P., Hörtnagl H., Ledl-Kurkowski E., Wonisch M. (Hrsg.), *Kompodium der Sportmedizin*, Wien: Springer-Verlag
11. Hottenrott K., 2002, Grundlagen zur Herzfrequenzvariabilität und Anwendungsmöglichkeiten im Sport, In Hottenrott (Hrsg.), *Herzfrequenzvariabilität im Sport, Prävention – Rehabilitation – Training*, Hamburg: Czwalina-Verlag
12. Hottenrott K., Neumann G., 2008, *Methodik des Ausdauertrainings*, Schorndorf: Hofmann-Verlag
13. Hottenrott K., Neumann G., 2010, *Trainingswissenschaft, ein Lehrbuch in 14 Lektionen*, Aachen: Meyer & Meyer Verlag
14. Karapetian G. K., Engels H. J., Gretebeck R. J., 2008, Use of heart rate variability to estimate LT and VT, *Int. J. Sports Med* 29, S. 652 – 657
15. Kuhn K., Platen P., 2004, Herzfrequenzvariabilität als diagnostisches Instrument zur Belastungssteuerung bei kardialen Patienten, In Hottenrott (Hrsg.), *Herzfrequenzvariabilität im Fitness- und Gesundheitssport*, Hamburg: Czwalina Verlag

16. Pokan R., Hofmann P., Lehmann M., Leitner H., Eber B., Grasser R., Schwaberg G., Schmid P., Keul J., Klein W., 1995, Heart rate deflection related to lactate performance curve and plasma catecholamine response during incremental cycle ergometer exercise, Eur Journal Appl. Physiol 70, S. 175 - 179
17. Pokan R., Hofmann P., Wonisch M., 2004a, Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung, In Pokan R., Förster H., Hofmann P., Hörtnagl H., Ledl-Kurkowski E., Wonisch M. (Hrsg.), Kompendium der Sportmedizin, Wien: Springer-Verlag
18. Pokan R., Hofmann P., Wonisch M., 2004b, Funktionsdiagnostik akuter und chronischer Anpassung des Herz-Kreislaufsystems an körperliche Belastungen, In Pokan R., Förster H., Hofmann P., Hörtnagl H., Ledl-Kurkowski E., Wonisch M. (Hrsg.), Kompendium der Sportmedizin, Wien: Springer-Verlag
19. Röttger H., Kuhn K., Platen P., 2006, Verhalten der Herzfrequenzvariabilität während stufenförmiger fahrradergometrischer Belastung bei trainierten männlichen Jugendlichen im Alter von 14 – 16 Jahren, In Hottenrott (Hrsg.), Herzfrequenzvariabilität: Methoden und Anwendungen im Sport und Medizin, Hamburg: Czwalina Verlag
20. Sales M. M., Campbell C. S., Morais P. K., Ernesto C., Soares-Caldeira L. F., Russo P., Motta D. F., Moreira S. R., Nakamura F. Y., Simoes H.G., 2011, Noninvasive method to estimate anaerobic threshold in individuals with type 2 diabetes, dms journal, 3:1
21. Tulppo M. P., Mäkikallio T. H., Takala T. E. S., Seppänen T., Huikuri H. V., 1996, Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise, Am. J. Physiol 274, S. 244 – 252

22. Tulppo M., 1998, Heart rate dynamics during physical exercise and during pharmacological modulation of autonomic tone, Oulu: Oulu university press
23. Wasserman K., Hansen J. E., Sue D. Y., Whipp B. J., Casaburi R., 1994, Principles of exercise testing and interpretation, 2nd Edition, Philadelphia: Williams & Wilkins
24. Wasserman K., Mc Ilroy MB, 1964, Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. Am Journal Cardiol 14, S. 844 – 852
25. Weineck J., 2010, Optimales Training, Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings, Balingen: Spitta Verlag
26. Wonisch M., Hofmann P., Schmid P., Pokan R., 2007, Zusammenhang zwischen „anaerober Schwelle“, Katecholaminen und Arrhythmien bei Patienten mit Herzerkrankungen, Österreichisches Journal für Sportmedizin 2, S. 6 - 12
27. Wonisch M., Pokan R., Hofmann P., 2004, Funktionsdiagnostik akuter und chronischer Anpassung der Atmungsorgane, In Pokan R., Förster H., Hofmann P., Hörtnagl H., Ledl-Kurkowski E., Wonisch M. (Hrsg.), Kompendium der Sportmedizin, Wien: Springer-Verlag

13.0 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Schwellenkonzepte (Pokan et al. in Pokan et al., 2004a, S. 40)	8
Tabelle 2: Parameter der Herzfrequenzvariabilität (Berbalk et al. in Hottenrott, 2002a, S. 211, Hottenrott in Hottenrott, 2002, S. 15).....	14
Tabelle 3: Wesentliche inhaltliche Gruppierungen von Parametern der Herzfrequenzvariabilität (Berbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 31).....	15
Tabelle 4: Beschreibung der untersuchten Gesamtpopulation (n=40) bzw. der weiblichen (n=20) und männlichen (n=20) Sportler. MW = Mittelwert, STABW = Standardabweichung	23

14.0 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung von typischen Änderungen der Blutlaktat-Konzentration (L_a) während stufenförmiger Belastung (Hofmann et al. in Pokan et al., 2004, S. 106).....	10
Abbildung 2: Bestimmung des Deflektionsknickpunkts mittels zweier Regressionsgeraden (Hottenrott u. Neumann, 2008, S. 130)	11
Abbildung 3: Prinzipdarstellung des Verlaufs von Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung (Hottenrott in Hottenrott, 2002, S. 13).....	13
Abbildung 4: Changes in standard deviation of instantaneous beat-to-beat RR interval variability ($SD1$) from Poincaré plot during exercise compared with VO_{2peak} (Tulppo, 1998, S. 39).....	16
Abbildung 5: Schematische Darstellung der Dynamik der Parameter der HRV bei ansteigender Belastung (Berbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 33).....	17
Abbildung 6: Zusammenhang zwischen der HRV – Schwelle und weiteren leistungsdiagnostischen Kenngrößen (Berbalk u. Neumann in Hottenrott, 2002, S. 37).....	18
Abbildung 7: Verläufe von $RMSSD$ und $SD1$ bei einem Probanden (VP25) mit einem HRV – Minimum bei 190 Watt (Röttger et al. in Hottenrott, 2006, S. 115)	19
Abbildung 8: $SD1$ -Werte bei steigender Belastungsintensität (Felgner u. Hottenrott in Hottenrott, 2004, S. 203)	20
Abbildung 9: Herzfrequenz (in % HF_{max}) und HRV – Kurzzeitvariabilität ($SD1$ Werte) als Funktion der relativen Sauerstoffaufnahme (in % VO_{2max}) (Böhm et al. in Hottenrott, 2002, S. 63).....	20
Abbildung 10: Visual detection of HRVT (HRV deflection point indicated by the arrow) using SD method. The SD of RR intervals was calculated and plotted for each stage of exercise. (Karpetian et al., 2008, S. 654).....	21

Abbildung 11: For the determination of the HRVT, a stabilization point lower than 3 ms was adopted for of the vagal activity indices (SD1 and RMSSD) plotted against the absolute workload (Sales et al., 2011, S. 8).....	22
Abbildung 12: Prinzipdarstellung der ausgewerteten Parameter im Programm Pro Sport.....	24
Abbildung 13: Verlauf von Herzfrequenz und Laktat bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	26
Abbildung 14: Verlauf Herzfrequenz und Laktat nach gefahrener Leistung in Watt und 3 minutiger Erholungsphase (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40)	27
Abbildung 15: Verlauf der Sauerstoffaufnahme (VO_2) und der Kohlendioxidabgabe (VCO_2) bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	28
Abbildung 16: Verlauf der Ventilation bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	29
Abbildung 17: Atemzugsvolumen (VT) und Atemfrequenz (AF) bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	30
Abbildung 18: Verlauf des Atemäquivalents für Sauerstoff und Kohlendioxid bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	31
Abbildung 19: Verlauf der Parameter SD1 und RMSSD bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	32
Abbildung 20: Verlauf von SD1 und der Herzfrequenz bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	33

Abbildung 21: Verlauf der Herzfrequenzvariabilität (SD1) bei stufenförmiger ansteigender Belastung nach gefahrener Leistung in Watt (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	34
Abbildung 22: Verlauf der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	35
Abbildung 23: Verlauf von Laktat und Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	36
Abbildung 24: Verlauf von Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität und Laktat bei stufenförmiger ansteigender Belastung über die Laktatumstellpunkte in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	37
Abbildung 25: Verlauf von Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität und Laktat bei stufenförmiger ansteigender Belastung mit den jeweiligen Umstellpunkten in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	38
Abbildung 26: Dreiphasigkeit der Herzfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	39
Abbildung 27: Tatsächlicher Verlauf der Schwellen der Herzfrequenz und Herzfrequenzvariabilität bei stufenförmiger ansteigender Belastung in % der Leistung (m = männliche Probanden, w = weibliche Probanden, n=40).....	40
Abbildung 28: Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung in Bezug auf die Herzfrequenz bzw. Herzratenvariabilität der Gesamtpopulation (n=40) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.....	41
Abbildung 29: Zusammenhang zwischen den Leistungen an den 1. Umstellpunkten von Laktat (LTP_1), Herzfrequenzvariabilität ($HRVTP_1$) und Ventilation ($VETP_1$) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.....	42

Abbildung 30: Zusammenhang zwischen den Leistungen an den 2. Umstellpunkten von Laktat (LTP_2), Herzfrequenz (HRTP), Herzfrequenzvariabilität ($HRVTP_2$) und Ventilation ($VETP_2$) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.....43

Abbildung 31: Zusammenhang zwischen der Sauerstoffaufnahme an den 1. Umstellpunkten von Laktat (LTP_1), Herzfrequenzvariabilität ($HRVTP_1$) und Ventilation ($VETP_1$) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.44

Abbildung 32: Zusammenhang zwischen der Sauerstoffaufnahme an den 2. Umstellpunkten von Laktat (LTP_2), Herzfrequenz (HRTP), Herzfrequenzvariabilität ($HRVTP_2$) und Ventilation ($VETP_2$) bei stufenförmiger ansteigender Belastung.....45