



# MASTERARBEIT / MASTER'S THESIS

Titel der Masterarbeit / Title of the Master's Thesis

„Retrospektive Datenerhebung zur Evaluierung des Vienna CPX Tool anhand des Vergleichs der prozentuellen Wattleistung an den berechneten Kennwerten VTP2 und VE/VCO<sub>2</sub> TP mit der prozentuellen Wattleistung am maximalen Laktat Steady State“.

verfasst von / submitted by

Daniel Moser BSc

angestrebter akademischer Grad / in partial fulfilment of the requirements for the degree of  
Master of Science (MSc)

Wien, 2017

Studienkennzahl lt. Studienblatt /  
degree programme code as it appears on  
the student record sheet:

A 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt /  
degree programme as it appears on  
the student record sheet:

Masterstudium Sportwissenschaft

Betreut von / Supervisor:

Ao Univ.Prof. Dr.med. Rochus Pokan



## Zusammenfassung

In der Vergangenheit wurden zahlreiche computerbasierte aber auch visuelle Methoden zur Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit postuliert. Aufgrund dieser Methodendiversität und der Tatsache, dass bei den meisten Modellen nur ein leistungsdiagnostischer Parameter herangezogen werden kann, wurde die neue Analysesoftware *Vienna CPX Tool* entwickelt.

Ziel dieser Arbeit war es also, die Analysesoftware *Vienna CPX Tool*, anhand des Vergleichs der prozentuellen Wattleistung an den berechneten Kennwerten *VTP2* und *VE/VCO<sub>2</sub> TP* mit der prozentuellen Wattleistung am *maxLass*, zu evaluieren. Ein Kriterium zu je 4%, 6% und 8% wurde definiert, um eine präzise Prognose des *maxLass* zu erlauben und Unterschiede in Berechnungsmethoden sowie submaximalen Parametern darstellen zu können. Dazu wurde eine retrospektive Datenerhebung durchgeführt. Die Daten von 65 Personen (44 Männer und 21 Frauen) aus verschiedenen Spiroergometriegegeräten wurden dazu erhoben und anschließend im *Vienna CPX Tool* neu ausgewertet. Die Mittelwerte der submaximalen Parameter am ersten Umstellpunkt der Energiebereitstellung lagen bei 41% des Pmax. Die Mittelwerte des zweiten Umstellpunktes bei 69% des Pmax und zeigten somit einen signifikant starken Zusammenhang ( $p < 0.01$ ) mit den Mittelwerten des *maxLass* bei 70% des Pmax. Die eingesetzten Berechnungsmethoden konnten bei allen Daten einen Turnpoint detektieren. Durch die Einhaltung des 4% Kriteriums konnte das *maxLass* bei 60% der Personen, mit dem 6%, 83% und mit dem 8% Kriterium konnte das *maxLass* bei 93% der Personen korrekt bestimmt werden. Die einzelnen Vergleiche zwischen Berechnungsmethoden und submaximalen Parameter zeigten, dass vor allem die Berechnungsmethode *Turnpoint durch Winkel* sehr gute Ergebnisse erzielen konnte und die Berechnung mit beiden Kenngrößen *VTP2* und *VE/VCO<sub>2</sub> TP* von Vorteil ist.

Schlagwörter: maximal Laktat Steady State, Vienna CPX Tool, ventilatorischer Umstellpunkt 2, respiratorischer Umstellpunkt 2

## Abstract

In the past, several computerized and visual methods were established to determine ventilatory threshold. This diversity and the fact that mostly common methods are not able to determine more than one parameter, the new analysis software program *Vienna CPX Tool* was developed.

The aim of this study was to evaluate the new analysis software program *Vienna CPX Tool* with comparing power output estimates for *VTP2* and *VE/VCO<sub>2</sub> TP* with the power output at the *maximal lactate steady state (maxLass)*. A criterion of 4%, 6% and 8% was set to estimate the *maxLass* and to show differences in parameters and calculation methods. A retrospective assessment of 65 data's (44 men and 21 women) from different gas exchange measurements were implemented and in *Vienna CPX Tool* analyzed. The mean of the first transition was observed at 41% Pmax. The mean of the second transition at 69% of Pmax with a strong relation to *maxLass* (70% Pmax) ( $p < 0.01$ ). The implemented 4% criterion was able to predict *maxLass* in 60%, the 6% criterion was able to predict *maxLass* in 83% and the 8% criterion was able to determine a correct *maxLass* in 93% of the data. The comparison between single calculation methods and turnpoints has showed, that *turnpoint ankle* tends to be the more robust method and an advantage in use of both parameters *VTP2* and *VE/VCO<sub>2</sub> TP* was showed.

Keywords: maximal lactate steady state; Vienna CPX Tool; ventilatory turnpoint 2, respiratory turnpoint 2

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>3</b>
1.1	Leistungsdiagnostik	3
1.1.1	Spiroergometrie	4
1.1.2	Laktatleistungsdiagnostik	6
1.2	Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung	8
1.3	Das <i>maximale Laktat Steady State (maxLass)</i>	11
1.4	Ausgewählte Parameter zur Bestimmung des ersten und zweiten ventilatorischen Umstellpunktes	14
1.4.1	Zweiter Umstellpunkt der Ventilation (VT2)	15
1.4.2	Turnpoint des Atemäquivalent aus Ventilation und Kohlendioxidabgabe (VE/VCO <sub>2</sub> TP)	16
1.5	Computerunterstützte Berechnungsmethoden zur Bestimmung der ventilatorischen Umstellpunkte VT1 und VT2 sowie der Turnpoints der Atemäquivalente VE/VO <sub>2</sub> TP und VE/VCO <sub>2</sub> TP.	17
1.6	Problemstellung	28
<b>2</b>	<b>Methodik</b>	<b>29</b>
2.1	Überblick Studiendesign	29
2.2	Probanden	29
2.3	Belastungsuntersuchung	30
2.3.1	Das <i>maximale Laktat Steady State</i>	32
2.4	CPX Analysetool - Bestimmung Turnpoints	35
2.5	Statistische Auswertung	43
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>44</b>
3.1	Mittelwertvergleich der submaximalen Parameter	44
3.1.1	Zusammenfassung der Ergebnisse	49
3.2	Unterschied von Frauen und Männern im Bereich des <i>maxLass</i> errechneten 4%, 6% und 8% Kriteriums	49
3.2.1	Zusammenfassung der Ergebnisse	58
3.3	Unterschied in den Berechnungsmethoden <i>Turnpoint durch Winkel</i> und <i>Turnpoint durch Regression</i> an den submaximalen Parametern VTP2 und VE/VCO <sub>2</sub> TP am 4%, 6% und 8% Kriterium.	58
3.3.1	Zusammenfassung der Ergebnisse	62

3.4	Unterschied in den submaximalen Parametern VTP2 und VE/VCO <sub>2</sub> TP anhand der vordefinierten 4%, 6%, und 8% Kriterien und den verwendeten Berechnungsmethoden.....	63
3.4.1	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	66
3.5	Unterschied der vordefinierten 4%, 6% und 8% Kriterien anhand der submaximalen Parameter VTP2 und VE/VCO <sub>2</sub> TP und den verwendeten Berechnungsmethoden.....	67
3.5.1	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	74
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>75</b>
4.1	Auswertung der submaximalen Parameter anhand der prozentuellen Werte mit den Referenzwerten <i>LTP1</i> und <i>maxLass</i> .....	75
4.2	Geschlechterunterschiede bei Verwendung der implementierten Berechnungsmethoden und submaximalen Parameter am zweiten ventilatorischen Umstellpunkt am vordefinierten 4%, 6%, und 8% Kriterium.....	78
4.3	Interpretation des <i>maxLass</i> anhand des zweiten ventilatorischen Umstellpunkts unter Verwendung verschiedener Bestimmungsmethoden.....	79
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick.....</b>	<b>83</b>
	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>84</b>
	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>92</b>
	<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>94</b>
	<b>Abkürzungsverzeichnis.....</b>	<b>96</b>
	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>98</b>
	<b>Eidesstaatliche Erklärung .....</b>	<b>100</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Leistungsdiagnostik

Die Leistungsfähigkeit des Menschen kann als psychophysische Kombination gesehen werden. Es liegt dabei an der Person, die Situation (Mathematische Aufgabe oder ein Dauermarsch) wahrzunehmen und die entsprechenden Attribute zu verwenden. Die körperliche Leistungsfähigkeit zeigt sich in einer Vielzahl an durchgeführten sportartspezifischen aber auch alltäglichen Bewegungsabläufen, mit unterschiedlichen Haltungsanteilen oder in stabilen und instabilen Gleichgewicht. Man spricht von qualitativen Aspekten die in Form von motorischer Beanspruchung wie Koordination, Flexibilität, Kraft, Schnelligkeit und Ausdauer auftreten, sowie von quantitativen Aspekten wie Intensität, Dauer und Häufigkeit. Ebenfalls wird die körperliche Leistungsfähigkeit neben physischen Komponenten, zusätzlich von psychischen und sozialen Faktoren bestimmt. So kann gesagt werden, dass die Leistungsfähigkeit teilweise über physikalische Leistung, den benötigten Energiebedarf und belastungsabhängigen Veränderungen von Organfunktionen wie zum Beispiel der Muskelkraft und Sauerstoffaufnahme mess-, bzw. beurteilbar ist. Die körperliche Leistungsfähigkeit ist in ihrer Gesamtheit jedoch nur sehr schwer zu erfassen. Daher wurden Testverfahren zur Untersuchung der einzelnen Ausprägungen der motorischen Hauptbeanspruchungsformen entwickelt. Vor allem die Testung der Ausdauerleistungsfähigkeit hat in der Sportmedizin lange Tradition und valide Aussagen hervorgebracht. Zahlreiche Testverfahren werden in der Literatur genannt. Die häufigst angewendeten sind dabei die Fahrrad- und Laufbandergometrie mit rampen- oder stufenförmiger Belastungssteigerung. Die Ausdauerleistungsfähigkeit wird über die maximale Energieflussrate, die über eine bestimmte Zeit aufrechterhalten werden kann, identifiziert. Als die für die Bereitstellung der Substrate verantwortlichen Systeme zählen die Atmung, das Herz, -Kreislaufsystem sowie die maximale Flussrate der Substrate und die maximale Aktivität der Enzyme. Als wichtige Kenngrößen des Energiestoffwechsels sind die Veränderungen und Übergänge von Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_2$ ), die Kohlendioxidabgabe ( $\text{VCO}_2$ ) sowie die Blutlaktatkonzentration zu nennen. Sie dienen zur Beurteilung der Wirksamkeit eines Trainings, zur Überprüfung des Gesundheitszustands von Gesunden und Patienten (de Marées, 2003).

So ist es also die Aufgabe der Leistungsdiagnostik durch umfangreiche Untersuchungs- und Testverfahren, Auskunft über die Belastbarkeit, Gesundheits- und Leistungszustand eines Menschen zu geben und so eine Grundlage für die weitere Trainingsplanung sowie Trainingssteuerung zu schaffen um den Erhalt und vor allem für die Verbesserung der individuellen Leistungsfähigkeit zu gewährleisten.

### **1.1.1 Spiroergometrie**

Die Spiroergometrie beschreibt eines dieser diagnostischen Verfahren und zielt speziell auf die kardiopulmonalen sowie auf Stoffwechselveränderungen bei Belastung ab. Sie ist eines der ältesten Diagnoseinstrumente zur Bestimmung menschlicher Höchstleistungen. Bereits Mitte der 1920er Jahre beschrieben Hill und Mitarbeiter (1925) die Möglichkeit, die Ausdauerleistungsfähigkeit über kardiopulmonale Parameter zu bestimmen. Erst in den 50er Jahren und mit der Einführung der Fahrradergometeruntersuchung, wurde es möglich, dass Messungen wissenschaftlichen Anforderungen standhalten konnten und weitere wichtige Parameter zur Bestimmung der Leistungsfähigkeit von Gesunden und Patienten gemessen werden konnten (Bolt et al., 1955). Im Jahr 1974 erschien das erste voll elektronische und computergesteuerte Fahrradergometer, was sich bis heute in vielfacher Form durchgesetzt hat. Nicht zuletzt führte die Automatisierung der Atemgasanalyse auch offene computerisierte Spiroergometrie zur Verdrängung der Spirographen. Bei offenen Systemen wird die Gaskonzentration über Rezeptoren oder Turbinen in digitale Werte umgewandelt und an den Computer gesendet (Hollmann et al., 2006). Der wohl bekannteste und weit verbreiteteste spiroergometrische Parameter in der Leistungsdiagnostik ist die maximale Sauerstoffaufnahme ( $VO_{2max}$ ). Die Werte einiger Spitzenathleten im Bereich Ausdauersport können bis zu 90 ml/min/kg betragen. Bei untrainierten Menschen mittleren Alters ungefähr 30 bis 50 ml/min/kg, wobei im Vergleich von männlich und weiblich, Frauen 10 bis 15% niedrigere Werte aufweisen (Meyer & Kindermann, 2009). Die  $VO_{2max}$  repräsentiert das Maximum der verstoffwechselten Sauerstoffmenge zur Energiegewinnung unter Einbeziehung aller Sauerstoff austauschenden, transportierenden und utilisierenden Systeme. Selbst eine zusätzliche Erhöhung der Belastungsintensität erfährt keine Steigerung des Wertes sondern erreicht ein charakteristisches Plateau, ein sogenanntes *levelling-off*.

Zur Erfassung der maximalen Sauerstoffaufnahme werden Rampen- oder Stufenprotokolle zum Beispiel in einer Laufbandergometrie oder Fahrradergometrie verwendet. Die  $VO_{2max}$  kann nur durch eine Ausbelastung erhoben werden. Da jedoch vor allem Patienten und nicht trainierte Personen die Ausbelastung nicht gewohnt sind, beziehungsweise Motivation und Überbeanspruchung eine wichtige Rolle spielen und die  $VO_{2max}$  nur zur Ausdauerleistungsfähigkeit eine Aussage getroffen werden kann, jedoch nicht in weiterer Folge Empfehlungen für die Trainingsgestaltung getan werden können, werden im klinischen Alltag submaximale Kennwerte, in der bisherigen Literatur auch als Turnpoints oder Schwellen bekannt, als Indikatoren zur Trainingsgestaltung herangezogen. So kann gesagt werden, die Ausdauerleistungsfähigkeit hängt nicht allein von der  $VO_{2max}$  ab, sondern wird u. a. auch von der Energiebereitstellung bei submaximalen Belastungsintensitäten und der Bewegungsökonomie beeinflusst (Scharhag-Rosenberger, 2010). Jedoch ist der Begriff Schwelle eine sehr weiche Definition und meist nur mehr in älterer Literatur zu finden. Eine bevorzugte und modernere Begrifflichkeit scheint hier Übergang oder Umstellpunkt zu sein. Vor allem in sportartspezifischen Testungen sowie bei langandauernden Belastungen sind submaximale Kenngrößen zur Bestimmung und weiters zur Trainingsgestaltung gegenüber der  $VO_{2max}$  klar im Vorteil. Die wichtigsten submaximalen Kenngrößen in der Spiroergometrie sind: *Ventilatory Threshold 1 (VT1)* sozusagen der erste ventilatorische Übergang, er entspricht in etwa dem ersten Anstieg der Laktatkonzentration im Blut *Lactate Turnpoint 1 (LT1)*, *Ventilatory Threshold 2 (VT2)* der zweite ventilatorische Übergang, er tritt meist etwas verzögert zum zweiten Anstieg der Blutlaktatkonzentration dem *Lactate Turnpoint 2 (LT2)* auf und die Atemäquivalente von  $O_2$  und  $CO_2$ .

### 1.1.2 Laktatleistungsdiagnostik

Die Laktatleistungsdiagnostik ist neben der historisch älteren Spiroergometrie das zweitwichtigste Diagnostikwerkzeug zur Bestimmung der Ausdauerleistungsfähigkeit eines Menschen. Sie dient vor allem zur Messung der globalen Leistungsfähigkeit und sollte diesbezüglich auch in Kombination mit der Spiroergometrie bei jeder Testung angewendet werden. Jedoch erlaubt die diagnostische Bestimmung der Blutlaktatkonzentration keine differenzierende Aussage zwischen kardialen und pulmonalen Störungen. Seit Ende der 1960er Jahre wird die Blutlaktatkonzentration aus dem kapillaren Blut bestimmt. Die davor angewendete Abnahmemethode aus dem arteriellen Blut, genauer gesagt aus der A. brachialis, konnten zwar exakte Ergebnisse liefern jedoch ging die Abnahme mit der Gefahr einher Komplikationen wie den Verschluss der Arterie zu riskieren. Erst die von Mader in den 70er Jahren eingeführte Blutentnahme aus dem mit Finalgon® hyperämisierten Ohrläppchen ergab idente Werte wie die aus der A. brachialis. Durch die von nun an einfachere Durchführung und mit weniger Komplikationen behaftete Blutentnahme, erlangte die Blutlaktatdiagnostik eine besondere Bedeutung in der alltäglichen Leistungsdiagnostik (Hollmann, 1999).

Ebenfalls wie bei der Spiroergometrie wird die Blutlaktatdiagnostik für gewöhnlich bei Ergometer-, Wettkampf- und Trainingsbelastungen gemessen. Aus der unter ansteigender Belastung ebenfalls zunehmenden Blutlaktatkonzentration, wird die für die Trainingsplanung aussagekräftige Laktat-Leistungs-Kurve (LLK) erhoben. Grundsätzlich gilt, je weiter die Kurve nach rechts verschoben ist, eine umso höhere Ausdauerleistungsfähigkeit besitzt die Person. Ist die Laktat-Leistungs-Kurve jedoch nach links verschoben, geht man von einer geringeren Ausdauerleistungsfähigkeit aus. Der Anstieg der Laktatkonzentration unterliegt also der steigenden Belastung, dem Zeitverlauf der Belastung und der Veränderung der Energiebereitstellung. Auch bei niedriger Belastung produziert der Körper in der arbeitenden Muskulatur Laktat. Bei geringer Beanspruchung wird auch dort das Laktat direkt verstoffwechselt. Im Kreislauf wird die Blutlaktatkonzentration aber erst messbar, wenn die Grenze der innermuskulären Stoffwechselrate für diese überschritten ist. Wenn im arbeitenden Muskel die Blutlaktatkonzentration durch Belastungssteigerung überproportional ansteigt, wird es über Diffusion und Laktat-Transporter in den Kreislauf transportiert. Die Laktatkonzentration im Blut steigt erstmals messbar über den Ruhewert an. Dieser erste Anstieg wird in der Literatur als *erster Laktat Turnpoint* beschrieben.

Er beschreibt somit das Ende der überwiegend aeroben Energiebereitstellung und den Übergang in die aerobe-anaerobe Phase (Hofmann et al., 1997). In der aerob-anaeroben Phase kann bei entsprechender anhaltenden gleichbleibenden Belastung die Blutlaktatkonzentration stabilisiert werden. Der Organismus ist in der Lage das gesamte Laktat durch die vorhandene oxidative Kapazität zu verstoffwechseln. Die höchste Belastung, bei der sich gerade noch ein Gleichgewicht der Blutlaktatkonzentration einstellt, wird als *maximales Laktat Steady State (maxLass)* bezeichnet (Pokan et al., 2004). Jede Zunahme der Belastung über dieses Gleichgewicht bringt einen weiteren überproportionalen Anstieg der Laktatkonzentration im Blut und beschreibt somit den *zweiten Laktat Turnpoint*. Der Organismus ist nicht mehr in der Lage den anfallenden Laktatanstieg oxidativ zu bewältigen. Ein abfallen des pH Wertes führt zum Abbruch der Belastung.

So kann gesagt werden, dass die Ausdauerleistungsfähigkeit nur durch genaue und reproduzierbare Testverfahren gemessen werden kann. Um jedoch die einzelnen Übergänge der submaximalen Kenngrößen bestimmen zu können wurden in der Vergangenheit eine große Anzahl an Theorien und Methoden veröffentlicht. Hier ist es vor allem der aerob-anaerobe Bereich und seine Kennwerte die das Interesse der ForscherInnen und TrainerInnen auf sich zogen. Verschiedenste Konzepte brachte die Geschichte der Sportmedizin und Leistungsdiagnostik hervor. In weiterer Folge soll nun das heutzutage als Grundlage zur Bestimmung der Energiebereitstellung geltende 3 Phasen Prinzip und der damit verbundene Energiestoffwechsel und Substratutilisation erläutert werden.

## 1.2 Dreiphasigkeit der Energiebereitstellung

Wie bereits erwähnt, wird dem aerob-anaeroben Übergang in der Literatur besondere Bedeutung zugeschrieben. Erste Untersuchungen in weiterer Hinsicht auf eine *anaerobe Schwelle* sind bereits ab den 1920er Jahren aufgestellt worden. Den Begriff *anaerobic threshold* etablierten dann 1964, Wassermann und Mitarbeiter. Der jedoch mit seinem Begriff vor allem im europäischen Sprachgebrauch für viel Verwirrung sorgt, da seine Definition nicht der *anaeroben Schwelle* im Sinne von *maxLass* steht sondern die nach europäischer Definition *aerobe Schwelle* fixiert. Heikel kann ebenfalls der Begriff anaerob gesehen werden. Da sowohl auch bei ausschließlicher aerober Arbeit Laktat produziert wird (Brooks, 1985). Vor allem die vordefinierten fixen Schwellen als Laktatkenngößen *2mmol/l - Konzept* nach Kindermann et al. (1979) und *4 mmol/l - Konzept* nach Mader et al. (1976) können aus heutiger Perspektive, nicht für eine Bestimmung der individuellen Übergänge der Energiebereitstellung als annehmbar gesehen werden. Ebenfalls gelten die Begrifflichkeiten der damaligen Studien als nicht mehr aktuell und sollten daher durch eine konkrete einheitliche Nomenklatur ersetzt werden. Dabei soll vor allem darauf geachtet werden, dass ein funktionellerer Begriff als Schwelle verwendet wird. Hofmann et al., (1997) etablierten in diesem Kontext die Bezeichnungen erster und zweiter *Laktatturnpoint* für den ersten und zweiten Anstieg in der Blutlaktatkonzentration sowie erster und zweiter *Ventilationturnpoint* für den ersten und zweiten Anstieg in der Ventilationsleistungskurve. Vielmehr stellt die Grundlage für eine stufenförmige Belastung das drei Phasen Konzept der Energiebereitstellung nach Skinner und MC Lellan (1980) dar. Der Organismus unterliegt somit der Energiebereitstellung unter ansteigender Belastung, dem Energiestoffwechsel und der daraus resultierenden Substratutilisation.

Bei andauernder intensiver Belastung ist der menschliche Organismus mit einer Limitierung seitens der Energieversorgung konfrontiert. Der menschliche Körper verfügt über zahlreiche Energiedepots die jedoch nur in begrenzter Form zur Energieversorgung vorhanden sind. Die wichtigsten Energieträger des menschlichen Organismus sind die Phosphate Adenosintriphosphat (ATP) und Creatinphosphat (PCr) sowie Kohlenhydrate und Fette. Diese Trägerstoffe unterscheiden sich sehr an der bereitgestellten Menge sowie durch die Geschwindigkeit des Energieflusses. So sind Fette in sehr großer Menge vorhanden, jedoch nur sehr langsam verfügbar. ATP ist die universelle biologische Speicher- und Überträgersubstanz. Es ist das Bindeglied zwischen Kraftentwicklung und Stoffwechsel und das einzige Substrat, das die Muskelkontraktion direkt herbeiführen kann.

Die zweitwichtigste Phosphatverbindung beschreibt das Creatinphosphat. Hier spricht man von einer anaeroben alaktaziden Energiebereitstellung. Durch ansteigender Belastung ist diese Energiezufuhr rasch aufgebraucht und es muss auf eine anaerobe Energiebereitstellung vorwiegend durch Kohlenhydrate zurückgegriffen werden. Dies beschreibt den Weg der Energiebereitstellung ohne Sauerstoff und wird als anaerobe Glykolyse bezeichnet. Steht genügend Sauerstoff zur Verfügung, können die energiereichen Phosphate durch Oxidation aus Kohlenhydraten resynthetisiert werden. Durch Freisetzung von freien Fettsäuren und weiterer Mobilisation von Fettsäuren aus Fettdepots kann unter der Bedingung von ausreichend Sauerstoffzufuhr eine Belastung länger aufrechterhalten werden. Die Fragestellung unter welcher Belastungsintensität welches Substrat zur Energieversorgung herangezogen wird, soll nun durch die Erklärung der 3 Phasen der Energiebereitstellung nach Skinner und McLellan (1980) beantwortet werden.

### ***Phase 1***

Wie bereits zuvor beschrieben, wird bei geringer gleichbleibender Belastung das Laktat direkt in der arbeitenden Muskulatur verstoffwechselt. Durch eine Belastungssteigerung übersteigt die innermuskuläre Stoffwechselrate für Laktat die Grenze und muss über Diffusion und Laktat-Transporter in den Kreislauf transportiert werden. Es entsteht ein erster überproportionaler Anstieg der Laktatkonzentration im Blut (*LTI*). Durch das puffern der metabolischen Azidose kommt es zu einem Anstieg der CO<sub>2</sub> Produktion. Die überproportionale CO<sub>2</sub> Abgabe gegenüber der O<sub>2</sub> Aufnahme führt unweigerlich zu einem ersten, nicht linearen Anstieg der Ventilation und entspricht somit dem ersten ventilatorischen Umstellpunkt (*VTI*). Bei solch niedrigen Intensitäten wird die Energiezufuhr Großteils aus dem Fettdepot beziehungsweise aus den freien Fettsäuren ausgeschöpft. Eine Zunahme der Intensität bedeutet in weiterer Folge das intramuskuläre Fette und Kohlenhydrate herangezogen werden müssen. Bei Belastungssteigerung zeigt sich, dass die Fettoxidation nicht ansteigt sondern eher rückläufig ist (Spriet, 2014).

## ***Phase 2***

Mit einer weiteren Belastungssteigerung, bzw. Intensitäten über dem ersten Umstellpunkt der Laktatkonzentration, wird eine weitere Steigerung der Laktatproduktion und somit einer Erhöhung der Laktatkonzentration im Blut gekennzeichnet. Weiterhin wird eine erhöhte CO<sub>2</sub> Abgabe gegenüber einer O<sub>2</sub> Aufnahme durch eine gesteigerte Ventilation (VE) abgeatmet. Dies beschreibt nun die aerob-anaerobe Übergangsphase der Energiebereitstellung. Das Ende der Phase 2 beschreibt bei maximal möglicher Leistung, bei der sich Laktat-Produktion und -Elimination im Gleichgewicht befinden, das *maxLass*. Der aerob-anaerobe Übergang beschreibt ebenfalls die Veränderung der Energiezufuhr von aerober Glykolyse zu anaerober Glykolyse. Die Kohlehydratspeicher sind begrenzt und so auch die Dauer der Belastung. Die Fettoxidation nimmt weiter ab.

## ***Phase 3***

Laktatproduktion und -elimination geraten bei einer weiteren Belastungssteigerung aufgrund einer nicht mehr abwendbaren Azidose aus dem Gleichgewicht. Die Laktatkonzentration steigt exponentiell an. Die Ventilation erfährt angesichts des unverhältnismäßiger CO<sub>2</sub> Abgabe und daraus folgenden abfallenden pH-Wertes einen zweiten überproportionalen Anstieg (*VT2*) der mit einem überproportionalen Anstieg der Blutlaktatkonzentration (*LT2*) einhergeht. Aufgrund der hohen Belastungsintensität muss die Energiebereitstellung schnell erfolgen. Der Energiefluss passiert Großteils über anaerobe Glykolyse beziehungsweise über Ausschüttung der anaeroben alaktaziden Phosphate ATP und PCr.

Durch die Erfassung der einzelnen Übergänge ist es nun den ForscherInnen und TrainerInnen möglich, die Ausdauerleistungsfähigkeit differenzierter beurteilen zu können. Es können Prognosen zu Leistungen abgegeben werden und vor allem das Training in entsprechende Intensitätsbereiche unterteilt werden. Die Grundstruktur für solch eine Einteilung stellen Grundlagenausdauer und der Entwicklungs- und wettkampfspezifische Bereich dar. Auch in der Trainingstherapie erfährt die Ermittlung individueller Belastungsbereiche zunehmende Anerkennung. Durch genauere Einteilung dieser, können potentielle Überbelastungen verhindert werden, bzw. eine zu geringe Belastung angehoben werden (Pokan et al., 2004).

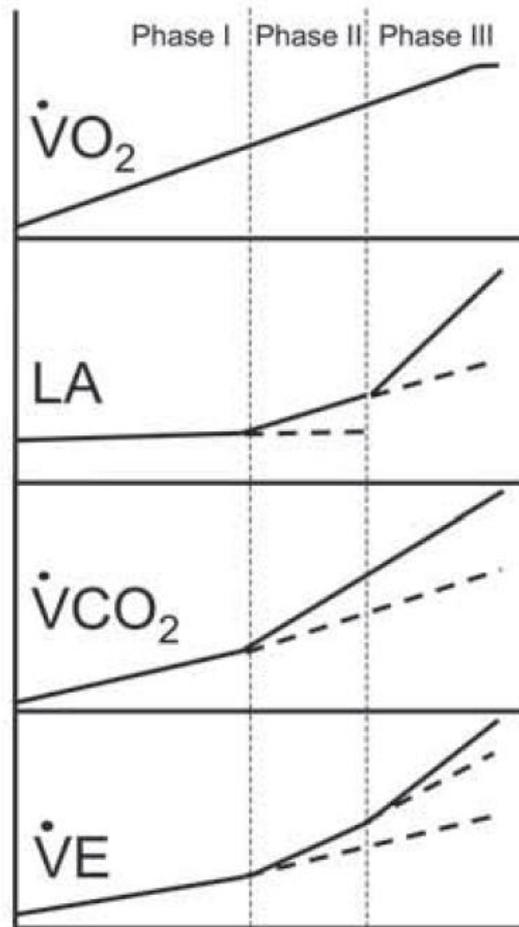


Abbildung 1: 3 Phasen Model (mod. n. Skinner und Mc Lellan 1980).

### 1.3 Das maximale Laktat Steady State (maxLass)

Damit, wie im vorherigen Punkt bereits erwähnt, die richtigen Belastungen für den/die SportlerIn oder den/der PatientIn setzen zu können, benötigt es Methoden und Verfahren die die Ausdauerleistungsfähigkeit des einzelnen exakt und valide messen und beurteilen können. Vor allem der zweite Umstellpunkt der Blutlaktatkonzentration spielt hier in der Literatur eine wichtige Rolle. Bereits Kindermann et al. (1979) beschreibt diesen Abschnitt der Energiebereitstellung, als wichtiges Diagnoseinstrument zur Messung der individuellen Ausdauerleistungsfähigkeit.

Zahlreiche Konzepte zur Ermittlung relevanter Kenngrößen der Ausdauerleistung wurden veröffentlicht (Davis et al., 1983; Keul et al., 1979; Mader et al., 1976; Simon et al., 1986; Stegmann et al., 1981; Tegtbur et al., 1989). Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die in der Fachliteratur beschriebenen Konzepte den metabolischen Zustand beziehungsweise die Belastungsintensität messen, der gerade noch ein Gleichgewicht zwischen Laktatproduktion und Elimination aufweist und somit das gemeinsame Ziel aller Bestimmungsverfahren die Erfassung des *maxLass* ist.

Das *maxLass* ist somit die höchstmögliche Blutlaktatkonzentration bei der sich bei gleichbleibender Dauerleistung ein nahezu konstanter Blutlaktatwert einpendelt. Der Begriff stellt in dieser Hinsicht die höchste Belastungsintensität der Sauerstoffaufnahme dar, bei der sich Laktatdiffusion und Laktatelimination gerade noch im Gleichgewicht halten. Jedoch spricht man nicht von einem eigenständigen Konzept zur Bestimmung eines Umstellpunktes, vielmehr prägte sich der Begriff im Rahmen der Validierung der *Mader'schen Schwellendefinition*. Da die Veränderungen in der Energiebereitstellung niemals abrupt sondern kontinuierlich stattfinden, sind wie vorhin beschrieben die Begriffe *Schwellenkonzepte* kritisch zu sehen. Die jedoch in der Laktat- und Ventilationskurve oft deutlich sichtbaren *Turnpoints* markieren Veränderungen im metabolischen Organismus. So steigen Adrenalin und Noradrenalin bei überschreiten des zweiten Umstellpunktes in der Energiebereitstellung überproportional an. Auch zeigen immunologische Parameter oberhalb des Umstellpunktes signifikante Änderungen (Kindermann, 2004). Warum es tatsächlich zur Ermüdung bei einer Belastung im Bereich des *maxLass* kommt wird derzeit noch kontrovers diskutiert. Man geht davon aus, dass eine Verringerung der lokalen Muskelkraft vor allem bei läuferischer Arbeit und Veränderungen im Hormonhaushalt Gründe für einen Belastungsabbruch sein können (Dittrich et al., 2013). Eine weitere Studie von Baron et al. 2008 favorisiert das so genannte *central governor* Modell. Hierbei soll es aufgrund von übergeordneten Steuer- und Regulierungssysteme die im Sinne der Aufrechterhaltung einer Homöostase wirken, zum Belastungsabbruch kommen.

Da das *maxLass*-Verfahren den Übergang zwischen aerob-anaerob und partiell anaerobem laktaziden Energiestoffwechsel direkt bestimmt, wird es häufig als Gold-Standard zur Validierung von Laktat- und ventilatorischen Umstellpunkten benutzt (Beneke et al., 2000; Beneke, 2003; Dekerle et al., 2003; Denadai et al., 2004; Dörr, 2010; Heck und Beneke, 2008; Laplaud et al., 2006; Meyer et al., 2005; Smekal et al., 2012; Svedahl et al., 2003; van Schuylenbergh et al., 2004) Stellt man die aus maximaler Sauerstoffaufnahme gemessener

maximal Ausdauerleistung dem *maximalen Laktat Steady State* gegenüber, kann gesagt werden, dass *maxLass* in einem Bereich von 65 bis 80% der  $VO_{2max}$  beziehungsweise 70% der Maximalleistung liegt (Billat et al., 1994; Nagle et al., 1970; Wonisch et al., 2008). Eine weitere Studie von Beneke et al. (2000) zeigte bei Probanden in den ersten drei Lebensdekaden, dass Alter keine Auswirkungen hinsichtlich der Bestimmung des *maxLass* und der *maxLass* Intensität hat. Weiters konnte Meyer et al. 2004 keine geschlechterspezifischen Differenzen am zweiten Umstellpunkt der Energiebereitstellung feststellen.

Um auf das *maximale Laktat Steady State* schließen zu können, benötigt es eine Reihe an Dauerbelastungsuntersuchungen von 30-60 Minuten. Während einer Untersuchung darf die Blutlaktatkonzentration, in den letzten 20 Minuten einer mindestens 30-minütigen Dauerbelastung nicht mehr als ein  $mmol/l-1$  ansteigen. Dazu wird in fünfminütigen Abstand eine Probe aus dem kapillaren Blutkompartiment über das hyperämisierten Ohrläppchen entnommen. Übersteigt die Laktatkonzentration die vorhin genannte Marke muss der Test wiederholt werden. Im darauffolgenden Test muss die Belastung neu gewählt werden. Die Ruhephase zwischen den einzelnen Tests sollte mindestens zwei bis drei Tage betragen. In der Regel werden zwei bis sechs Untersuchungen benötigt um das *maxLass* bestimmen zu können (Billat et al., 2003; Dekerle et al., 2003; Heck & Beneke, 2008). Obwohl das *maxLass* als der Gold-Standard zur Bestimmung des zweiten Überganges der Energiebereitstellung beschrieben wird, ist diese Methode sehr zeitaufwändig und im klinischen Alltag nicht realisierbar. Die weitaus leichter umzusetzende Methode stellt der Rampen-oder Stufentest dar. In diesem Fall wird versucht, über submaximal Kennwerte die Turnpoints der Messparameter der Blutlaktatkonzentration, der Herzfrequenz und/oder spirometrische Messgrößen auf das *maxLass* zu schließen (Azevedo et al., 2014; Beaver et al., 1986; Espada et al., 2015; Hauser et al., 2011; Iwaoka, 1988; Smekal et al., 2012; Pallares et al., 2016).

Da vor allem die submaximalen Kennwerte der Spiroergometrie für diese Arbeit eine relevante Rolle spielen, soll im nächsten Kapitel näher darauf eingegangen werden.

## 1.4 Ausgewählte Parameter zur Bestimmung des ersten und zweiten ventilatorischen Umstellpunktes

Wie bereits im vorherigen Kapitel beschrieben, kann der Ausdruck Schwelle kritisch gesehen werden. Da die physiologischen Vorgänge meist fließend und nicht abrupt von statten gehen, sollte eher von einem Übergang von aerober zu anaerober Energiebereitstellung gesprochen werden. Was jedoch zutrifft ist, dass ein Übergang einen markanten Punkt in einem Belastungs/Zeit Diagramm darstellt und so Veränderungen wie einen Anstieg der Ventilation markiert (Meyer et al., 2005). Um die Ausdauerleistungsfähigkeit eines Menschen beschreiben zu können, benötigt es genau solch Kennwerte. Die maximale Sauerstoffaufnahme ist der wohl bekannteste Parameter. Geht es jedoch darum submaximale Belastungsgrenzen zu definieren, kann die  $VO_{2max}$  als Parameter nicht mehr herangezogen werden. Es benötigt submaximale Umstellpunkte. Diese erlauben die objektive Beurteilung der aeroben-anaeroben Ausdauerleistungsfähigkeit sowie die Bestimmung der Übergänge der Energiebereitstellung ohne maximale Ausbelastung und willentliche Beeinflussung der Probanden. Der erste Umstellpunkt wird zumeist aus dem belastungsabhängige Verlauf der Ventilation und aus dem Atemäquivalent von  $VE/VO_2$  als  $VT1$  bestimmt. Die Bestimmung des entsprechenden zweiten Übergangsbereichs wird großteils aus der Ventilationsleistungskurve und dem Atemäquivalent aus  $VE/VCO_2$  als  $VT2$  dargestellt (Wassermann, et al., 2000; Simonton et al., 1988). Diese Kenngrößen können als Schlüsselstellen der Energiebereitstellung gesehen werden, da sie konkrete Informationen darüber liefern, über welchen Zeitraum eine bestimmte Belastung aufrechterhalten werden kann. Einerseits  $VT1$  als ersten markanten Anstieg über die rein aerobe Energiezufuhr hinaus, andererseits  $VT2$  als Übergang zur partiell anaerob laktaziden Energiebereitstellung. Im Vergleich zur  $VO_{2max}$  liegt die  $VT1$  zwischen 60 und 70 % der  $VO_{2max}$  bei Ausdauerleistungssportlern und bei Untrainierten zwischen 40 und 60 % der  $VO_{2max}$ .  $VT2$  liegt bei Ausdauersportlern etwa zwischen 80 und 90% der  $VO_{2max}$  und bei Untrainierten zwischen 70 und 80% der  $VO_{2max}$  (Bergstrom et al., 2013; Meyer et al., 2013; Santos & Giannella-Neto, 2004; Scharhag-Rosenberger, 2010; Scharhag-Rosenberger & Schommer, 2013).

Der Fokus in dieser Arbeit liegt jedoch auf dem Ende des aerob-anaeroben Übergangs beziehungsweise am zweiten Umstellpunkt von VE und VE/VCO<sub>2</sub>. Daher werden in weiterer Folge nur die Messgrößen genauer erläutert, welche die Belastungen in diesem Abschnitt messen und beurteilen können. Wie vorhin bereits erwähnt, existieren für den ein und denselben Übergangsbereich mehrere Bezeichnungsvarianten. In den folgenden Kapiteln, soll deshalb als Überbegriff für den ersten Umstellpunkt VT1 und für den zweiten Umstellpunkt VT2 verwendet werden. Bei Beschreibung von Originalliteratur, wurden jedoch die von den Autoren und Autorinnen eingesetzten Begriffe verwendet.

#### **1.4.1 Zweiter Umstellpunkt der Ventilation (VT2)**

Im Jahr 1985 konnte Mc Lellan neben dem ersten ventilatorischen Übergang eine zweite Veränderung im Verlauf der Ventilation (VE) gegenüber der Sauerstoffaufnahme (VO<sub>2</sub>) feststellen. Er benannte diesen zweiten Knickpunkt in der Ventilation *Ventilatory Threshold 2* (VT2). Ein Jahr darauf beschrieb Beaver et al. ebenfalls einen zweiten Punkt im Verlauf der Ventilation der im Verhältnis zur Kohlendioxidabgabe exponentiell ansteigt. Er bezeichnete den markanten Punkt als *Respiratory Compensation Point (RCP)*. Jedoch ist der physiologische Hintergrund warum es zu einem zweiten Anstieg in der Ventilation kommt noch nicht vollständig geklärt. Man geht davon aus, dass in diesem Intensitätsbereich die aufgrund ansteigender Milchsäure anfallenden Wasserstoffionen die Kapazität des Bikarbonatpuffer übersteigt und nicht mehr vollständig abgeatmet werden können. Es kommt zum Abfall des pH Wertes und dadurch zur zusätzlichen Stimulierung der Atmung und zur Hyperventilation (Kindermann, 2004). Meyer et al (2004) hingegen konnte zeigen, dass nicht allein der Abfall des pH Wertes der Grund der Hyperventilation sein kann. Das in einer von ihm veröffentlichten Studie zusätzlich injizierte Bikarbonat konnte den Abfall des pH Wertes verhindern beziehungsweise verzögern, jedoch ein Ausbleiben der Hyperventilation nicht. Meyer und Mitarbeiter gehen davon aus, dass vor allem auch Hormonveränderungen, Anstieg der Körpertemperatur und intramuskuläre Veränderungen, weitere Faktoren für das Einsetzen einer Hyperventilation verantwortlich gemacht werden können.

Bei einem für die Trainingsplanung eintretenden Idealfall entspricht die  $VT2$  genau dem des *maximalen Laktat Steady State*. Der Grundgedanke hinter dieser Aussage steckt im Unterschied der Ermittlung der jeweiligen Parameter. Denn aufgrund der zeit- und kostensparenderen Bestimmung der ventilatorischen Parameter gegenüber dem *maxLass*, stellen diese eine relevante Rolle in der alltäglichen Leistungsdiagnostik dar. Übergreifende Studien konnten zeigen, dass es eine hohe Korrelation zwischen erbrachter Leistung am *maxLass* und dem  $VT2$  gibt (Azevedo et al., 2014; Smekal et al., 2012). Jedoch konnten in vielen Studien signifikant höhere Werte von  $VT2$  am *maxLass* festgestellt werden (Dekerle et al., 2013; Laplaud et al., 2006; Meyer et al., 2005; Scharhag-Rosenberger, 2010). Eine gewisse Problematik hingegen zeigt die Detektion der  $VT2$  vor allem bei sehr leistungsschwachen Menschen. Hier ist oft das Ausbleiben des zweiten Turnpoints der Ventilation festzustellen bzw. wird der Test noch bevor deren Eintreten abgebrochen (Beaver et al., 1986; Meyer et al., 2005).

#### **1.4.2 Turnpoint des Atemäquivalent aus Ventilation und Kohlendioxidabgabe (VE/VCO<sub>2</sub> TP)**

Ein weiterer Parameter zur Bestimmung des zweiten ventilatorischen Übergangs beschreibt der *Turnpoint des Atemäquivalent von Ventilation und Kohlendioxidabgabe (VE/VCO<sub>2</sub> TP)*. Der *VE/VCO<sub>2</sub> TP* kennzeichnet die ventilatorischen Anforderungen die es benötigt, das anfallende CO<sub>2</sub> abzutransportieren. Das heißt, wie viel Ventilation ist nötig, um ein Liter Sauerstoff ein- bzw. ein Liter Kohlendioxid abzuatmen? Dies beschreibt die Atemökonomie eines Menschen. Ein Gesunder muss beispielsweise in der Regel weniger ventilieren um metabolische Anforderungen (Verbrennung von O<sub>2</sub> in den Mitochondrien und Abtransport von CO<sub>2</sub>) zu erfüllen, als eine Person mit eingeschränkter Ventilation (Kroidl et al., 2010).

Um verschiedene Parameter wie die  $VE$  und die  $VCO_2$  zur Bestimmung eines Umstellpunktes heranziehen zu können, benötigt es ein Koordinatensystem in dem die jeweiligen Parameter aufgetragen werden. Die Erfassung dieser physiologischen Übergänge werden meist visuell, anhand von einen oder mehreren Experten durch übereinander legen von Graphen oder durch mathematische Methoden, wie durch Einsetzen eines Algorithmus durchgeführt. Im folgenden Kapitel sollen nun jene Methoden beschrieben werden, die in der Literatur und Praxis am häufigsten zur Ermittlung von  $VT1$  und  $VT2$  sowie *VE/VO<sub>2</sub> TP* und *VE/VCO<sub>2</sub> TP* herangezogen werden.

## **1.5 Computerunterstützte Berechnungsmethoden zur Bestimmung der ventilatorischen Umstellpunkte $VT1$ und $VT2$ sowie der Turnpoints der Atemäquivalente $VE/VO_2 TP$ und $VE/VCO_2 TP$ .**

Wie bereits vorhin erwähnt, werden markante Veränderungen in respiratorischen und ventilatorischen Parametern über visuelle und mathematische Auswertungen definiert. Die einfache visuelle Bestimmung jedoch wird unter Berücksichtigung Validitäts- und Reabilitätskriterien in der Forschung weitgehend kritisch betrachtet. Nur in Kombination mit grafischen und mathematischen Hilfestellung und unter mehreren Gutachtern kann die visuelle Bestimmung als gültig gesehen werden. Computerunterstützte Bestimmungsmethoden sind daher immer populärer geworden, bei der eine valide und reliable Aussage getroffen werden kann (Ekkekakis et al. 2008). Der wohl bekannteste mathematische Algorithmus zur Bestimmung von ventilatorischen Übergängen, auch als V-Slope Methode bekannt, stammt von Beaver et al. (1986).

### ***V-Slope Methode nach Beaver et al. (1986)***

Wie bei der Analyse des ersten ventilatorischen Übergangs, wird der Punkt der respiratorischen Kompensation ( $RCP$ ) über die Berechnung zweier Regressionsgeraden ermittelt. Nur wird hier nicht die von Beaver et al. (1986) beschriebene *anaerobic threshold (AT)*, sondern  $VCO_2$  und  $VO_2$  in einem Koordinatensystem aufgetragen und in zwei Regressionsgeraden aufgeteilt, sondern die  $VE$  und  $VCO_2$ . Der Algorithmus sucht nun solange die Bereiche der Geraden ab, bis sich eine Kreuzung der beiden ergibt und so den Punkt der respiratorischen Kompensation beschreibt, wenn die Veränderung der ersten Geraden gegenüber der zweiten Geraden über 15 Prozent ansteigt. Visuell ist dies mit einem Anstieg der  $VE$  gegenüber der  $VCO_2$  zu erkennen. Wird dieser Vorgang mit allen erworbenen Daten, also jeglicher Störgeräusche, Artefakten am Beginn und Ende der Aufzeichnungen berechnet, kommt es zu erheblichen Verfälschungen der Ergebnisse. Daher exkludiert man die Werte der ersten Minute und die Werte nach Abbrechen des Belastungstests von der Auswertung. Da durch die Breath-by-Breath-Technik große Mengen an Daten gesammelt werden, ist es im Sinne der Analyse diese Datenkurve zu mitteln. Je mehr Daten gemittelt werden, umso mehr besteht die Gefahr Information zu verlieren. Werden die Daten jedoch zu wenig geglättet können relevante Informationen verloren gehen.

Ekkekakis et al. (2008) verwendete zur Bestimmung der  $VT_2$  in seiner Studie eine leicht überarbeitete Version von Beaver et al. (1986). Denn bereits die zuletzt genannten Autoren konnten in einigen Fällen keinen  $VT_2$  ermitteln. In der leicht modifizierten Version setzten Ekkekakis und Mitarbeiter den Punkt der respiratorischen Kompensation auf die größte Abweichung zwischen den zwei ermittelten Regressionsgeraden.

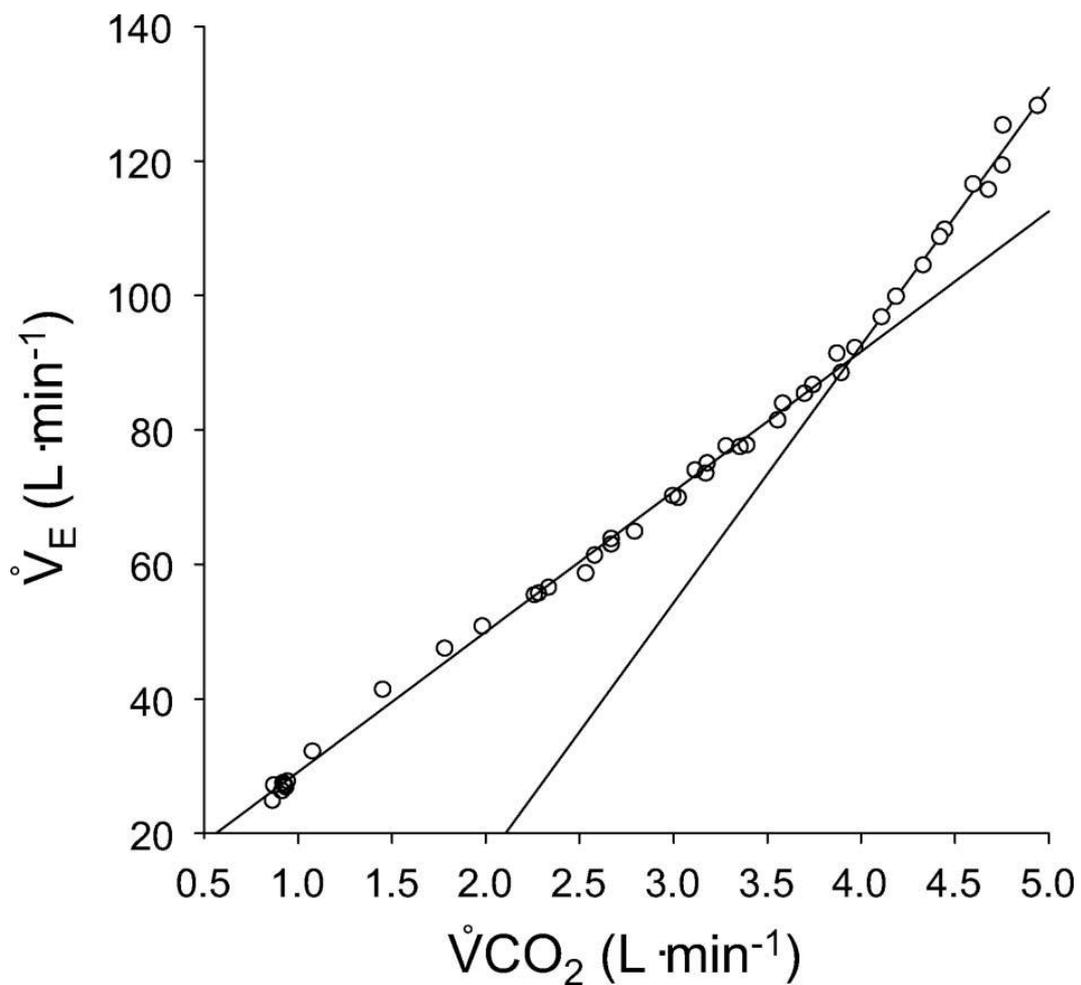


Abbildung 2: Bestimmung des  $VT_2$  anhand der Parameter  $\dot{V}_E$  und  $\dot{V}_{CO_2}$ . (mod. n. Ekkekakis et al, 2008).

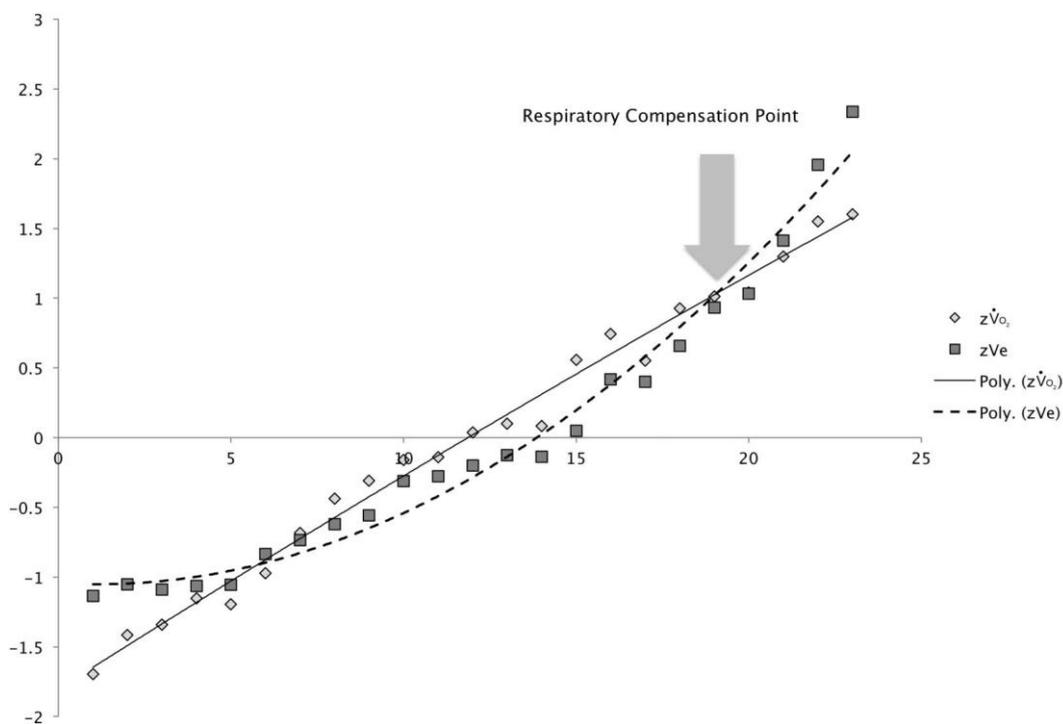
### ***Break Point nach Jones und Molitoris (1984)***

Eine weitere Regressionsanalyse basiert auf einer Studie von Jones und Molitoris (1984).

Der Algorithmus beschreibt zwei Regressionsgleichungen vor und nach einem Breakpoint. Durch mathematische Beschränkung werden die Regressionsgeraden in eine Annäherung gedrängt. Der Breakpoint wird nach finden des minimalst abweichenden Residuum am Punkt der Überschneidung der zwei Geraden identifiziert.

In den vergleichenden Studien wurden teils signifikante Unterschiede, teils interessante Zusammenhänge in den Bestimmungsmethoden gefunden. Ekkekakis et al. (2008) verglich 9 verschiedene Methoden zur Ermittlung ventilatorischer Übergänge. In seiner Arbeit konnte er zeigen, dass vor allem die von Schneider et al. (1993) entwickelte *simplified V-Slope* Methode markant schlechtere Ergebnisse erzielte. Die im Koordinatensystem ermittelten Regressionsgeraden werden über einen mathematischen Algorithmus von links nach rechts nach Kriterien abgesucht. Sind diese Kriterien erfüllt, wird der jeweilige Marker gesetzt. Was jedoch hier nicht berücksichtigt ist, sind Ausschläge, Störgeräusche oder ähnliche Abnormitäten der Daten. Sie können so einen künstlich zu früh einsetzenden Turnpoint provozieren und signifikante Unterschiede in der Bestimmung hervorrufen. Ekkekakis und Mitarbeiter konnten jedoch auch bei allen anderen Methoden Probleme bei der Bestimmung feststellen, wenn die ventilatorische Leistungskurve Eigenarten aufwies. Gute Ergebnisse konnten hingegen Methoden erzielen, die Berechnungen mit denselben Variablen, zum Beispiel (VO/VCO<sub>2</sub>), oder ähnlichen Berechnungsalgorithmen verwendeten. In weiteren Studien konnten ebenfalls Unterschiede in den Bestimmungsmethoden festgestellt werden. Pallares und Kollegen (2016) konnten den zweiten ventilatorischen Umstellpunkt am besten mit der *Dmax* Methode und über das Verhältnis von VCO<sub>2</sub> und VO<sub>2</sub> während des gesamten respiratorischen Zyklus (RER) wiedergeben. Diese beiden Bestimmungsmethoden weisen jedoch keine gute Reliabilität auf und sind so in der Wissenschaft nur schwer haltbar. Santos et al. (2004) hingegen verwendete fünf computerbasierte- und verglich sie mit visuellen Bestimmungsmethoden. Hierbei konnte bei allen Teilnehmern sowohl der erste ventilatorische Übergang, als auch der zweite Umstellpunkt der Ventilation detektiert werden. Weiters wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Methoden festgestellt. Computerbasierte Bestimmungsmethoden beschreiben so ein gutes Werkzeug zur Bestimmung des VT<sub>2</sub> und gewährleisteten eine hohe Reliabilität.

Eine weitere computerbasierte Bestimmungsmethode beschreibt Bellar et al. (2015) mit der Bestimmung des ventilatorischen Umstellpunkts über *Z-Scores*. Bei der *Z-Score* Methode werden mehrere Daten unter Berücksichtigung der Standardabweichung zu Mittelwerten berechnet um so eine eindeutige Überschneidung bzw. eine eindeutige Veränderung einer Kurve feststellen zu können. Bellar et al. (2015) verwendete den Begriff *RCP*. Um hier den *RCP* bestimmen zu können, wurden die Parameter  $\dot{V}O_2$  und  $\dot{V}E$  verwendet und in 4 Schritten bearbeitet. Dabei werden die Daten der respiratorischen Parameter über eine statistische Software gemittelt und ausgewertet. Diese Daten werden gegenüber dem Zeitverlauf in einem Koordinatensystem aufgetragen und als polynomiale Regression dargestellt. Der Zeitpunkt an dem sich die zwei Kurven überschneiden und die  $\dot{V}E$  gegenüber der  $\dot{V}O_2$  überproportional ansteigt wird berechnet und als *RCP* bestimmt. Um dabei auf den wirklichen  $\dot{V}O_2$  Verbrauch am *RCP* schließen zu können werden der Zeitpunkt mit den Rohdaten der  $\dot{V}O_2$  verglichen. Die Abbildung 4 zeigt eine Berechnung der *RCP* anhand von *Z Score* Werten.



**Abbildung 3: Bestimmung des RCP anhand von Z Score Werten. (mod. n. Bellar et al. 2015)**

Im Vergleich wurden der *RCP* anhand dreier Experten über die visuelle Bestimmungsmethode festgestellt. Es konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen visueller und der *Z-Score* Methode festgestellt werden. Die Schlüsselaussage des *RCP* nämlich, dass die VE überproportional der VO<sub>2</sub> ansteigt konnte so in nur einem Diagramm festgehalten werden. Der praktische Nutzeffekt dieser Methode konnte anhand von 10km Läufern gezeigt werden. Bei der die Laufperformance mit der klinischen Performance verglichen wurde. Die *Z-Score* Methode beschreibt daher eine objektiv relativ einfach zu bestimmende computerbasierte Messmethode.

Die meisten Autoren beschäftigen sich vorwiegend mit der Frage, ob ein Übergang oder Turnpoint existiert anstatt die ventilatorische Leistungskurve als solche zu sehen und sie diese über Exponential- oder Polynomialfunktionen zu beschreiben. Sherill et al. (1999) verwendete zur Bestimmung der ventilatorischen Übergänge *Smoothing Splines*. Dies beschreibt eine Funktion die aus mehreren Polynomen zusammengesetzt ist. An dem Punkt, an dem die Polynome zusammentreffen entstehen Knoten die als Veränderung der Kurve gesehen werden können. Die polynomialen Eigenschaften sollen zur bestmöglichen Anpassung der Daten und zur genaueren Bestimmung der Turnpoints beitragen. In der Studie von Sherill et al. (1999) wurde diese Methode mit der Break Point Methode von Jones und Molitoris (1984) verglichen. Es konnte gezeigt werden, dass nur bei 4 von 9 Teilnehmern zwei Breakpoints also *VT* und *RCP* ermittelt werden konnten. Was zum Schluss führt, dass eine ventilatorische Kurve kontinuierlich steigen kann und nicht bei jedem Menschen beide Turnpoints *VT* und *RCP* zu bestimmen sind. Wie die Abbildung 5 darstellt: Wenn beide Punkte, *VT* und *RCP* durch *Smoothing Splines* bestimmt werden können, gibt es eine Übereinstimmung mit der Bestimmungsmethode von Beaver et al. (1986). Konnte jedoch kein *RCP* anhand der polynomialen Funktion erfasst werden, wurden durch die Bestimmung der Beaver Methode sehr unsichere und ungewöhnliche Werte für die *VT* erzielt. Ein Grund dafür könnte sein, dass durch Ausbleiben des *RCP* die Beaver-Methode einen beliebigen Punkt oberhalb der *VT* als *RCP* bestimmt und so einen künstlich erstellten, sehr niedrigen oberen Grenzbereich festlegt, was so ein Bestimmen der *VT* unzulässig erscheinen lässt. Sollte daher kein zweiter ventilatorischer Anstieg zu finden sein, sollte die Bestimmung auf den Vergleich von VCO<sub>2</sub> und VO<sub>2</sub> zurückgegriffen werden um einen *RCP* bestimmen zu können. Die Abbildung 5 zeigt die Unterschiede der Daten an den ventilatorischen Übergängen, wenn die *RCP* nicht bestimmt werden konnte.

TABLE 1. Ventilatory threshold estimates.

Subject	Smoothing Spline		Beaver Technique	
	VT (ml·min <sup>-1</sup> ) (95% CI)	RC (ml·min <sup>-1</sup> ) (95% CI)	VT (ml·min <sup>-1</sup> ) (95% CI)	RC (ml·min <sup>-1</sup> ) (95% CI)
CG	2025 (1917, 2133)	2925 (2607, 3243)	1863 (1613, 2033)	3343 (3063, 3563)
PG	1013 (563, 1463)	2115 (1935, 2295)	933 (833, 1113)	2114 (1314, 2534)
SR	900 (610, 1190)	1688 (1568, 1808)	931 (851, 1081)	2163 (2003, 2283)
PS	1969 (1875, 2063)	3128 (2944, 3312)	1970 (1900, 2030)	2446 (2366, 2536)
JR	1575 (1357, 1793)	—	1577 (1497, 1627)	2691 (2541, 2801)
DS	2228 (2088, 2368)	—	998 (688, 1308)	2760 (2360, 2980)
TW	2588 (2442, 2734)	—	1082 (981, 1171)	2889 (2749, 3019)
RM	2093 (1873, 2313)	—	1049 (929, 1139)	2716 (2596, 2786)
KR	2351 (1921, 2781)	—	1173 (1053, 1273)	2147 (1727, 2367)

Abbildung 4: Vergleich der Bestimmungsmethoden an den ventilatorischen Übergängen (mod. n. Sherill et al. 1999).

Da die Spiroergometrie ein sehr zeitaufwändiges und kostenintensives Verfahren zur Bestimmung der ventilatorischen Übergänge ist, versuchten zahlreiche Autoren über einfacher zu detektierende Parameter das Ende der aerob-anaeroben Bereiches sprich der *VT2* zu bestimmen. Ein relativ einfach zu bestimmender physiologischer Parameter beschreibt die Herzfrequenz. Beziehungswise beschreibt der Zusammenhang zwischen Herzfrequenz und Belastungsintensität eine teils lineare und teils nicht lineare Beziehung bei der der Übergang in eine nicht lineare Beziehung der als Breakpoint oder *Herzfrequenzdeflektionspunkt (HRDP)* bezeichnet wird (Conconi et al., 1982; Pokan et al., 2004).

Mehrere Studien konnten zeigen, dass die *VT2* einen signifikanten Zusammenhang mit dem Deflektionspunkt der Herzfrequenz gegenüber der Belastungsintensität (*HRDP*) beschreibt. Dies konnte nicht nur bei Gesunden, sondern auch bei verschiedensten Patienten gezeigt werden. Der *HRDP* ist somit eine einfache und kostengünstige Variante um auf den *VT2*

schließen zu können. Als Limitierung sei hier zu erwähnen, dass die Bestimmung des *HRDP* aufgrund der zu gering ausgeprägten Krümmung am Deflektionspunkt oft nur sehr schwierig durchzuführen ist (Delevatti et al., 2015; Marquez Neto et al., 2012; Pokan et al., 2004).

Eine weitere Methode zur Beschreibung des *zweiten ventilatorischen Umstellpunkts* oder auch *VT2*, ist die Bestimmung des Punkts der *Critical Power (CP)* bzw. *Critical Speed (CS)*. Die *Critical Speed* Methode beschreibt mehrere aufeinanderfolgende Tests, bei der diejenige maximale Geschwindigkeit aufrechterhalten werden kann, ohne dass es zum Abbruch der Belastung kommt (Wakayoshi et al., 1992). Broxterman et al., (2015) konnte bei Gegenüberstellung von *CS* und *VT2* im Bezug auf absolute *VO2*, relative *VO2* und Geschwindigkeit keinen signifikanten Unterschied ermitteln. Werden die beiden Methoden jedoch anhand einer Regressionsanalyse im Bezug auf ihr Konfidenzintervall (95%) verglichen, wurden eine hohe intersubjektive Variabilität festgestellt. Die Experten gehen davon aus, dass einerseits Verzerrungen oder Abweichungen der Messdaten, andererseits unterschiedliche physiologische Eigenschaften dazu führen.

Die große Anzahl der unterschiedlichen Methoden und Anwendungspraktiken zur Bestimmung der ventilatorischen Übergänge, lassen nur schwer auf einen Gold Standard schließen. Der Konsens einiger Autoren besteht darin, dass man sich nicht nur auf eine Methode verlassen kann. Manche Autoren sprechen sich für multiple Algorithmen aus. Bei denen der erste und zweite ventilatorische Umstellpunkt über unterschiedlichen Algorithmen bestimmt werden soll (Ekkekakis et al., 2008). Jedoch scheint es so, dass die kombinierte Bestimmung durch computerbasierende Algorithmen und des Fachwissens und Erfahrung eines oder mehrerer Experten, zur Zeit die höchste Anerkennung genießt. Dazu erschwerend kommen eine hohe Diversität in der Datenaufnahme und der Datenfilterung sowie die Anzahl der vielen verschiedenen angewendeten Testprotokolle.

Um eine Spiroergometrie durchführen zu können, bedarf es im Vorfeld einiger Vorbereitungen. Dazu gehört die Auswahl des Testprotokolls. Im generellen werden hier das Rampenprotokoll und das Stufenprotokoll genannt. Bei einer Fahrradergometrie werden bei diesen Protokollen immer die Belastung in Watt gegenüber dem Zeitverlauf gesteigert. Stufenprotokolle werden so wie der Name schon sagt stufenförmig gesteigert. Das heißt, je nach Untersucher und vor allem auch, je nach dem welcher Untersuchungsbedarf besteht, werden in der Regel die Belastungen in ein bis sechs Minuten Abständen um zum Beispiel 5, 10 oder 15 Watt gesteigert. Bei einem Rampenprotokoll hingegen wird auf eine kontinuierliche Steigerung gesetzt.

Studien zeigen, dass eine hohes Maß an Unbeständigkeit in der Auswahl des Testprotokolls besteht und es so zu unterschiedlichen Testergebnissen kommen kann (Bentley et al., 2007; Ekkekakis et al., 2008; McLellan et al., 1985; Pallares et al., 2016) . Eine Vereinheitlichung der Testprotokolle, sowie zusätzliche Einführung von Qualitätskriterien explizit zur Bestimmung der ventilatorischen Umstellpunkte ist anzustreben. Ein erster Schritt könnte ein Standardprotokoll für die jeweiligen Testabsichten mit dazugehörigen Experten Panel sein.

Die Spiroergometrie stellt hoch komplexe Anforderungen an die analytischen Verfahren. So sollen diese nicht nur genau und schnell von statten gehen, sondern auch verlässlich und reproduzierbar sein. Die Menge an Daten die heutzutage diese Verfahren ausgeben sind nur anhand hochtechnischer Computer und Sensoren zu bewältigen. Die Messung der Atemgase erfolgt über ein spezielles Mundstück, das meistens durch ein Turbinenprinzip oder durch ein Differenzdrucksensorenprinzip betrieben wird. Der Douglas Bag Test von Douglas et al. (1911) beschrieb die erste Messtechnik der Sauerstoffaufnahme. In den letzten Jahrzehnten jedoch, beschrieben weitere zwei Techniken den Standard in den Laboratorien.

Bei der Mischkammertechnik (noch vor 30 Jahren die weitverbreitete Technik), wird die ausgeatmete Luft in einer Mischkammer zwischengespeichert und die Kammerkonzentrationen an  $O_2$  und  $CO_2$  analysiert. Dabei werden ein- und ausgeatmetes  $O_2$  bzw.  $CO_2$  nicht direkt gemessen, sondern aus Ventilation und Gaskonzentration berechnet. Die sehr schnelle und in der Regel verwendete Breath by Breath Messtechnik wird über Gasanalytoren die Ausatemkonzentrationen von  $O_2$  und  $CO_2$  über das ausgeatmete Volumen definiert. Sie erfordert eine genaue Synchronisation der Signale und läuft während der Messung vollautomatisch ab (Kroidl et al., 2007). In einer Studie von Robergs et al. (2010) wurde ein Online Survey an Experten des Fachs geschickt. Die Mehrheit der Befragten benutzen laut Angaben die Breath by Breah Messtechnik. In dieser Studie konnte ein großer Unterschied in der Auswahl der Datenverarbeitung und Filterung festgestellt werden. Allein in der Mittelung der Daten, werden Bereiche von 15-60 Sekunden sowie von fünf bis elf Atemzüge angegeben. Die Gründe für die Auswahl der Datenverarbeitung und Filterung wurden über Tradition, eigener Überzeugung, Literaturangaben bis hin zum Einfluss von Kollegen angegeben. Was jedoch noch viel interessanter ist, ist das nur 50% objektive Gründe nannten die ausgewählte Methode zu verwenden. Die andere Hälfte jedoch, gab subjektive Gründe an. Diese zum Teil große Diversität in der Methodenauswahl kann nur zu einer Verringerung der Validität und Reliabilität der gemessenen Paramater führen.

Um die Datenvariabilität so zu verringern, dass sie für den Begutachter sinnvoll und plausibel erscheinen, werden generell meist drei Methoden genannt. Die Mittelung und Filterung der Daten nimmt hierbei eine zentrale Rolle ein. Werden alle erhaltenen Rohdaten in eine Grafik mit einbezogen, erhält der Untersucher oft nur eine unübersichtliche Punktwolke. Daher ist es wichtig, die Daten zu Mitteln und zu einem Messwert zusammenzufassen. Je mehr Daten gemittelt werden, umso schöner wird der Verlauf der Grafik. Dabei können jedoch wichtige Informationen verloren gehen. Werden zu wenige Daten gemittelt, besteht die Gefahr nicht relevante Informationen (Rauschen) zu erhalten. In der Mittelung über die Zeit, werden fixe Perioden von meist 15, 30 oder 60 Sekunden verwendet. Auch bei der Mittelung der Atemzüge werden fixe Perioden von 8-12 Atemzüge verwendet. In der Datenfilterung werden meist *Low Cut Off Frequenzen* verwendet. Nach Winter et al. (2005) wird die optimale Cut off Frequenz durch eine Regressionsgerade bezogen auf den Bereich der Residuals versus dem Bereich der *low cut-off Frequenz* bestimmt. Eine Filterung oberhalb der 0,08 Hz kann keine adäquate Reduzierung der Variabilität, jedoch eine genauere Wiederherstellung der Originaldaten repräsentieren. Umgekehrt zeigt eine Filterung mit z.B. 0,01 Hz eine zu ungenaue Wiedergabe der Rohdaten, jedoch eine dramatische Reduktion der Variabilität. Nach Empfehlungen zur Bearbeitung von Spiroergometriedaten, sollte bei einer Messtechnik mit Mischkammer die Mittelung 30 Sekunden nicht überschreiten. Bei Breath-by-Breath Systemen wird eine 15 Atemzüge-, und in Kombination mit einer Mittelung über die Zeit, eine Acht-Atemzüge Mittelung empfohlen. Besteht die Möglichkeit durch die Messgeräte eine Datenfilterung durchzuführen, wird ein Low-Cut-off Frequenz Filter von 0,04 Hz empfohlen (Robergs et al. 2010). Eine weitere Möglichkeit besteht darin, einen Bereich für die Datenvariabilität vorzudefinieren. Robergs spricht hier von fünf Prozent Standardabweichung in den Daten um eine plausible Aussage treffen zu können. Andere Studien beschreiben zehn Prozent als sinnvoll. Das jedoch von Robergs et al. (2010) als nicht vernünftig angesehen wird, da hier zu viele Ausschläge in der Grafik die Auswertung erschweren bzw. verfälschen könnten.

Den Standard zur grafischen Darstellung von Atmung, Gasaustausch und kardiozirkulatorischen System, beschreibt die *9 Felder Grafik* nach Wasserman (Wasserman et al., 2012). Anhand dieser Grafik werden einzelne Messgrößen und ihre Beziehungen zueinander, sowie einzelne Limitationen in den Organsystemen durch Abweichungen von Normwerten- und Verläufen dargestellt. Grundsätzlich werden in den Feldern 2,3 und 5 überwiegend die Funktion des kardiozirkulatorischen Systems, in den Feldern 1 und 7 die Ventilation, 6 und 9 der Gasaustausch und im Feld 4 die Ventilation als auch die Kardiozirkulation beschrieben. Zusammen mit den zuvor beschriebenen Algorithmen, beschreibt die 9 Felder Grafik ein sinnvolles und praktisches Tool, zur Ermittlung des Endes des aerob-anaeroben Übergangs. In weiterer Folge soll nun beschrieben werden, in welchem dieser Felder das Ende der aeroben-anaeroben Energiebereitstellung beschrieben, bzw. dargestellt werden kann. Um diesen Übergang technisch erfassen zu können, wird er als definierter Punkt auf der Leistungskurve des jeweiligen physiologischen Parameter dargestellt.

Dieser Punkt, der auch als zweiter ventilatorische Umstellpunkt bekannt ist, beschreibt den überproportionalen Anstieg der Ventilation, gegenüber der Kohlendioxidabgabe. Der deutliche Anstieg der VE ist im Feld 4 sehr gut zu erkennen. Weiters, kennzeichnet der zweite überproportionale Anstieg der Ventilation gegenüber der Zeit, in Feld 1, die  $VT_2$ . Der Quotient aus Feld 4 wird in Feld 6 als Atemäquivalent, also  $VE/VCO_2$  dargestellt. Die Kernaussage beider Felder ist somit gleich. Der Unterschied liegt nur darin, das in Feld 4 optisch, also die Steigung der Geraden dargestellt wird, in Feld 6 jedoch über die Zeit und als Anstieg des  $VE/VCO_2$  grafisch dargestellt wird. Ein weiteres Hilfskriterium zur Detektion der  $VT_2$ , beschreibt der Verlauf des Partialdrucks der Atemgase ( $O_2$  und  $CO_2$ ) zum Ende der Expiration ( $PETO_2$  und  $PETCO_2$ ) gegenüber der Zeit in Feld 9. Die Abnahme des  $PETCO_2$  beschreibt eine Verringerung des  $CO_2$  Abbaus und damit eine Abnahme des pH Wertes. Es kommt zur Azidose und Hyperventilation, somit zum zweiten überproportionalen Anstieg der Ventilation, also dem *zweiten ventilatorischen Turnpoint*.

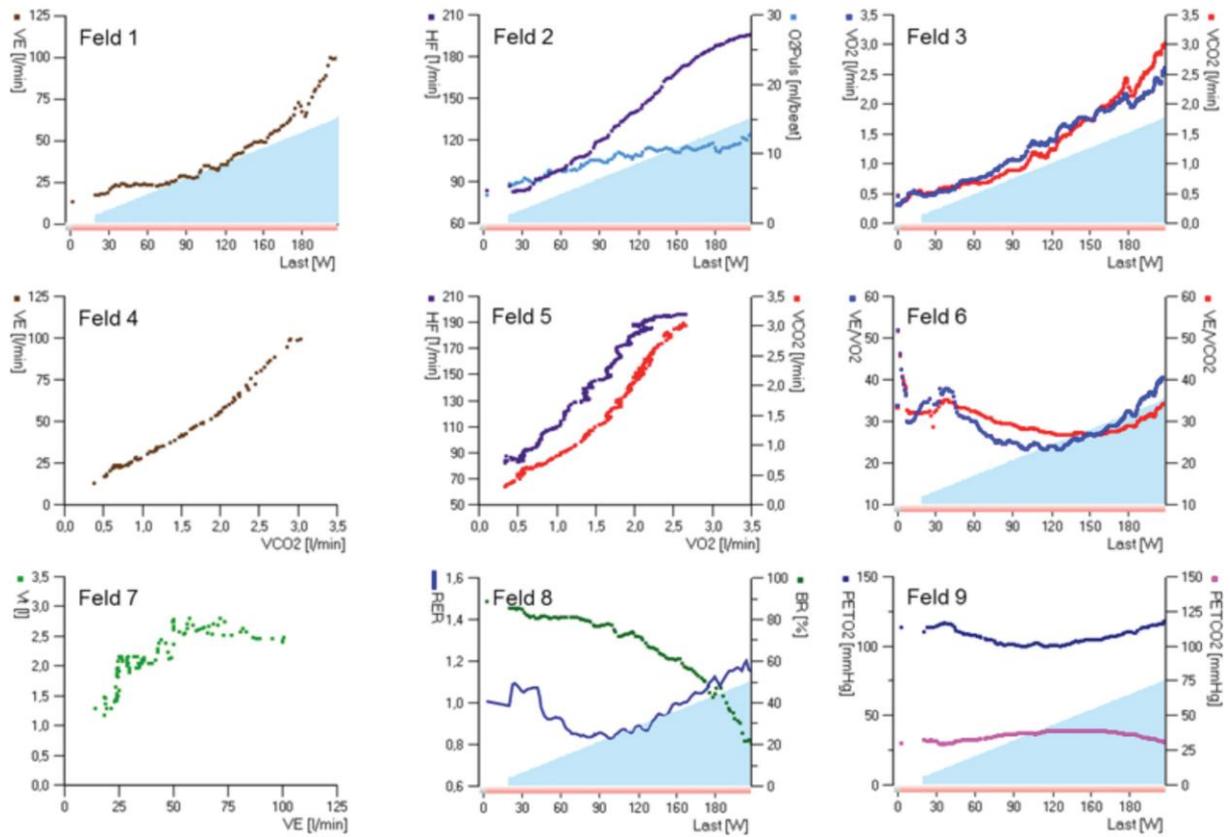


Abbildung 5: Darstellung der 9 Felder Grafik (mod. n. Wassermann et al., 2012).

## 1.6 Problemstellung

Die Spiroergometrie und Laktatleistungsdiagnostik beschreiben eine der am häufigsten verwendeten diagnostischen Verfahren zur Bestimmung der Leistungsfähigkeit eines Menschen.

Die  $VO_{2max}$  ist dabei der bekannteste Parameter zur Definierung der Leistungsfähigkeit. Im klinischen Alltag jedoch, werden bevorzugt submaximale Kenngrößen wie der  $LT1$ ,  $LT2$ , der Turnpoint der Atemäquivalente aus  $VE/VO_2$  und  $VE/VCO_2$  die  $VT1$  und  $VT2$ , sowie der  $maxLass$  herangezogen, da diese für die Trainingsgestaltung sinnhafter erscheinen. Der  $maxLass$  ist der Gold-Standard zur Bestimmung des Übergangs zwischen rein aeroben und partiell anaeroben laktaziden Energiestoffwechsels. Jedoch ist die Bestimmung des  $maxLass$  im klinischen Alltag nur mit hohem zeitlichen und kostenintensiven Aufwand zu bewerkstelligen. Daher wird versucht, über einmalige Rampen oder Stufentests, submaximale Kenngrößen wie die  $VT2$  oder  $VE/VCO_2 TP$  zu bestimmen. Um jedoch diese Parameter eruieren zu können, benötigt es genaue einzuhaltende Testprotokolle, visuelle und/oder mathematische Bestimmungsmethoden, eine exakte Erhebung und Verarbeitung der Daten, sowie eine grafische Darstellung der erhobenen Messwerte. Viele verschiedene Protokolle, Modelle und Verfahren wurden dafür von zahlreichen Autoren veröffentlicht. Dies führt zu einer großen Methodendiversität in der Ermittlung der submaximalen Kennwerte. Weiters kommt erschwerend hinzu, dass in den meisten Bestimmungsmodellen nur jeweils ein Parameter detektiert werden kann. Um diesem Umstand zu begegnen, wird derzeit an der Abteilung für Sport- und Leistungsphysiologie des Instituts für Sportwissenschaften der Universität Wien, eine neue Analysesoftware, das *Vienna CPX-Tool*, entwickelt. Neben der Option einer einheitlichen und gleichzeitigen Analyse verschiedener leistungsdiagnostischer Parameter mit ein und derselben Berechnungsmethode, ermöglicht die Software zudem Dateiformate von unterschiedlichen Spiroergometriesystemen zu verarbeiten.

Das Ziel dieser Arbeit ist es also, die neue Analysesoftware *Vienna CPX Tool* systematisch zu evaluieren. Hierfür wurde die prozentuelle Wattleistung an den submaximalen Leistungskenngrößen  $VT2$  und  $VE/VCO_2 TP$  aus dem belastungsabhängigen Verhalten der Ventilation,  $CO_2$ -Abgabe und  $O_2$ -Aufnahme mittels der implementierten Berechnungsalgorithmen bestimmt und mit der prozentuellen Wattleistung am gemessenen  $maxLass$  verglichen.

## 2 Methodik

### 2.1 Überblick Studiendesign

Da in dieser Arbeit eine retrospektive Herangehensweise gewählt wurde, wurde zu Beginn eine systematische Datenerhebung anhand von Daten die in einem Zeitraum von 17 Jahren (1999 - 2016) an der Abteilung für Sport- und Leistungsphysiologie des Instituts für Sportwissenschaften der Universität Wien sowie an der Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften der technischen Universität München im Rahmen von Lehrveranstaltungen oder für Diplomarbeiten mit anderer Fragestellung gesammelt wurden, durchgeführt. Es wurden dabei nur jene Daten verwendet, bei denen ein vollständiger Stufentest mit individuell angepasster Stufenhöhe (1min Stufendauer) sowie zwei oder mehr Dauertests zur Bestimmung des *maxLass* vorhanden waren. Das Studiendesign wurde weiters zur Begutachtung an die Ethikkommission der Universität Wien weitergegeben und als positiv bewertet.

### 2.2 Probanden

Insgesamt wurden die Daten von 65 Personen, 44 Männer (Alter  $52 \pm 15$ ; Körpergröße  $173\text{cm} \pm 8$ ; Körpergewicht  $73\text{kg} \pm 11$ ) und 21 Frauen (Alter  $58 \pm 8$ ; Körpergröße  $171\text{cm} \pm 9$ ; Körpergewicht  $76\text{kg} \pm 16$ ) für diese Arbeit verwendet. Mit der Unterzeichnung der Einverständniserklärung stimmten die Probanden den Rahmenbedingungen der Untersuchung zu und wurden über Ablauf und Hergang der Testung informiert.

**Tabelle 1 Anthropometrische Daten der Teilnehmer**

	männlich (n= 44)	weiblich (n= 21)
Alter	52	58
(min - max)	25 - 82	39-68
Körpergröße (cm)	176	164
(min - max)	165 - 190	155 - 175
Körpergewicht (kg)	78	65
(min - max)	60 - 118	50 - 89

## 2.3 Belastungsuntersuchung

Um valide und reliable Testergebnisse erhalten zu können, musste vor allem bei den Vorbereitungen der Spiroergometrien genau gearbeitet werden. Für diese Arbeit wurden vier unterschiedliche Gerätschaften von Spiroergometrien verwendet. Jäger Oxycon Alpha, Jäger Oxycon Mobile, ZAN 600 CPET und Cortex Metalyzer 3B-R3. Die Geräte unterscheiden sich in ihrer Handhabung kaum. Bei allen Geräten wurden eine für Nase und Mund vollumschließende Gesichtsmaske verwendet. Die Gesichtsmaske konnte aus verschiedenen Größen ausgewählt werden. Um sicher zu gehen, dass die Maske luftdicht verschließt, wurde ein einfacher Test durchgeführt, indem die Hand auf das Mundstück der Maske gehalten wurde und der Proband zu Atmen versuchte. Entwich an den Seiten der Maske keine Luft, dann hatte sie die perfekte Passform für den Probanden und konnte verwendet werden. Wichtig dabei war es, dass die Größe der Maske für den Teilnehmer notiert wurde damit bei der nächsten Testung dieselbe Maske verwendet werden konnte. Die Testungen wurden auf einem Ergometer der Marke (Lode Excalibur Sport , Groningen Niederlande) durchgeführt. Die Teilnehmer hatten die Möglichkeit ihre eigenen Pedale mitzubringen. Die Sitzhöhe wurde individuell für jeden einzelnen Teilnehmer eingestellt, notiert und für die weiteren Testungen verwendet. Die Teilnehmer wurden angehalten, die Umdrehungszahl zwischen 70 und 80 Umdrehungen pro Minute einzuhalten. Der Proband unterzog sich vor jeder Testung einer Körpergewichts- und Körpergrößenmessung. Dies wurde in den Testprotokollen vermerkt. Die Stufenhöhe wurde entsprechend der zu erwarteten Maximalleistung eruiert. Die Testdauer sollte den Rahmen von 8-12 Stufen nicht überschreiten. Alle vier Gerätschaften, benötigten vor dem erstmaligen Einschalten eine Kalibrierung der Volumen- und Druckflussmesser sowie eine Eichung der Gasanalysatoren. Diese wurden automatisch durch das Programm der jeweiligen Geräte durchgeführt. Eine Vorlaufzeit der Geräte wurde mit mindestens 15 Minuten eingehalten. Um korrekte und reale Daten erhalten zu können wurden die Umgebungsdaten, Temperatur, Luftdruck, Feuchtigkeit, Seehöhe entweder vom System automatisch oder per Untersucher eingegeben. Bei allen Spiroergometrien wurde ein Breath by Breath Programm verwendet. Die ein- und ausgeatmete Luft wurde über Volumenmessgeber, die an der Maske fixiert wurden, erfasst. Die Mittelung der Breath by Breath Methodik wurde bei allen Systemen mit 8 Atemzüge festgelegt. Vor der weiteren Verarbeitung und Berechnung der Daten im *Vienna CPX Tool* wurde eine weitere zeitliche Glättung von 30 Sekunden (Zan 600 CPET), 20 Sekunden (Metalyzer 3B-R3) und 5 Sekunden (Jäger Oxycon Alpha und Jäger Oxycon Mobile) durchgeführt. Zusätzlich wurde

bei allen Probanden ein 12 Kanal EKG ( GE Medical Systems, Cardiosoft Version S) und eine Blutdruckmanschette angelegt. Dazu wurden vor dem Beginn der Testung das Ruhe EKG und der Ruheblutdruck gemessen und aufgezeichnet. Die Herzfrequenz wurde über eine Pulsuhr (Polar RS 400) Beat to Beat mit einer Mittelung von 5 Sekunden gemessen. Weiters wurde die Herzfrequenz über das Programm der Spiroergometrie aufgezeichnet und gespeichert. Bei Beginn der Testung, wurden Pulsuhr und Spiroergometrie simultan gestartet. Die für die Bestimmung des *maxLass* wichtige Blutlaktatabnahme erfolgte über das hyperämisierte (Finalgon©) Ohrläppchen. Dabei wurde jeweils eine 20 µl Kapillarblutprobe (Natrium-heparinisierte End-to-End Kapillare, EKF Diagnostic) mittels Blutlanzette (Henry Schein) in Ruhe sowie in den letzten 20 Sekunden jeder Stufe beziehungsweise alle 5 Minuten bei der *maxLass* Testung entnommen. Das Ohrläppchen wurde vor der ersten Blutentnahme gereinigt und desinfiziert. Um eine Verfälschung der Ergebnisse durch Altblut oder Schweißbildung an der Entnahmestelle vorzubeugen, wurde diese nach jeder Entnahme gesäubert. beziehungsweise verringerte sich der Blutaustritt, wodurch das Befühlen der Kapillare nicht mehr möglich war, wurde eine neue Blutabnahmestelle herangezogen. Das entnommene Blut wurde nach der Abnahme in einen mit Hämolyselösung gefüllten Reaktionsgefäß gegeben und in einen vollautomatischen Standgerät zur Messung der Blutlaktatkonzentration (enzymatisch-amperometrisch, BIOSEN S Line, EKF Diagnostic) weiteranalysiert. Die Kalibrierung des Gerätes erfolgte immer vor der Inbetriebnahme als auch alle 60 Minuten mit einer vom Hersteller empfohlenen Kalibrierungslösung.

### 2.3.1 Das maximale Laktat Steady State

Zu Beginn der Belastungsuntersuchungen wurde, nach den entsprechenden Praxisleitlinien der österreichischen kardiologischen Gesellschaft (Wonisch et al., 2008), eine ein-minütige, stufenförmige Spiroergometrie mit zusätzlicher Blutlaktatabnahme durchgeführt. Der Proband wurde angehalten, die Belastung so lang wie möglich bei einer gleichbleibenden Umdrehungszahl von 70-80 Umdrehungen pro Minute aufrecht zu erhalten. Dabei konnten die für die Evaluierung des *CPX Tools* interessanten Daten zu den respiratorischen Parametern, sowie die prozentuelle maximale Wattleistung und den für die *maxLass* Bestimmung wichtigen zweiten Laktat Turnpoint eruiert werden. Um einen aussagekräftigen Vergleich der im *CPX Tool* verwendeten Parameter tätigen zu können, wurden die prozentuelle Wattleistung des zweiten ventilatorischen Übergangs mit der prozentuellen Wattleistung am *maxLass* auf Basis eines vorab definierten Kriteriums verglichen. Dieses Kriterium bildet dabei ein Intervall in dem das Ergebnis einer Kennwertberechnung gerade noch vom korrespondierenden *maxLass* abweichen darf. Als Basis für die Festlegung des Intervalls wurden ebenfalls die Praxisleitlinien der österreichischen kardiologischen Gesellschaft herangezogen. Darauf beziehend sollte die vorher beschriebene Belastungsuntersuchung mit einem einminütigem Belastungsanstieg in circa 8-12 Minuten zur Ausbelastung führen, wodurch sich 8-12 Belastungsstufen ergeben.

Das vordefinierte Kriterium wurde mit 4%, 6% und 8% festgelegt und in Abbildung 7 grafisch dargestellt. Ein 4% Kriterium ist dabei das Intervall, dass genau einer Belastungsstufe entspricht. Dies stellt dabei jenen Bereich dar, der zwischen der prozentuellen Wattleistung an den berechneten Markern und der prozentuellen Wattleistung am *maxLass*, der eine sehr präzise Prognose des *maxLass* durch den jeweiligen Marker erlaubt ohne dabei aber Aspekte, wie biologische Schwankungsbreiten, zu negieren. Somit beschreibt das 4% Kriterium den kleinstmöglichen jedoch am genauesten einsetzbaren Bereich um das *maxLass* vorhersagen zu können. Um eine Regelmäßigkeit aber auch etwaige Abweichungen zwischen dem 4% und 8% Kriterium feststellen und beurteilen zu können, wurde das 6% Kriterium hinzugefügt. Es soll dabei helfen, den Gap zwischen 4% und 8% zu schließen und eine ordentliche Auswertung der Ergebnisse zu garantieren. Das 8% Kriterium hingegen soll den Bereich zur Vorhersage des *maxLass* so definieren, das Daten innerhalb einer Belastungsstufe vor, beziehungsweise eine Belastungsstufe nach dem *maxLass* als "korrekt bestimmt" gewertet werden. Daten die sich außerhalb dieser Belastungsstufe befinden, können nicht als *maxLass* gewertet werden. Das 8% Kriterium beschreibt also den größtmöglichen Bereich der

noch eine Bestimmung des *maxLass* zulässt, ohne eine Unter- oder Überforderung des Menschen zu forcieren.

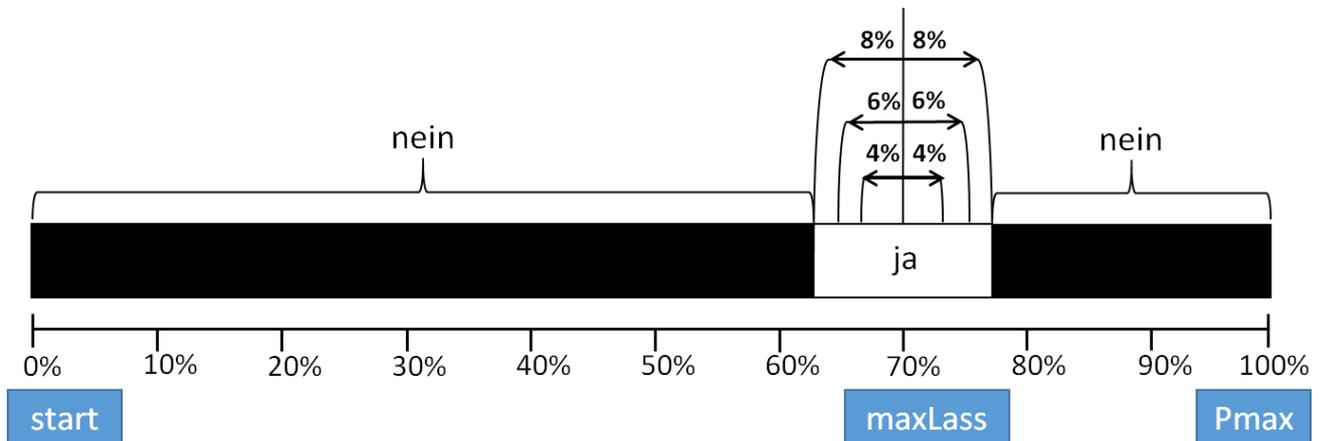
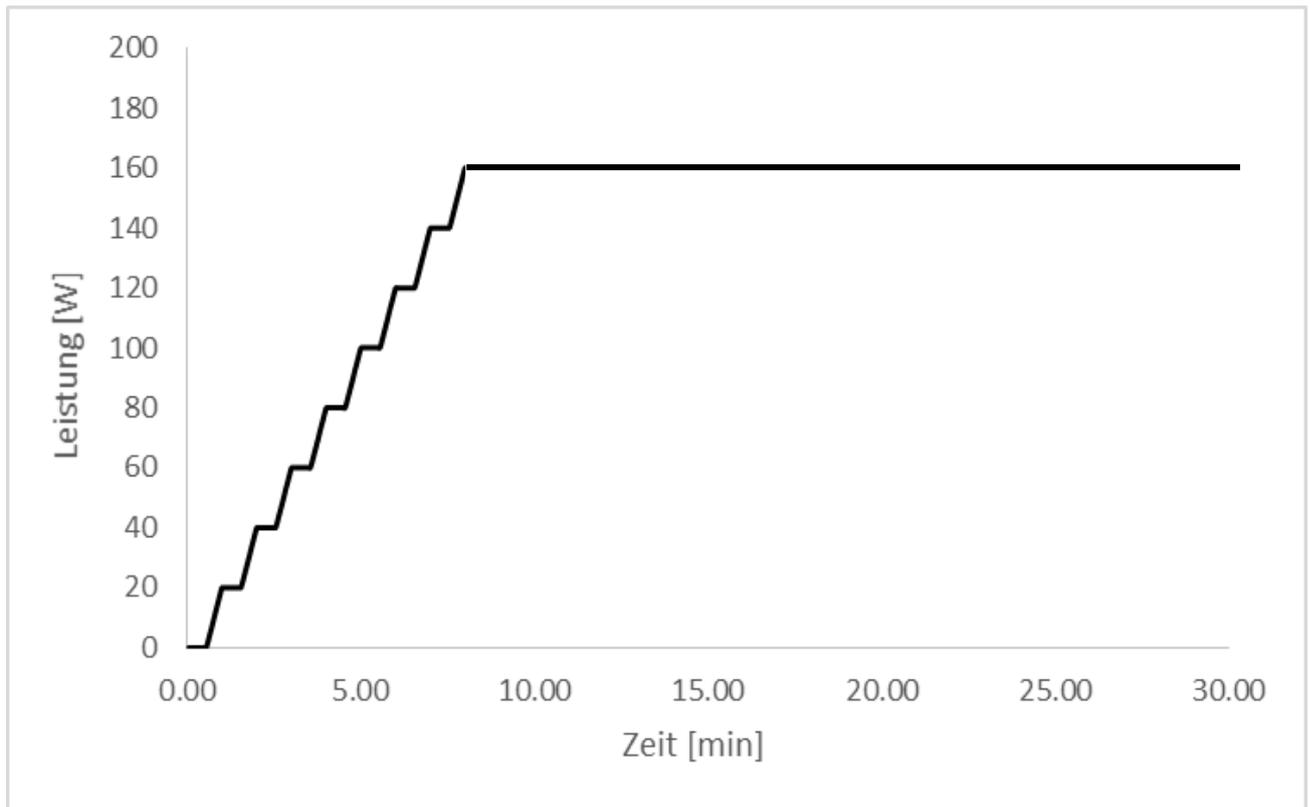


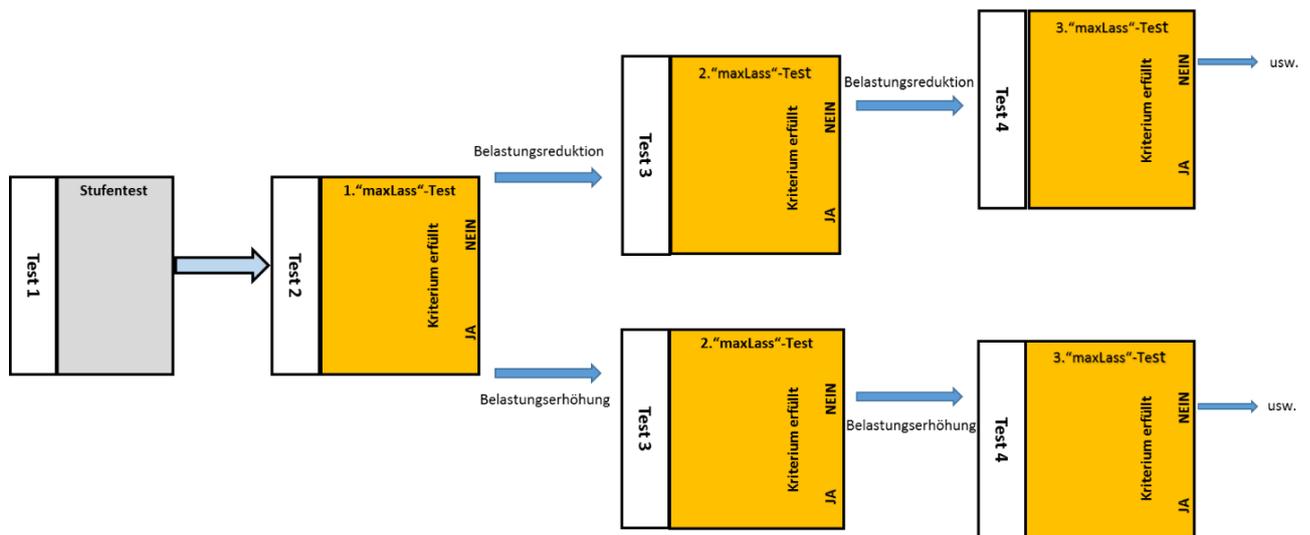
Abbildung 6: 4%, 6%, und 8% Kriterium am maximalen Laktat Steady State.

Die Testungen zur Festlegung des *maxlass* wurden wie folgt durchgeführt: Basierend auf der im Rahmen des Stufentests ermittelten Laktatleistungskurve, wurde die Wattleistung am *zweiten Lactateturnpoint* bestimmt und als Zielbelastung für den ersten Dauertest festgelegt. Um dabei einer überschießenden Laktatproduktion durch einen zu abrupten Belastungsbeginn in den anfänglichen Testminuten vorzubeugen, wurde der konstanten Dauerbelastungsphase eine stufenförmig verlaufende Eingangsphase vorgeschaltet. Die Belastungsanstiegsgeschwindigkeit bis zum Erreichen der ermittelten Zielintensität gestaltete sich analog zu jener des Stufentests.



**Abbildung 7: schematische Darstellung einer maxLass Testung**

Eine 20µl Blutprobe zur Bestimmung der Blutlaktatkonzentration wurde am Ende jeder Belastungsstufe, nach Erreichen der Zielbelastung, alle fünf Minuten aus dem hyperämisierten Ohrläppchen abgenommen. Das *maxLass*-Kriterium galt dann als erfüllt, wenn die Anstiegsgeschwindigkeit der gemessenen Blutlaktatkonzentration in den letzten 10 Minuten des 30-minütigen Test unter 20 Prozent der gemessenen Maximalblutlaktatkonzentration blieb. Resultierte der erste Dauertest in einem gültigen *maxLass*, wurde die Zielbelastungsintensität in den anschließenden Dauertests fortlaufend erhöht, bis eine Testung das *maxLass*-Kriterium nicht mehr erfüllte. Lag die gemessene Blutlaktatkonzentration hingegen außerhalb des *maxLass*-Kriteriums, wurde die Zielbelastungsintensität der darauffolgenden Testungen so lange reduziert, bis ein gültiges *maxLass* bestimmt werden konnte. Die Höhe der Korrektur entsprach dabei immer einer Stufe des Stufentests. Zwischen den einzelnen Testterminen mussten jeweils zwei Tage Abstand liegen, in denen intensive Belastungen vermieden werden sollten.

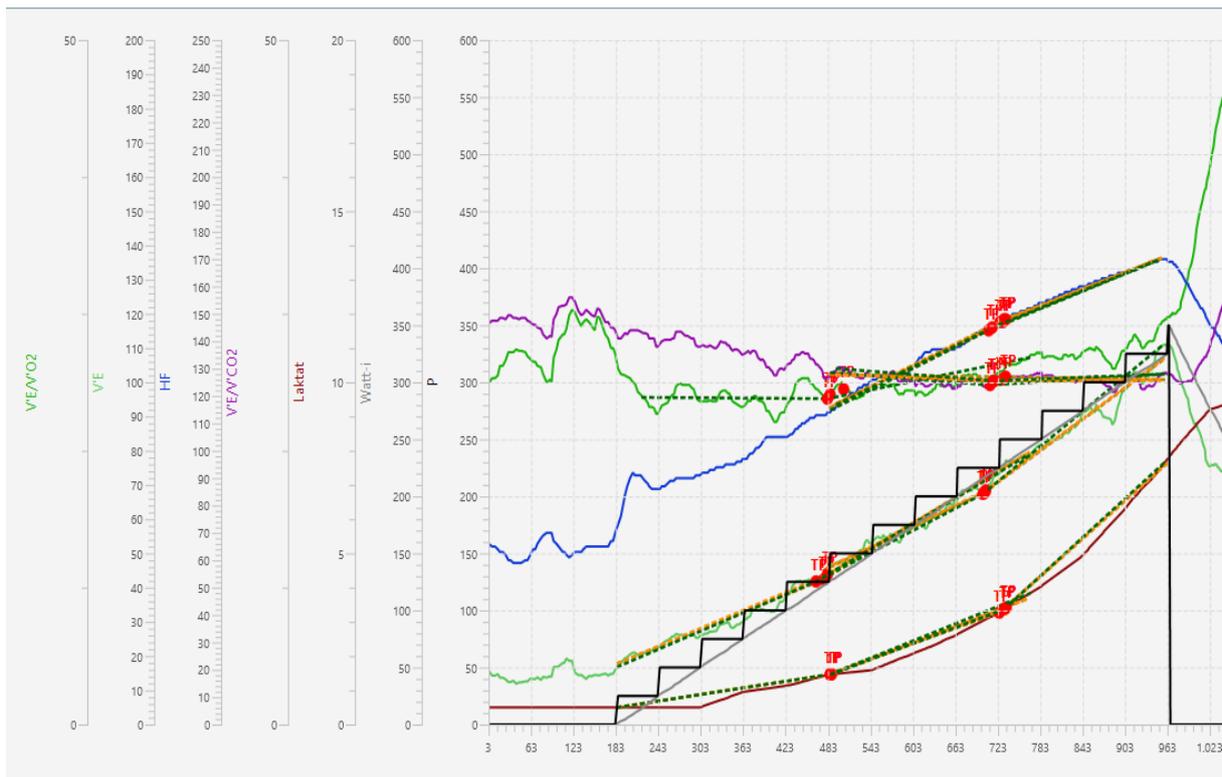


**Abbildung 8: Organigramm des Ablaufs einer maxLass Bestimmung**

## 2.4 CPX Analysetool - Bestimmung Turnpoints

Die  $VT1$  und  $VT2$  wurden in dieser Arbeit aus dem ersten und zweiten Umstellpunkt der Ventilations-Zeitkurve ( $VTP1$  und  $VTP2$ ) und aus dem Turnpoint der Atemäquivalente aus Ventilation und Sauerstoffaufnahme ( $VE/VO_2$  TP) und Ventilation und Kohlendioxidabgabe ( $VE/VCO_2$  TP) bestimmt und ebenfalls in dieser Nomenklatur beschrieben.

Das *Vienna CPX Analysetool* ist ein Programm, das aufgrund seiner Vielfältigkeit es ermöglichen soll, trotz verschieden verwendeter Spiroergometriesysteme und unterschiedlicher Aufbereitung der Daten (Mittelung), mehrere für die Leistungsdiagnostik relevante Kenngrößen wie der  $VTP2$  und das  $VE/VCO_2$  TP gleichzeitig (in einem Diagramm) bestimmen zu können. So kann eine noch qualifiziertere Aussage über den jeweiligen Umstellpunkt der Energiebereitstellung getroffen werden. Die nachstehende Grafik zeigt eine gesamte Auswertung einer Spiroergometrie mit dem *CPX Tool*. In weiterer Folge sollen nun die einzelnen Schritte, die zur Bestimmung eines Turnpoints notwendig sind, beschrieben werden.



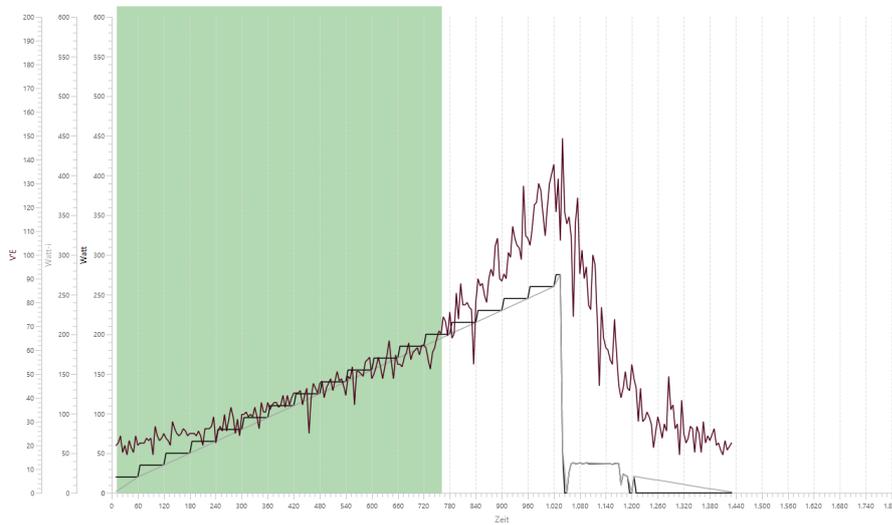
**Abbildung 9: Auswertefenster des Vienna CPX Tool**

### ***Definieren der Berechnungsbereiche***

Die gemittelten Daten der Spiroergometrie oder die bereits vorhandenen CSV (Comma Separated Values) Dateien wurden als Exceldatei in das *CPX Analyseprogramm* gespeichert. Die Berechnung der Turnpoints erfolgt im *CPX Programm* nicht vollautomatisch. Einzelne Schritte müssen durch den Operator selbst durchgeführt werden. Die durch die Spiroergometrie bereitgestellten Daten wurden zuvor gemittelt und interpoliert um eventuelle Bias zu vermeiden. Weiters wurden der stufenförmige Belastungsanstieg interpoliert um zusätzliche Zwischenwerte zu erhalten. Dies ermöglicht eine noch genauere Aussage an welcher Wattanzahl das Programm einen Turnpoint ermitteln konnte. Berechnungsbereiche für die jeweiligen respiratorischen Parameter wurden eingerichtet. Dazu mussten untere Grenzbereiche zu Beginn und eine obere Berechnungsgrenze für die jeweilige Berechnung der Parameter gesetzt werden. Dabei mussten für jeden einzelnen Parameter neue Berechnungsbereiche gesetzt werden.

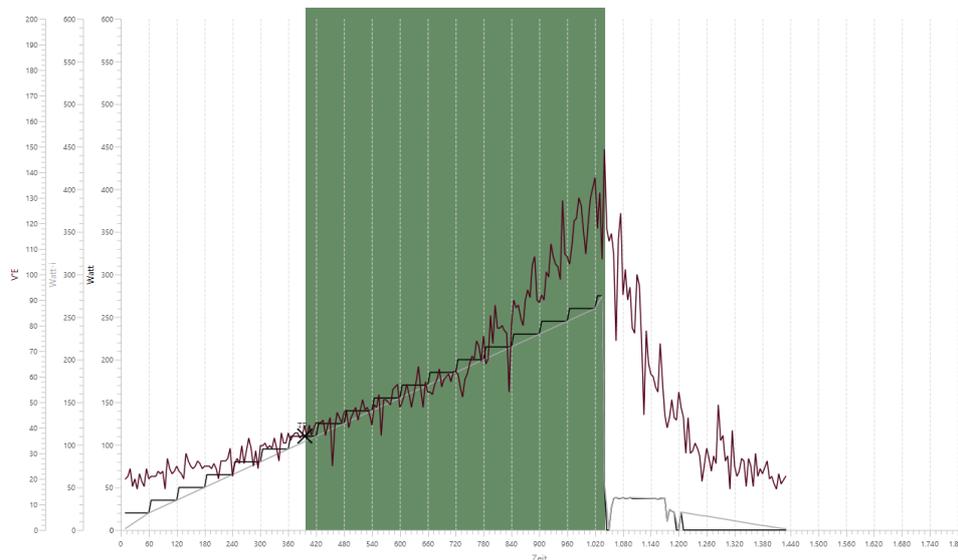
Um auf die *VTP2* schließen zu können, musste zuerst die *VTP1* bestimmt werden. Der Berechnungsbereich für die Bestimmung der *VTP1* wurden immer mit dem selben Ablauf durchgeführt, indem die untere Grenze den Belastungsbeginn und die obere Grenze 75% des

Pmax betrug. Zu beachten war hier vor allem der Beginn der Belastung. Dadurch, dass sich die Organsysteme und der Metabolismus im Körper erst auf die Belastung einstellen muss und es kurze Zeit dauert, bis sich ein gewisses Gleichgewicht der Stoffwechselsysteme einstellt, wurde diese kurze antizipatorische Phase zu Beginn der Belastung exkludiert.



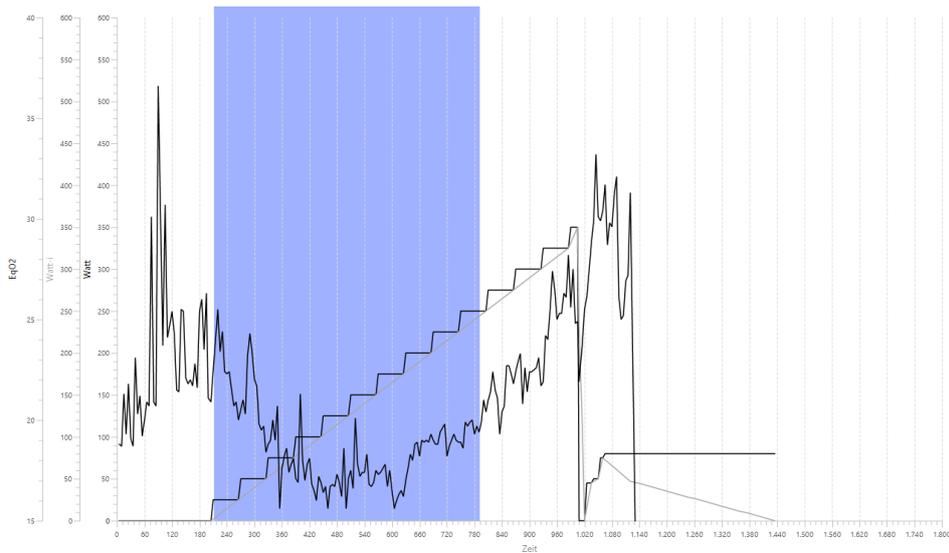
**Abbildung 10: Berechnungsbereich VTP1**

Konnte der *VTP1* bestimmt werden, wurde für die Erhebung des *VTP2* ebenfalls ein Berechnungsbereich gesetzt. Hier wurde die untere Grenze am *VTP1* platziert und die obere Berechnungsgrenze mit dem Belastungsende beziehungsweise mit der Pmax gleichgesetzt.



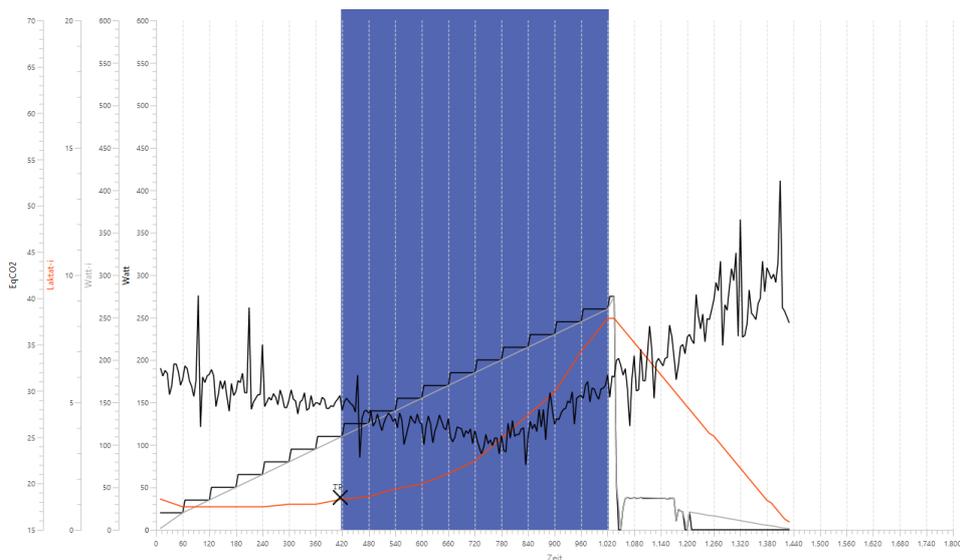
**Abbildung 11: Berechnungsbereich VTP2**

Um den zweiten ventilatorischen Übergang anhand der Atemäquivalente von  $VE/VCO_2$  feststellen zu können, mussten ebenfalls Berechnungsbereiche gesetzt werden. Um auf den  $VE/VCO_2$  TP schließen zu können, wurde zuerst der Turnpoint aus  $VE/VO_2$  sowie als Referenzlevel der  $LTP1$  eruiert. Auch hier wurde als Untergrenze der Belastungsbeginn und die obere Grenze bei 75% des  $P_{max}$  gesetzt.



**Abbildung 12: Berechnungsbereich  $VE/VO_2$  TP**

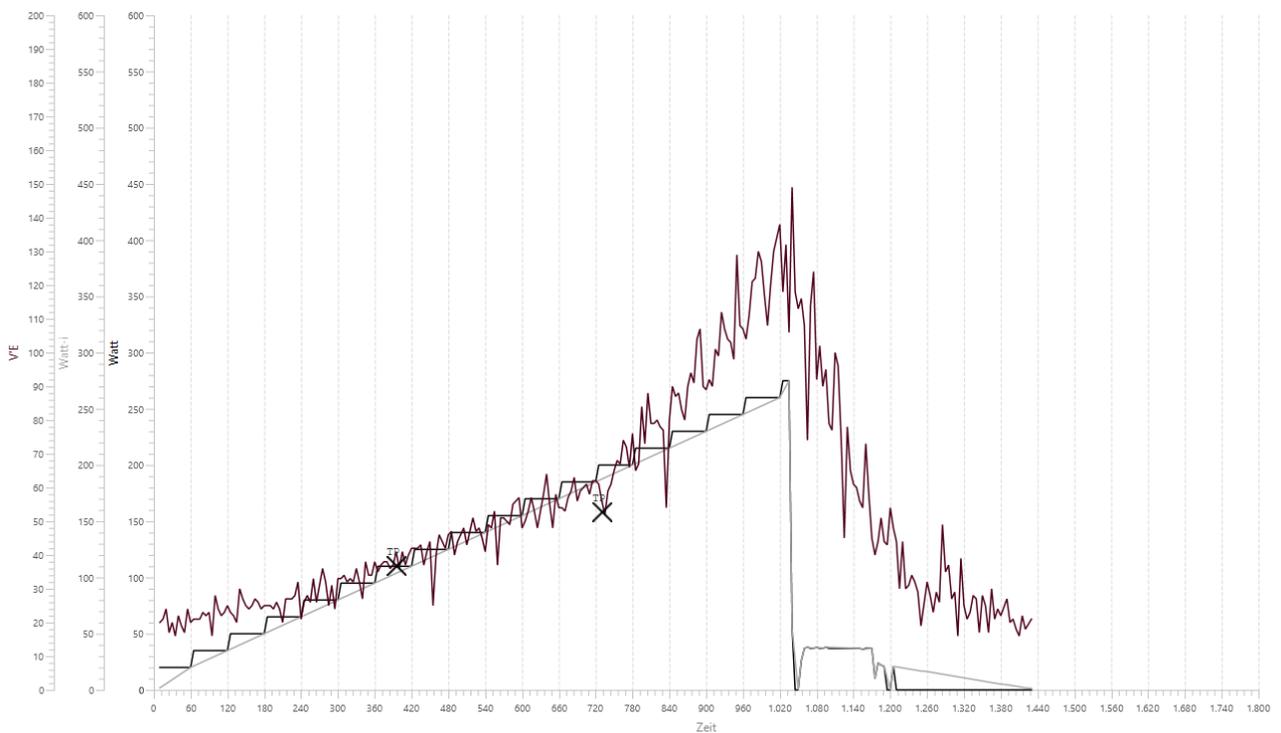
Der Berechnungsbereich für  $VE/VCO_2$  TP wurde also über den Punkt des  $VE/VO_2$  TP und unter Kontrolle des  $LTP1$ , wie in der Abbildung 14 gezeigt, und Belastungsende beziehungsweise  $P_{max}$  definiert.



**Abbildung 13: Berechnungsbereich  $VE/VCO_2$  TP**

## **Bestimmung des VTP2**

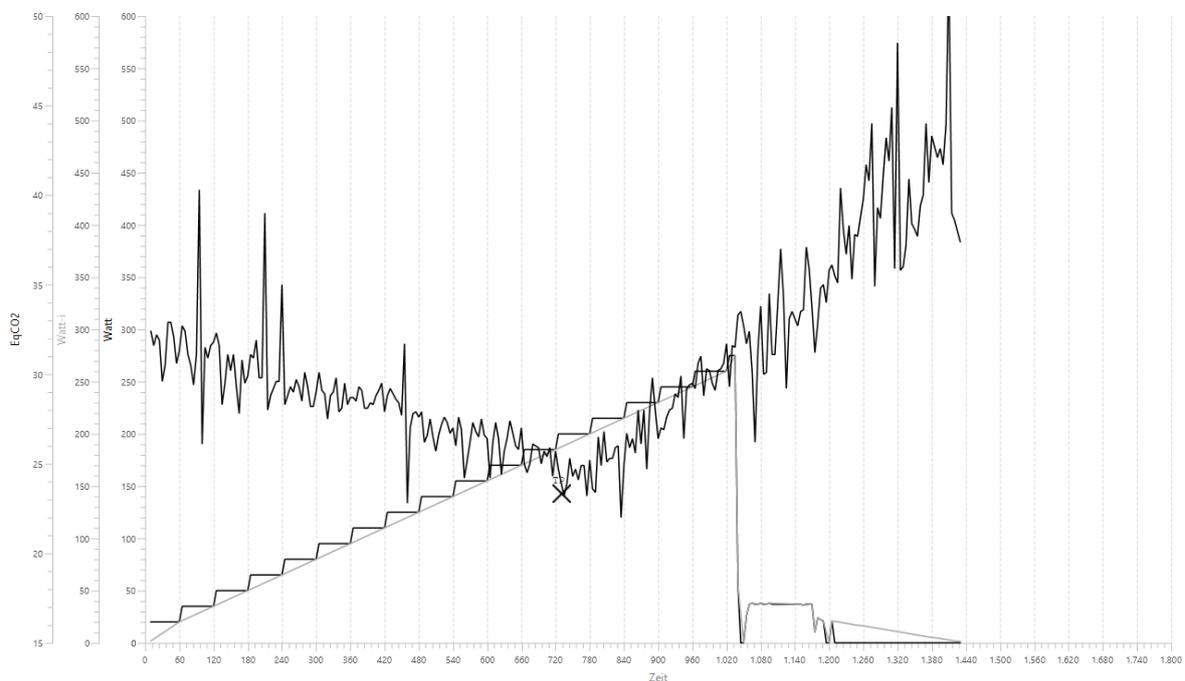
Der ventilatorische Turnpoint 1 sowie der ventilatorische Turnpoint 2 sind ein Ausdruck der Veränderungen von Ventilation, Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe unter ansteigender Belastung. Um diese Knickpunkte zu bestimmen und um ihre Beziehung zueinander darzustellen, mussten diese Kennwerte des Atmungssystems in einem Koordinatensystem eingetragen und gegenübergestellt werden. Hierzu gibt es nach dem Prinzip der 9 Felder Grafik mehrere Möglichkeiten die einzelnen Parameter zu veranschaulichen. Um eine valide Aussage zum VTP2 treffen zu können, wurden die Ventilation gegenüber Belastung und Zeit dargestellt. So konnte die VTP1 und VTP2 mit dem selben Daten und der selben Grafik gerechnet werden. Weiters stellt die Zeit einen absolut objektiven Parameter dar, der nicht zu beeinflussen ist.



**Abbildung 14: Bestimmung des VTP2**

## ***Bestimmung des Turnpoints des Atemäquivalents aus Ventilation und Sauerstoffaufnahme***

Eine weitere markante Veränderung und valide Bestimmung der ventilatorischen Turnpoints, beschreiben die Atemäquivalente von Ventilation und Sauerstoffaufnahme ( $VE/VO_2$ ), sowie der Ventilation und Kohlendioxidabgabe ( $VE/VCO_2$ ). Dabei wurden die Kurven der beiden Äquivalente ebenfalls in einem Koordinatensystem übereinander gelegt und gegen die Zeit geplottet. Der Anstieg des  $VE/VO_2$  bei konstantem  $VE/VCO_2$  kennzeichnet damit die Atemökonomie und somit den ersten Anstieg der Ventilation gegenüber der Sauerstoffaufnahme. Durch Erhöhung der Belastung und fortandauernder Zeit, erfährt nach dem Äquivalent Ventilation und Sauerstoffaufnahme auch  $VE/VCO_2$  einen Anstieg. Der Anstieg des  $VE/VCO_2$  beschreibt somit die zunehmende Azidose, die versucht wird über Hyperventilation auszugleichen.



**Abbildung 15: Bestimmung des  $VE/VCO_2$  TP**

## Berechnung des Turnpoints durch eine Regressionsanalyse

Die Bestimmung der Turnpoints erfolgt über zwei mathematische Berechnungsverfahren. Eine Bestimmungsmethode davon wurde über eine Regressionsgleichung definiert. Dafür wurden wie zuvor beschrieben, die benötigten Berechnungsbereiche und die zu berechneten Parameter in einem Koordinatensystem eingegeben. Das Computerprogramm analysierte nun die vorhandenen Daten im Berechnungsbereich anhand zweier Regressionsgeraden mit den geringsten Standardabweichungen. Diese zwei Regressionsgeraden werden so lange verschoben und verändert, bis sich an dem Punkt, an dem sich die geringste Summe der gemeinsamen Standardabweichungen bildet und so den Turnpoint des jeweiligen Parameter beschreibt.

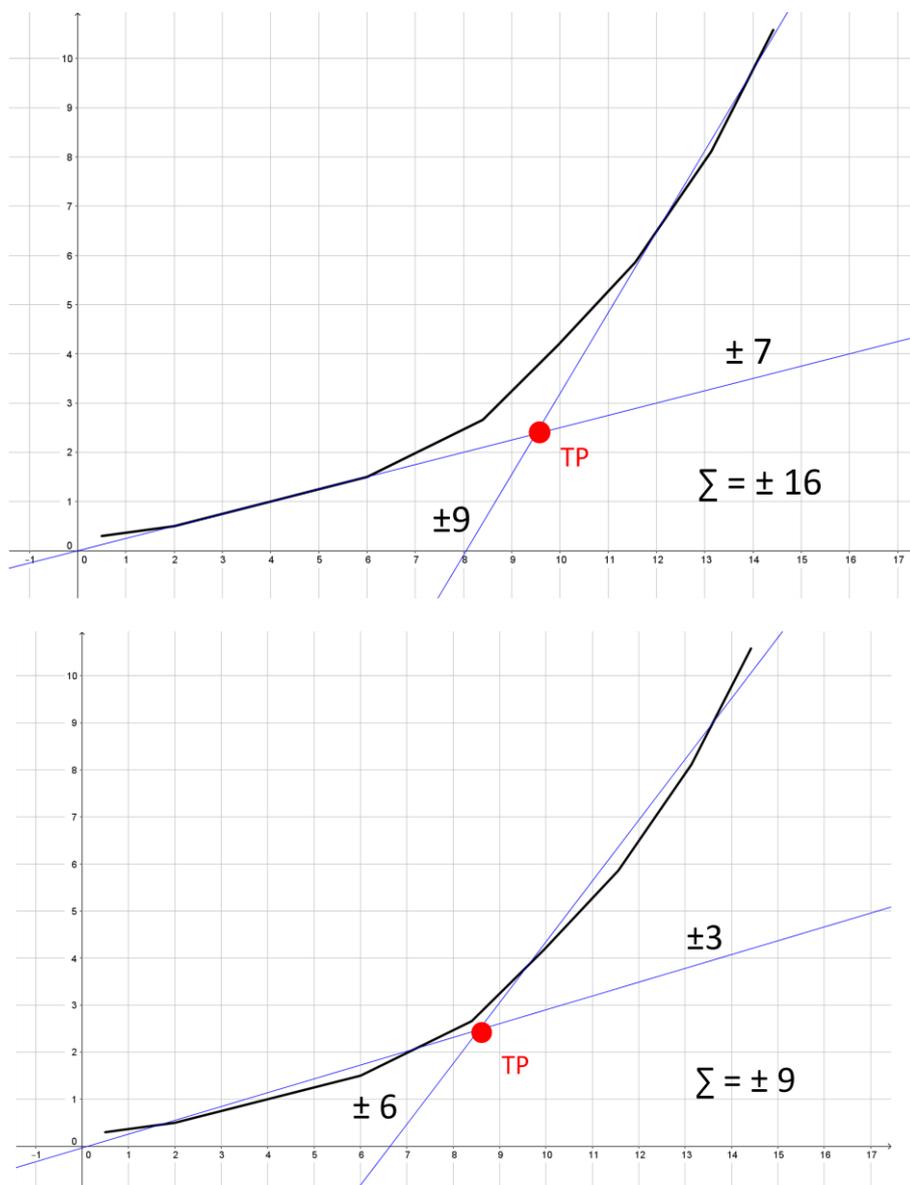
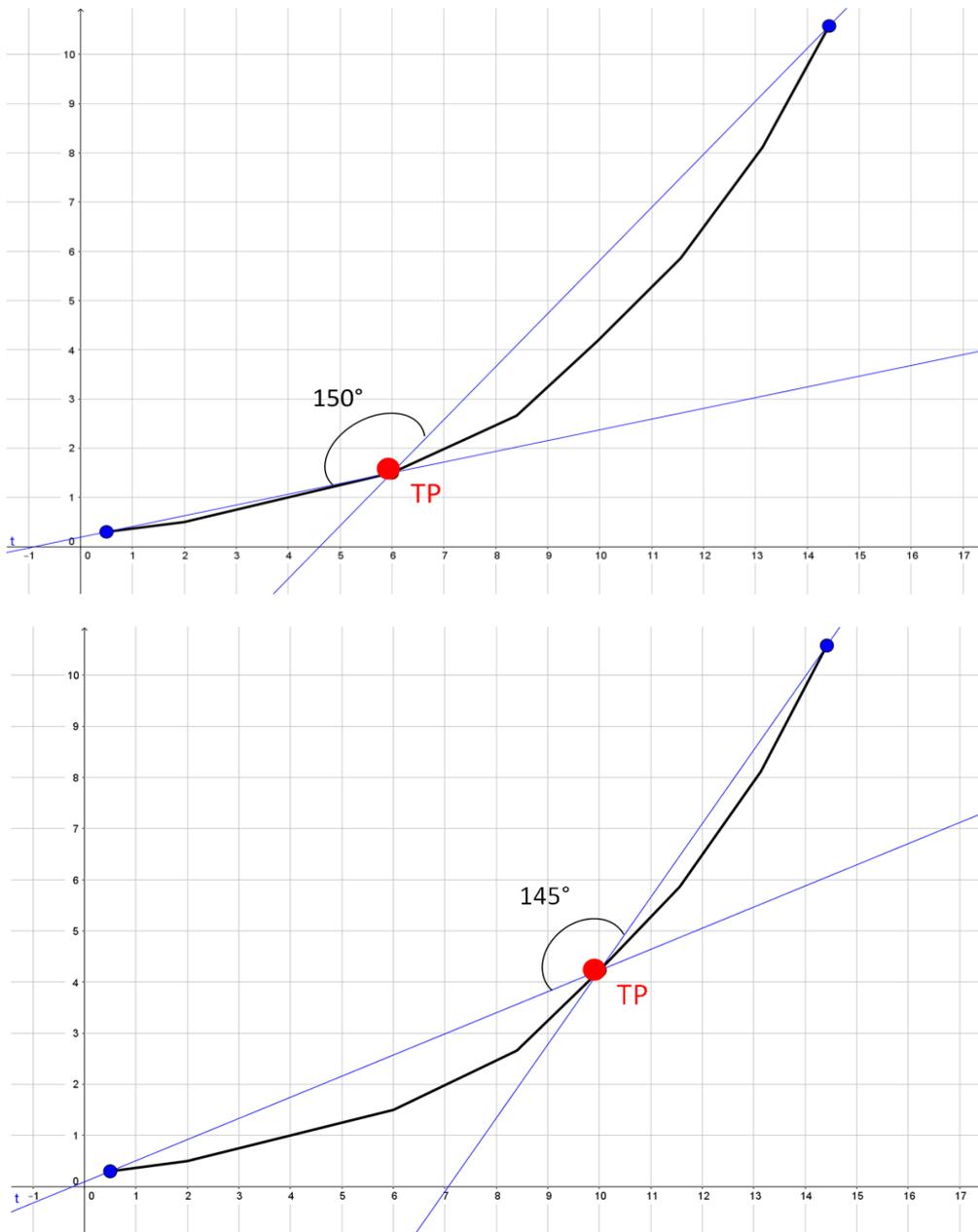


Abbildung 16: Bestimmungsmethode Turnpoint durch Regression

### **Berechnung des Turnpoint durch Winkelanalyse**

Das zweite angewandte Analyseverfahren definiert den Turnpoint durch den *kleinsten* Winkel am Schnittpunkt zweier Regressionsgeraden. Hierzu werden zwei Fixpunkte am Beginn und am Ende des Berechnungsbereiches gesetzt. Durch diese Fixpunkte wird jeweils eine Regressionsgerade gelegt und so lange verschoben bzw. verändert bis sich ein Schnittpunkt ergibt, der den kleinsten Winkel der zwei Geraden definiert und so den Turnpoint des jeweiligen Parameters beschreibt.



**Abbildung 17: Bestimmungsmethode Turnpoint durch Winkel**

## 2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistik-Analyse-Programm SPSS Statistics 22 der Firma IBM. Zu Beginn wurden die prozentuelle Mittelwerte sowie Minimum und Maximum der absoluten Werte berechnet.

Die Stärke des statistischen Zusammenhangs zwischen den Parametern und *maxLass* wurden über eine Pearsons´r Korrelationsberechnung, in einem Streudiagramm dargestellt. Wobei die Richtwerte  $0,7 > r \leq 1$  als sehr hoher,  $0,5 > r \leq 0,7$  als mittlerer und  $0 > r \leq 0,5$  als kein bzw. geringer Zusammenhang interpretiert wurden.

Die Unterschiede zwischen den einzelnen Datenreihen wurden über die Verwendung eines 2\*2 Felder-Chi-Quadrat-Tests erhoben. Eine statistische Wahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  wird als signifikant erachtet.

Zur Verdeutlichung und zum Ausdruck der praktischen Relevanz der Ergebnisse wurden die Effektgröße der Daten anhand einer Odd Ratio (Chancenverhältnis) Berechnung verglichen und interpretiert. Diese Berechnung soll die Stärke des Zusammenhangs zweier Merkmale definieren. Will man nun einen Vergleich zwischen den einzelnen Kriterien z.B.: 4% und 6% Kriterium durchführen, ist wie folgt vorzugehen:

Der Odd Ratio ist einfach zu kalkulieren, indem zuerst die Daten des 6% Kriterium berechnet werden:

$$\text{Odds (6\% Kriterium): } \frac{6\% \text{ Kriterium erfüllt}}{6\% \text{ Kriterium nicht erfüllt}}$$

Danach werden die Daten des 4% Kriterium berechnet.

$$\text{Odds (4\% Kriterium): } \frac{4\% \text{ Kriterium erfüllt}}{4\% \text{ Kriterium nicht erfüllt}}$$

Der Odds Ratio wird nun einfach durch das Ergebnis der Odds 6% Kriterium und dem der Odds 4% Kriterium dividiert.

$$\text{Odds Ratio: } \frac{\text{Odds 6\% Kriterium}}{\text{Odds 4\% Kriterium}}$$

Das Ergebnis dieser Berechnung kann somit eine Aussage treffen, welches Kriterium *maxLass*, aufgrund der berechneten Odds, öfter bestimmen kann.

### 3 Ergebnisse

Zur Evaluierung des *Vienna CPX Tools* konnten alle Daten der 65 Teilnehmer herangezogen werden. Sowohl bei der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Winkel (TP\_Winkel)*, als auch bei *Turnpoint durch Regression (TP\_Reg)*, konnte immer ein Turnpoint errechnet werden. Als erstes wurden die prozentuellen Mittelwerte, sowie das Minimum und Maximum der Mittelwerte in Watt, aller Daten hinsichtlich der submaximalen Parameter und der verwendeten Bestimmungsmethode errechnet und auf Zusammenhänge geprüft.

Um einen Unterschied zwischen den Daten von Frauen und Männern feststellen zu können, wurden mit den zwei verschiedenen Berechnungsmethoden *Turnpoint durch Winkel* und *Turnpoint durch Regression* das *maxLass* unter Einhaltung des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand der submaximalen Parameter *VTP1* und *VTP2* sowie *VE/VO<sub>2</sub> TP* und *VE/VCO<sub>2</sub> TP* überprüft.

Um einen Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden *TP\_Winkel* und *TP\_Reg* zeigen zu können, wurde das *maxLass* unter Einhaltung des 4%, 6% und 8% Kriteriums mittels der Kenngrößen *VTP2* und *VE/VCO<sub>2</sub>* verglichen.

Alle Ergebnisse wurden in ausreichenden Tabellen und Diagrammen dargestellt.

#### 3.1 Mittelwertvergleich der submaximalen Parameter

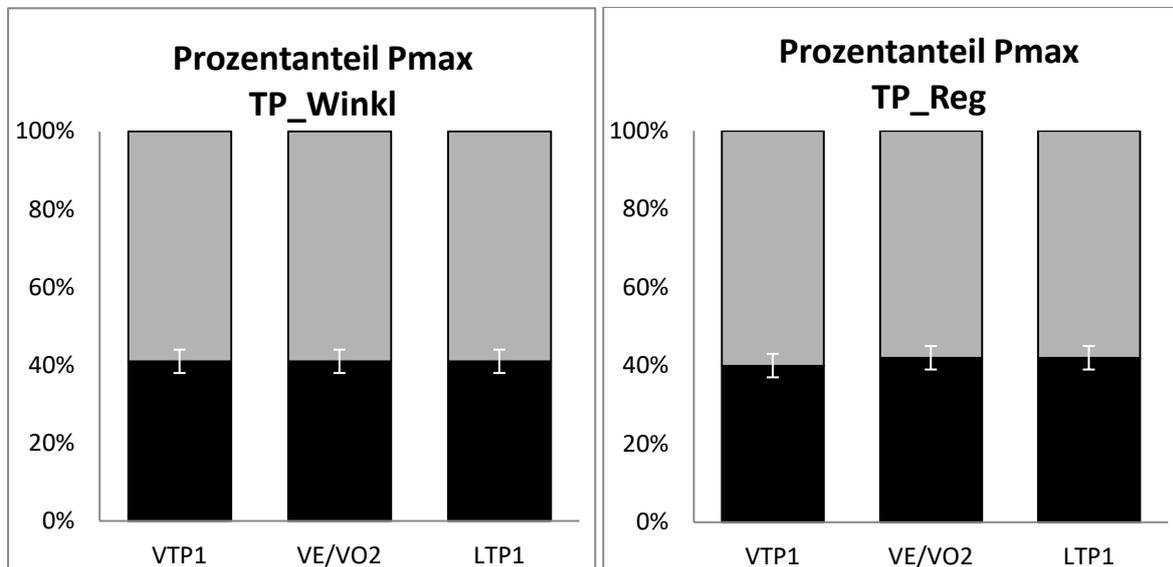
Die prozentuellen Werte und das Minimum beziehungsweise Maximum der Mittelwerte in Watt aus den submaximalen Parametern, *LTPI*, *VE/VO<sub>2</sub> TP*, *VTP1*, *VE/VCO<sub>2</sub> TP*, sowie das *maxLass* und die Maximalleistung (Pmax) werden in Tabelle 2 gezeigt. Die berechneten Parameter werden anhand der verwendeten Berechnungsmethoden, *TP\_Winkel* und *TP\_Reg* aufgeteilt dargestellt.

Schon am ersten Blick ist zu erkennen, dass es keine großen Abweichungen der Mittelwerte der Parameter im Bezug auf die unterschiedlichen Bestimmungsmethoden gibt. Ebenfalls zeigen die Daten keine großen Unterschiede, hinsichtlich der ersten Umstellpunkte *LTPI*, *VE/VO<sub>2</sub> TP* und *VTP1* sowie der zweiten Umstellpunkte *VE/VCO<sub>2</sub> TP* und *VTP2* gegenüber *maxLass*.

**Tabelle 2: Prozentueller Mittelwertevergleich ( $\pm$ SD) und das Minimum und Maximum der Absolutwerte in Watt (min-max), der submaximalen Kenngrößen LTP1, VE/VO<sub>2</sub> TP, VTP1, VE/VCO<sub>2</sub> TP, VTP2 sowie das maxLass und Pmax durch die Bestimmungsmethoden TP\_Winkel und TP\_Reg.**

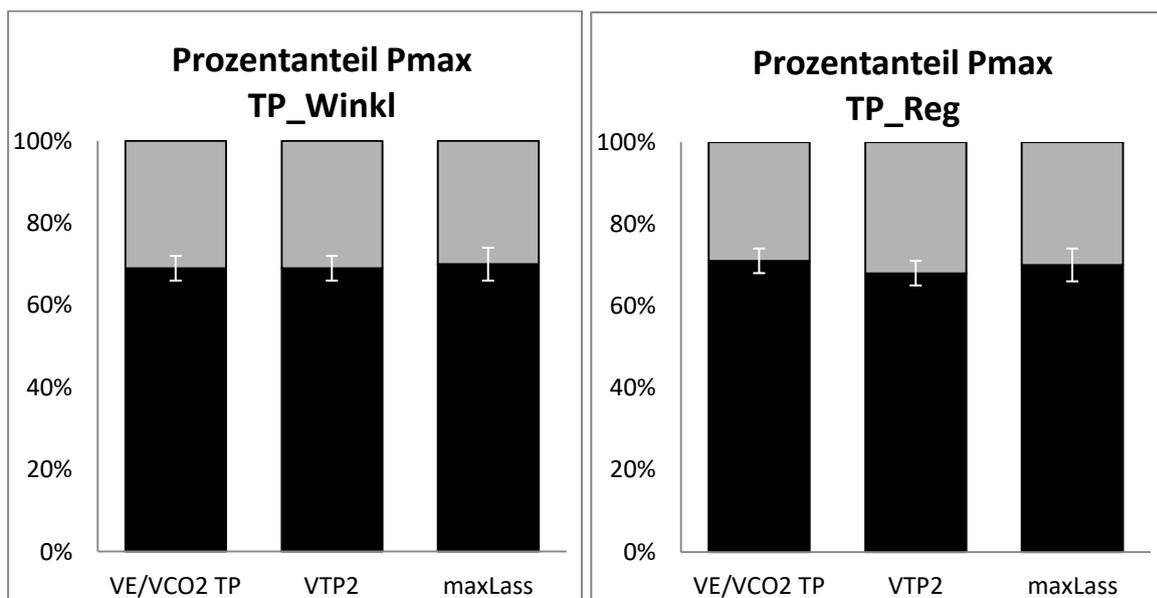
	N	TP_Winkel	TP_Reg
<b>LTP1</b> (min-max)	65	<b>41% <math>\pm</math>3</b> (38 -165)	<b>42% <math>\pm</math>3</b> (38 - 165)
<b>(VE/VO<sub>2</sub> TP)</b> (min-max)	65	<b>41% <math>\pm</math>3</b> (40 - 148)	<b>42% <math>\pm</math>3</b> (42 - 144)
<b>VTP1</b> (min-max)	65	<b>41% <math>\pm</math>3</b> (40 - 146)	<b>40% <math>\pm</math>3</b> (42 - 143)
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP</b> (min-max)	65	<b>69% <math>\pm</math>3</b> (58 - 273)	<b>71% <math>\pm</math>3</b> (58 - 271)
<b>VTP2</b> (min-max)	65	<b>69% <math>\pm</math>3</b> (64 - 273)	<b>68% <math>\pm</math>3</b> (65 - 273)
<b>maxLass</b> (min-max)	65	<b>70% <math>\pm</math>4</b> (60 - 250)	<b>70% <math>\pm</math>4</b> (60 - 250)
<b>Pmax</b> (min-max)	65	<b>100%</b> (85 - 400)	<b>100%</b> (85 - 400)

In Abbildung 14 werden die Vergleiche der einzelnen submaximalen Parameter grafisch dargestellt. Der *LTP1* wurde als Referenzwert für den ersten Umstellpunkt der Energiebereitstellung gewählt und dient zum Vergleich der ebenfalls am ersten Umstellpunkt berechneten Parameter, dem *VTP1* und dem *VE/VO<sub>2</sub> TP*.



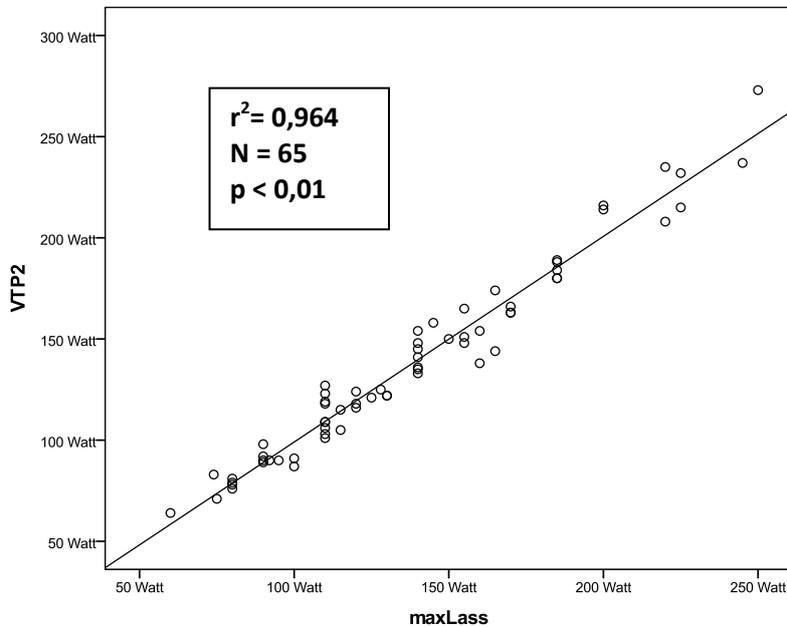
**Abbildung 18: Prozentueller Mittelwertvergleich (±SD) aus LTP1, VE/VO<sub>2</sub> TP, VTP1 gegenüber Pmax bei TP\_Winkel und TP\_Reg**

In Abbildung 15 werden nun grafisch die Vergleiche der submaximalen Parameter *Ventilationturnpoint 2* und der *Turnpoint am Atemäquivalent für VE/VCO<sub>2</sub>* mit dem Referenzwert des *maximalem Laktat Steady State* verglichen.

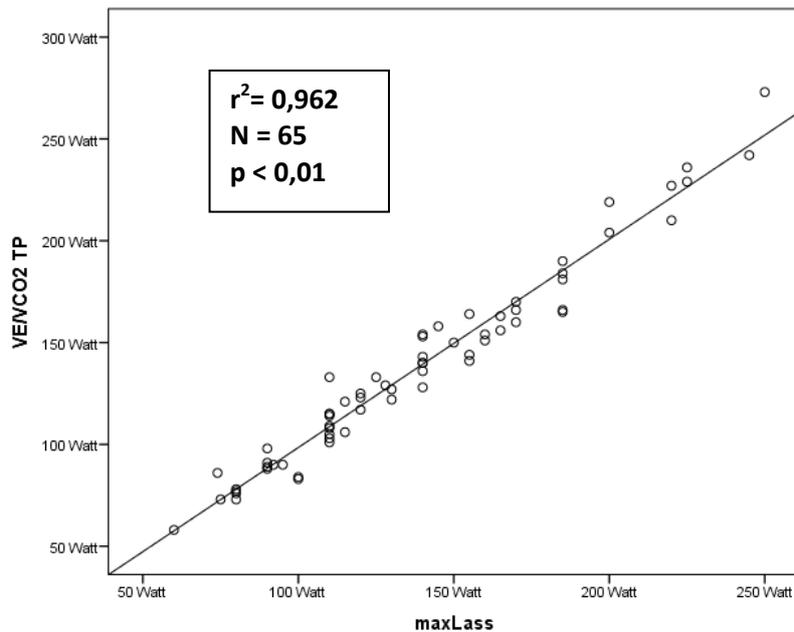


**Abbildung 19: Prozentueller Mittelwertvergleich (±SD) aus VE/VCO<sub>2</sub> TP, VTP2 und maxLass gegenüber Pmax bei TP\_Winkel und TP\_Reg**

Einen stark signifikanten Zusammenhang wird bei beiden Berechnungsmethoden *TP\_Winkel* und *TP\_Reg* zwischen den Mittelwerten in Watt, der Kenngrößen *VTP2* und *maxLass* sowie *VE/VCO<sub>2</sub> TP* und *maxLass* gezeigt ( $p < 0.01$ ;  $r = 0,953 - 0,967$ ). Abbildung 21 und 22 zeigen die Zusammenhänge aus *VTP2* und *maxLass* ( $r = 0,964$ ) sowie *VE/VCO<sub>2</sub> TP* und *maxLass* ( $r = 0,962$ ) inklusive der Anpassungslinie, die durch die Methode *TP\_Winkel* gerechnet wurden.

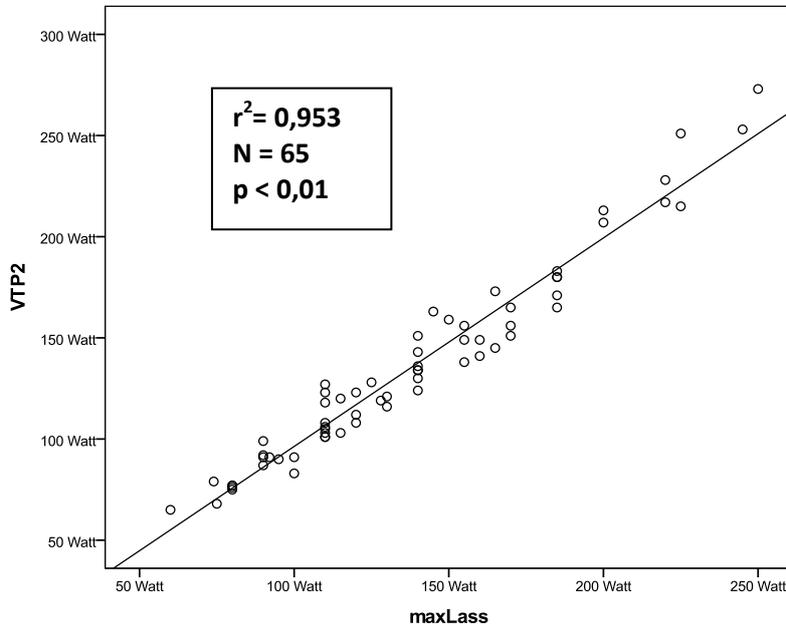


**Abbildung 20: Zusammenhang zwischen *VTP2* und *maxLass* mit eingezeichneter Best Fit Line bei *TP\_Winkel***

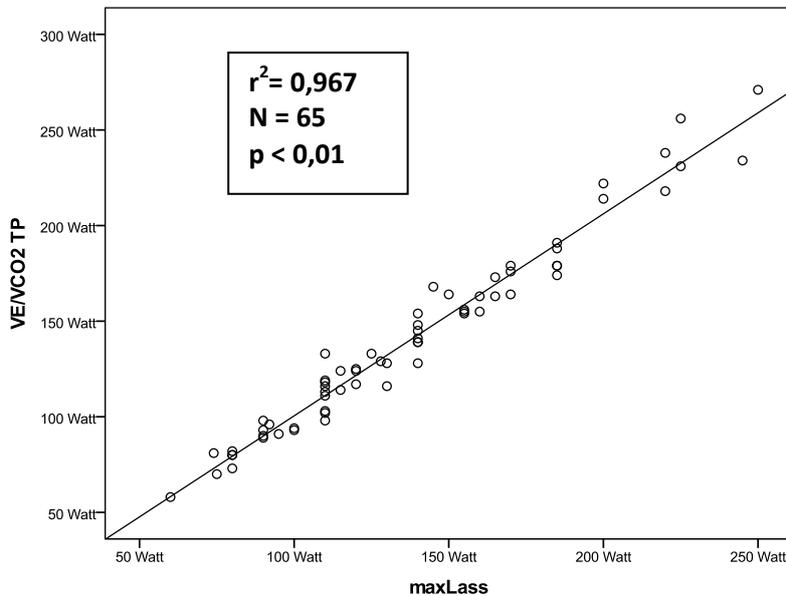


**Abbildung 21: Zusammenhang zwischen *VE/VCO<sub>2</sub> TP* und *maxLass* mit eingezeichneter Best Fit Line bei *TP\_Winkel***

Abbildung 23 und 24 zeigen den Zusammenhang inklusiver *Best Fit* Anpassungslinie zwischen den Kenngrößen *VTP2* und *maxLass* ( $r = 0,953$ ) sowie *VE/VCO<sub>2</sub> TP* und *maxLass* ( $r = 0,967$ ), bei der die Berechnungsmethode *TP\_Reg* verwendet wurde.



**Abbildung 22: Zusammenhang zwischen *VTP2* und *maxLass* mit eingezeichneter *Best Fit* Line bei *TP\_Regression***



**Abbildung 23: Zusammenhang zwischen *VE/VCO<sub>2</sub> TP* und *maxLass* mit eingezeichneter "Best Fit Line" bei *TP\_Regression***

### 3.1.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Aufgrund der Darstellung der prozentuellen Mittelwerte ( $\pm$ SD) sowie das Minimum und Maximum der Werte in Watt an der Maximalleistung, kann bereits am ersten Blick erkannt werden, dass die submaximalen Parameter am ersten Umstellpunkt der Energiebereitstellung keine großen Unterschiede zueinander aufweisen. Die Kenngrößen am zweiten Umstellpunkt der Energiebereitstellung beschreiben einen stark signifikanten Zusammenhang mit dem gemessenen *maxLass*. Dies ist vor allem für die weitere Auswertung der Daten von großer Bedeutung, da sonst eine Gegenüberstellung und Vergleich der Kenngrößen mit dem *maximalen Laktat Steady State* in einem definierten 4%, 6% und 8% Kriterium unsinnig erscheinen würde. In beiden Berechnungsmethoden *TP\_Winkel* und bei *TP\_Reg*, konnte immer ein Turnpoint errechnet werden. In weiterer Folge soll nun die Frage geklärt werden, wie viele der errechneten Turnpoints das vordefinierte 4%, 6% und 8% Kriterium einhalten konnten.

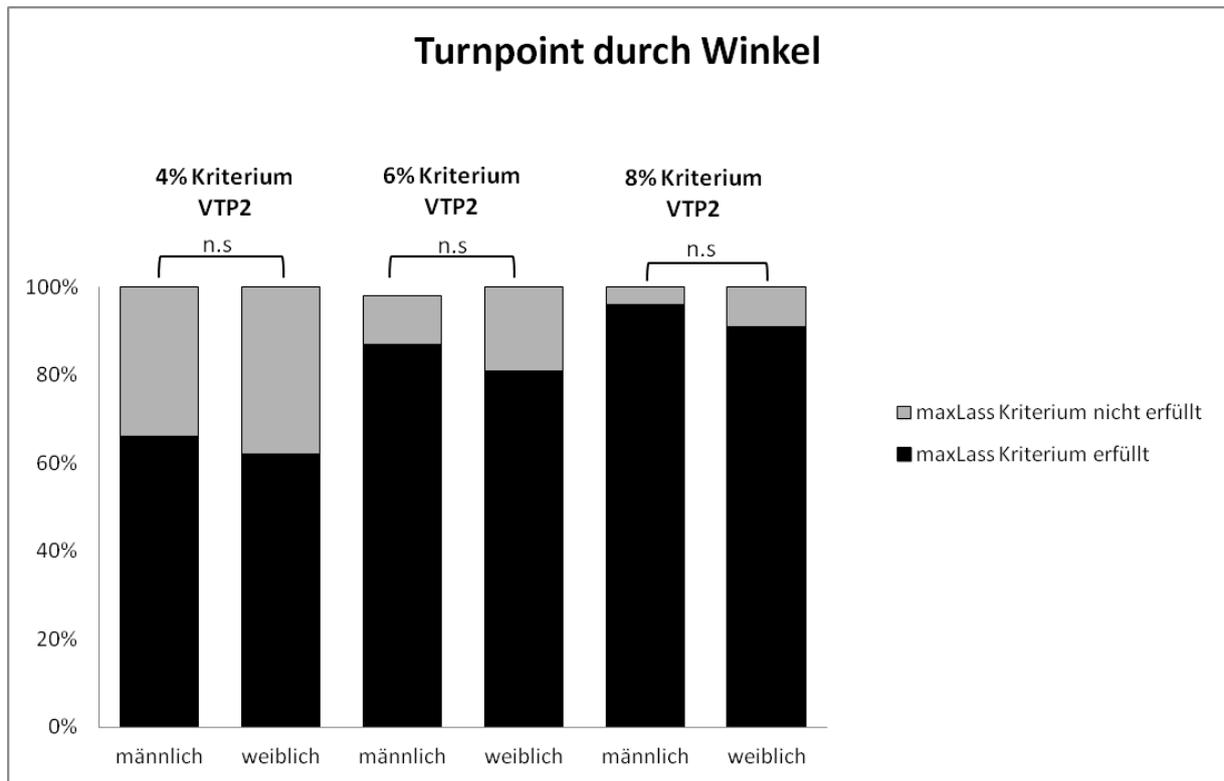
## 3.2 Unterschied von Frauen und Männern im Bereich des *maxLass* errechneten 4%, 6% und 8% Kriteriums

In diesem Kapitel wird näher darauf eingegangen, ob es einen Unterschied an den berechneten 4%, 6% und 8% Kriterien, zwischen Männern und Frauen, bei Verwendung der zwei Berechnungsmethoden gibt oder nicht. Unter der Verwendung der Daten des Umstellpunkts *VTP2* und unter Anwendung der *TP\_Winkel* Methode wird in Tabelle 3 gezeigt, dass es keinen Unterschied zwischen den Männern und Frauen in der Berechnungsmethode *TP\_Winkel* gibt. Somit kann gesagt werden, dass unter Verwendung der *VTP2* Daten die Berechnungsmethode *TP\_Winkel* für Männer und Frauen gleichermaßen gut angewandt werden kann. Die Anzahl und der prozentuelle Wert der Daten die das Kriterium erreichen steigt vom 4% Kriterium bis hin zum 8% Kriterium kontinuierlich. Bei Verwendung des 4% Kriteriums kann das *maxLass* bei den Männern und Frauen jedes 1,6te mal bestimmt werden. Bei Verwendung des 6% Kriteriums kann das *maxLass* bei Männern und Frauen jedes 1,2te mal und bei einem 8% Kriterium jedes 1,1te mal richtig bestimmt werden.

**Table 3: Difference in the number and their percentage values of men and women, who are in the range of the 4%, 6% and 8% criterion calculated at maxLass and based on the submaximal Kenngröße Ventilation Turnpoint 2 and the determination method Turnpoint through Angle described.**

<b>Turnpoint durch Winkel</b>			
	<b>Männer</b>	<b>Frauen</b>	<b>Signifikanzniveau p&lt;0.05</b>
<b>VTP2 4% Kriterium erfüllt</b>	29 66%	13 62%	
<b>VTP2 4% Kriterium nicht erfüllt</b>	15 34%	8 38%	p = 0.752
<b>VTP2 6% Kriterium erfüllt</b>	39 87%	17 81%	
<b>VTP2 6% Kriterium nicht erfüllt</b>	5 11%	4 19%	p = 0.402
<b>VTP2 8% Kriterium erfüllt</b>	42 96%	19 91%	
<b>VTP2 8% Kriterium nicht erfüllt</b>	2 4%	2 9%	p = 0.435

In Abbildung 25 werden die Daten der Männer und Frauen anhand des prozentuellen Werts am 4%, 6%, und 8% Kriterium gegenübergestellt.



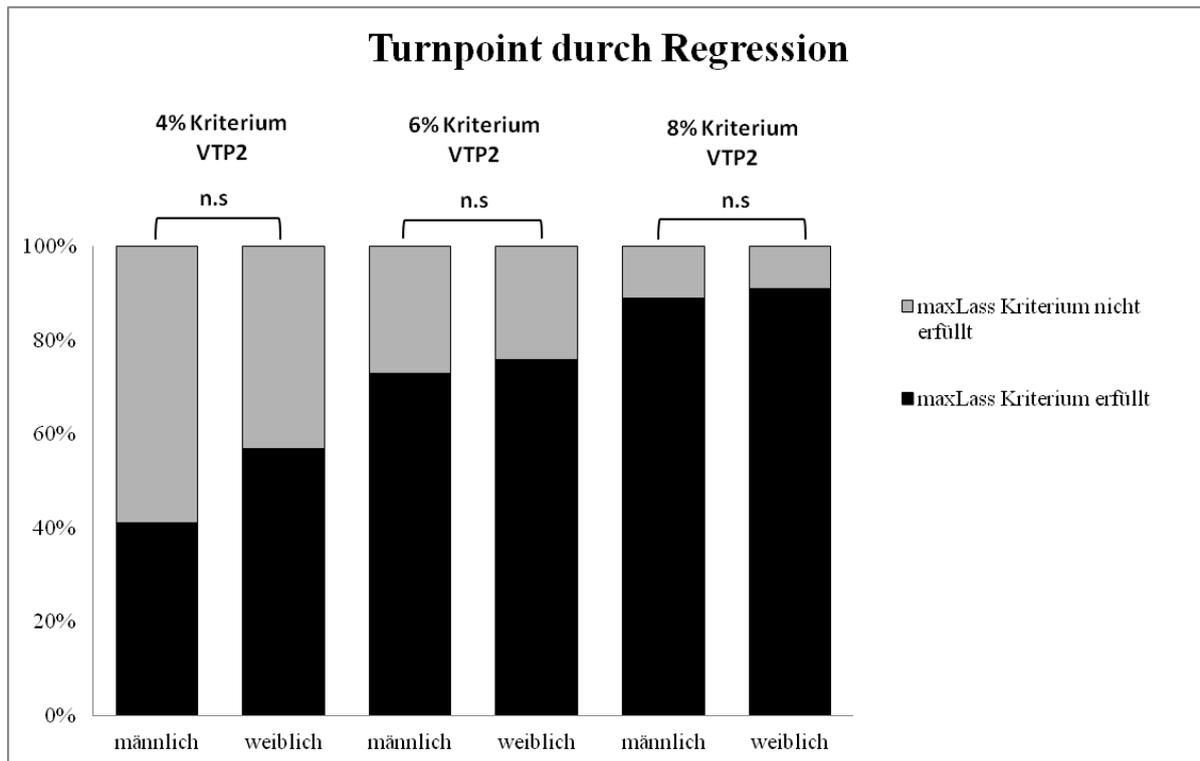
**Abbildung 24: Gegenüberstellung Männer und Frauen am maxLass unter Einbezug des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand von VTP2 und TP\_Winkel. n.s. = nicht signifikant**

Die Tabelle 4 stellt die Unterschiede der Daten von Männern und Frauen an den berechneten 4%, 6% und 8% Kriterien dar. Es kann kein signifikanter Unterschied zwischen den Daten der Männer und Frauen festgestellt werden, jedoch kann gezeigt werden, dass bei den Daten des 4% Kriteriums die Männer sichtlich schlechtere Werte aufweisen als die Frauen. Nach Berechnen der Daten am 6% und 8% Kriterium ist jedoch zu sagen, dass dieser Unterschied nicht mehr besteht. Dies lässt darauf schließen, dass vor allem die Daten der Männer am 4% Kriterium sehr genau an der Grenze zum 6% Kriterium liegen und deshalb ein weitaus schlechteres Ergebnis berechnet worden ist.

***Tabelle 4: Unterschied der Anzahl und deren prozentuellen Werten von Männern und Frauen, die im Bereich des am maximalen Laktat Steady States errechneten 4%, 6% und 8% Kriteriums liegen und anhand der submaximalen Kenngröße Ventilation Turnpoint 2 und der Bestimmungsmethode Turnpoint durch Regression beschrieben werden.***

<b>Turnpoint durch Regression</b>			
	<b>Männer</b>	<b>Frauen</b>	<b>Signifikanzniveau p&lt;0.05</b>
<b>VTP2 4% Kriterium erfüllt</b>	18 41%	12 57%	
<b>VTP2 4% Kriterium nicht erfüllt</b>	26 59%	9 43%	p = 0.220
<b>VTP2 6% Kriterium erfüllt</b>	32 73%	16 76%	
<b>VTP2 6% Kriterium nicht erfüllt</b>	12 27%	5 24%	p = 0.402
<b>VTP2 8% Kriterium erfüllt</b>	39 89%	19 91%	
<b>VTP2 8% Kriterium nicht erfüllt</b>	5 11%	2 9%	p = 0.823

In Abbildung 26 werden die Daten der Männer und Frauen anhand des prozentuellen Werts am 4%, 6%, und 8% Kriterium gegenübergestellt.



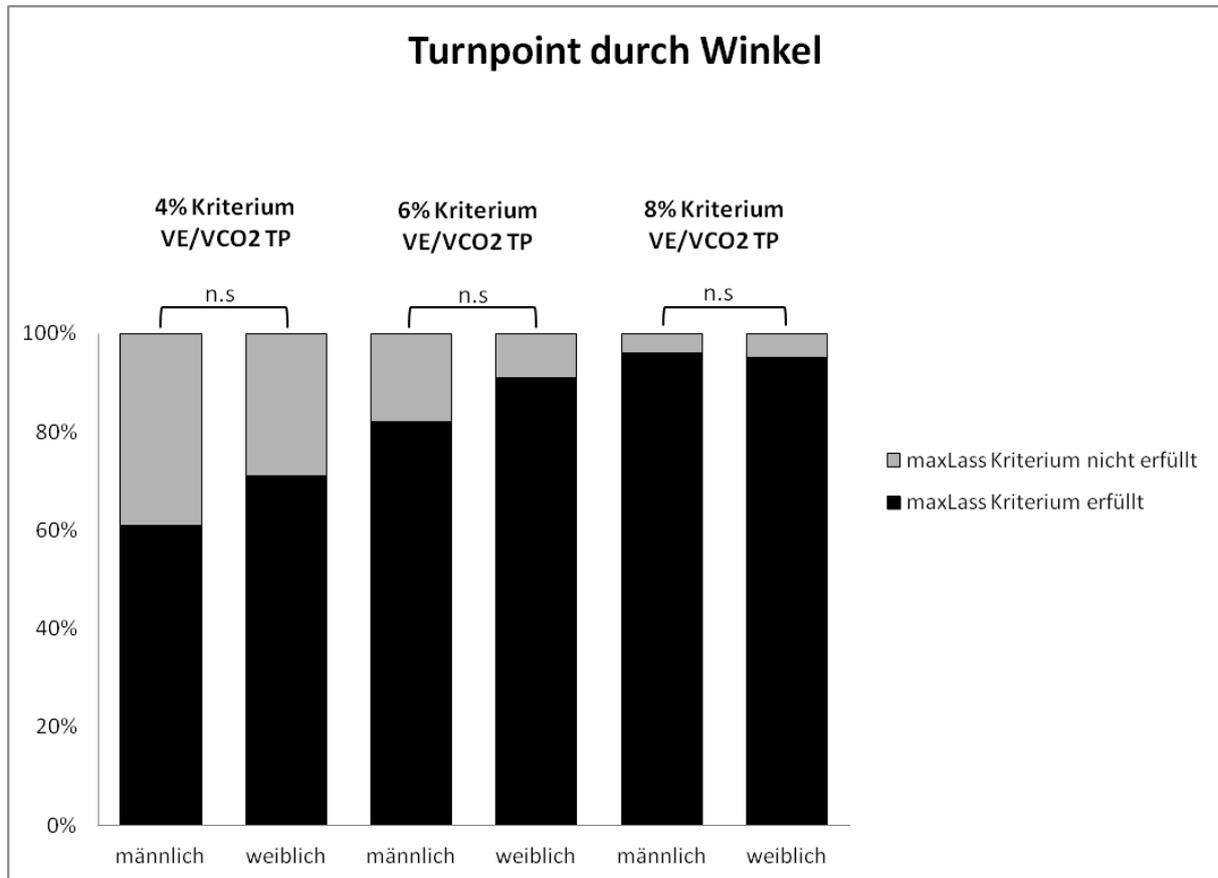
**Abbildung 25: Gegenüberstellung Männer und Frauen am maxLass unter Einbezug des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand von VTP2 und TP\_Reg.**

In weiterer Folge wurden die Daten des Umstellpunkts von  $VE/VCO_2$  TP und unter Anwendung der  $TP\_Winkel$  Methode in Tabelle 5 dargestellt. Wie am submaximalen Parameter VTP2 zuvor kann an den Daten von Männern und Frauen am Umstellpunkt des Atemäquivalents aus Ventilation und Kohlendioxidabgabe kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

**Table 5: Difference in the number and their percentage value of men and women who are in the range of the maximal lactate steady state calculated 4%, 6% and 8% criterion lie and based on the submaximal Kenngröße Turnpoint of the Atemäquivalents aus Ventilation and Kohlendioxidabgabe and the Bestimmungsmethode Turnpoint durch Winkel described.**

<b>Turnpoint durch Winkel</b>			
	<b>Männer</b>	<b>Frauen</b>	<b>Signifikanzniveau p&lt;0.05</b>
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 4% Kriterium erfüllt</b>	27 61%	15 71%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 4% Kriterium nicht erfüllt</b>	17 39%	6 29%	p = 0.752
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 6% Kriterium erfüllt</b>	36 82%	19 91%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 6% Kriterium nicht erfüllt</b>	8 18%	2 9%	p = 0.366
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 8% Kriterium erfüllt</b>	42 96%	20 95%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 8% Kriterium nicht erfüllt</b>	2 4%	1 5%	p = 0.969

Abbildung 27 zeigt den prozentuellen Unterschied der Daten von Männern und Frauen unter Einhaltung des 4%, 6%, und 8% Kriteriums anhand des submaximalen Parameters  $VE/VCO_2$  TP unter Verwendung der Berechnungsmethode  $TP\_Winkel$ .



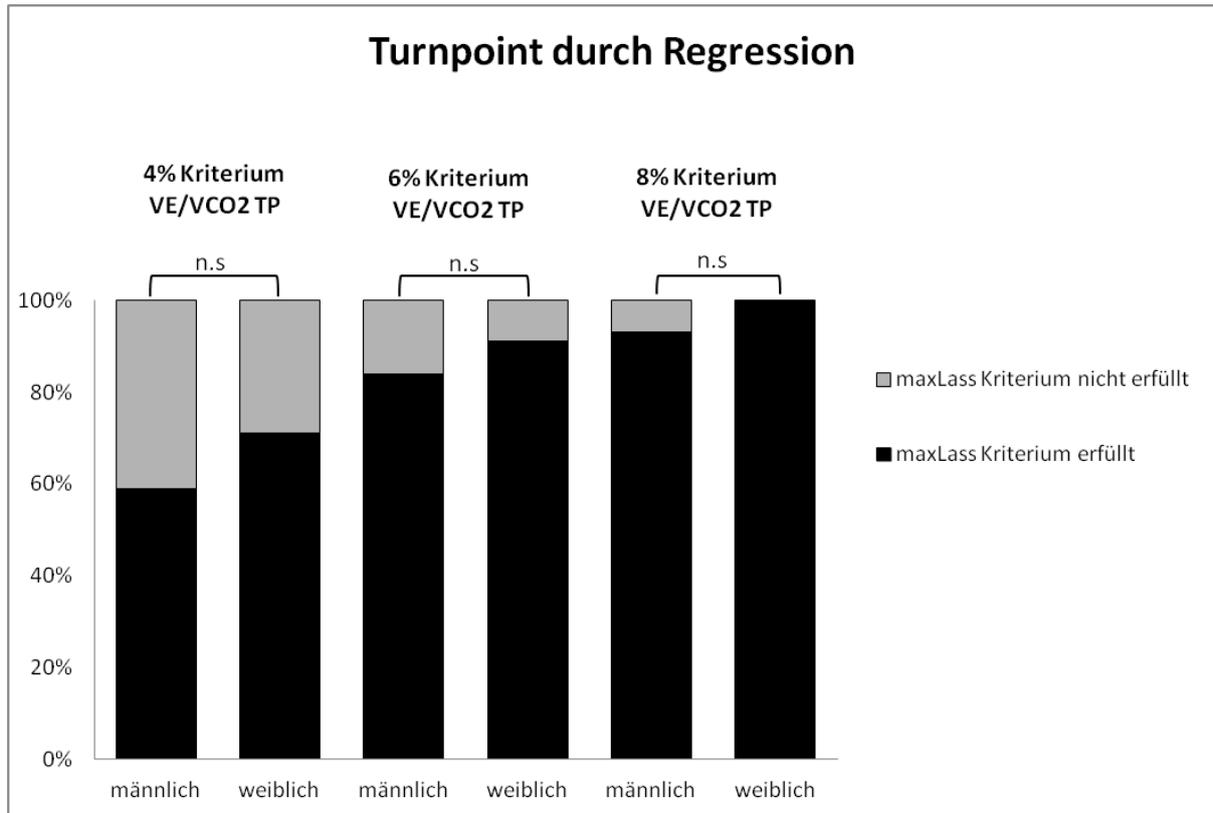
**Abbildung 26: Gegenüberstellung Männer und Frauen am maxLass unter Einbezug des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand von  $VE/VCO_2$  und  $TP\_Winkel$ .**

Die Ergebnisse der zweiten Bestimmungsmethode *Turnpoint durch Regression* werden in weiterer Folge in Tabelle 6 dargestellt. Anhand des submaximalen Parameters  $VE/VCO_2 TP$  konnte kein signifikanter Unterschied berechnet werden.

***Tabelle 6: Unterschied der Anzahl und deren prozentuellen Werten von Männern und Frauen die im Bereich des am maximalen Laktat Steady State errechneten 4%, 6% und 8% Kriteriums liegen und anhand der submaximalen Kenngröße Turnpoint Atemäquivalent aus Ventilation und Kohlendioxidabgabe und der Bestimmungsmethode Turnpoint durch Regression beschrieben werden.***

<b>Turnpoint durch Regression</b>			
	<b>Männer</b>	<b>Frauen</b>	<b>Signifikanzniveau p&lt;0.05</b>
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 4% Kriterium erfüllt</b>	26 59%	15 71%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 4% Kriterium nicht erfüllt</b>	18 41%	6 29%	p = 0.335
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 6% Kriterium erfüllt</b>	37 84%	19 91%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 6% Kriterium nicht erfüllt</b>	7 16%	2 9%	p = 0.766
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 8% Kriterium erfüllt</b>	41 93%	21 100%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 8% Kriterium nicht erfüllt</b>	3 7%	0 0%	p = 0.221

Die Abbildung 27 zeigt anhand der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Regression* den prozentuellen Wert der Daten der Männer und Frauen am 4%, 6% und 8% Kriterium.



**Abbildung 27: Gegenüberstellung Männer und Frauen am maxLass unter Einbezug des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand von VE/VCO<sub>2</sub> TP und TP\_Reg.**

### **3.2.1 Zusammenfassung der Ergebnisse**

Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen Männern und Frauen, hinsichtlich der Interpretation des *maxLass* unter Einhaltung des 4%, 6% und 8% Kriteriums. Eine untypische Veränderung findet jedoch im Bereich des 4% Kriteriums bei Verwendung der Berechnungsmethode *TP\_Reg* und der Werte am *VTP2* statt. Hier zeigt sich auf dem ersten Blick ein großer Unterschied zwischen den Daten von Männern und Frauen sowie zwischen den Kriterien 4% und 6%. Jedoch normalisiert sich dieser Unterschied, wenn mit dem 6% Kriterium gerechnet wird. Dies lässt darauf schließen, dass sehr viele Daten der Männer genau an der Grenze zum 6% Kriterium liegen und so den großen Unterschied ausmachen. Bei der Berechnung mit dem 8% Kriterium kann sogar eine 100% Trefferquote ermittelt werden.

### **3.3 Unterschied in den Berechnungsmethoden *Turnpoint* durch *Winkel* und *Turnpoint* durch *Regression* an den submaximalen Parametern *VTP2* und *VE/VCO<sub>2</sub>* TP am 4%, 6% und 8% Kriterium**

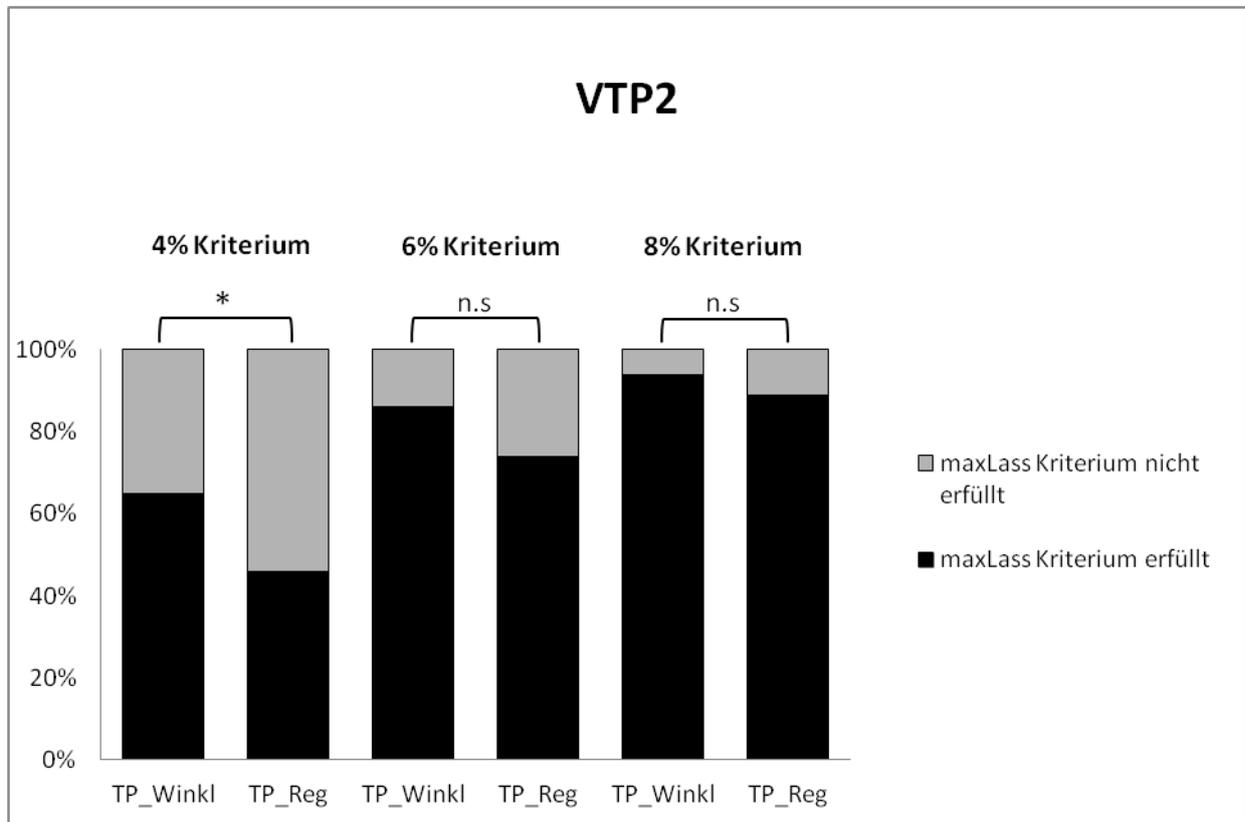
In weiterer Folge soll gezeigt werden, ob es einen Unterschied in den Berechnungsmethoden des Vienna CPX Tool gibt oder nicht, wenn die Vorhersage des *maxLass* über die Daten der Kenngrößen *VTP2* und *VE/VCO<sub>2</sub>* unter Einhaltung eines 4%, 6% und 8% Kriteriums durchgeführt werden soll.

Die Ergebnisse in Tabelle 7 zeigen, dass bei Einhaltung des 4% Kriteriums einen signifikanten Unterschied in den Berechnungsmethoden *TP\_Winkl* und *TP\_Reg* gibt. Durch die Erweiterung des Ranges auf 6% und 8% kann eine deutliche Annäherung der beiden Berechnungsmethoden verfolgt werden. Das heißt: Umso höher der Range des Kriteriums gesetzt wird, desto weniger Unterschied kann zwischen den Berechnungsmethoden festgestellt werden.

***Tabelle 7: Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden TP\_Winkel und TP\_Reg bei der Vorhersage des maxLass unter Berücksichtigung eines 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand der Anzahl und dessen prozentuellen Werts am VTP2.***

	Turnpoint durch Winkel	Turnpoint durch Regression	Signifikanzniveau p<0.05
<b>VTP2 4% Kriterium erfüllt</b>	42 65%	30 46%	
<b>VTP2 4% Kriterium nicht erfüllt</b>	23 35%	35 54%	p = 0.034
<b>VTP2 6% Kriterium erfüllt</b>	56 86%	48 74%	
<b>VTP2 6% Kriterium nicht erfüllt</b>	9 14%	17 26%	p = 0.079
<b>VTP2 8% Kriterium erfüllt</b>	61 94%	58 89%	
<b>VTP2 8% Kriterium nicht erfüllt</b>	4 6%	7 11%	p = 0.344

In der Abbildung 29 wird der Vergleich zwischen den Berechnungsmethoden *TP\_Winkel* und *TP\_Reg* anhand des Parameters *VTP2* und den vordefinierten 4%, 6% und 8% Kriterien dargestellt.



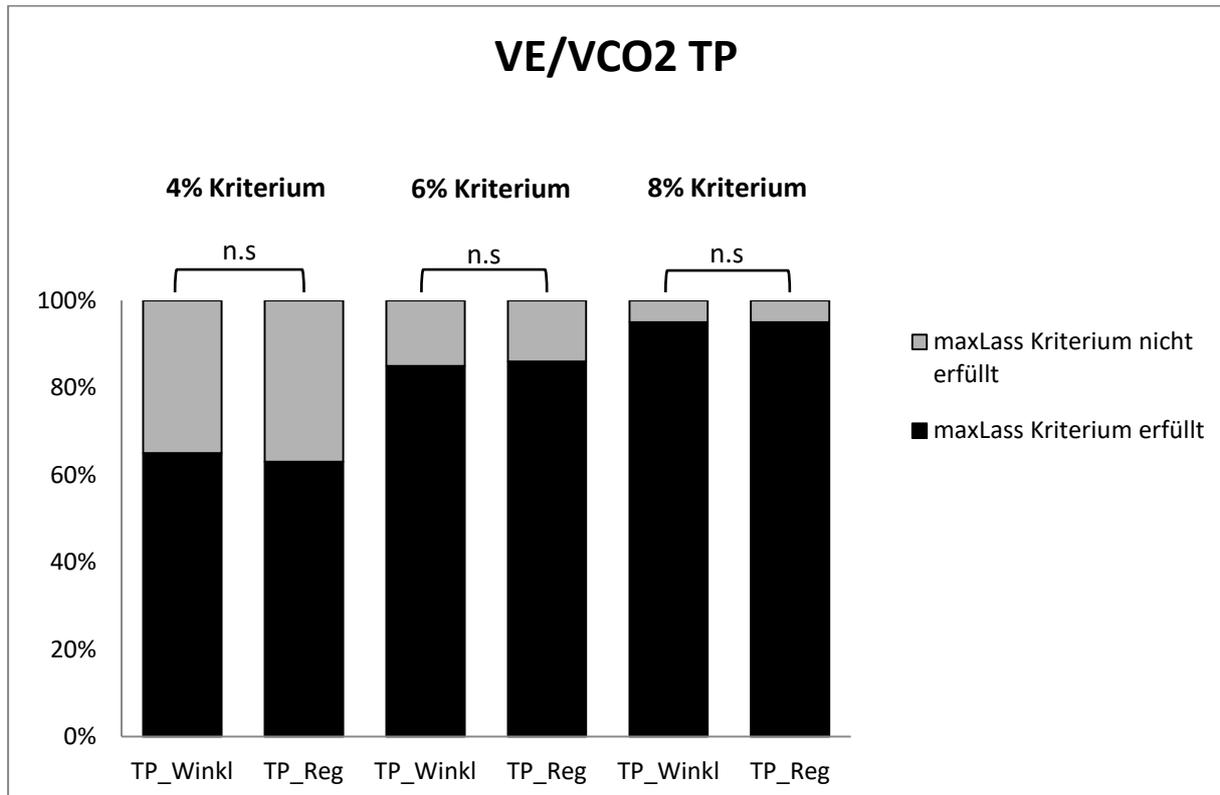
**Abbildung 29: Unterschied der Berechnungsmethoden zur Vorhersage des maxLass unter Berücksichtigung des 4%, 6% und 8% Kriteriums mit dem prozentuellen Wert des VTP2. \* =  $p < 0.05$**

Tabelle 8 zeigt das Ergebnis, dass unter Einhaltung des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand des Umstellpunktes  $VE/VCO_2$  TP berechnet wurde. Die Resultate der Berechnungen zeigen keinen signifikanten Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden  $TP_{Reg}$  und  $TP_{Winkel}$ .

**Tabelle 8: Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden  $TP_{Winkel}$  und  $TP_{Reg}$  bei der Vorhersage des  $maxLass$  unter Berücksichtigung eines 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand der Anzahl und dessen prozentuellen Werts am  $VE/VCO_2$  TP.**

	Turnpoint durch Winkel	Turnpoint durch Regression	Signifikanzniveau $p < 0.05$
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 4% Kriterium erfüllt</b>	42 65%	41 63%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 4% Kriterium nicht erfüllt</b>	23 35%	24 37%	$p = 0.855$
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 6% Kriterium erfüllt</b>	55 85%	56 86%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 6% Kriterium nicht erfüllt</b>	10 15%	9 14%	$p = 0.804$
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 8% Kriterium erfüllt</b>	62 95%	62 95%	
<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP 8% Kriterium nicht erfüllt</b>	3 5%	3 5%	$p = 1.000$

Die Abbildung 30 stellt den Vergleich zwischen den Berechnungsmethoden *TP\_Winkel* und *TP\_Reg* dar.



**Abbildung 30: Unterschied der Berechnungsmethoden zur Vorhersage des *maxLass* unter Berücksichtigung des 4, 6 und 8% Kriterium mit dem prozentuellen Wert des *VE/VCO<sub>2</sub> TP*. n.s. = nicht signifikant**

### 3.3.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

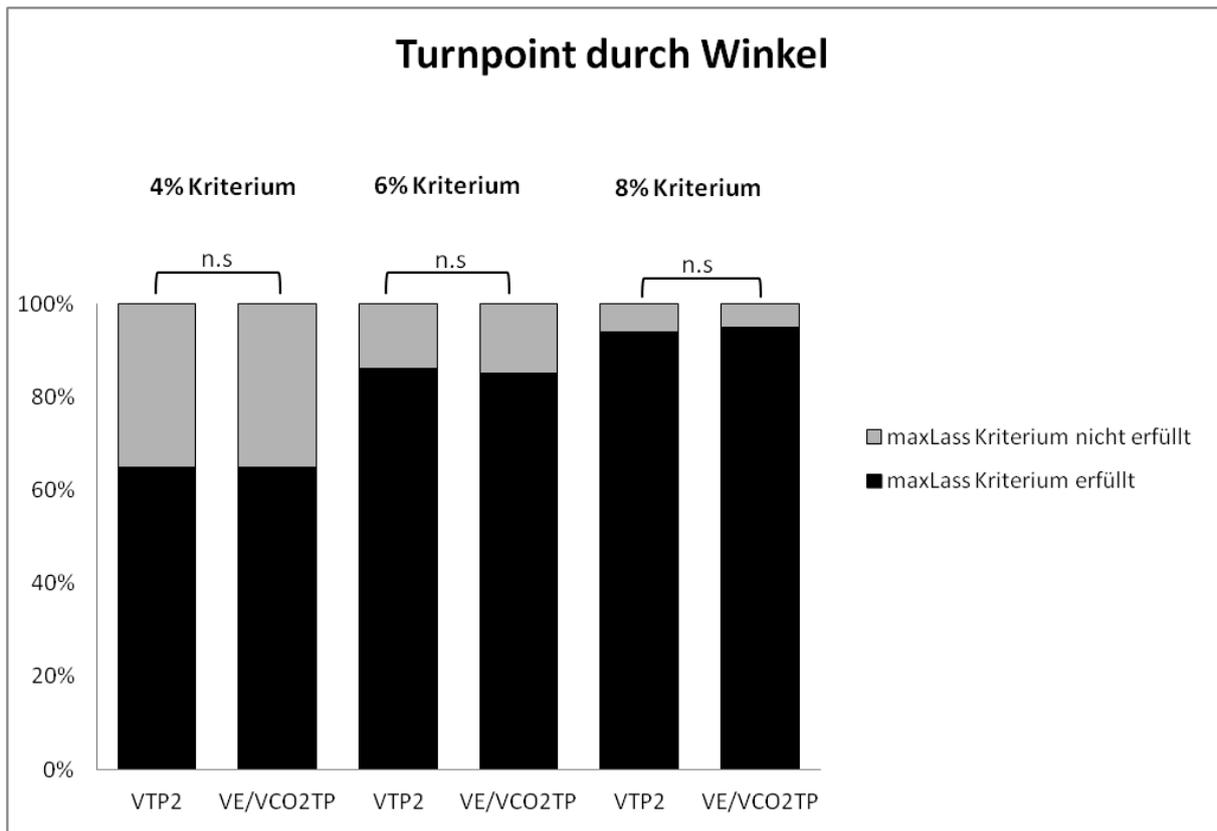
Ein signifikanter Unterschied konnte zwischen den Berechnungsmethoden festgestellt werden, wenn das *maxLass* anhand der Daten des *VTP2* gerechnet wurde. Hier konnte gezeigt werden, dass vor allem die *TP\_Winkel* Methode bessere Ergebnisse erzielte als die Bestimmungsmethode *TP\_Reg*. Bei Erhöhung des Kriteriumranges konnte gezeigt werden, dass der Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden geringer wird. Keinen signifikanten Unterschied zeigten die Berechnungsmethoden hingegen bei der Berechnung mit dem submaximalen Parameter *VE/VCO<sub>2</sub> TP*.

### 3.4 Unterschied in den submaximalen Parametern VTP2 und VE/VCO<sub>2</sub>TP anhand der vordefinierten 4%, 6%, und 8% Kriterien und den verwendeten Berechnungsmethoden.

Die Tabelle 9 und Abbildung 28 beschreiben die Ergebnisse im Vergleich zwischen den submaximalen Parametern VTP2 und VE/VCO<sub>2</sub>TP anhand der vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode TP\_Winkel. In keinem der Kriterien konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Parametern festgestellt werden.

**Tabelle 9: Unterschied der submaximalen Parameter in den vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode TP\_Winkel.**

Turnpoint durch Winkel			
	VTP2	VE/VCO <sub>2</sub> TP	Signifikanzniveau p<0.05
<b>4% Kriterium erfüllt</b>	42	42	
	65%	65%	
<b>4% Kriterium nicht erfüllt</b>	23	23	
	35%	35%	p = 1.000
<b>6% Kriterium erfüllt</b>	56	55	
	86%	85%	
<b>6% Kriterium nicht erfüllt</b>	9	10	
	14%	15%	p = 0.804
<b>8% Kriterium erfüllt</b>	61	62	
	94%	95%	
<b>8% Kriterium nicht erfüllt</b>	4	5	
	6%	5%	p = 0.698

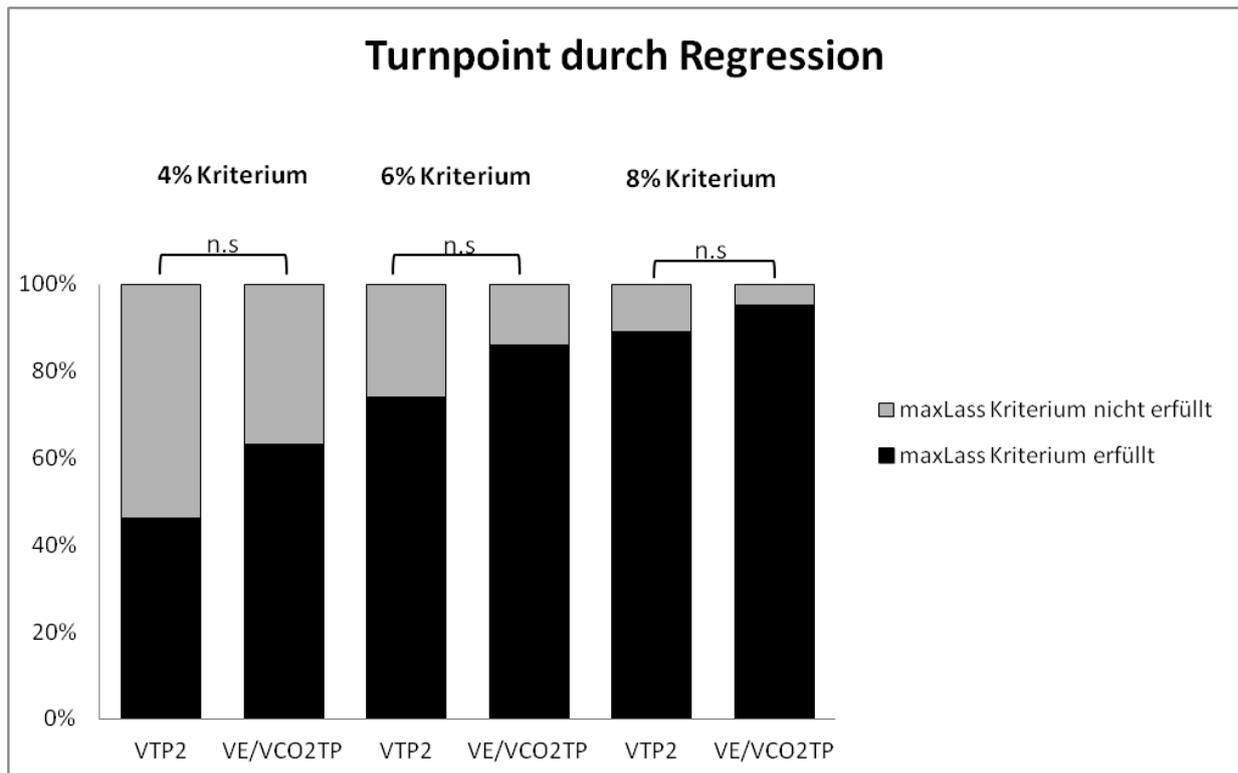


**Abbildung 28:** Vergleich der submaximalen Parameter mit den vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode TP\_Winkl

Weiters wird in der Tabelle 10 und der Abbildung 29 der Unterschied der beiden submaximalen Parameter VTP2 und VE/VCO<sub>2</sub>TP anhand der Berechnungsmethode TP\_Reg vorgestellt. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den submaximalen Parametern festgestellt werden. Jedoch kann durch genaueres betrachten der Ergebnisse, dass in der Berechnung mit dem 4% Kriterium nur knapp kein signifikanter Unterschied besteht.

***Tabelle 10: Unterschied der submaximalen Parameter in den vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Regression.***

<b>Turnpoint durch Regression</b>			
	<b>VTP2</b>	<b>VE/VCO<sub>2</sub>TP</b>	<b>Signifikanzniveau p&lt;0.05</b>
<b>4% Kriterium erfüllt</b>	30	41	
	46%	63%	
<b>4% Kriterium nicht erfüllt</b>	35	24	
	54%	37%	p = 0.053
<b>6% Kriterium erfüllt</b>	48	56	
	74%	86%	
<b>6% Kriterium nicht erfüllt</b>	17	9	
	26%	14%	p = 0.079
<b>8% Kriterium erfüllt</b>	58	62	
	89%	95%	
<b>8% Kriterium nicht erfüllt</b>	7	3	
	11%	5%	p = 0.188



**Abbildung 29:** Vergleich der submaximalen Parameter anhand der vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode TP\_Reg.

### 3.4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Mittels berechneter Resultate konnte gezeigt werden, dass es zwischen den submaximalen Parametern *VTP2* und *VE/VCO2 TP* vor allem unter Verwendung der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Winkel* keinen signifikanten Unterschied gibt. Unter Anwendung der zweiten Methode *Turnpoint durch Regression* konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Hier zeigt sich jedoch bei genauerer Betrachtung der Ergebnisse, dass es vor allem am 4% Kriterium eine markante Differenz in den absoluten und prozentuellen Zahlen der beiden submaximalen Parameter besteht.

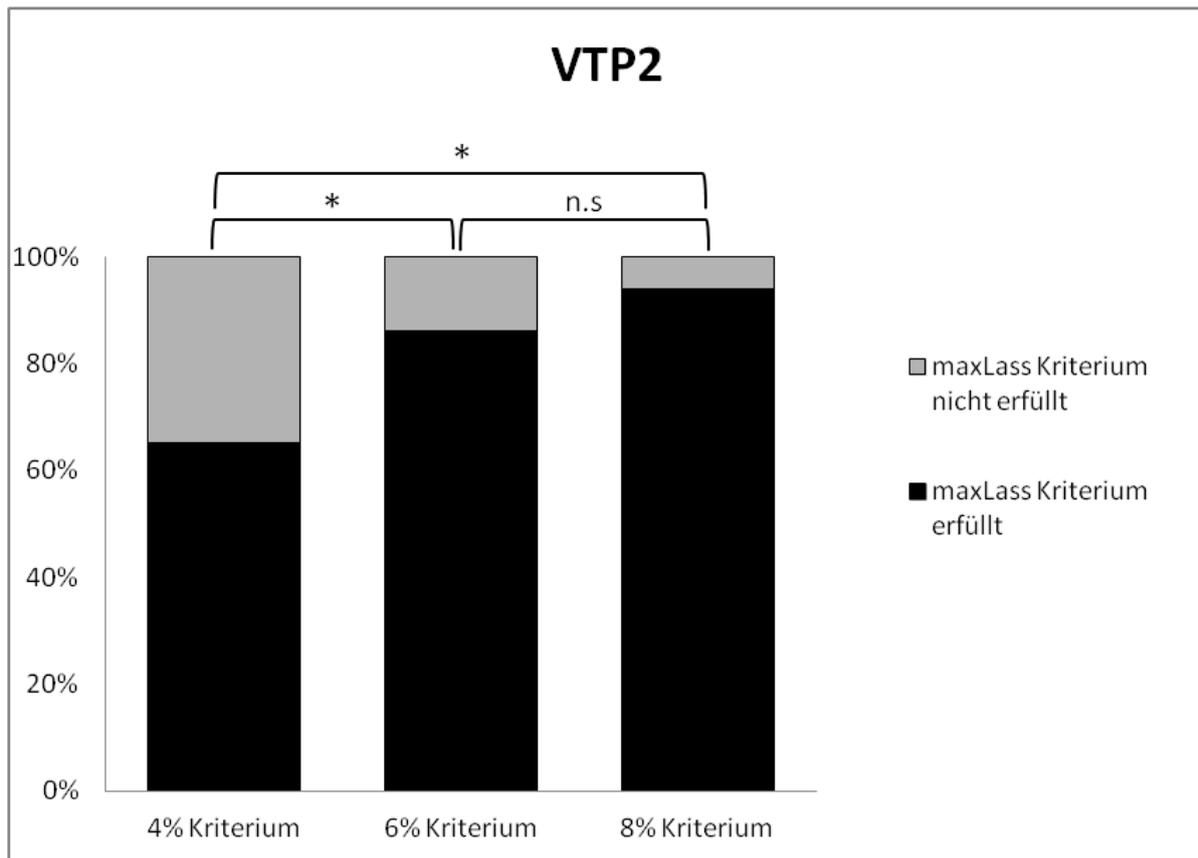
### 3.5 Unterschied der vordefinierten 4%, 6% und 8% Kriterien anhand der submaximalen Parameter VTP2 und VE/VCO<sub>2</sub> TP und den verwendeten Berechnungsmethoden.

In diesem Punkt soll der Unterschied zwischen den Berechnungen, anhand der einzelnen Kriterien dargestellt werden.

In Tabelle 11 und Abbildung 31 konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Kriterien 4% und 6% sowie 4% und 8% festgestellt werden. Kein signifikanter Unterschied jedoch besteht hingegen zwischen 6% und 8%. Es kann gesagt werden, dass umso größer die Spannweite der Kriterien umso höher fällt die Anzahl an korrekt bestimmten *maxLass* anhand VTP2 aus.

***Tabelle 11: Unterschiede des am maxLass vordefinierten 4% , 6% und 8% Kriterien anhand des submaximalen Parameter VTP2 und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Winkel.***

Turnpoint durch Winkel			
	VTP2 Kriterium erfüllt	VTP2 Kriterium nicht erfüllt	Signifikanzniveau p<0.05
4% Kriterium	42	23	
	65%	35%	
6% Kriterium	56	9	
	86%	14%	p = 0.004
4% Kriterium	42	23	
	65%	35%	
8% Kriterium	61	4	
	94%	6%	p = 0.000
6% Kriterium	56	9	
	86%	14%	
8% Kriterium	61	4	
	94%	4%	p = 0.144

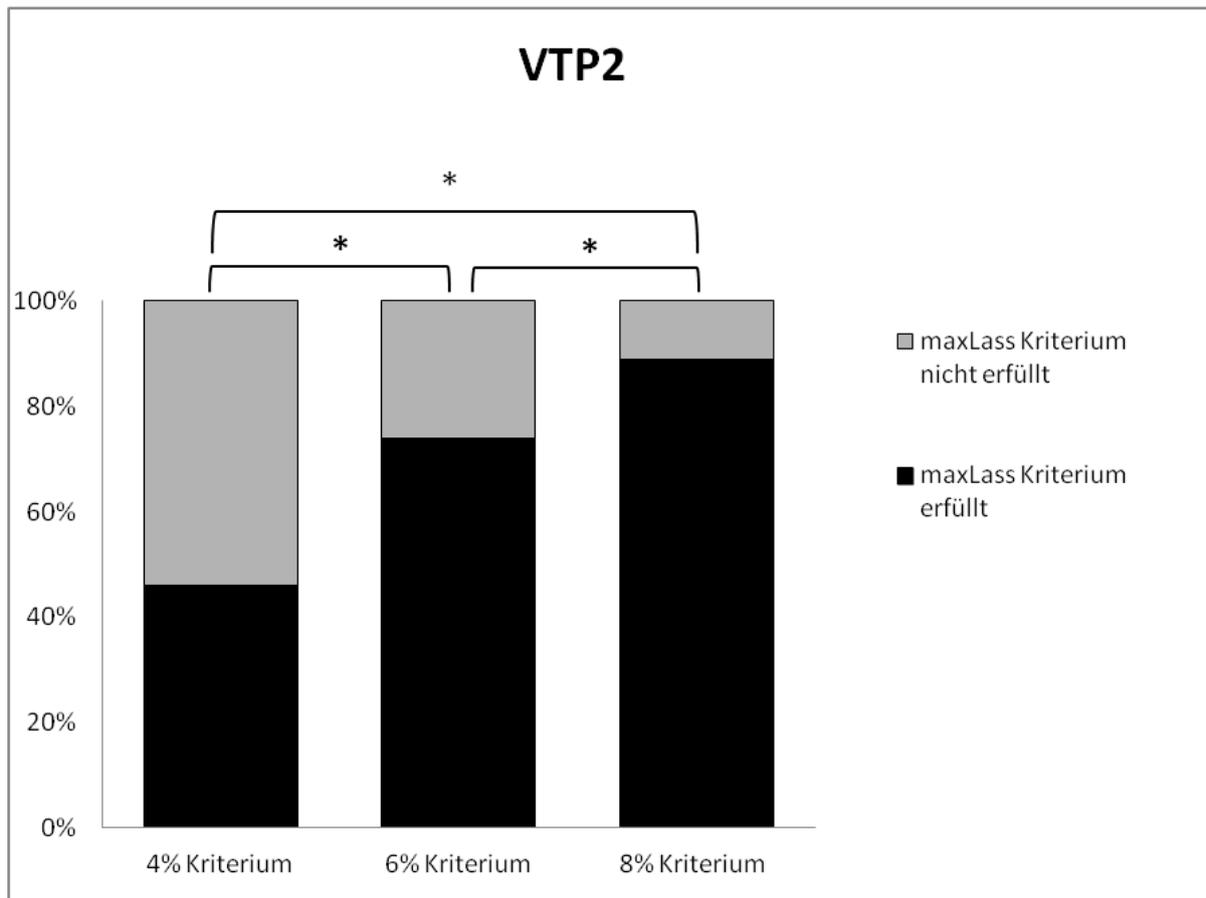


**Abbildung 31: Vergleich der Kriterien anhand VTP2 und TP\_Winkel.**

In Tabelle 12 und Abbildung 32 kann gezeigt werden, dass vor allem in den Daten des 4% Kriteriums Unregelmäßigkeiten bestehen. Bei den Daten des 6% Kriteriums jedoch nicht. Somit ergibt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Berechnungen mit dem 4% Kriterium und dem 6% Kriterium. Dadurch kann auch hier davon gesprochen werden, dass einige der Daten im 4% Kriterium gerade an der Obergrenze liegen und so einen statistischen Zufall beschreiben und den Unterschied darstellen. Zwischen dem 4% und dem 8% Kriterium, sowie im Vergleich des 6% und 8% Kriteriums konnte ebenfalls ein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

***Tabelle 12: Unterschiede des am maxLass vordefinierten 4% , 6% und 8% Kriterium anhand des submaximalen Parameter VTP2 und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Regression.***

<b>Turnpoint durch Regression</b>			
	<b>VTP2 Kriterium erfüllt</b>	<b>VTP2 Kriterium nicht erfüllt</b>	<b>Signifikanzniveau p&lt;0.05</b>
<b>4% Kriterium</b>	30 46%	35 54%	
<b>6% Kriterium</b>	48 74%	17 26%	p = 0.001
<b>4% Kriterium</b>	30 46%	35 54%	
<b>8% Kriterium</b>	58 89%	7 11%	p = 0.000
<b>6% Kriterium</b>	48 74%	17 26%	
<b>8% Kriterium</b>	58 89%	7 11%	p = 0.024

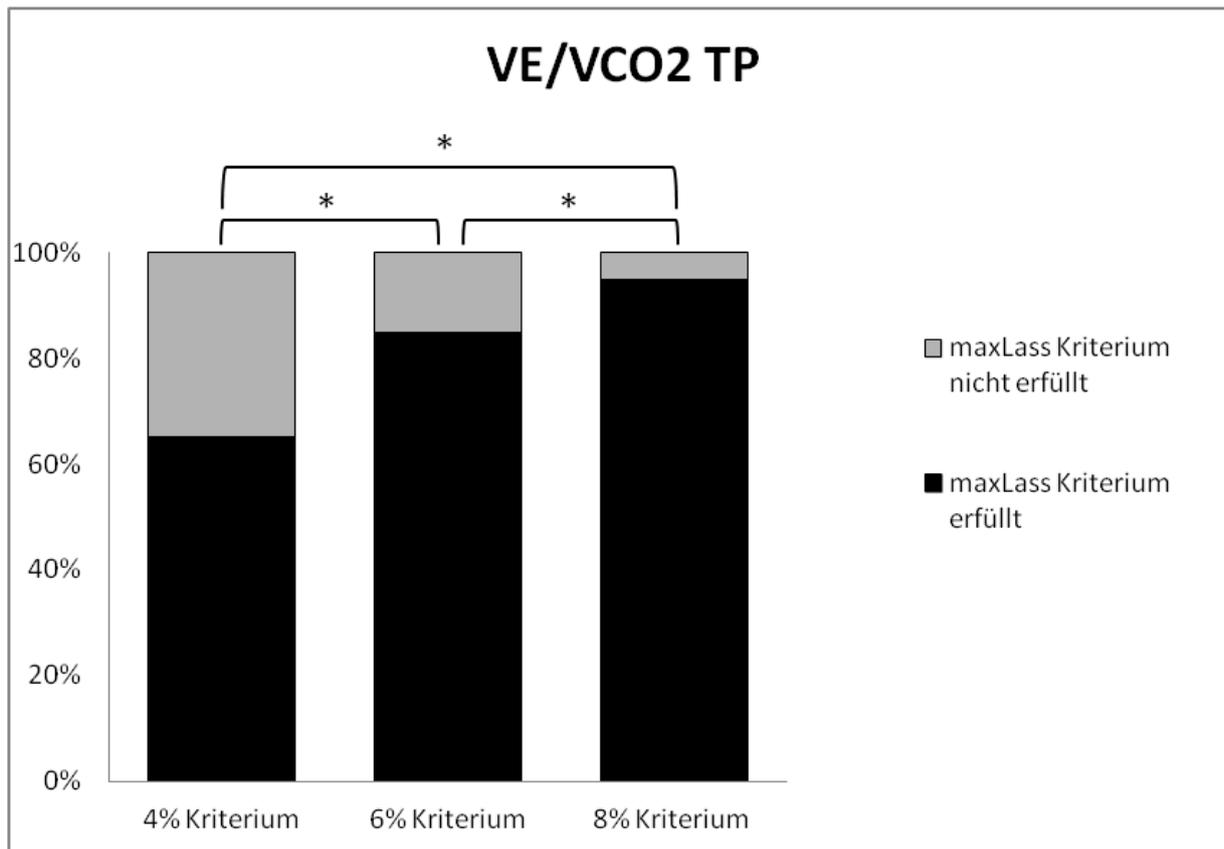


**Abbildung 32: Vergleich der berechneten Kriterien anhand VTP2 und TP\_Reg.**

Werden die Kriterien anhand des submaximalen Parameter  $VE/VCO_2$  TP und der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Winkel* berechnet, konnte ein signifikanter Unterschied zwischen 4% und 6% sowie 4% und 8% gezeigt werden. Ebenfalls ein signifikanter Unterschied, jedoch deutlich geringer als bei den niedrigeren Kriterien konnte zwischen 6% und 8% Kriterium festgestellt werden. So sind es bei einem Vergleich zwischen 4% und 6% Kriterium 20% Unterschied, jedoch bei einem Vergleich zwischen 6% und 8% Kriterium nur mehr 10% Unterschied zwischen den erfolgreich bestimmten Daten. In Tabelle 13 und Abbildung 33 werden die Daten am Umstellpunkt  $VE/VCO_2$  TP dargestellt.

***Tabelle 13: Unterschiede des am maxLass vordefinierten 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand des submaximalen Parameter VE/VCO<sub>2</sub> TP und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Winkel.***

<b>Turnpoint durch Winkel</b>			
	<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP Kriterium erfüllt</b>	<b>VE/VCO<sub>2</sub> TP Kriterium nicht erfüllt</b>	<b>Signifikanzniveau p&lt;0.05</b>
<b>4% Kriterium</b>	42 65%	23 35%	
<b>6% Kriterium</b>	55 85%	10 15%	p = 0.009
<b>4% Kriterium</b>	42 65%	23 35%	
<b>8% Kriterium</b>	62 95%	3 5%	p = 0.000
<b>6% Kriterium</b>	55 85%	10 15%	
<b>8% Kriterium</b>	62 95%	3 5%	p = 0.041

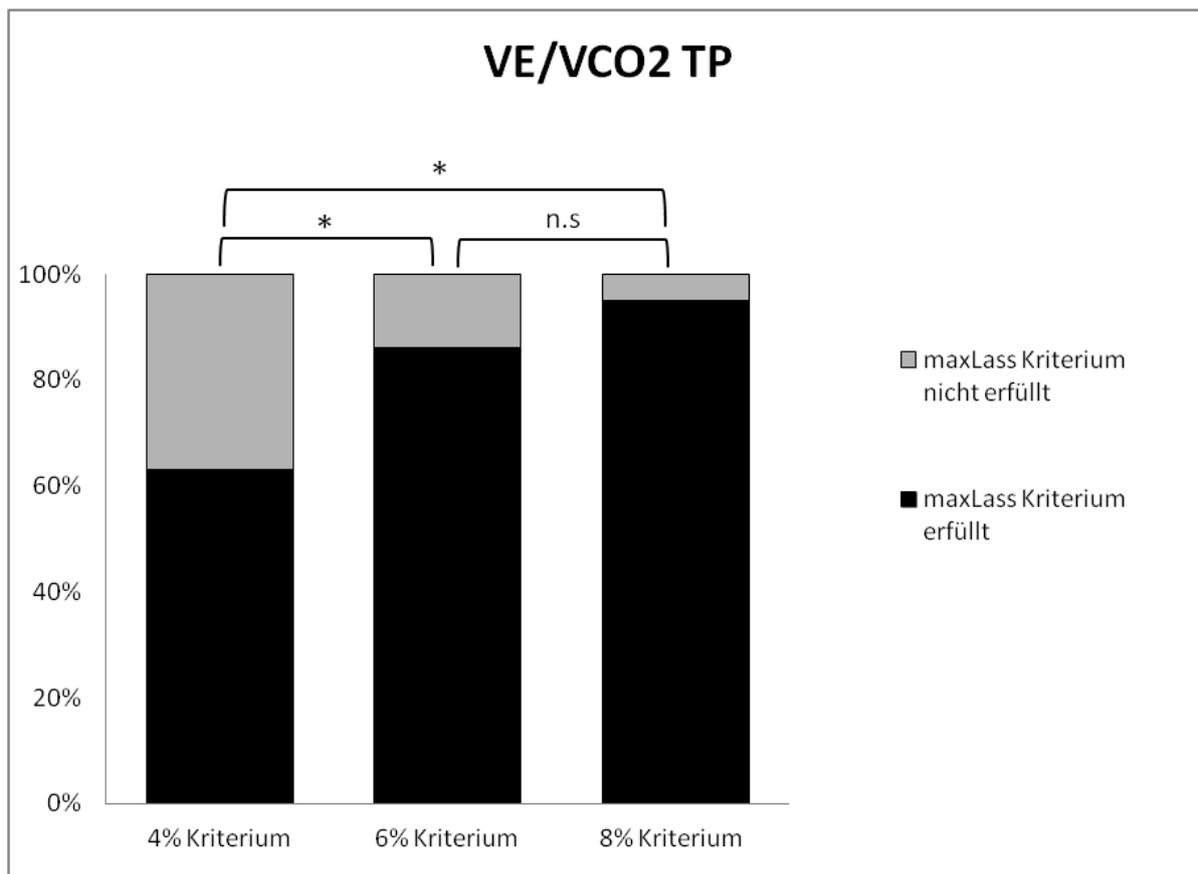


**Abbildung 33: Vergleich der Kriterien anhand VE/VCO<sub>2</sub> TP und TP\_Winkel**

Die Tabelle 14 und Abbildung 34 stellen die Daten *VE/VCO<sub>2</sub> TP* und der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Regression* dar. Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den 4% und 6%, sowie 4% und 8% Kriterien festgestellt werden. Kein signifikanter Unterschied besteht jedoch zwischen 6% und 8% Kriterium.

**Table 14: Differences of the predefined 4%, 6% and 8% criteria based on the submaximal parameter VE/VCO<sub>2</sub> TP and the calculation method Turnpoint through Regression.**

Turnpoint durch Regression			
	VE/VCO <sub>2</sub> TP Kriterium erfüllt	VE/VCO <sub>2</sub> TP Kriterium nicht erfüllt	Signifikanzniveau p<0.05
<b>4% Kriterium</b>	41 63%	24 37%	
<b>6% Kriterium</b>	56 86%	9 14%	p = 0.003
<b>4% Kriterium</b>	41 63%	24 37%	
<b>8% Kriterium</b>	62 95%	3 5%	p = 0.000
<b>6% Kriterium</b>	56 86%	9 14%	
<b>8% Kriterium</b>	62 95%	3 5%	p = 0.069



**Abbildung 34: Vergleich der Kriterien anhand VE/VCO<sub>2</sub> TP und TP\_Reg**

### 3.5.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Durch die Gegenüberstellung der einzelnen Kriterien konnte gezeigt werden, dass durch Erhöhen des Ranges auch die Anzahl an richtig bestimmten *maxLass* ansteigen konnte. Die Ergebnisse weisen einen signifikanten Unterschied zwischen 4% und 6% Kriterium auf. Sie gehen von 65% der erfolgreich detektierten Daten bis hin zu 85%. Somit kann gesagt werden, dass das *maxLass* anhand des 6% Kriteriums vorherzusagen, eine vierfach öftere Wahrscheinlichkeit besteht, als mit dem 4% Kriterium. In Folge dieser Feststellung konnte ebenfalls ein signifikanter Unterschied zwischen 4% und 8% Kriterium berechnet werden. Durch die Odd Ratio-Berechnung der einzelnen Daten aller Werte kann im Vergleich von 4% und 8% Kriterium gesagt werden, dass bei Anwendung des 8% Kriterium das *maxLass* 10mal öfter vorhergesagt werden kann als mit dem 4% Kriterium. Wird hingegen das 6% Kriterium mit dem 8% Kriterium verglichen, so kann mit dem 8% Kriterium das *maxLass* nur 2 mal öfter vorhergesagt werden als mit dem 6% Kriterium. Im Vergleich zwischen 6% und 8% Kriterium konnten unter Verwendung der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Regression*

signifikante Unterschiede festgestellt werden. Bei Einsatz der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Winkel* nicht. Jedoch sollten diese Ergebnisse kritisch betrachtet werden, da bei *TP\_Winkl* nur eine Person öfter das Kriterium erfüllen konnte als bei *TP\_Reg*. Somit wurde zwar ein statistischer Unterschied festgestellt, praktisch gesehen kann hier dennoch von keinem großem Unterschied gesprochen werden.

## 4 Diskussion

### 4.1 Auswertung der submaximalen Parameter anhand der prozentuellen Werte mit den Referenzwerten *LTP1* und *maxLass*

Viele verschiedene Methoden zur Bestimmung des ersten und zweiten ventilatorischen Übergangs wurden in der Vergangenheit etabliert (Bellar et al., 2015; Cheng et al., 1992; Jones und Molitoris, 1984; Sherill et al., 1999; Schneider et al., 1993; Van Schylenbergh et al., 2004; Wasserman et al., 1987). Der Gold-Standard zur Beschreibung des zweiten Umstellpunktes der Energiebereitstellung stellt jedoch das *maximale Laktat Steady State* dar (Beneke et al., 2000; Beneke, 2003; Dekerle et al., 2003; Denadai et al., 2004; Dörr, 2010; Heck & Beneke, 2008; Laplaud et al., 2006; Meyer et al., 2005; Smekal et al., 2012; Svedahl et al., 2003; van Schuylenbergh et al., 2004). Die Bestimmung des *maxLass* ist mit hohem zeitlichen und kostenintensiven Aufwand verbunden. Dadurch soll in der Praxis über submaximale Parameter wie *VTP2* und *VE/VCO<sub>2</sub> TP* das *maxLass* detektiert werden können.

Als grundlegende Berechnungen dieser Arbeit wurden die prozentuellen Mittelwerte und die Absolutwerte (Minimum und Maximum) in Watt von *Pmax* bestimmt. Anhand der erhaltenen Ergebnisse in Tabelle 2 konnte gezeigt werden, dass die prozentuellen Werte in beiden Berechnungsmethoden, *TP\_Winkel* und *TP\_Reg* am ersten Übergang der Energiebereitstellung nahezu ident sind. Es kann hier von einem Range von 40% bis 42% von *Pmax* gesprochen werden. Die am zweiten Übergang der Energiebereitstellung berechneten submaximalen Parameter sind ebenfalls als nahezu ident zu sehen. Der Range beträgt zwischen 68% und 71% des *Pmax*. Das sehr weit gefächerte Untersuchungskollektiv, ausgehend von Alter, sportlicher Aktivität und Leistungsfähigkeit der Probanden, ist in den Absolutwerten (Minimum-Maximum) in der Tabelle 2 zu sehen. In der ausführlichen

Literaturrecherche konnten nur wenige vergleichbare Arbeiten, die ebenfalls submaximale Parameter von der Maximalleistung ausgehend untersuchten, gefunden werden. Die Studie von Hawley et al. (1992) zeigt jedoch einen starken Zusammenhang zwischen der Maximalleistung und der maximalen Sauerstoffaufnahme in einer Belastungsuntersuchung am Ergometer. Weiters kann  $P_{max}$  aufgrund des in der Praxis optimal anwendbaren Charakters und der guten Umsetzung in der Trainingsgestaltung als zuverlässig verwendbarer Parameter in der Ausdauerleistungsfähigkeit gesehen werden (Bentley et al., 2007). Somit sollte in dieser Arbeit auch der Vergleich der erhobenen  $P_{max}$  Daten mit den Ergebnissen aus Studien mit  $VO_{2max}$  nicht ausgeschlossen werden.

Bergstrom et al. (2013) verglichen in ihrer Studie die Parameter *Critical Power*, *VT1* und *RCP* bei einer Radergometrie, mit körperlich aktiven Probanden, jedoch keinen Profisportlern. Bergstrom und Mitarbeiter konnten zeigen, dass es keinen Unterschied zwischen den submaximalen Parametern *RCP* und *Critical Power*, jedoch, dass ein Unterschied zwischen *VT1* und *Critical Power* besteht. Weiters konnte gezeigt werden, dass *RCP* im Mittel  $80\% \pm 6$  von  $P_{max}$  und  $84\% \pm 6$  von  $VO_{2max}$ , sowie *VT1* mit  $63\% \pm 7$  von  $P_{max}$  und  $60\% \pm 7$  von  $VO_{2max}$  bestimmt werden konnte. Laplaud et al. (2006) konnten ähnliche Ergebnisse in seiner Studie erzielen. Sie verglichen die submaximalen Parameter *VT1* und *VT2* mit dem *maxLass*. Er konnte zeigen, dass *VT2* mit  $86\% \pm 7$  von  $P_{max}$  das *maxLass* mit  $71\% \pm 6$  von  $P_{max}$  überstieg und *VT1* mit  $56\% \pm 5$  darunter liegt.

Dies zeigt einen deutlichen Unterschied zu den in dieser Arbeit erhaltenen Ergebnissen. Meyer et al. (2005) sprechen von einer großen Abweichung der submaximalen Parameter Werte, aufgrund der unterschiedlichen Studienkollektive. In der Studie von Laplaud et al. (2006) wurden Sportstudenten zur Testung herangezogen. Meyer et al. (2005) stellen einen Zusammenhang von *VT2*,  $P_{max}$  und dem Trainingslevel des untersuchten Kollektivs dar. Sie konnten zeigen, dass die *VT1* bei Ausdauerleistungssportlern zwischen 60 und 70%  $VO_{2max}$  liegt und die *VT2* bei 80 bis 90% der  $VO_{2max}$ . Bei Untrainierten und älteren Menschen jedoch nur zwischen 40 und 60% der  $VO_{2max}$  für *VT1* und zwischen 70 und 80%  $VO_{2max}$  bei der *VT2*.

Die in dieser Arbeit berechneten Wattleistungen an den Umstellpunkten deuten auf einen sehr großen Range hin. *VTP1* (40W - 146W), *VTP2* (64W - 250W), *maxLass* (60W - 250W),  $P_{max}$  (85W - 400W). Die vorhin erwähnten großen Unterschiede im Untersuchungskollektiv aufgrund von Alter, sportlicher Aktivität und Leistungsfähigkeit lassen den Unterschied zwischen den in dieser Arbeit erhaltenen Werten und den verglichenen Studien somit plausibel erscheinen.

Die in den Abbildungen 19-20 dargestellten Vergleiche der submaximalen Parameter mit den Referenzwerten am *LTP1* und am *maxLass* zeigen keinen großen Unterschied. Ziel dieser Arbeit war es, das *Vienna CPX Tool* anhand des Vergleichs der Wattleistung am zweiten ventilatorischen Umstellpunkt mit der Wattleistung am *maxLass* zu evaluieren. Der Zusammenhang zwischen *VTP2*, *VE/VCO<sub>2</sub> TP* und dem *maxLass* wurden in den Abbildungen 21-24 dargestellt. Hier ist klar zu sagen, dass die am zweiten ventilatorischen Umstellpunkt berechneten Parameter einen starken Zusammenhang mit dem berechneten *maxLass* aufweisen.

Die Studie von Azevedo et al. (2014) konnte anhand von Judo Sportlern ebenfalls zeigen, dass der von ihm genannte *Respiratory Compensation Threshold (RCT)* ein guter Prädiktor für *maxLass* ist. In einer weiteren Studie von Smekal et al. (2012) wurde ähnlich wie in dieser Arbeit, eine große Anzahl an Daten mit weitgefächertem Leistungslevel verwendet. Weiters konnte durch eine Einteilung in Geschlechtergruppen ein Unterschied zwischen Männern und Frauen am *maxLass* ausgeschlossen werden. Auch Smekal und Mitarbeiter (2012) konnten einen starken Zusammenhang zwischen *maxLass* und *RCP* feststellen. Einige andere Studien hingegen (Dekerle et al., 2013; Laplaud et al., 2006; Meyer et al., 2005; Scharhag-Rosenberger, 2010) konnten keinen Zusammenhang zwischen *maxLass* und *VT2* ermitteln. Wie aber zuvor bereits erwähnt wurde, können diese Ergebnisse nur mit Vorsicht gesehen werden, da bei einigen Studien ein sehr heterogenes Kollektiv mit dem selben Trainingslevel verwendet wurde.

## **4.2 Geschlechterunterschiede bei Verwendung der implementierten Berechnungsmethoden und submaximalen Parameter am zweiten ventilatorischen Umstellpunkt am vordefinierten 4%, 6%, und 8% Kriterium.**

Nach sorgfältiger Literaturrecherche ist dies die einzige Arbeit, die anhand der verwendeten Berechnungsmethoden einen Vergleich der Daten von Männern und Frauen durchgeführt hat. Frühere Untersuchungen von verschiedenen Forscher und Forscherinnen die Geschlechterunterschiede anhand Laktat- und ventilatorischen Parametern analysierten, konnten jedoch gefunden werden.

So verglich bereits Iwaoka und Mitarbeiter im Jahr 1988 die Laufperformance von Läufer und Läuferinnen am von ihm genannten *lactate threshold (LT)* und *respiratory compensation threshold (RCT)*. Männer konnten hier eine höhere  $VO_{2max}$  aufweisen als Frauen. Als Grund dafür, wurde der höhere Anteil an Muskelmasse, sowie die geringere prozentuelle Anteil an Körperfett genannt. Keine Unterschiede konnten jedoch am *LT* und *RCT* der Probanden und Probandinnen festgestellt werden.

Das Hauptaugenmerk an diesem Punkt der Arbeit lag jedoch darin, ob es einen Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Daten anhand der Berechnungsmethoden und der submaximalen Parameter gegeben hat. Hinsichtlich der Interpretation des *maxLass* durch die Übergänge *VTP2* und *VE/VCO<sub>2</sub> TP* konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Daten der Männer und Frauen festgestellt werden. Einzig in den Berechnungen am 4 % Kriterium anhand der Berechnungsmethode Turnpoint durch Regression und dem Parameter *VTP2* konnten Unregelmäßigkeiten in den Daten zwischen Männern und Frauen aufgezeichnet werden. Im Gegenteil zu den anderen Ergebnissen wurde hier bei den Frauen eine bessere Einhaltung des Kriteriums erreicht als bei den Männern. Durch berechnen des 6% Kriteriums mit den selben Daten, Methode und Parameter jedoch normalisiert, beziehungsweise werden wieder ähnliche Werte wie bei der anderen Bestimmungsmethode festgestellt. Der Grund dafür dürfte wohl daran liegen, dass sich einerseits durch die Aufteilung der Daten eine sichtlich geringere Anzahl in den Gruppen ergab und so jeder einzelne Wert eine ausschlaggebende Veränderung in den prozentuellen Werten bewirkte. Andererseits das einige der männlichen Daten so knapp am Ende des 4% Kriteriums beziehungsweise am Anfang des 6% Kriteriums lagen, dass bei der Auswertung des 4% Kriteriums ein solch unregelmäßiges Resultat entstehen konnte. Denn wie gezeigt, konnte sich das Ergebnis am 6% Kriterium wieder normalisieren.

### **4.3 Interpretation des *maxLass* anhand des zweiten ventilatorischen Umstellpunkts unter Verwendung verschiedener Bestimmungsmethoden.**

Das Ziel dieser Arbeit war es, die im Programm *Vienna CPX Tool* verwendeten computerbasierten Bestimmungsmethoden hinsichtlich ihrer Möglichkeiten das *maxLass* über die submaximalen Parameter *VTP2* und *VE/VCO<sub>2</sub> TP* zu bestimmen. Dafür wurden vordefinierte Kriterien zu je 4%, 6% und 8% verwendet. Diese Kriterien stellen einen prozentuellen Wert der erreichten Maximalleistung dar. Er soll jenen Bereich erfassen an dem die prozentuelle Wattleistung, des jeweiligen Marker, gerade noch eine präzise Prognose des *maxLass* erlaubt, ohne Aspekte wie biologische Schwankungsbreiten oder technische Abweichungen zu vernachlässigen. Ebenfalls soll auf weiterer Hinsicht bei einer Trainingsplanung eine Über- oder Unterforderung der Sportler/Sportlerinnen oder Patienten/Patientinnen vermieden werden. Die Auswertungen der Daten wurden anhand eines 2 mal 2 Felder Chi Quadrat Tests durchgeführt. Dieser Test prüft in einfacher Form ob es einen Unterschied in der Verteilung eines dichotomen Merkmals in zwei Gruppen gibt oder nicht (Field, 2009). Nach intensiver Literaturrecherche kann gesagt werden, dass die Verwendung eines prozentuellen Kriterium zur Voraussage des *maxLass* nicht üblich ist. Viel mehr nutzen bisherige bekannte Studien den Mittelwertvergleich zwischen den einzelnen Parametern oder Berechnungsmethoden (Ekkekakis et al., 2008; Gaskill et al., 2001; Santos et al., 2004; Schneider et al., 1993; Zuniga et al., 2014). Wobei in dieser Arbeit davon ausgegangen wird, dass vor allem in der Praxis ein prozentuelles oder absolutes Kriterium den Unterschied effektiver zeigen kann als ein reiner relativer Mittelwertvergleich. So werden Differenzen zwischen Methoden oder Probanden die das *maxLass* Kriterium erfüllen konnten sichtbarer, einfacher und für die Praxis umsetzbarer dargestellt.

Ekkekakis und Mitarbeiter (2008) untersuchten in dieser Hinsicht neun unterschiedliche computerbasierte Methoden zur Bestimmung von ventilatorischen Umstellpunkten. Alle Daten wurden mit einer 20 Sekunden Mittelung analysiert. Weiters wurden für den Berechnungsbereich Ober- und Untergrenzen gesetzt. Alle verwendeten Bestimmungsmethoden basieren auf einer Regressionsanalyse. Die Ergebnisse wurden alle anhand eines Mittelwertvergleichs berechnet. Jedoch ergab die Untersuchung signifikante Unterschiede in den Berechnungsmethoden. Da die Methoden vor allem nur untereinander verglichen wurden, sehen Ekkekakis et al. 2008 das Problem in dieser Untersuchung vor

alles im Fehlen eines Referenzwertes, beziehungsweise eines Gold-Standards an dem die Berechnungsmethoden gemessen werden konnten. Es benötige mehr Qualitätskontrollen.

So würden Standardprotokolle mit explizit definierten Qualitätskontrollen, wie zum Beispiel ein Gold-Standard zur Evaluierung der angewendeten Methoden, dabei helfen eine einheitlichere Bestimmung der ventilatorischen Übergänge zu erreichen. Erste Schritte könnten hier laut Ekkekakis et al. (2008) ein Experten Panel unter der Führung einer globalen Organisation sein. Durch Aufnahme in eine Datenbank der bereits vorhandenen Studien und der in Zukunft ausgearbeiteten Untersuchungen könnte ein Schritt zur Vereinheitlichung zur Bestimmung der Berechnungsmethoden sein. Die Tatsache, dass in der vorhandenen Literatur meist nur Regressionsanalysen die Basis der Berechnungsmethoden sind, erwähnen Ekkekakis und Mitarbeiter in ihrer Studie ebenfalls mit Bedenken. So sollten zukünftige Studien oder bereits vorhandene mathematische Berechnungsmethoden die nicht auf eine Regressionsanalyse wie zum Beispiel Markov Chains, neuro-fuzzy logic, Smoothing Splines und neural networks aufgegriffen werden.

In einer weiteren Studie von Santos et al. (2004) wurden computerbasierte Berechnungsmethoden anhand visueller Bestimmung an den Mittelwerten verglichen. Verwendet wurden hier die bereits beschriebene V-Slope Methode nach Beaver et al. (1986) und die ventilatorischen Parameter  $VE$ ,  $VE/VO_2$  und  $VE/VCO_2$ ,  $PETCO_2$  und  $PETO_2$ . Ventilatorische und respiratorische Übergänge sind oft schwer zu detektieren, jedoch konnten für diese Parameter gute Ergebnisse erzielt werden. Einzig in der Bestimmung des  $VT_2$  anhand der Ventilation konnte ein signifikanter Unterschied zwischen computerbasierter und visueller Bestimmungsmethode festgestellt werden. Hier sollte vor allem der Verlauf der Ventilationskurve genauer betrachtet werden. Da diese bei einer zunehmenden Belastungssteigerung ebenfalls kontinuierlich in manchen Fällen fast linear ansteigt und so eine Bestimmung eines Umstellpunktes erschwert.  $VE/VCO_2$  jedoch ist gekennzeichnet durch eine zu Beginn abnehmende Kurve, die abflacht und am  $VT_2$  kontinuierlich ansteigt. So konnten Santos et al. (2004) in ihrer Studie zeigen, dass computerbasierte Methoden sehr einfache und wiederholbare Ansätze zur Bestimmung des ventilatorischen Übergangs sind.

Wie bereits erwähnt wurden die für diese Arbeit verwendeten Berechnungsmethoden und submaximalen Parameter mit einem vordefinierten 4%, 6% und 8% Kriterium am *maxLass* verglichen. Die dafür verwendeten Dateien wurden aus 4 verschiedenen Spiroergometrien mit einer Datenmittelung von 5 - 30 Sekunden herangezogen.

In einer Studie von Robergs et al. (2010) konnte gezeigt werden, dass es viele verschiedene Methoden zur Datenaufbereitung und Auswertung gibt. So konnten sie anhand eines Online Survey feststellen, dass mehr als 50% der Teilnehmer subjektive Gründe angaben, warum sie eine Methode wählten und eine andere nicht. Es konnte keine Studie gefunden werden die wie in dieser Arbeit, die Daten mit verschiedener Datenmittelung und Daten aus mehreren Spiroergometrien berechnet haben.

Die Ergebnisse dieses Vergleichs zeigen vor allem am Umstellpunkt *VTP2* einen signifikanten Unterschied, wenn mit dem 4% Kriterium das *maxLass* vorhergesagt worden ist. Dieser Unterschied leitete sich aus dem Umstand ab, dass vor allem die Daten so eng am Ende des 4% Kriterium lagen, dass wenn mit dem 6% Kriterium gerechnet wurde kein signifikanter Unterschied in den Berechnungsmethoden mehr zu finden war. So auch nicht bei Verwendung des 8% Kriterium. Je höher das Kriterium gewählt wurde, desto weniger Unterschied konnte bei den Berechnungsmethoden festgestellt werden. Jedoch besteht eine deutliche Differenz zwischen den beiden Methoden sodass gesagt werden kann, dass die Chance das *maxLass* zu bestimmen mit der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Winkel* zweimal höher ist als mit *Turnpoint durch Regression*. Auch bei den Berechnungen der *VTP2* Daten anhand der vordefinierten Kriterien konnte vor allem zwischen dem 4% und 6% Kriterium ein signifikanter Unterschied festgestellt werden, wenn *TP\_Reg* verwendet wurde.

Diese Ergebnisse lassen sich so zusammenfassen. Obwohl bei Verwendung der Daten aus dem *VTP2* zwar kein signifikanter Unterschied gegenüber *VE/VCO<sub>2</sub> TP* besteht, ist zu erwähnen, dass durch den Einsatz des *VTP2*, anhand der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Regression* eine moderate Differenz zum Parameter *VE/VCO<sub>2</sub> TP* ersichtlich wird. Die Untersuchung größerer Kollektive könnte diesbezüglich weitere Informationen liefern. Bei Verwendung der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Winkel* konnte diese moderate Differenz wiederum nicht festgestellt werden. Eine Vermutung stellten Santos et al. (2004) in ihrer Studie auf. Sie beschreiben ebenfalls Probleme in der Detektion des zweiten ventilatorischen Umstellpunkts. Einen Grund dafür könnte sein, dass die Ventilation bei Belastung kontinuierlich ansteigt und so auch ein Turnpoint schwieriger zu bestimmen sei. Der *VE/VCO<sub>2</sub> TP* beschreibt hingegen einen markanten Tiefpunkt genau am Turnpoint und könnte so leichter zu bestimmen sein. Was die Unterschiede in den Parametern beschreiben könnte.

Ebenfalls konnte die Berechnungsmethode *Turnpoint durch Regression* nicht so gute Ergebnisse erzielen als *Turnpoint durch Winkel*. Eine Vermutung der Ursache könnte in der Glättung der Daten liegen. Bei der Methode *Turnpoint durch Winkel* werden wie bereits beschrieben, am Beginn und am Ende des Berechnungsbereichs Fixpunkte gesetzt. Um zu verhindern, dass diese Fixpunkte zu stark auf Schwankungen oder Ausschläge in der Leistungskurve reagieren, wurde der Bereich der Fixpunkte nochmals mit einer Funktion zweiten Grades gerechnet. Danach erst, wird der kleinste Winkel am Schnittpunkt zweier Geraden gesucht. In der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Regression* wurden im vordefinierten Berechnungsbereich zwei Regressionsgeraden so lange auf der Leistungskurve bewegt, bis sie sich am Schnittpunkt mit der geringsten Summe der gemeinsamen Standardabweichungen begegneten. Daraus könnte vermutet werden, dass ohne der Glättung am Anfangs- und Endbereich der Methode *TP\_Reg*, Abnormitäten in einer ventilatorischen Leistungskurve stärker zur Berechnung des Turnpoints beitragen und so ein schlechteres Ergebnis erzielen konnte.

Nichts desto trotz konnte durch die angewendeten Berechnungsmethoden bei allen Daten ein Turnpoint bestimmt werden. Im Mittel konnte durch Einhaltung des 4% Kriteriums das *maxLass* bei jeder 1,7ten Person (60%) bestimmt werden. Bei dem 6% Kriterium konnte das *maxLass* bei jeder 1,2ten Person (83%) und bei Einhaltung des 8% Kriteriums jede 1,1te Person (93%) vorhergesagt werden. Werden diese Kriterien in die Praxis eingesetzt, kann folgendes gesagt werden: Bei einem Menschen der 400 Watt in einer Ergometrie leistet, bedeutet ein 4% Kriterium  $\pm 16$  Watt, bei einem 6% Kriterium  $\pm 24$  Watt und bei einem 8% Kriterium  $\pm 32$  Watt um im definierten Bereich zu bleiben und das *maxLass* richtig bestimmen zu können. Wurden diese 400 Watt in 12 Minuten absolviert, beträgt eine Stufe in der Ergometrie somit 33 Watt. Diese Stufe soll den Bereich markieren, der eine sehr präzise Vorhersage des *maxLass* zulässt. Somit kann gesagt werden, dass bei Verwendung des 4% Kriteriums, das *maxLass* sehr genau bestimmt werden kann. Die Problematik dahinter besteht jedoch das nur bei jeder 1,7ten Person also 60% der Teilnehmer das *maxLass* vorhergesagt werden kann. Im Gegenteil zum 6% und 8% Kriterium. Hier können im Mittel 83% beziehungsweise sogar 93% der Daten das *maxLass* bestimmen. Alle Daten die außerhalb des 8% Kriterium berechnet worden sind, sollten nicht zur Vorhersage des *maxLass* herangezogen werden, da sie eine Über- oder Unterforderung im Training mit sich führen könnten. Aufgrund des relativen Charakters des verwendeten Bezugskriteriums lässt sich das Beispiel ebenfalls auf leistungsschwächere Personen übertragen.

## 5 Zusammenfassung und Ausblick

Die Evaluierung der im *Vienna CPX Tool* verwendeten Berechnungsmethoden und Parameter wurden anhand eines großen unterschiedlichen Kollektivs hinsichtlich des Trainingslevels, Alters und Aktivität im Alltag durchgeführt. Aufgrund der erhaltenen Ergebnisse kann gesagt werden, dass die eingesetzten Parameter und Berechnungsmethoden mehreren verschiedenen Arten der Datenverarbeitung, Mittelung der Daten unterschiedlicher Spiroergometrien berechnen und eine präzise Vorhersage des *maxLass* anhand der ventilatorischen Kenngrößen tätigen kann. Um jedoch individuelle Aussagen im Hinblick auf Trainingslevel oder Gesundheitszustand für einzelne treffen zu können sollten noch weitere Untersuchungen angestellt werden.

Die Anwendung eines Chi-Quadrat Tests kann als positiv gesehen werden. Da hier vor allem für die Praxis nicht nur ein oder kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte, sondern ebenfalls absolute und prozentuelle Werte herangezogen wurden um so ein sehr aussagekräftiges Ergebnis zu erzielen.

Durch die Berechnung der weibliche und männlichen Daten konnte eine erste Diskrepanz in den Berechnungsmethoden und Parametern festgestellt werden. Die jedoch eher zufälliger Natur zu sein scheint. Trotzdem zeigen die Ergebnisse, dass wenn Daten in Bereiche eingegrenzt werden, vor allem Grenzfälle den Unterschied ausmachen können. Daher sollte auch hier in Zukunft Vorsicht in der Interpretation geboten sein.

Das Ziel dieser Arbeit war nicht nur die Mittelwerte der einzelnen Parameter zu bestimmen, sondern auch anhand vordefinierter Kriterien das *maxLass* zu Vorhersagen. Es konnten geringe Unterschiede in den einzelnen Parameter und Berechnungsmethoden festgestellt werden. Dabei konnte gezeigt werden, dass die Anwendung der Berechnungsmethode *Turnpoint durch Winkel* gegenüber einer Regressionsanalyse bessere Ergebnisse erzielen konnte. Diese Ergebnisse sind im Einklang mit bisherigen Studien, die eine Weiterentwicklung der Berechnungsmethoden über eine reine Regressionsanalyse hinaus sowie das Anwenden mehrerer Berechnungsmethoden für sinnvoll erachten.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die im *Vienna CPX Tool* verwendeten Berechnungsmethoden und Parameter immer einen Turnpoint bestimmen konnten und durch den Einsatz von Kriterien eine valide und reliable Aussage über die Bestimmung des *maxLass* getätigt werden kann.

## Literaturverzeichnis

- Ahmaidi, S. (1993). Respiratory gas exchange indices used to detect the blood lactate accumulation threshold during an incremental exercise test in young athletes. *Eur.J.Appl.Physiol.*(66): 31-36.
- Aunola S. und Rusko H. (1992). does anaerobic threshold correlate with maximal lactate steady-state? *Journal of Sports Science*, Vol. 10 (4), 309-323.
- Azevedo, Paulo Henrique Silva Marques de (2014): Maximal lactate steady state in Judo. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal* 2014; 4 (2): 132-136
- Baiget, Ernest; Fernandez-Fernandez, Jaime; Iglesias, Xavier; Rodriguez, Ferran A. (2015): Heart rate deflection point relates to second ventilatory threshold in a tennis test. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 29 (3), S. 765–771.
- Baron, B., Noakes, T. D., Deckerle, J., Moullan, F., Robin, S., Matran, R., & Pelayo, P. (2008). Why does exercise terminate at the maximal lactate steady state intensity?. *British Journal of Sports Medicine*, 42(10), 828-833.
- Beaver, William L.; Wasserman, Karlman; Whipp, Brain J. (1986): A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. In: *American Physiological Society* (60), S. 2020–2027.
- Bellar, David M.; Judge, Lawrence W.; Davis, Gregory R. (2015): Description and predictive value of a novel method for determining the respiratory compensation point using standard scores. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 29 (5), S. 1433–1438.
- Bergstrom, Haley C.; Housh, Terry J.; Zuniga, Jorge M.; Traylor, Daniel A.; Camic, Clayton L.; Lewis, Robert W., JR et al. (2013): The relationships among critical power determined from a 3-min all-out test, respiratory compensation point, gas exchange threshold, and ventilatory threshold. In: *Research quarterly for exercise and sport* 84 (2), S. 232–238. DOI: 10.1080/02701367.2013.784723.
- Beneke, R.; Leithäuser, R. M.; Schwarz, V.; Heck, H. (2000): Maximales Laktat-Steady-State bei Kindern und Erwachsenen. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 51 (3), S. 100–104.
- Beneke, R. (2003). Methodological aspects of maximal lactate steady state-implications for performance testing. *European journal of applied physiology*, 89(1), 95-99.

- Bentley, David J.; Newell, John; Bishop, David (2007): Incremental Exercise Test Design and Analysis. In: *Sports Medicine* 37 (7), S. 575–586.
- Billat, V., Dalmay, F., Antonini, M. T., & Chassain, A. P. (1994). A method for determining the maximal steady state of blood lactate concentration from two levels of submaximal exercise. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 69(3), 196-202.
- Burgomaster, K. A., Hughes, S. C., Heigenhauser, G. J., Bradwell, S. N., & Gibala, M. J. (2005). Six sessions of sprint interval training increases muscle oxidative potential and cycle endurance capacity in humans. *Journal of applied physiology*, 98(6), 1985-1990.
- Brooks, George A. (1985): Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 17 (1), S. 22–31.
- Broxterman, R. M.; Ade, C. J.; Craig, J. C.; Wilcox, S. L.; Schlup, S. J.; Barstow, T. J. (2015): The relationship between critical speed and the respiratory compensation point: Coincidence or equivalence. In: *European journal of sport science* 15 (7), S. 631–639. DOI: 10.1080/17461391.2014.966764.
- Bolt, W., Valentin, H., & Venrath, H. (1955). Untersuchung und Beurteilung des Herzkranken. *Enke, Stuttgart*.
- Conconi, F., Ferrari, M., Ziglio, P. G., Droghetti, P., & Codeca, L. (1982). Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*, 52(4), 869-873.
- Carey, D. G., Pliego, G. J., & Rohwer, J. L. (2010). The ventilatory response to incremental exercise: is it one or two breakpoints?. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(10), 2840-2845.
- Cheng, B., Kuipers, H., Snyder, A.C., Keizer, H.A., Jeukendrup, A., Hesselink, M. (1992). A new approach for the determination of ventilatory and lactate thresholds. *International journal of sports medicine*, 13, S. 518-522.
- Davis, J. A., Caiozzo, V. J., Lamarra, N., Ellis, J. F., Vandagriff, R., Prietto, C. A., & McMaster, W. C. (1983). Does the gas exchange anaerobic threshold occur at a fixed

blood lactate concentration of 2 or 4 mM?. *International journal of sports medicine*, 4(02), 89-93.

- Dittrich, N., de Lucas, R. D., Maioral, M. F., Diefenthaler, F., & Guglielmo, L. G. A. (2013). Continuous and intermittent running to exhaustion at maximal lactate steady state: Neuromuscular, biochemical and endocrinal responses. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(6), 545-549.
- Dekerle, J.; Baron, B.; Dupont, L.; Vanvelcenaher, J.; Pelayo, P. (2003): Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. In: *European journal of applied physiology* 89 (3-4), S. 281–288.
- Delevatti, Rodrigo Sudatti; Kanitz, Ana Carolina; Alberton, Cristine Lima; Pantoja, Patricia Dias; Marson, Elisa Corrêa; Pinho, Carolina Dertzbocher Feil et al. (2015): Heart rate deflection point as an alternative method to identify the anaerobic threshold in patients with type 2 diabetes. In: *Apunts. Medicina de l'Esport* 50 (188), S. 123–128. DOI: 10.1016/j.apunts.2015.05.001.
- Denadai, B. S.; Figueira, T. R.; Favaro, O.R.P.; Gonçalves, M. (2004): Effect of the aerobic capacity on the validity of the anaerobic threshold for determination of the maximal lactate steady state in cycling. In: *Braz J Med Biol Res* 37 (10), S. 1551–1556.
- Dörr, Christian (2010): Untersuchung der Validität verschiedener Laktatschwellenkonzepte an Ausdauersportlern.
- Douglas, C. G. (1911). A method for determining the total respiratory exchange in man.
- Ekkekakis, Panteleimon; Lind, Erik; Hall, Eric E.; Petruzzello, Steven J. (2008): Do regression-based computer algorithms for determining the ventilatory threshold agree? In: *Journal of sports sciences* 26 (9), S. 967–976.
- Espada, Mario C.; Reis, Joana F.; Almeida, Tiago F.; Bruno, Paula M.; Vleck, Veronica E.; Alves, Francisco B. (2015): Ventilatory and Physiological Responses in Swimmers Below and Above Their Maximal Lactate Steady State. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 29 (10), S. 2836–2843.
- Fabre, Nicolas (2010): The Modified Dmax Method is Reliable to Predict the Second Ventilatory Threshold in Elite Cross-Country Skiers. In: *Journal of strength and*

- conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 24 (6), S. 1546–1552.
- Gaskill, S.E.; Ruby, B.C.; Walker, A.J.V.A.; Sanchez, O.A.; Serfass, R.C.; Leon, A.S.; (2001). Validity and reliability of combining three methods to determine ventilatory threshold. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (11), S. 1841–1848.
- Hauser, T.; Bartsch, D.; Schulz, H. (2011): Reliabilität der Leistung und Laktatkonzentration im maximalen Laktat-steady-state bei Radergometrie. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 62 (10), S. 320–323.
- Hawley, John A.; Noakes, Timothy D. (1992): Peak power output predicts maximal oxygen uptake and performance time in trained cyclists. In: *Europ. J. Appl. Physiol.* 65 (1), S. 79–83.
- Heck, Hermann; Beneke, R. (2008): 30 Jahre Laktatschwellen - was bleibt zu tun? In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 59 (12), S. 297–302.
- Hill, A. V. (1925). The physiological basis of athletic records. *The Lancet*, 206(5323), 481-486.
- Hollmann, Wildor (1999): Vor 40 Jahren: ventilatorische und Laktatschwelle - Wie es dazu kam. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50 (10), S. 323–326.
- Hollmann, Wildor; Strüder, Heiko K.; Predel, Hans-Georg; Tagarakis, Chistos V.M. (2006). *Kardiopulmonale Leistungsdiagnostik des Gesunden und Kranken*. Stuttgart: Schattauer
- Iwaoka, K.; Hatta, H.; Atomi, Y.; Miyashita, M. (1988): Lactate, Respiratory Compensation Thresholds, and Distance Running Performance in Runners of Both Sexes. In: *International journal of sports medicine* 9 (5), S. 306–309.
- Jones, R.H., und Molitoris B.A. (1984). A statistical method for determining the breakpoint of two lines. *Analytical Biochemistry*, 141, S. 287-290.
- Kindermann, W., Simon, G., & Keul, J. (1979). The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(1), 25-34.
- Kindermann, Wilfried (2004): Anaerobe Schwelle. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 55 (6), S. 161–162.

- Keul, J., Simon, G., Berg, A., Dickhuth, H. H., Goerttler, I., & Kübel, R. (1979). Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle zur Leistungsbewertung und Trainingsgestaltung. *Dtsch Z Sportmed*, 30(7), 212-218.
- Kroidl, Rolf F.; Schwarz, Stefan; Lehnigk, Burghart (2007). Kursbuch Spiroergometrie: Technik und Befundung verständlich gemacht. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag
- Laplaud, David; Guinot, Michel; Favre-Juvin, Anne; Flore, Patrice (2006): Maximal lactate steady state determination with a single incremental test exercise. In: *European journal of applied physiology* 96 (4), S. 446–452.
- Maciejczyk, Marcin; Wiecek, Magdalena; Szymura, Jadwiga; Cempla, Jerzy; Wiecha, Szczepan; Szygula, Zbigniew; Brown, Lee E. (2014): Effect of body composition on respiratory compensation point during an incremental test. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 28 (7), S. 2071–2077.
- Mader, A., Liesen, H., Heck, H., Philippi, H., Rost, R., Schürch, P., & Hollmann, W. (1976). Zur beurteilung der sportartspezifischen ausdauerleistungsfähigkeit im labor. *Sportarzt sportmed*, 27(80), 199.
- Marques-Neto, Silvio R.; Maior, Alex S.; Maranhao Neto, Geraldo A.; Santos, Edil L. (2012): Analysis of heart rate deflection points to predict the anaerobic threshold by a computerized method. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 26 (7), S. 1967–1974.
- McLellan, T. M. (1985): Ventilatory and Plasma Lactate Response with Different Exercise Protocols: A Comparison of Methods. In: *International journal of sports medicine* (6), S. 30–35.
- Meyer, T.; Lucia, A.; Earnest, C. P.; Kindermann, W. (2005): A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters--theory and application. In: *International journal of sports medicine* 26 Suppl 1, S.38-48.
- Meyer, T.; Kindermann W. (2009). Die maximale Sauerstoffaufnahme (VO<sub>2</sub>max). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50. S.285-286.

- Nagle, F.,D.; Robinhold, E.; Howley, J.; Daniels, G.; Baptista & K. Stoederfalke. (1970). Lactic acid accumulation during running at submaximal aerobic demands. *Medicine and science in sports*. 2. S.182-186
- Onorati, Paolo; Martolini, Dario; Ora, Josuel; Valli, Gabriele; Fedeli, Alexia; Palange, Paolo (2008): Estimation of the exercise ventilatory compensation point by the analysis of the relationship between minute ventilation and heart rate. In: *European journal of applied physiology* 104 (1), S. 87–94.
- Pallares, Jesus G.; Moran-Navarro, Ricardo; Ortega, Juan Fernando; Fernandez-Elias, Valentin Emilio; Mora-Rodriguez, Ricardo (2016): Validity and Reliability of Ventilatory and Blood Lactate Thresholds in Well-Trained Cyclists. In: *PloS one* 11 (9)
- Pokan R; Bachl N; Benzer W; Hofmann P; Mayr K; Schmid P et al. (2004): Leistungsdiagnostik und Trainingsherzfrequenzbestimmung in der kardiologischen Rehabilitation. In: *Journal für Kardiologie - Austrian Journal of Cardiology* 2004 11 (11), S. 446–452.
- Robergs, Robert A.; Dwyer, Dan; Astorino, Todd (2010): Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 40 (2), S. 95–111. DOI: 10.2165/11319670-000000000-00000.
- Santos, Edil Luis; Giannella-Neto, Antonio (2004): Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds. In: *European journal of applied physiology* 93 (3), S. 315–324.
- Scharhag-Rosenberger, Friederike (2010): Spiroergometrie zur Ausdauerleistungsdiagnostik. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 61 (6), S. 146–147.
- Scharhag-Rosenberger, Friederike; Schommer, K. (2013): Die Spiroergometrie in der Sportmedizin. In: *Dtsch Z Sportmed* 2013 (12), S. 362–366.
- Schneider, Donald A.; Phillips, Stephen E.; Stoffolano, Shan (1993): The simplified V-slope method of detecting the gas exchange threshold. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, S. 1180–1184.
- Sherrill, Duane L.; Anderson, Stewart J.; Swanson, George (1990): Using smoothing splines for detecting ventilatory thresholds. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22 (5), S. 684–689.

- Simonton, C.A. et al. (1988). The ventilatory threshold: Quantitative analysis of reproducibility and relation to arterial lactate concentration in normal subjects and in patients with chronic congestive heart failure. *Am. J. Cardiol.* 62: 100-107.
- Spriet, Lawrence L. (2014): New insights into the interaction of carbohydrate and fat metabolism during exercise. In: *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 44 Suppl 1, S87-96. DOI: 10.1007/s40279-014-0154-1.
- Skinner, J. S.; McLellan, T. M. (1980): The transition from aerobic to anaerobic metabolism. In: *Research quarterly for exercise and sport* 51 (1), S. 234–248.
- Smekal, Gerhard; Duvillard, Serge P. von; Pokan, Rochus; Hofmann, Peter; Braun, William A.; Arciero, Paul J. et al. (2012): Blood lactate concentration at the maximal lactate steady state is not dependent on endurance capacity in healthy recreationally trained individuals. In: *European journal of applied physiology* 112 (8), S. 3079–3086.
- Svedahl, Krista; MacIntosh, Brian R. (2003): Anaerobic Threshold. The Concept and Methods of Measurement. In: *Can. J. Appl. Physiol.* 28 (2), S. 299–323. DOI: 10.1139/h03-023
- Tegtbur, U., Griess, M., Braumann, K. M., Busse, M. W., Maassen, N., & Schmidt, W. (1989). Eine neue Methode zur Ermittlung der Dauerleistungsgrenze bei Mittel- und Langstrecklern. *Sport–Rettung oder Risiko für die Gesundheit*, 463-466.
- Van Schuylenbergh, R.; Vanden Eynde, B.; Hespel, P. (2004): Correlations between lactate and ventilatory thresholds and the maximal lactate steady state in elite cyclists. In: *International journal of sports medicine* 25 (6), S. 403–408.
- Wakayoshi, K., Yoshida, T., Udo, M., Kasai, T., Moritani, T., Mutoh, Y., & Miyashita, M. (1992). A simple method for determining critical speed as swimming fatigue threshold in competitive swimming. *International journal of sports medicine*, 13(05), 367-371.
- Wasserman, K., & McIlroy, M. B. (1964). Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *The American journal of cardiology*, 14(6), 844-852.
- Wasserman, K., Hansen, J. E., Sue, D. Y., Whipp, B. J., & Froelicher, V. F. (1987). Principles of exercise testing and interpretation. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention*, 7(4), 189.

- Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Stringer WW, Sietsema KE, Sun XG, Whipp BJ: Principles of Exercise Testing and Interpretation. 5 ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
- Winter, D. A. (2009). Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons.
- Wonisch, M., Berent, R., Klicpera, M., Laimer, H, Marko C, Pokan, R., ... Schwann, H. (2008). Praxisleitlinien Ergometrie. Journal für Kardiologie – Austrian Journal of Cardiology, 15(Supplement A – Praxisleitlinien Ergometrie), 3-17.
- Tremblay, A., Simoneau, J. A., & Bouchard, C. (1994). Impact of exercise intensity on body fatness and skeletal muscle metabolism. *Metabolism*, 43(7), 814-818.
- Zuniga, Jorge M.; Housh, Terry J.; Camic, Clayton L.; Bergstrom, Haley C.; Schmidt, Richard J.; Johnson, Glen O. (2014): The effect of different exercise protocols and regression-based algorithms on the assessment of the anaerobic threshold. In: *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 28 (9), S. 2507–2512. DOI:

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: 3 Phasen Model nach Skinner und Mc Lellan (1980).....	11
Abbildung 2: Modifizierte Grafik nach Ekkekakis et al. (2008). Bestimmung des VT2 anhand der Parameter VE und VCO <sub>2</sub> .....	18
Abbildung 3: Bestimmung des RCP anhand von Z Score Werten nach Bellar et al. (2015)...	20
Abbildung 4: Vergleich der Bestimmungsmethoden an den ventilatorischen Übergängen (Sherill et al. 1999).....	22
Abbildung 5: Darstellung der 9 Felder Grafik nach Wassermann et al. (2012).....	27
Abbildung 6: 4%, 6%, und 8% Kriterium am maximalen Laktat Steady State. ....	33
Abbildung 7: schematische Darstellung einer maxLass Testung.....	34
Abbildung 8: Organigramm des Ablaufs einer maxLass Bestimmung.....	35
Abbildung 9: Auswertefenster des Vienna CPX Tool .....	36
Abbildung 10: Berechnungsbereich VTP1 .....	37
Abbildung 11: Berechnungsbereich VTP2 .....	37
Abbildung 12: Berechnungsbereich VE/VO <sub>2</sub> TP.....	38
Abbildung 13: Berechnungsbereich VE/VCO <sub>2</sub> TP .....	38
Abbildung 14: Bestimmung des VTP2 .....	39
Abbildung 15: Bestimmung des VE/VCO <sub>2</sub> TP .....	40
Abbildung 16: Bestimmungsmethode Turnpoint durch Regression .....	41
Abbildung 17: Bestimmungsmethode Turnpoint durch Winkel.....	42
Abbildung 18: Prozentueller Mittelwertvergleich (±SD) aus LTP1, VE/VO <sub>2</sub> TP, VTP1 gegenüber Pmax bei .....	46
Abbildung 19: Prozentueller Mittelwertvergleich (±SD) aus VE/VCO <sub>2</sub> TP, VTP2 und maxLass gegenüber Pmax bei TP_Winkel und TP_Reg .....	46
Abbildung 20: Zusammenhang zwischen VTP2 und maxLass mit eingezeichneter Best Fit Line bei TP_Winkel .....	47
Abbildung 21: Zusammenhang zwischen VE/VCO <sub>2</sub> TP und maxLass mit eingezeichneter Best Fit Line bei TP_Winkel.....	47

Abbildung 22: Zusammenhang zwischen VTP2 und maxLass mit eingezeichneter Best Fit Line bei TP_Regression .....	48
Abbildung 23: Zusammenhang zwischen VE/VCO <sub>2</sub> TP und maxLass mit eingezeichneter "Best Fit Line" bei TP_Regression .....	48
Abbildung 24: Gegenüberstellung Männer und Frauen am maxLass unter Einbezug des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand von VTP2 und TP_Winkel. n.s. = nicht signifikant.....	51
Abbildung 25: Gegenüberstellung Männer und Frauen am maxLass unter Einbezug des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand von VTP2 und TP_Reg.....	53
Abbildung 26: Gegenüberstellung Männer und Frauen am maxLass unter Einbezug des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand von VE/VCO <sub>2</sub> und TP_Winkel.....	55
Abbildung 27: Gegenüberstellung Männer und Frauen am maxLass unter Einbezug des 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand von VE/VCO <sub>2</sub> TP und TP_Reg. ....	57
Abbildung 28: Vergleich der submaximalen Parameter mit den vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode TP_Winkl .....	64
Abbildung 29: Vergleich der submaximalen Parameter anhand der vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode TP_Reg.....	66

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Anthropometrische Daten der Teilnehmer .....	29
<i>Tabelle 2: Prozentueller Mittelwertevergleich (<math>\pm</math>SD) und das Minimum und Maximum der Absolutwerte in Watt (min-max), der submaximalen Kenngrößen LTP1, VE/VO<sub>2</sub> TP, VTP1, VE/VCO<sub>2</sub> TP, VTP2 sowie das maxLass und Pmax durch die Bestimmungsmethoden TP_Winkel und TP_Reg. ....</i>	<i>45</i>
<i>Tabelle 3: Unterschied der Anzahl und deren prozentuellen Werten von Männern und Frauen, die im Bereich des am maxLass errechneten 4%, 6% und 8% Kriteriums liegen und anhand der submaximalen Kenngröße Ventilation Turnpoint 2 und der Bestimmungsmethode Turnpoint durch Winkel beschrieben werden. ....</i>	<i>50</i>
<i>Tabelle 4: Unterschied der Anzahl und deren prozentuellen Werten von Männern und Frauen, die im Bereich des am maximalen Laktat Steady States errechneten 4%, 6% und 8% Kriteriums liegen und anhand der submaximalen Kenngröße Ventilation Turnpoint 2 und der Bestimmungsmethode Turnpoint durch Regression beschrieben werden. ....</i>	<i>52</i>
<i>Tabelle 5: Unterschied der Anzahl und deren prozentuellen Wert von Männern und Frauen die im Bereich des am maximalen Laktat Steady States errechneten 4%, 6% und 8% Kriteriums liegen und anhand der submaximalen Kenngröße Turnpoint des Atemäquivalents aus Ventilation und Kohlendioxidabgabe und der Bestimmungsmethode Turnpoint durch Winkel beschrieben werden. ....</i>	<i>54</i>
<i>Tabelle 6: Unterschied der Anzahl und deren prozentuellen Werten von Männern und Frauen die im Bereich des am maximalen Laktat Steady State errechneten 4%, 6% und 8% Kriteriums liegen und anhand der submaximalen Kenngröße Turnpoint Atemäquivalent aus Ventilation und Kohlendioxidabgabe und der Bestimmungsmethode Turnpoint durch Regression beschrieben werden. ....</i>	<i>56</i>
<i>Tabelle 7: Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden TP_Winkel und TP_Reg bei der Vorhersage des maxLass unter Berücksichtigung eines 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand der Anzahl und dessen prozentuellen Werts am VTP2. ....</i>	<i>59</i>
<i>Tabelle 8: Unterschied zwischen den Berechnungsmethoden TP_Winkel und TP_Reg bei der Vorhersage des maxLass unter Berücksichtigung eines 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand der Anzahl und dessen prozentuellen Werts am VE/VCO<sub>2</sub> TP. ....</i>	<i>61</i>

<i>Tabelle 9: Unterschied der submaximalen Parameter in den vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode TP_Winkel. ....</i>	<i>63</i>
<i>Tabelle 10: Unterschied der submaximalen Parameter in den vordefinierten Kriterien und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Regression. ....</i>	<i>65</i>
<i>Tabelle 11: Unterschiede des am maxLass vordefinierten 4% , 6% und 8% Kriterien anhand des submaximalen Parameter VTP2 und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Winkel. ....</i>	<i>67</i>
<i>Tabelle 12: Unterschiede des am maxLass vordefinierten 4% , 6% und 8% Kriterium anhand des submaximalen Parameter VTP2 und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Regression.....</i>	<i>69</i>
<i>Tabelle 13: Unterschiede des am maxLass vordefinierten 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand des submaximalen Parameter VE/VCO<sub>2</sub> TP und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Winkel. ....</i>	<i>71</i>
<i>Tabelle 14: Unterschiede des am maxLass vordefinierten 4%, 6% und 8% Kriteriums anhand des submaximalen Parameter VE/VCO<sub>2</sub> TP und der Berechnungsmethode Turnpoint durch Regression. ....</i>	<i>73</i>

## Abkürzungsverzeichnis

ATP	Adenosintriphosphat
CO <sub>2</sub>	Kohlendioxid
CP	Critical Power
CS	Critical Speed
CSV	Comma Separated Values
HRDP	Herzfrequenzdeflektionspunkt
Hz	Hertz
LLK	Laktat-Leistungs-Kurve
LT1	Lactate Turnpoint 1
LT2	Lactate Turnpoint 2
LTP1	Laktat Turnpoint 1
maxLass	maximales Laktat Steady State
O <sub>2</sub>	Sauerstoff
PCr	Creatinphosphat
PETCO <sub>2</sub>	endtidaler Kohlendioxid-Partialdruck
PETO <sub>2</sub>	endtidaler Sauerstoff-Partialdruck
Pmax	maximale Wattleistung
RCP	Respiratory Compensation Point
TP_Reg	Turnpoint durch Regression
TP_Winkl	Turnpoint durch Winkel
VCO <sub>2</sub>	Kohlendioxidabgabe
VE	Ventilation
VO <sub>2</sub>	Sauerstoffaufnahme
VO <sub>2max</sub>	maximale Sauerstoffaufnahme

$VE/VO_2$	Atemäquivalent aus Ventilation und Sauerstoffaufnahme
$VE/VO_2$ TP	Turnpoint des Atemäquivalent aus Ventilation und Sauerstoffaufnahme
$VE/VCO_2$	Atemäquivalent aus Ventilation und Kohlendioxidabgabe
$VE/VCO_2$ TP	Turnpoint des Atemäquivalent aus Ventilation und Kohlendioxidabgabe
VT1	Ventilatory Threshold 1
VT2	Ventilatory Threshold 2
VTP1	erster Turnpoint der Ventilation-Zeitkurve
VTP2	zweiter Turnpoint der Ventilation-Zeitkurve
w	Watt

## **Lebenslauf**

*Daniel Moser, BSc*

*Fünfhausgasse 27*

*8831 Unzmarkt*

*Mobil: 0677 611 85 233*

*E-Mail: moser\_d@hotmail.com*

**Geburtsort und – Datum:** Tamsweg, 30 Dezember 1987

**Staatsbürgerschaft:** Österreich

**Familienstand:** ledig

### **Schulbildung:**

2002 - 2003	Handelsakademie in Judenburg
2000 - 2002	Sporthauptschule in Judenburg
1998 - 2000	Hauptschule in Scheifling
1994 - 1998	Volksschule in Niederwölz

### **Berufserfahrung:**

seit 2010	Trainertätigkeiten bei verschiedenen Organisationen in Schulsportwochen
2010	Ausbildung zum Snowboardlehrer
2009-2010	Berufsreifeprüfung in Deutsch, Englisch, Mathematik und BWL/RWL mit ausgezeichnetem Erfolg abgeschlossen
ab 2007	Kunststofftechniker bei IBS Austria
2003 – 2006	Lehre als Kunststofftechniker bei IBS Austria

**Studium:**

Oktober 2010

Bakkalaureatsstudium der Sportwissenschaften am  
Universitätssportzentrum Wien

2014

Abschluss des Bakkalaureatstudium Sportwissenschaften

**Studienschwerpunkt:**

- Gesundheitsförderung
- Prävention
- Rehabilitation und Fitness

**Titel der Bakk.Arbeit:**

Leistungsphysiologisches Anforderungsprofil im Motocross-  
Sport

seit 2014

im Masterstudium der Sportwissenschaften

**Studienschwerpunkt:**

- Trainingstherapie

**Titel der Masterarbeit:**

Retrospektive Datenerhebung zur Evaluierung des Vienna CPX  
Tool anhand des Vergleichs der prozentuellen Wattleistung an  
den berechneten Kennwerten VTP2 und  $VE/VCO_2$  TP mit der  
prozentuellen Wattleistung am maximalen Laktat Steady State

## **Eidesstaatliche Erklärung**

„Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit *selbstständig verfasst habe* und nur die ausgewiesenen Hilfsmittel verwendet habe. Diese Arbeit wurde weder an einer anderen Stelle eingereicht (z. B. für andere Lehrveranstaltungen) noch von anderen Personen (z. B. Arbeiten von anderen Personen aus dem Internet) vorgelegt.“