

Aus dem Institut für Physiologie

Der Universität zu Lübeck

Direktor: Prof. Dr. W. Jelkmann

---

**Eignung der nichtlinearen Herzfrequenzvariabilitätsanalyse zur  
Darstellung der individuellen anaeroben Schwelle**

Inauguraldissertation

Zur Erlangung der Doktorwürde

Der Universität zu Lübeck

-aus der medizinischen Sektion-

vorgelegt von

Nicola Flöter

aus Hamburg

Lübeck 2011

1. Berichterstatter: Prof. Dr. W. Jelkmann

2. Berichterstatterin: Priv.- Doz. Dr. med. Maria Ehlers

Tag der mündlichen Prüfung: 21.03.2012

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 21.03.2012

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1</b>	<b>Anaerobe Schwelle.....</b>	<b>2</b>
<b>1.2</b>	<b>Herzfrequenzvariabilität (HRV).....</b>	<b>3</b>
1.2.1	Frequenzanalyse .....	5
1.2.2	Zeitbereichsanalyse .....	6
1.2.2.1	Standardabweichung (SDNN).....	6
1.2.2.2	Poincaré Plot (PCP) .....	6
1.2.2.3	Bedeutung der Messmethoden.....	7
1.2.3	Schwellenbestimmung anhand der HRV.....	8
<b>1.3</b>	<b>Ziel der Studie.....</b>	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>Material und Methoden .....</b>	<b>10</b>
<b>2.1</b>	<b>Material .....</b>	<b>11</b>
<b>2.2</b>	<b>Versuchsablauf.....</b>	<b>12</b>
2.2.1	Versuchsvorbereitung .....	13
2.2.2	Klinische Untersuchung.....	13
2.2.3	Stufentest .....	13
2.2.4	Dauertest .....	15
<b>2.3</b>	<b>Datenerfassung während des Tests .....</b>	<b>17</b>
2.3.1	Zeitpunkt der Blutabnahme und der Erfassung der übrigen Parameter .....	17
2.3.2	Kapillare Blutabnahme .....	18
2.3.4	Venöse Blutabnahme.....	19
2.3.5	Bestimmung der Herzfrequenz und des Blutdrucks.....	20
2.3.6	Belastungs-EKG .....	20
2.3.7	Spirometrie .....	20
<b>2.4</b>	<b>Auswertung.....</b>	<b>20</b>
2.4.1	Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle (IANS) aus dem Laktatstufentest	21
2.4.2	Auswertung der Herzfrequenzvariabilität (HRV).....	21
2.4.2.1	Bearbeitung der Rohdaten.....	21
2.4.2.2	HRV-Parameter.....	22
2.4.2.2.1	Standardabweichung (SDNN).....	23
2.4.2.2.2	Poincaré Plot (PCP) .....	23

---

2.4.2.2.3	Neue Parameter der Herzfrequenzvariabilitätsanalyse .....	26
2.4.2.3	Datenmenge und Datenremodelling .....	27
2.4.2.5	Bestimmung der HRV-Schwellen.....	28
2.4.3	Statistische Auswertung .....	30
2.4.3.1	Regressionsanalysen .....	30
2.4.3.2	Bland Altman Plot.....	31
2.4.3.3	Fallzahlplanung.....	32
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>33</b>
<b>3.1</b>	<b>Verhalten der HRV während des Stufentests .....</b>	<b>33</b>
<b>3.2</b>	<b>Zusammenhang der Kreislaufparameter im Stufentest .....</b>	<b>38</b>
3.2.1	Laktat- und Katecholaminkonzentration.....	38
3.2.2	Zusammenhang der HRV mit anderen Kreislaufparametern .....	39
<b>3.3</b>	<b>Bestimmung der HRV-Schwellen .....</b>	<b>39</b>
<b>3.4</b>	<b>HRV-Schwellen .....</b>	<b>41</b>
3.4.1	HRV-Schwellen in Watt.....	41
3.4.2	HRV-Schwellen in Prozent der Maximalleistung .....	42
3.4.2	Schwellenbestimmung mittels Doppelstufentest .....	43
<b>3.5</b>	<b>Übereinstimmung von HRV-Schwellen und validierten Schwellen..</b>	<b>43</b>
3.5.1	Prozentuale Abweichung der HRV-Schwellen von der validierten Schwellen.....	44
3.5.2	Korrelation der HRV-Schwellen mit der validierten Schwellenleistung .....	46
3.5.3	Bland Altman Plots.....	49
<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>54</b>
<b>4.1</b>	<b>Diskussion der Methodik .....</b>	<b>54</b>
4.1.1	Probandengut .....	54
4.1.2	Belastungsprotokoll.....	55
4.1.3	HRV-Analytik .....	56
4.1.3.1	Auswahl der Analysemethode .....	56
4.1.3.1.2	Aktuelle Kenntnisse der HRV-Analyse im Bereich Sportmedizin.....	57
4.1.3.2	Rohdatenbearbeitung.....	58
4.1.3.3	Auswahl der Parameter .....	59
<b>4.2</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse.....</b>	<b>60</b>
4.2.1	Schwellenbestimmung im Vergleich zu anderen Studien .....	61
4.2.2	HRV-Schwellen.....	62
4.2.2.1	Schwellenbestimmung aus zwei Testabschnitten.....	64

---

<b>4.3</b>	<b>Physiologische Hintergründe der HRV-Schwellen .....</b>	<b>66</b>
<b>4.4</b>	<b>Kritik der Methoden und Limitation der Studie .....</b>	<b>70</b>
<b>4.5</b>	<b>Ausblick.....</b>	<b>71</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>74</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>75</b>

---

## Abkürzungsverzeichnis

A:	Adrenalin
EKG:	Elektrokardiogramm
HF:	Herzfrequenz
HRV:	Herzfrequenzvariabilität
( $HRV_{HF}$ ):	High Frequency-HRV
( $HRV_{LF}$ ):	Low Frequency-HRV
Hz:	Hertz
IANS:	Individuelle anaerobe Schwelle
IANS <sub>val</sub> :	Validierte Individuelle anaerobe Schwelle
KG:	Körpergewicht
kg:	Kilogramm
max:	Maximal
min:	Minute
MW:	Mittelwert
NA:	Noradrenalin
PCP:	Poincaré Plot
RPM:	Revolution per minute
RR:	Blutdruck nach Riva Rocci
SDNN:	Standardabweichung der R-R Abstände
SOL:	Standardabweichung der Punkte zum Längsdurchmesser
SOQ:	Standardabweichung der Punkte zum Querdurchmesser
S <sub>x</sub> :	Aerob-anaerobe Schwelle von x
W:	Watt

# 1 Einleitung

Immer mehr Menschen erreichen ein hohes Lebensalter und erwarten eine hohe Lebensqualität. Gleichzeitig nimmt die Prävalenz von Volkskrankheiten wie Diabetes, Adipositas und koronarer Herzkrankheit zu. Gerade diese Krankheiten sind häufig chronischer Art und disponieren den Betroffenen für andere medizinische Probleme. In gleichem Maße wie diese Krankheiten zunehmen, steigt die Zahl derer, die sich für einen gesundheitsbewussten Lebensstil entscheiden. Schon lange ist bekannt, dass körperliche Aktivität in der Primär- und Sekundärprävention vieler Erkrankungen eine große Rolle spielt, so dass insbesondere im Bereich Freizeitsport die Nachfrage in der Bevölkerung deutlich zugenommen hat. Ein unkontrolliertes, exzessives Trainingsprogramm kann wiederum zu neuen Problemen führen. Doch wo liegen die Grenzen zwischen einem gesunden und einem schädlichen Training? Welche Kriterien stehen zur Trainingskontrolle zur Verfügung und wie kann ein Fitnessprogramm auf die individuellen Bedürfnisse am besten angepasst werden? Dies sind zentrale Fragestellungen der Sportmedizin.

Die am weitesten verbreitete Kontrolle der Belastungsintensität ist die Herzfrequenzmessung. Die optimalen Herzfrequenzbereiche innerhalb einer Belastung variieren interindividuell jedoch sehr stark [35, 83]. Außerdem wird die Gesamtbelastung für das Herz-Kreislaufsystem nur teilweise widerspiegelt. Um für jedes Individuum den geeigneten Belastungsbereich bzw. die Ausdauerleistungsfähigkeit zu bestimmen, wird seit den achtziger Jahren die individuelle anaerobe Schwelle (IANS) ermittelt [3, 40-41, 45, 71-73].

Die IANS beschreibt den Punkt während einer Belastung, an welchem ein Wechsel von hauptsächlich aerober zu hauptsächlich anaerober Energiegewinnung stattfindet.

## 1.1 Anaerobe Schwelle

Zur Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle (IANS) ist die Bestimmung der Laktatkonzentration im Blutplasma während einer stufenförmig ansteigenden Belastung das meist genutzte Verfahren [14]. Das Verhältnis von Laktatproduktion und -elimination zur jeweiligen Belastungsstufe während eines Stufentests lässt sich graphisch in Laktatleistungskurven darstellen. Anhand dieser kann mittels unterschiedlicher Modelle die individuelle anaerobe Schwelle (IANS) bestimmt werden [23, 40, 72, 75]. Die IANS entspricht dem Punkt, an dem die Laktatkonzentration bei gleichbleibender Belastung ein „steady state“ erreichen würde. Das heißt, dass Laktatproduktion und -elimination sich im Gleichgewicht befinden und so die Belastung über eine längere Zeit aufrechterhalten werden kann. Wird die IANS überschritten, kommt es zur Ermüdung und somit zum Leistungsabfall [4-5, 10].

Die genaue Einschätzung der Belastungsintensität wird seit längerem zur Trainingssteuerung im Spitzensport geschätzt [49], sie gewinnt jedoch auch zunehmend Bedeutung in der Behandlung von Herz-Kreislauf-Patienten.

Problematisch an der IANS Bestimmung anhand eines Laktattests ist die uneinheitliche Methodik zur Schwellenbestimmung. Es existieren verschiedene Verfahren zur graphischen sowie zur mathematischen Auswertung, bei denen sich die ermittelten Schwellenleistungen um bis zu 25% unterscheiden [35, 73]. Eine so starke Abweichung der im Test ermittelten Schwellenleistung von der wahren Schwelle ist für einen auf hohem Niveau trainierenden Sportler zur Trainingsplanung nicht tolerierbar. Wird bei Herz-Kreislauf-Patienten die Belastung aufgrund einer falschen Schwellenbestimmung zu hoch, kann dies sogar gesundheitsschädlich sein [76]. Der Übertritt der aerob-anaeroben Schwelle wird als gesundheitsschädlich angesehen, da vermutet wird, dass dabei auch der Katecholaminspiegel stark ansteigt [76-77]. Diese Hypothese soll unter anderem in dieser Studie überprüft werden.

Zusätzlich zur Laktatdiagnostik kann die ventilatorische anaerobe Schwelle bestimmt werden [23]. Diese Methode weist jedoch ebenfalls Fehler bei der Schwellenbestimmung auf. Außerdem ist die Durchführung aufgrund der eingeschränkten

Belastbarkeit bei der Atmung durch eine Spirometriemaske unangenehm und für Herz-Kreislauf-Patienten nicht angemessen. Aufgrund dieser Probleme ist es wünschenswert, die Diagnostik der individuellen anaeroben Schwelle durch weitere Methoden zu ergänzen und zu verbessern.

Da gerade ein erhöhter Sympathikotonus, der mit einer erhöhten Katecholaminkonzentration einhergeht, schädlich sein könnte, wäre es sinnvoll, die Aktivität des vegetativen Nervensystems besser kontrollieren zu können.

Das vegetative Nervensystem beeinflusst fast alle Stoffwechselfvorgänge im menschlichen Körper. Es ist aus zwei Gegenspielern aufgebaut, die je nach Anforderungssituation unterschiedlich stark aktiviert sind. So ist der Parasympathikus der in Ruhe dominierende Teil, der Sympathikus der aktivierende Teil des vegetativen Nervensystems. Die Aktivität bzw. das Verhältnis von parasympathischem und sympathischem Einfluss auf das Herz -Kreislaufsystem sind in der Medizin wichtige Marker des Allgemeinzustandes des Patienten. Anhand von Untersuchungen zur Herzfrequenzvariabilität könnte es möglich sein, den Aktivitätsgrad des vegetativen Nervensystems darzustellen. Im folgenden Abschnitt wird daher genauer auf das Phänomen der Herzfrequenzvariabilität eingegangen.

## **1.2 Herzfrequenzvariabilität (HRV)**

Seit den 80er Jahren ist die Herzfrequenzvariabilität als ein spezifischerer Marker für die Aktivität des vegetativen Nervensystems bekannt [34, 50, 58]. Die ersten Beschreibungen über das Phänomen der Herzfrequenzvariabilität gehen jedoch viel weiter zurück. So beschrieb der chinesische Gelehrte Wang Shuhe schon im 3. Jahrhundert nach Christus das Phänomen der Herzfrequenzvariabilität. Er untersuchte verschiedene Pulstypen und erkannte, dass unabhängig von der Höhe der Herzfrequenz, die Variabilität des Herzschlages Zeichen von Gesundheit oder Krankheit sein kann. 1700 Jahre später wurden die Untersuchungen zur Herzfrequenzvariabilität wieder aufgenommen und ihr Ursprung analysiert. Es wurde herausgefunden, dass der Abstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden Herzschlägen unter Ruhebedingungen schwankt [58, 74]. Diese Abweichung des zeitlichen Abstands aufeinanderfolgender Herzschläge wird - über einen längeren Zeitraum betrachtet - als Herzfrequenzvariabilität (HRV) beschrieben.

Eine hohe HRV deutet auf einen entspannten Zustand des Körpers hin, in dem sehr sensibel auf unterschiedliche Anforderungen reagiert werden kann. Es wird vermutet, dass die unter Ruhebedingungen stark ausgeprägte HRV den parasympathischen Einfluss auf den Sinusknoten widerspiegelt [58]. Seit einigen Jahren wird die Kontrolle der HRV mittels Langzeit-EKG Messungen auf kardiologischen Intensivstationen durchgeführt. Eine reduzierte HRV wird als Mortalitätsfaktor bei Postherzinfarktpatienten angesehen [50, 69]. Ein weiteres Anwendungsgebiet liegt in der Kontrolle der diabetischen Therapie [78]. Bernardi und andere Wissenschaftler stellten fest, dass die HRV die autonome Kontrolle bei psychischem sowie physischem Stress wiedergibt [7, 84].

Gerade diese Erkenntnisse machen die HRV interessant für sportmedizinische Fragestellungen.

In verschiedenen Studien wurde untersucht wie sich die HRV unter Belastung verhält [43, 46, 80-81]. Es konnte gezeigt werden, dass sich die HRV möglicherweise als leistungsdiagnostisches Kriterium eignet, da durch diesen Marker des vegetativen Nervensystems am Übergang zwischen einer aeroben zu einer anaeroben Belastung Anpassungsvorgänge des Körpers an eine neue Stoffwechsellage sichtbar gemacht werden können [43].

Aus der einfachen Messung der Zeitabstände zwischen zwei Herzschlägen lassen sich nur bedingt Aussagen über den Zustand des vegetativen Nervensystems machen. Analysiert man die Rohdaten des EKGs jedoch weiter, können genauere Informationen über die sympathische bzw. parasympathische Aktivität gewonnen werden. Für jede HRV-Analyse muss also zunächst eine für die Fragestellung sinnvolle Analysemethode ausgewählt werden.

Die HRV-Analyse kann in zwei große Bereiche, die Frequenz- und die Zeitbereichsanalyse unterteilt werden. In der Frequenzanalyse werden die HRV-Parameter anhand von Frequenzgehalten des EKGs wiedergegeben. Bei der Zeitbereichsanalyse werden hingegen die zeitlichen Abstände zwischen den Herzaktionen ausgewertet.

Die Auswahl der Analysemethode sowie die Interpretation der HRV-Analyse stellen zentrale Bestandteile dieser Arbeit dar. Es werden daher schon im nächsten Abschnitt die Grundzüge der verschiedenen Methoden zur HRV-Analyse erläutert, bevor später noch detailliert auf die in dieser Arbeit genutzten Verfahren eingegangen wird.

### 1.2.1 Frequenzanalyse

Bei der Frequenzanalyse werden aus einem Eingangssignal die Frequenzgehalte bestimmt. Spektralanalytisch kann die Gesamtvariabilität der Frequenzgehalte der RR-Intervalle in harmonische Einzelschwingungen zerlegt werden.

Bei der HRV-Analyse können zwei charakteristische Peaks festgestellt werden, so dass zwischen *low frequency*-HRV ( $HRV_{LF}$ ) im Bereich von  $HRV_{LF} = 0,004 - 0,15 \text{ Hz}$  und *high frequency*-HRV ( $HRV_{HF}$ ) im Bereich von  $HRV_{HF} = 0,15 - 0,4 \text{ Hz}$  unterschieden werden kann. Der *high frequency*-HRV-Bereich wird dabei einer parasympathischen, der *low frequency*-HRV-Bereich einer gemischt sympathischen und parasympathischen Aktivität zugeordnet [74].

Zur Nutzung der HRV-Frequenzanalyse sollte die Bedingung der Signalstationarität oder Zeitäquidistanz der Messwerte erfüllt sein [74]. Dies bedeutet, dass das Abtasten der Datenpunkte in Schritten mit definierter Intervalllänge geschieht. Die Datenreihe kann durch beispielsweise Interpolation bereinigt werden, so dass die Messwerte zeitäquidistant werden. Diese mathematische Transformation verändert allerdings die Messwerte und führt daher zu einem anderen Ergebnis als die HRV-Analyse der unbearbeiteten Datenreihe.

Außerdem ist eine hohe Anzahl von RR-Intervallen von Nöten, um eine mathematisch sinnvolle Frequenzanalyse durchzuführen [69].

Während einer stufenförmig ansteigenden Belastung verändern sich die physiologischen Parameter wie Herzfrequenz und Blutdruck so schnell, dass auch von einer Änderung der HRV innerhalb der Stufen ausgegangen werden muss. Die Auswertung der HRV über einen langen Zeitraum, mit einer hohen Anzahl an RR-Intervallen ist daher für die Auswertung der HRV während eines Stufentests (Stufenlänge nur 3 min) nicht angemessen.

Die frequenzanalytische Auswertung wurde somit für diese Studie nicht angewendet.

## 1.2.2 Zeitbereichsanalyse

Aus einer vorliegenden Datenreihe können verschiedene Parameter der Zeitbereichsanalyse ermittelt werden. Hierzu ist weder Signalstationarität, noch eine große Anzahl an RR-Intervallen erforderlich.

Zur Auswertung wurden in dieser Studie die klassische Standardabweichung der RR-Intervalllängen (SDNN) sowie verschiedene Parameter aus dem Poincaré Plot (PCP) genutzt.

### 1.2.2.1 Standardabweichung (SDNN)

SDNN beschreibt die Standardabweichung aller RR-Abstände im untersuchten Messbereich. Der Standardparameter des Zeitbereichs wird als Indikator der Gesamtvariabilität angesehen [48, 74].

### 1.2.2.2 Poincaré Plot (PCP)

Eine nichtlineare Methode der HRV-Analyse bietet der Poincaré Plot (PCP). Mit dem PCP kann die HRV graphisch dargestellt werden. Aus der graphischen Darstellung des PCP können schon ohne weitere Auswertungen erste Informationen über die Ausprägung der HRV getroffen werden. Eine Punktwolke in einem zweidimensionalen Koordinatensystem wird auf ihre Streuung hin überprüft. Ist die Punktwolke über das gesamte Koordinatensystem ausgebreitet, deutet dies auf eine hohe HRV hin. Ist die Streuung der Punkte sehr gering, signalisiert dies eine sehr geringe HRV, bei der die Abstände zwischen den Herzschlägen über die Aufzeichnungsdauer fast identisch sind. Analysiert man die Daten weiter, kann die Aktivität des vegetativen Nervensystems differenziert werden. Dies bedeutet, dass auch die unterschiedlich starken Einflüsse des Parasympathikus bzw. des Sympathikus sichtbar gemacht werden können.

Eine genauere Beschreibung zur Generation des Poincaré Plots und der Ermittlung der HRV-Parameter folgt in 2.4.2.2.2.

### 1.2.2.3 Bedeutung der Messmethoden

Die Messung der Herzfrequenzvariabilität kann nicht nur auf unterschiedliche Art und Weise erfolgen, die Interpretation der Daten hängt auch maßgeblich von der Analyseart ab. Seit 1996 bestehen Richtlinien für die HRV-Messung und Analyse. Diese wurden von der „Task Force of the European Society of Cardiology“ und der „North American Society of Pacing and Electrophysiology“ für klinische Studien erstellt, die mit der Zeit- und Frequenzbereichsanalyse der HRV arbeiten [74].

Diese Standards beziehen sich jedoch auf Langzeitanalysen, die in der Sportmedizin nicht von Nutzen sind, sowie auf Kurzzeitanalysen von mindestens fünf Minuten Dauer. Für beide Analysen wird eine relative Signalstationarität vorausgesetzt, die im Stufentest nicht eingehalten werden kann [69].

Gerade für die Betrachtung der einzelnen Parameter während einer kontinuierlich ansteigenden Belastung ist es von großer Bedeutung, die Änderung der HRV in kurzen Intervallen zu erfassen. Nur so ist es möglich, Aussagen über das Verhalten der HRV während zeitlich sehr begrenzter Stoffwechselveränderungen zu treffen. Außerdem setzt die Ermittlung der HRV ein möglichst artefaktfreies EKG voraus. Dies steht im Gegensatz zu den sehr störanfälligen Aufzeichnungen des Belastungs-EKGs während einer fahrradergometrischen Untersuchung. Es ist somit durchaus problematisch, die Methoden der HRV-Analysen aus anderen Bereichen der Medizin in gleicher Weise für die Sportmedizin anzuwenden.

In letzter Zeit wurde immer häufiger diskutiert, ob zumindest nichtlineare Analysemethoden der HRV für die Sportmedizin geeignet seien [43, 68]. Mit der Methode des PCP können die Anteile des nichtlinearen Systems auch bei relativ kurzer Analysedauer dargestellt und visualisiert werden [79, 81].

In dieser Studie sollte die HRV neben Standardparametern des Zeitbereichs anhand nichtlinearer Zeitbereichsparameter des PCP analysiert werden.

Da bislang wenige Studien die HRV unter Belastung anhand von Parametern des PCP dargestellt haben, wurde zunächst das Verhalten der nichtlinearen HRV-Parameter über den Verlauf des Stufentests geprüft. Erst im Anschluss konnten gezieltere Fragestellungen untersucht werden. Letztendlich sollte überprüft wer-

den, ob der Übergang von aerober zu anaerober Energiegewinnung während eines Stufentests mit der HRV dargestellt werden kann.

### 1.2.3 Schwellenbestimmung anhand der HRV

Es ist noch keine einheitliche Methode bekannt, die das Verhalten der HRV während eines Stufentests mithilfe eines Belastungs-EKGs ermittelt. Es gelang jedoch auf unterschiedliche Art und Weise eine Bestimmung der IANS anhand der HRV [43].

Bislang wurde die HRV unter Belastung eher spektralanalytisch betrachtet. Verschiedene Arbeitsgruppen konnten zeigen, dass der Anteil der *high frequency*-HRV bei zunehmender Belastung abnimmt. Im Bereich der IANS wurde ein Anstieg der *high frequency*-HRV dargestellt [2, 12, 26]. Wird das Verhältnis der Anteile  $(HRV_{LF})/(HRV_{HF}) \geq 1$  kann von einem Überschreiten der IANS ausgegangen werden [27].

Die Standardabweichung der RR-Abstände (SDNN) ist mit einer ähnlichen Methode wie bei der visuellen Auswertung der Laktat- und respiratorischen Schwellen zur Bestimmung einer HRV- Schwelle herangezogen worden [48]. In einer Studie von Blain et al aus dem Jahr 2005 wurde eine enge Korrelation zwischen der respiratorischen Schwelle und der Schwelle der respiratorischen Sinusarrhythmie festgestellt [12].

In diesen vorausgegangenen Studien wurde keine einheitliche Vergleichsmethode zur Schwellenbestimmung genutzt. Die zum Vergleich der ermittelten HRV-Schwellen herangezogenen Schwellenmethoden (Laktatschwelle bzw. ventilatorische Schwelle) weisen Ungenauigkeiten und Abweichungen untereinander auf, die eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse erschweren [8].

In dieser Studie erfolgte eine Validierung der bestimmten Schwellenleistung mittels Dauertests, um eine ermittelte HRV-Schwelle mit der echten IANS vergleichen zu können.

### **1.3 Ziel der Studie**

Ziel der Studie war zunächst die Entwicklung einer geeigneten Mess- und Analyse-  
methode, mit der die HRV möglichst unverfälscht während eines Stufentests  
bestimmt werden kann. Nachfolgend sollte das Verhalten der HRV während des  
Stufentests dargestellt werden und überprüft werden, wie exakt die IANS anhand  
der HRV-Diagnostik ermittelt werden kann. Abschließend wurde ein Vergleich der  
unterschiedlichen HRV-Parameter und ihrer Eignung zur Schwellenbestimmung  
angestrebt.

## 2 Material und Methoden

In diesem Abschnitt werden zunächst das Probandengut sowie die zur Durchführung der Studie notwendigen Materialien beschrieben, bevor der Versuchsablauf und die verschiedenen Leistungstests sowie die Datenerfassung während der Tests vorgestellt werden. Abschließend wird auf die Auswertung der Leistungstests und die Methodik der HRV-Analyse eingegangen.

Das Probandengut bestand aus 20 trainierten Athleten (10 männlich, 10 weiblich). Um möglichst verschiedene Ergebnisse aufgrund von unterschiedlicher Trainingsbelastung, Trainingsphase und Trainingsspezifität auszuschließen, wurden Breitensportler für den Test ausgewählt.

	Frauen ( $n = 10$ )	Männer ( $n = 10$ )
Alter ( <i>Jahre</i> )	$26,7 \pm 2,3$	$27,7 \pm 5,3$
Größe ( <i>cm</i> )	$170,8 \pm 6,3$	$183,5 \pm 4,1$
Gewicht ( <i>kg</i> )	$63,6 \pm 6,8$	$81,0 \pm 6,9$
Körperfett (%)	$18,9 \pm 3,4$	$15,7 \pm 4,9$
$VO_{2peak}$ ( <i>ml/kgKG/min</i> )	$46,2 \pm 5,1$	$50,0 \pm 2,9$
Maximale Leistung ( <i>W</i> )	$227,8 \pm 39,8$	$308,2 \pm 41,4$
Maximale Leistung ( <i>W/kgKG</i> )	$3,6 \pm 0,4$	$3,8 \pm 0,5$

**Tabelle 1:** Anthropometrische Daten (Mittelwerte  $\pm$  Standardabweichung)

Die Belastung wurde mittels eines Doppelstufentests auf einem Fahrradergometer durchgeführt, so dass die individuelle anaerobe Schwelle (IANS) aus dem Laktatsenkentest bestimmt werden konnte.

Neben der Abnahme von Kapillarblut aus dem Ohrläppchen (Laktatbestimmung) und venösem Blut aus einer Braunüle (Katecholaminbestimmung) am Ende jeder Stufe wurde ein Belastungs-EKG aufgezeichnet. Zusätzlich wurden spirometrische Daten ( $VO_2$ ,  $VCO_2$ ,  $RQ$ , *Atemfrequenz*) während des Stufentests erfasst. In mindestens zwei nachfolgenden Dauertests wurde die IANS validiert.

## 2.1 Material

Es wurde folgendes Material in den Tests verwendet:

Fahrradergometer:	Fahrradergometer Lode Excalibur Sport 1000 W (Lode Medical Technology, Groningen, Niederlande) drehzahlunabhängig, elektromagnetisch gebremst Workload Programmer (Lode Medical Technology, Groningen, Niederlande) Programmierung der Protokolle, Anzeige der Leistung, Drehzahl und Zeit während der Belastung
Pulsmessgerät und Blutdruckmanschette:	Herzfrequenzmessgerät Polar Accurex Plus (Polar Electro GmbH Deutschland, Büttelborn, Deutschland) Blutdruckmanschette
EKG:	EKG (vicardio, getemed, Teltow) Samplingrate: 1000 Hz
Spirometrie:	Jaeger (NL 3981 LA Bunnik), Model: Oxycon Pro

---

Laktatbestimmung:	30 mm „end-to-end“ Kapillaren (20 µl) Abnahme des Kapillarblutes Eppendorfgesäß mit Glukose/Laktat-Hämolyselösung ( EKF-DIAGNOSTIC) Puffer in dem das Kapillarblut sofort nach Abnahme gelöst wird Laktatmessgerät (Ebio plus,Eppendorf bzw. Biosen C_line EKF-Diagnostik) enzymatisch-amperometrische Analyse der Proben
Katecholaminbestimmung:	Hochleistungsflüssigkeitschromatograph (Komplettkits von Recipe, ClinRep®) Chromatographische Analyse der Katecholaminkonzentration im Plasma 50 µl Internen Standards (IS) 120 µl Elutionsreagenz
Datenerfassung / Fragebögen:	Anamnesebogen Name, Geb. Datum, Anschrift, Tel., sportmedizinisch relevante Daten zur Trainingsart, -dauer und -häufigkeit Einverständniserklärung

## 2.2 Versuchsablauf

In diesem Abschnitt wird genauer auf das Studienprotokoll mit der Versuchsvorbereitung, der klinischen Untersuchung und den zwei Leistungstests eingegangen.

### **2.2.1 Versuchsvorbereitung**

Mindestens drei Tage vor der ersten Visite wurde der Proband bzw. die Probandin über den Versuchsablauf aufgeklärt und erhielt Informationen darüber, wie er/sie sich in den Tagen vor dem Test belasten und ernähren sollte.

Die letzten zwei Tage vor der ersten Visite sollte kein hartes Training absolviert werden und am Vortag des Tests kein Sport betrieben werden. Es sollte auf eine normale ausgewogene Ernährung geachtet werden und am Tag des Tests kein Kaffee oder andere koffeinhaltige Nahrungsmittel sowie keine schweren Mahlzeiten zu sich genommen werden.

Zur ersten Visite wurden alle Probanden zwischen 14 und 17 Uhr einbestellt. Die Teilnehmer wurden erneut über den Ablauf und die Risiken des Tests aufgeklärt. Es wurde eine Einverständniserklärung unterschrieben und ein Anamnesebogen ausgefüllt.

### **2.2.2 Klinische Untersuchung**

Infektzeichen und orthopädische Probleme waren Ausschlusskriterien für den Test. Außerdem wurden Körpergröße, Gewicht, Hüftumfang, Taillenumfang und Körperfettanteil (10 Punkte-Kaliber-Methode nach Parzikova [59]) bestimmt. Diese Daten dienten der besseren Einschätzung des Fitnesszustandes sowie dem Vergleich der individuellen Leistungen der SportlerInnen untereinander. Am Ende der Untersuchung wurden die EKG-Elektroden angelegt und eine Braunüle in die Cubitalvene gelegt.

### **2.2.3 Stufentest**

Zur Ermittlung der anaeroben Schwelle ist der Laktatstufentest im europäischen Raum das meist genutzte Verfahren. Während einer stufenförmig ansteigenden Belastung wird in regelmäßigen Abständen die Laktatkonzentration im Blutplasma bestimmt.

In diesem Versuch wurde folgendes Protokoll für den Stufentest gewählt:

### 1. Teil des Stufentests

Vor Beginn des Tests legte der Proband einen Pulsgurt und die Maske für die Spirometrie an. Nachdem das Fahrradergometer individuell für den Probanden eingestellt wurde, begann der Test mit einer dreiminütigen Aufwärmphase bei 50 W.

Der Widerstand des Fahrradergometers erhöhte sich nach den ersten drei Minuten computergesteuert jede Minute um 16,7 W, so dass nach drei Minuten jeweils eine Leistungssteigerung von 50 W erreicht wurde.

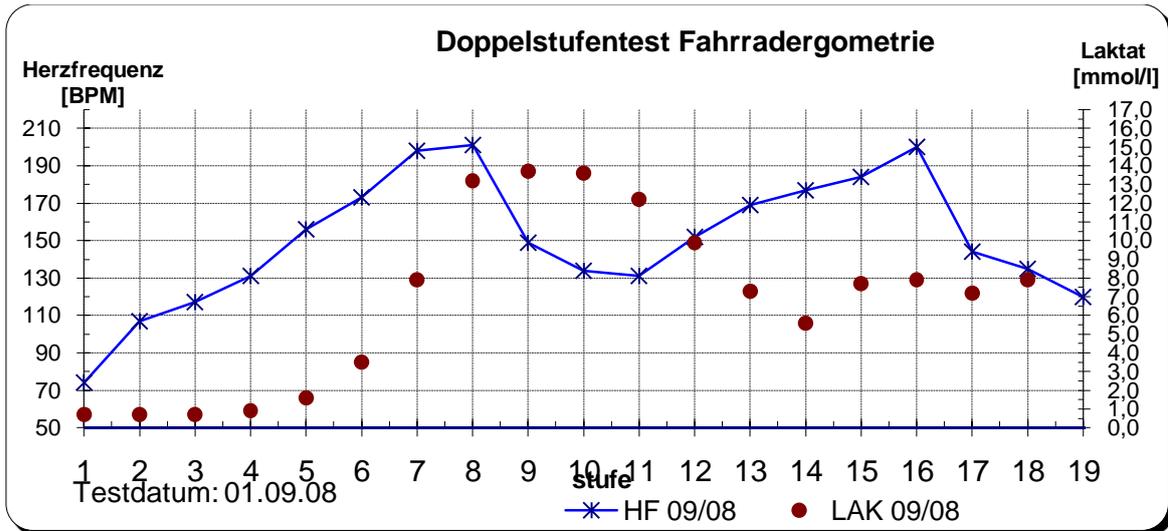
Am Ende jeder dreiminütigen Stufe erfolgte die Erfassung der Daten. Die Trittfrequenz sollte zwischen 60 bis 80 Radumdrehungen pro Minute (RPM) liegen. Der Proband wurde ermutigt, bis zur Ausbelastung zu fahren.

Nach Belastungsabbruch wurde der Widerstand des Fahrradergometers manuell auf 50 Watt zurückgesetzt, so dass während der ersten Minuten der sechsminütigen Ruhephase locker weiter getreten werden konnte, um den Kreislauf leicht zu belasten.

### 2. Teil des Stufentests

Die erste Stufe erfolgte, wie bei dem vorherigen Test, ohne eine Leistungssteigerung bei konstanter Wattzahl. Die Einstiegswattzahl richtete sich nach der erbrachten Leistung im ersten Test (50% der maximalen Leistung). Erst in den nachfolgenden Stufen betrug die Leistungssteigerung 25 W innerhalb von drei Minuten. Bei gleicher Datenerfassung und Vorgehensweise wie im ersten Test fuhr der Proband erneut bis zur Ausbelastung. Falls dies nicht möglich war, wurden mindestens vier Stufen durchfahren, um die Auswertung des Senkentests nach Braumann zu ermöglichen [15, 52].

Nach dem Stufentest wurde die Wattleistung an der IANS mittels des Senkentests abgeschätzt. Die Schwellenleistung wurde anschließend durch Dauertests validiert. Vor bzw. zwischen den Dauertests wurde mindestens ein Tag Pause eingehalten. Alle Tests sollten innerhalb von 2 Wochen durchgeführt werden.



**Abbildung 1:** Daten eines Doppelstufentests eines Probanden (HF= Herzfrequenz, LAK= Laktat)

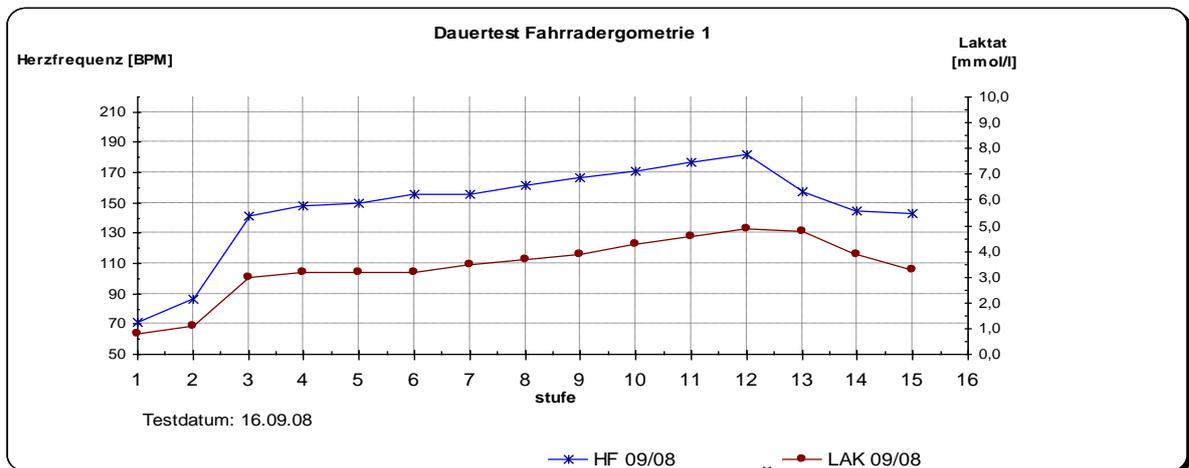
#### 2.2.4 Dauertest

Der Proband sollte sich vor dem Dauertest genau so verhalten wie vor der ersten Visite. Die Blutentnahme erfolgte mittels eines Butterflies aus der Cubitalvene. Nach Einstellung des Ergometers und Anlegen der Maske zur Spirometrie sowie des Pulsgurtes folgte eine fünfminütige Aufwärmphase bei 50 Watt. In der fünften Minute wurde die Wattzahl langsam auf die berechnete Leistung an der IANS erhöht. Der Proband trat nun 30 Minuten bei konstanter Leistung. Die Trittfrequenz sollte nicht unter 60 RPM liegen. Alle 3 min wurde Kapillarblut aus dem Ohrfläppchen zur Laktatbestimmung entnommen, sowie die Herzfrequenz abgelesen. Die Laktatwerte wurden direkt nach Ende des Tests gemessen.

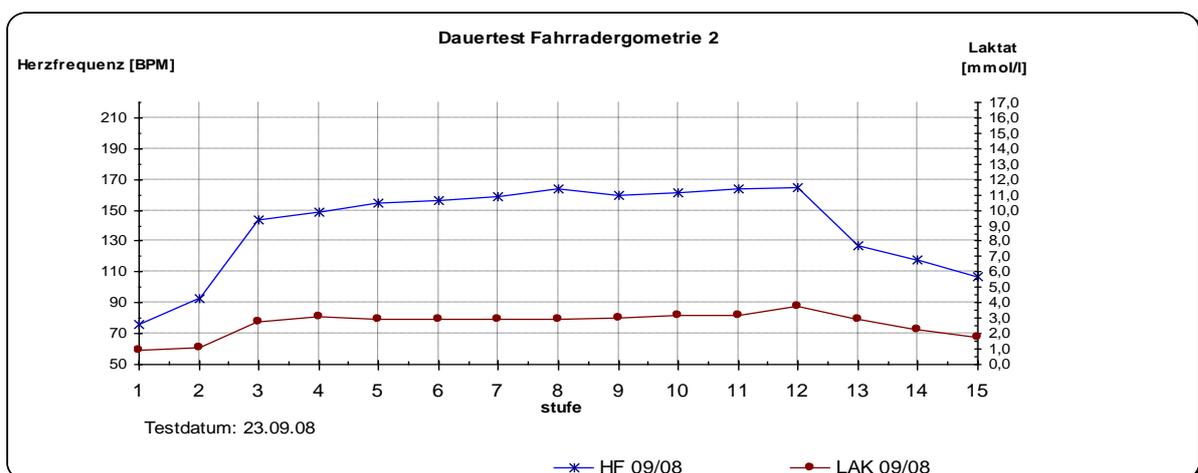
Die Wattzahl bzw. Belastung für den Probanden bei dem zweiten Dauertest war abhängig von dem Verlauf dieser Laktatwerte. Bei einem Anstieg der Laktatkonzentration im Kapillarblut  $>1$  mmol/l von Minute 10 bis 30 des Dauertests konnte davon ausgegangen werden, dass die zu erbringende Leistung höher als die mögliche Leistung an der IANS des Probanden war [40]. Es folgte ein zweiter Dauertest mit einer um 5 % niedrigeren Belastung. Stieg die Laktatkonzentration  $<1$  mmol/l von Minute 10 bis 30, so wurde die Wattzahl an der IANS durch einen nachfolgenden Dauertest mit 5 % höherer Belastung überprüft. Stiegen die Werte nun um  $>1$  mmol/l an, wurde die Wattzahl des vorherigen Tests als IANS ange-

nommen. Stiegen die Werte  $< 1$  mmol/l, wurde ein dritter Dauertest mit wiederum 5% höherer Belastung durchgeführt.

Die aus der ersten Visite ermittelte IANS wurde damit mittels mindestens zwei und höchstens drei Dauertests validiert.



**Abbildung 2:** Daten des ersten Dauertests eines Probanden (Wattzahl min 10 bis 30:180W), bei dem der Laktatanstieg innerhalb der letzten 20 min  $>1$ mmol/l war. HF=Herzfrequenz, LAK=Laktat



**Abbildung 3:** Daten des zweiten Dauertests eines Probanden (Wattzahl min 10 bis 30: 171W), bei dem der Laktatanstieg innerhalb der letzten 20 min  $<1$ mmol/l war.

HF=Herzfrequenz, LAK=Laktat

## **2.3 Datenerfassung während des Tests**

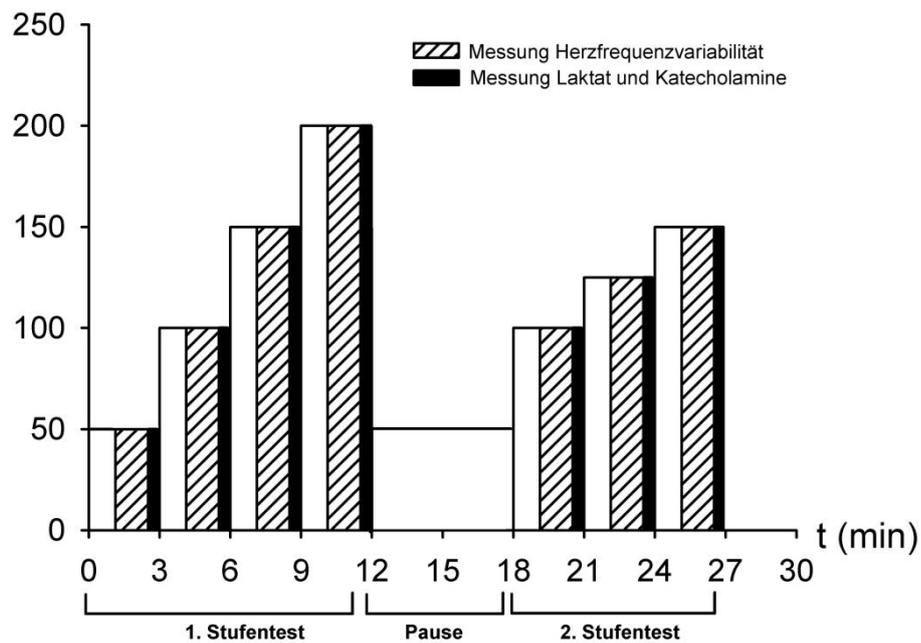
Um die verschiedenen Kreislaufparameter miteinander vergleichen zu können, musste die Erfassung der Daten nach einem strengen Protokoll ablaufen. Im nächsten Abschnitt soll die genaue Datenerfassung während der Leistungstests vorgestellt werden.

### **2.3.1 Zeitpunkt der Blutabnahme und der Erfassung der übrigen Parameter**

Die Blutabnahme und Erfassung der übrigen Parameter wurde in jeder dreiminütigen Belastungsstufe gleichermaßen durchgeführt.

In den letzten 2 Minuten wurde die HRV gemessen und 20 Sekunden vor Ende jeder Stufe die Blutentnahme vorbereitet. Die Blutentnahme erfolgte zeitgleich venös und kapillar am Ende der dritten Minute einer Stufe.

Abbildung 4 beschreibt exemplarisch den Ablauf des Doppelstufentests eines Probanden. Die Balken zeigen die erbrachte Leistung zu einem bestimmten Zeitpunkt während des Tests. Schraffiert bzw. schwarz hinterlegt wird die Zeitspanne der einzelnen Messungen dargestellt. (Herzfrequenzvariabilität der letzten 2 Minuten jeder Stufe, Katecholamin- und Laktatmessung in den letzten 20 Sekunden jeder Stufe)



**Abbildung 4:** Exemplarische Darstellung eines Doppelstufentests

Es wurden zwei Personen zur Probenentnahme benötigt. Eine Person nahm venös Blut ab, führte dem Probanden nach jeder Blutentnahme 10 ml physiologische Kochsalzlösung mittels einer 10ml Spritze über die Braunüle zu und speicherte und startete die Messung der HRV nach jeweils einer Minute Stufendauer. Die zweite Person nahm Kapillarblut am Ohrläppchen ab, maß danach den Blutdruck und die Herzfrequenz und führte Protokoll.

### 2.3.2 Kapillare Blutabnahme

Zur Entnahme des Kapillarbluts am Ohrläppchen wurde zunächst die Entnahmestelle mit Cutasept desinfiziert und mit einem Tupfer getrocknet, so dass weder Schweiß noch Desinfektionsmittel mit dem zu entnehmenden Blut vermischt werden konnten. Mit einer Lanzette wurde das Ohrläppchen so angestochen, dass ein Tropfen Kapillarblut mit der „end-to-end“ Kapillare (20  $\mu$ l) gewonnen werden konnte. Das Kapillarröhrchen wurde sofort in ein Eppendorfgefäß, welches mit Glukose/Laktat-Hämolyselösung gefüllt war, gegeben und kräftig geschüttelt. Die Erythrozyten wurden hierdurch lysiert, so dass

eine zusätzliche Laktatbildung in vitro ausgeschlossen werden konnte. Die Entnahmestelle wurde mit einem mit Desinfektionsmittel benetzten Tupfer gesäubert, so dass keine geronnenen Blutreste die nächste Abnahme behinderten. Nach Testende wurden die Proben mit dem Laktatmessgerätes enzymatisch-amperometrisch analysiert.

#### **2.3.4 Venöse Blutabnahme**

Die venöse Blutentnahme erfolgte während des Stufentests durch die zuvor gelegte Braunüle. Während der Belastung musste der Arm kurzzeitig gestreckt werden, so dass nach Öffnen des Dreiwegehahns das Katecholaminröhrchen bis mindestens zur Hälfte gefüllt werden konnte. Anschließend wurde die entnommene Blutmenge durch 10 ml physiologische Kochsalzlösung ersetzt, so dass es zu keinem Flüssigkeitsverlust kam.

Für den Dauertest wurde keine Braunüle gelegt. Zur Blutentnahme wurde ein Butterfly benutzt. Es wurde drei Mal ein neuer Butterfly zur Blutabnahme an jeweils unterschiedlichen Venen verwendet.

Die Blutanalyse erfolgte mittels eines Hochleistungsflüssigkeitschromatographen (HPLC) bei der LADR GmbH in Geesthacht. Hier wurde das Blut zur Evaluierung vorbereitet. Der Prozess lief dabei wie folgt ab: Bei der Extraktion wurden 1 ml Plasma und 50 µl Internen Standards (IS) auf das Probenvorbereitungssäulchen aufgetragen. Dies wurde daraufhin drei Mal mit 1 ml Waschlösung gewaschen.

Das Produkt wurde anschließend mit 120 µl Elutionsreagenz eluiert bevor von dem gesammelten Eluat 40 µl zur HPLC-Analyse injiziert wurden.

Die Ergebnisse wurden umgehend vom Labor zur Verfügung gestellt und anschließend von den Beteiligten der Studie ausgewertet. Die Nachweisgrenze der Katecholamine lag dabei bei 5 ng/l.

### **2.3.5 Bestimmung der Herzfrequenz und des Blutdrucks**

Die Herzfrequenz wurde permanent gemessen und jeweils bei Stufenende notiert. Vor Beginn des Tests wurde eine Blutdruckmanschette an den Arm angelegt, an dem nicht die Braunüle gelegt wurde. Die Manschette wurde während des Tests nicht entfernt, so dass jeweils direkt nach der Laktatabnahme mit der manuellen Messung des Blutdrucks nach Riva Rocci (RR) begonnen werden konnte.

### **2.3.6 Belastungs-EKG**

Vor Beginn des Tests wurde ein 12 Kanal EKG (Brustwand und Extremitätenableitungen) angelegt. Die Messung wurde manuell gestartet und computergesteuert gestoppt.

### **2.3.7 Spirometrie**

Vor Beginn des Tests wurde dem Probanden eine für ihn passende Spirometriemaske angelegt. Nach Kalibration des Gerätes wurde die Messung in Ruhe gestartet. Die Aufzeichnungszeit zu Testbeginn wurde notiert, sodass in der Auswertung jeder Wert eindeutig einer bestimmten Belastungsintensität zugeordnet werden konnte.  $\text{CO}_2$  und  $\text{O}_2$  wurden für jeden Atemzug im Expirationsgas bestimmt. Als  $\text{VO}_{2\text{peak}}$  wurde der Mittelwert aus den beiden höchsten 30 Sekunden-Werten ausgegeben.

## **2.4 Auswertung**

Die Auswahl des Auswertungsverfahrens der in dieser Studie durchgeführten Leistungstests kann die Ergebnisse entscheidend beeinflussen. Die hier genutzten Methoden sollen daher detailliert vorgestellt werden.

### **2.4.1 Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle (IANS) aus dem Laktatstufentest**

Zur Bestimmung der IANS wurden die Daten für HF, RR, Laktat (kapillar) in ein Diagramm eingetragen. Es wurde graphisch die IANS mittels des Laktatsenkenmodells nach Braumann [15] ermittelt und von zwei Doktoranden sowie zwei erfahrenen Ärzten unabhängig voneinander bestimmt. Die so ermittelte Schwelle wurde mittels nachfolgender Dauertests überprüft.

### **2.4.2 Auswertung der Herzfrequenzvariabilität (HRV)**

Im folgenden Abschnitt wird zunächst auf die Auswertung der Rohdaten eingegangen und nachfolgend die genaue Auswertung der Herzfrequenzvariabilität und ihrer verschiedenen Parameter beschrieben.

#### **2.4.2.1 Bearbeitung der Rohdaten**

In dem EKG mussten zunächst die R-Zacken erkannt werden. Werden RR Datenreihen automatisch detektiert, kann ein großer Teil der EKG-Aufzeichnung nicht zur Auswertung genutzt werden (fehlerhafte EKG-Aufzeichnungen, Artefakte). Aus diesem Grund wurden die Zeitreihen der RR-Intervalle nach automatischer Detektion manuell korrigiert und in den höheren Belastungsstufen (bei automatischer Detektion sehr viele Bewegungsartefakte) alle R-Zacken manuell detektiert und Extrasystolen eliminiert.

Da das EKG nicht kontinuierlich geschrieben wurde, sondern immer nur für die letzten zwei Minuten einer Stufe, mussten die Aufzeichnungsintervalle getrennt betrachtet werden. Die Trennung zwischen zwei Stufen wurde in den EKG-Aufzeichnungen mit einem roten Balken gekennzeichnet. Damit eine eventuelle Ungenauigkeit in der Erkennung des exakten Zeitpunkts des Stufenendes die Auswertung nicht beeinflusste, wurden die ersten drei R-Zacken zu Stufenbeginn

und die letzten drei R-Zacken zu Stufenende nicht markiert. Somit gingen sie in die spätere Datenauswertung nicht mit ein.

Der Datensatz wurde mittels eines digitalen Butterworth-Tiefpassfilters maximal 5.Ordnung gefiltert. Als Samplezeit wurde 1 ms gewählt. Somit konnten innerhalb der Software die Werte im Eingabefeld für den Filtergrad in Hertz angegeben werden. Der Filtergrad konnte so für verschiedene Auswertungszwecke in seiner Höhe in Hz verändert werden.

Um eine Verfälschung der ursprünglichen Messwerte möglichst auszuschließen, wurde keine Zeitnormierung durchgeführt. Dies bedeutet, dass in späteren Analysen die Einzelwerte immer nur für den betreffenden Zeitpunkt berechnet wurden und keine durch Interpolation ermittelten Werte genutzt wurden. Es lagen somit aber auch keine zeitäquidistanten Werte vor. Der Vorteil liegt darin, dass die exakten Abstände zwischen zwei RR-Zacken betrachtet werden und somit eine genauere Aussage über die Variabilität der Herzfrequenz möglich wird. Die fehlende Zeitäquidistanz der Messwerte musste jedoch bei der späteren mathematischen Auswertung berücksichtigt werden.

Aus den von dem Programm bearbeiteten Rohdaten wurde ein Herzfrequenz-Tachogramm und ein RR-Intervall Tachogramm gebildet (Abbildung der HF bzw. des RR-Intervalls in ms über die Zeit). Mittels des oben beschriebenen Filters wurden Artefakte eliminiert.

Es wurden nur RR-Intervalle betrachtet, die sich weniger als 75% von dem darauf folgenden oder vorhergehenden RR-Intervall unterschieden.

Aus dem Tachogramm wurde der HRV-Parameter SDNN ermittelt.

Nach dem für die nichtlineare Analyse in 1.2.2.2 beschriebenen Analyseverfahren konnte die Herzfrequenzvariabilität ebenfalls nach den verschiedenen Parametern des PCP bestimmt werden.

#### **2.4.2.2 HRV-Parameter**

Nachfolgend werden die in dieser Studie angewendeten HRV- Parameter separat vorgestellt.

#### 2.4.2.2.1 Standardabweichung (SDNN)

SDNN beschreibt die Standardabweichung aller RR-Abstände im untersuchten Messbereich. Der Standardparameter des Zeitbereichs wird als Indikator der Gesamtvariabilität angesehen [48].

#### 2.4.2.2.2 Poincaré Plot (PCP)

Der Poincaré Plot (oder Lorenzplot) gehört zu den nichtlinearen HRV-Analysen und beschreibt ein zweidimensionales Streudiagramm. Der PCP wird generiert, indem zunächst aus der aus dem EKG extrahierten RR-Intervall Zeitreihe jeweils zwei benachbarte RR-Intervalle in ein kartesisches Koordinatensystem eingetragen werden. Das gewählte, erste Intervall  $RR_n$  wird auf der Ordinate, das benachbarte Intervall  $RR_{n+1}$  auf der Abszisse aufgetragen. So entsteht ein zweidimensionales Streudiagramm, anhand dessen die Ausprägung der HRV visuell beurteilt werden kann.

Zur weiteren Auswertung des PCP wird um die entstandene Punktwolke eine Ellipse kreiert, die das 95% Konfidenzintervall darstellt. Anhand des Abstands der Punkte zum Quer- und Längsdurchmesser dieser Ellipse können weitere HRV-Parameter ermittelt werden. Diese werden als  $SOL$  (Abstand zum Längsdurchmesser) und  $SOQ$  (Abstand zum Querdurchmesser) bezeichnet.

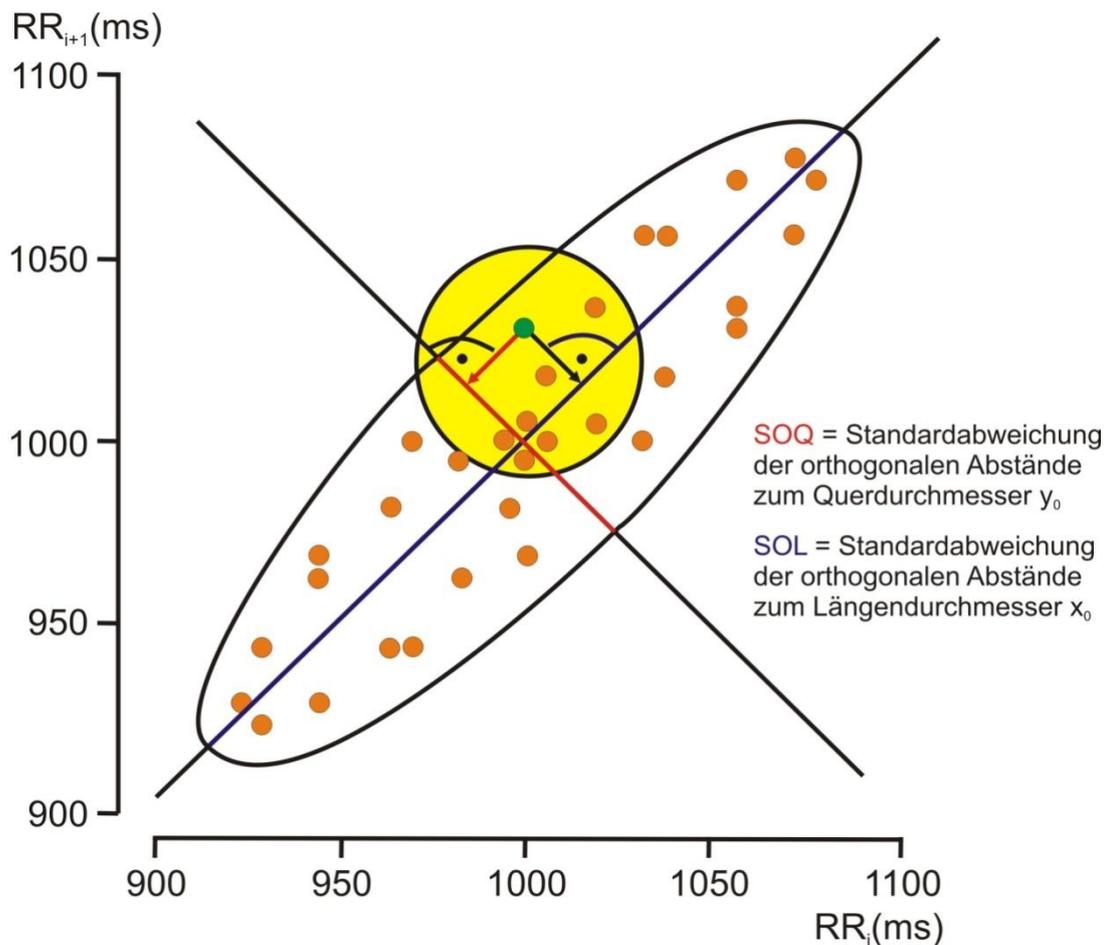
Da der PCP das zentrale Analyseverfahren in dieser Studie darstellt, wird im Folgenden noch einmal detailliert auf die Bildung eines PCP eingegangen.

Um den Lorenzplot zu generieren, wird in dem kartesischen Koordinatensystem eine 45°-Diagonale mit Ursprung im Nullpunkt gebildet (Längsdurchmesser). Nachfolgend werden die Abstände jedes einzelnen Datenpunktes zu der Diagonale berechnet. Um eine 95% Konfidenzellipse zu erhalten, werden die 5% der Punkte entfernt, die den größten Abstand aufweisen. Für den Querdurchmesser des Lorenzplots wurde die Steigung der Querachse mittels linearer Approximation ermittelt.

$$\text{Steigung} = \sqrt{\frac{\sum_{k=x-n}^{k=x} R_k^2 + R_{k-1}^2}{2(n-1)}}$$

Formel 2: Berechnung der Steigung

Es wurden wie bei dem Längsdurchmesser die Abstände der einzelnen Punkte berechnet und die 95% Konfidenzellipse gebildet.



**Abbildung 5:** Exemplarische Abbildung eines Poincaré Plots

Der Poincaré Plot ist eine nichtlineare Analyseverfahren, da er eine zweidimensionale Rekonstruktion des RR-Phasenraumes darstellt. Es wird ein Attraktor projiziert, der die Dynamik der vegetativ beeinflussten Herzaktion darstellt. Ein Attraktor ist eine sich in einem dynamischen System nicht verändernde Unter-

menge eines Phasenraumes. Das Streudiagramm kann also unabhängig von dem Zeitpunkt der Datenerfassung gebildet werden [18].

In einigen Studien konnte gezeigt werden, dass die RR-Abstände in einer Art und Weise ähnlich eines nichtlinearen Prozesses fluktuieren [16]. Ein nichtlineares System ist mathematisch definiert als ein System zweiter oder höherer Ordnung [54]. In einem nichtlinearen System interferieren die einzelnen Anteile untereinander [68], so wie auch die Anteile des vegetativen Nervensystems, der Parasympathikus und der Sympathikus, interferieren.

Mit den nachfolgend aufgeführten Parametern lässt sich der PCP quantitativ beschreiben:

*SOL = Standardabweichung der Punkte zum Längsdurchmesser*

Dieser Parameter kennzeichnet eher die kurzfristige Änderung der HRV [37, 81]. *SOL* wird vor allem von dem vagalen Teil des vegetativen Nervensystems beeinflusst und korreliert eng mit dem *high frequency*-Band der Frequenzanalyse [81].

*SOQ = Standardabweichung der einzelnen Punkte zum Querdurchmesser*

Durch die Standardabweichung zur Querachse des Lorenzplots wird primär die langfristige HRV gekennzeichnet [18, 37]. Ein eher sympathisch/ parasympathisch gemischter Einfluss soll für diesen Parameter vorliegen [81]. Es ist eine enge Korrelation mit dem *low frequency*-Band aus der Frequenzanalyse beschrieben [30, 81].

$\frac{SOL}{SOQ}$  = *Quotient der Standardabweichungen des Längs – und Querdurchmessers*

Der Quotient *SOL/SOQ* beschreibt das Verhältnis der beiden Achsenabstands-Standardabweichungen. Dieser Parameter wird in Anlehnung an den in anderen Studien genutzten Quotient der Frequenzanalyse ( $HRV_{LF}$ )/( $HRV_{HF}$ ) gebildet. Die

Ratio wird genutzt, um die Gewichtung des vagalen und sympathischen Einflusses auf die Herzaktivität abzuschätzen [25, 33].

Die oben genannten Parameter sind bekannte, schon häufig in Studien verwendete HRV-Parameter des PCP. In dieser Studie sollen zusätzlich zwei weitere HRV-Parameter aus dem PCP gebildet werden. Im folgenden Abschnitt werden diese kurz erläutert.

### 2.4.2.2.3 Neue Parameter der Herzfrequenzvariabilitätsanalyse

Da noch nicht sicher ist, in wie weit die Höhe der Herzfrequenz die Parameter des Poincaré Plots beeinflusst, könnte eine Normierung zur Herzfrequenz sinnvoll sein. Es wird davon ausgegangen, dass SDNN (Ausdruck der Gesamtvariabilität) kaum von der Höhe der HF abhängt. Vor allem *SOL* aber auch *SOQ* verändern jedoch abhängig von der Herzfrequenzhöhe ihre Assoziation zur Gesamtvariabilität. Während der Einfluss der Gesamtvariabilität auf *SOL* abnimmt, scheint *SOQ* bei höheren Herzfrequenzen enger mit der Gesamtvariabilität zu korrelieren [42].

Es wurden daher die Parameter *SOL* und der Quotient *SOL/SOQ* noch einmal gesondert normiert zur Herzfrequenz betrachtet und so die neuen Parameter *SOL/Hf* und *SOL/(Hf \* SOQ)* gebildet.

$$\frac{SOL}{Hf} = \text{normierte Standardabweichung der Punkte zum Querdurchmesser}$$

$$\frac{SOL}{(Hf * SOQ)} = \text{normierter Quotient der Standardabw. des Längs – und Querdurchm.}$$

Für die Ermittlung der Herzfrequenz *HF* wurde das arithmetische Mittel der RR-Intervalle im Messintervall gebildet.

$$HF = \frac{60}{\sum_{k=x-n}^{k=x} RR_k}$$

Formel 3: Ermittlung der Herzfrequenz

### **2.4.2.3 Datenmenge und Datenremodelling**

Entscheidend für die Auswertung der HRV-Daten ist die Anzahl der berücksichtigten RR-Intervalle bzgl. der Poincaré Plots bzw. der SDNN. Eine große Datenmenge (hohe Samplezahl) verbessert zwar die statistische Auswertung, kurzfristige Änderungen der HRV können jedoch nicht gut analysiert werden.

In dieser Studie wurden zur HRV-Bestimmung jeweils 50 RR-Intervalle benutzt. Aus den 50 RR-Abständen wurden gleitende Mittelwerte gebildet. Das heißt, dass jeder HRV-Parameter für einen bestimmten Zeitpunkt aus 50 RR-Intervallen ermittelt wurde.

### **2.4.2.4 Bestimmung und Darstellung der HRV-Parameter über den ersten Stufentest**

Um zu testen, ob eine Schwellenbestimmung mittels der HRV durchführbar ist, muss das Verhalten der HRV über die gesamte Belastung bekannt sein. Hierzu wurde der Verlauf der HRV-Parameter über einen Standardstufentest (in dieser Studie = 1. Teil des Stufentests) geprüft. Die HRV-Parameter wurden in Abhängigkeit von der Intensität dargestellt und die Veränderung der HRV und damit der Verlauf der Kurven analysiert. Es sollte überprüft werden, ob und wenn ja in welchem Leistungsbereich sich die HRV, ausgedrückt in den verschiedenen Parametern, besonders charakteristisch verändert.

Die jeweils zweiminütigen Messungen einer Stufe wurden in Intervalle von je 50 RR- Abständen unterteilt. Nach Einstellung der Fensterbreite (Anzahl der zu betrachtenden RR-Abstände) und des Filtergrades (hier 8 Hz) wurden die Werte für die HRV-Parameter durch die Studiensoftware berechnet. Für jedes Intervall wurden die Werte für die einzelnen HRV-Parameter und die Zeit für den Endpunkt des Intervalls angegeben. Aus dem bekannten Zeitpunkt des Datenpunktes innerhalb des Stufentests konnte nun die dazugehörige Leistung errechnet werden. Somit konnten Werte der HRV-Parameter eindeutig einer bestimmten Leistung zugeordnet werden und der Verlauf der HRV-Parameter über den Stufentest beurteilt werden.

Die HRV wurde in Abhängigkeit von der Intensität (prozentuale Leistung der Maximalleistung) dargestellt. So konnten die Probanden besser verglichen und ein Mittelwert dargestellt werden.

Eine Ausbelastung der Probanden bei Testabbruch wurde angenommen, wenn folgende Kriterien erfüllt waren:

Atemfrequenz: > 40 /min

Herzfrequenz : 200- Lebensalter

Laktat : 8 mmol/l

Konnte keines der Ausbelastungskriterien erfüllt werden, wurde davon ausgegangen, dass keine Maximalleistung erzielt wurde. In diesem Fall wurde anhand der Atemfrequenz bestimmt, wie viel Prozent seiner Maximalleistung der Proband bei Testabbruch vollbracht hat. Anhand dieser Prozentzahl konnte dann auf die maximal mögliche Leistung des Probanden rückgeschlossen werden.

#### **2.4.2.5 Bestimmung der HRV-Schwellen**

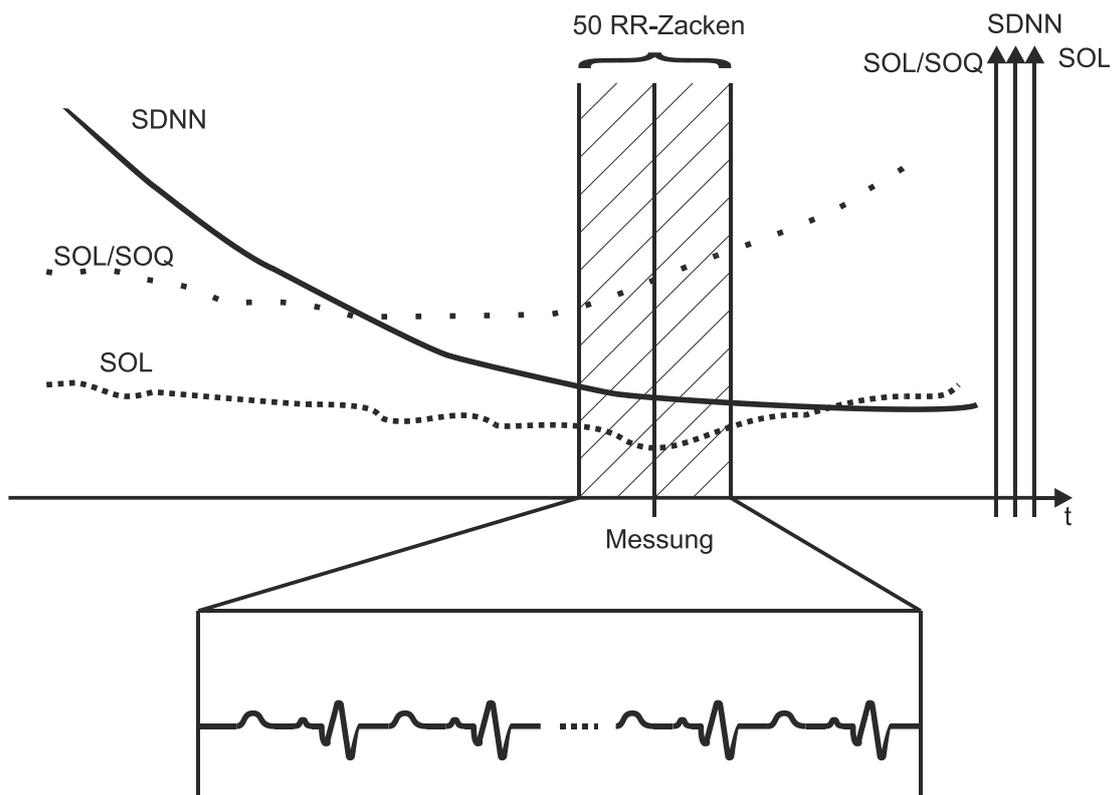
Die in 2.4.2.4 beschriebene Darstellung der HRV-Parameter zeigt nur das grobe Verhalten der Parameter über den Stufentest. Es kann jedoch noch keine genaue Aussage über mögliche Charakteristika der HRV direkt an der IANS getroffen werden.

In den Intensitätsbereichen, in denen die nach 2.4.2.4 erstellten Kurven charakteristische Verläufe aufzeigten, sollte das Verhalten der HRV-Parameter genauer untersucht werden. Es wurde dann überprüft, ob ein Punkt mit charakteristischer HRV-Veränderung den Bereich der aerob-anaeroben Schwelle markieren könnte. Zur Bestimmung der HRV-Schwellen wurden die Datenreihen wie vorangehend beschrieben bearbeitet. Die Fensterbreite wurde wieder auf 50 RR-Intervalle und der Filtergrad auf 8 Hz festgelegt. Es wurde ein Tiefpassfilter von 8 Hz genutzt, um möglichst nah an den realen HRV-Werten zu bleiben. Unter einem Filter von 4 Hz wurde durch zu starke Glättung die Bestimmung der exakten HRV-Minima erschwert, während ein Filtergrad von 16 Hz keine Verbesserung in der Genauigkeit der Auswertung mit sich brachte.

Aus den unter diesen Bedingungen berechneten Einzelwerten wurde für jeden Parameter für jede Stufe ein Diagramm erstellt. Die berechneten Einzelwerte

konnten ebenfalls für jeden beliebigen Zeitpunkt in Zahlenwerten aufgerufen werden.

Zur Bestimmung der Schwelle wurden die Einzelparameter in unterschiedlicher Weise analysiert. Für einige Parameter konnte das absolute Minimum der Kurve bestimmt werden, indem die Einzelwerte auf den niedrigsten Wert hin überprüft wurden. Eine andere Möglichkeit bot die visuelle Auswertung der Diagramme, bei der charakteristische Veränderungen in den Kurvenverläufen betrachtet wurden. Die beste Methode zur Schwellenbestimmung sollte für jeden Parameter einzeln anhand der Kurven und der Daten bestimmt werden. In Abbildung 6 ist ein Beispiel für die Bestimmung der HRV-Schwelle und die dazugehörigen Parameter schematisch dargestellt.



**Abbildung 6:** Schematische Darstellung zur Schwellenbestimmung am Computer

### 2.4.3 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung und Erstellung der Graphen wurden die Programme SPSS 15.0 und Microsoft Excel 2007 genutzt. Korrelationen wurden mit dem Spearman's rho angegeben. Für die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde das Niveau  $\alpha < 5\%$  ( $p < 0,05$ ) festgesetzt.

#### 2.4.3.1 Regressionsanalysen

Zur Überprüfung der Assoziation der HRV-Schwellen und der validierten Schwelle wurde eine lineare Regressionsanalyse durchgeführt und das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  ermittelt. Mit der multiplen, linearen Regressionsanalyse wurde anschließend überprüft, ob die wahre IANS durch mehrere HRV-Parameter vorhergesagt werden kann.

Vorgehen bei der multiplen, linearen Regressionsanalyse:

Anhand der einfachen Korrelationen wurden die HRV-Parameter ausgewählt, die als Vorhersagewerte sinnvoll erschienen. Es wurde zunächst eine Regressionsanalyse mit den Parametern des ersten Tests durchgeführt und später geprüft, ob eine genauere Vorhersage getroffen werden konnte, wenn Werte des zweiten Tests hinzugezogen wurden. Für jede in dem Modell genutzte beschreibende Variable wurden der Standardfehler und das Signifikanzniveau berechnet. Anhand dieser Größen konnte beurteilt werden, ob eine Variable einen wichtigen Anteil an der Regressionsgleichung hatte oder nicht.

Die Güte der erstellten Regressionsgleichung wurde aus dem Bestimmtheitsmaß  $R^2$  ersichtlich. Das Bestimmtheitsmaß beschreibt, wie viel Prozent der validierten IANS durch die in die Regressionsgleichung aufgenommenen HRV-Schwellen vorhergesagt werden können. Zum Vergleich zweier Regressionsgleichungen mit ähnlichem  $R^2$  wurde das adjustierte Bestimmtheitsmaß  $R_{adj}^2$  genutzt. Eine große Differenz der Bestimmtheitsmaße weist auf eine nicht sinnvolle Auswahl der Variablen hin.

Nach oben genannten Kriterien wurden die HRV-Parameter, die als Variablen zur Vorhersage der IANS dienen, ausgewählt.

#### **2.4.3.2 Bland Altman Plot**

Um die Übereinstimmung der mittels HRV bestimmten Schwellen mit der validierten Schwelle zu prüfen, wurden Bland Altman Plots genutzt [13].

Bland Altman Plots dienen dem Vergleich zweier Messmethoden. Es kann eine genauere Aussage über die Übereinstimmung der Messmethoden getroffen werden als beispielsweise mit der Korrelationsanalyse. Dies ist darin begründet, dass die Streuung der gemessenen Werte keinen Einfluss auf die Darstellung hat. In dieser Studie sollten anhand der Bland Altman Plots überprüft werden, wie gut die einzelnen HRV-Schwellenbestimmungen mit der validierten Schwelle übereinstimmen.

Im Diagramm wurde für jeden Probanden die Differenz der Messungen (y-Achse) gegenüber dem Mittelwert aus beiden Messungen (x-Achse) aufgetragen. Der Mittelwert der Differenzen wurde als Referenzlinie eingezeichnet. Es kann für jeden Probanden der Abstand zur mittleren Differenz abgelesen werden. Somit ist zu erkennen, ob die Abweichung von der mittleren Differenz eine Tendenz aufweist (z.B. könnte bei allen Probanden mit einer höheren Wattzahl als Schwellenleistung eine größere oder geringere Abweichung zu der mittleren Differenz festgestellt werden als für Probanden mit niedrigerer Schwellenleistung).

Neben der mittleren Differenz wurden auch die Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“) als Referenzlinien eingetragen. Diese wurden als  $1,96 \times$  Standardabweichung der mittleren Differenz festgelegt und bilden so ein 95 % Konfidenzintervall ab. Anhand der Streuung dieses Konfidenzintervalls um die mittlere Differenz konnte ebenfalls eine Aussage über die Güte der Übereinstimmung der beiden Messmethoden getroffen werden (weite Streuung = schlechte Übereinstimmung).

### 2.4.3.3 Fallzahlplanung

Primäre Zielgröße:

Die mittlere Differenz und Standardabweichung (SD) der primären Zielgröße, Anaerobe Schwellenleistung, betrug in drei verbreiteten Laktatmessmethoden [31, 71-72] in vorangegangenen Versuchen (unveröffentlicht):

Methode nach Dickhut	18,92 Watt	SD= 13,54 Watt	n=35
Methode nach Fischer & Simon	17,46 Watt	SD= 12,75 Watt	n=37
Methode nach Stegmann	28,03 Watt	SD= 21,70 Watt	n=28

Für die Planung wurde angenommen, dass die Messwerte Normalverteilungen mit verschiedenen Erwartungswerten aber der gleichen mittleren Varianz ( $16.4 W$ )<sup>2</sup> folgen.

Fragestellung:

Die mittlere Differenz zwischen neuer Messmethode und validierter Schwellenbestimmung soll in ein Konfidenzintervall geschätzt werden, welches sich nicht bis zur Null erstreckt, wenn die beobachtete mittlere Differenz größer als 10 Watt ist.

Auswertungsplan:

Die Erwartungswertdifferenz wurde in einem Konfidenzintervall geschätzt. Die Übereinstimmungsgrenzen oder „Limits of Agreement“ wurden berechnet.

Wahrscheinlichkeiten für Fehler 1. Art und Fehler 2. Art:

Das Konfidenzintervall sollte Konfidenzgrad 0,95 mit Macht 0,8 erreichen.

Fallzahl:

Es wurden 15 Probanden benötigt. Da mit 20% fehlenden Werten zu rechnen war, wurde die Untersuchung von 20 Probanden angestrebt.

Software:

PS 2.1.31 (Dupont WD and Plummer WD: PS power and sample size program available for free on the Internet. Controlled Clin Trials,1997;18:274).

### 3 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die verschiedenen Schritte zur Findung der HRV-Schwellen und schließlich die Übereinstimmung der ermittelten HRV-Schwellen mit der validierten IANS dargestellt. Zunächst wird der Verlauf der HRV und der zum Vergleich herangezogenen sportphysiologischen Parameter während des Stufentests beschrieben. Nachfolgend werden die charakteristischen Veränderungen der einzelnen HRV-Parameter an der IANS vorgestellt. Abschließend werden die mit den verschiedenen HRV-Parametern ermittelten Schwellen in absoluten Zahlen und in Prozent der maximal erbrachten Leistung sowie die Übereinstimmung der HRV-Schwellen mit der validierten IANS dargelegt.

#### 3.1 Verhalten der HRV während des Stufentests

Betrachtete man die HRV-Parameter (ermittelt über Intervalle von jeweils 50 RR-Abständen) in Abhängigkeit von der Intensität, so ließen sich charakteristische Kurvenverläufe abbilden (Abbildungen 7-12).

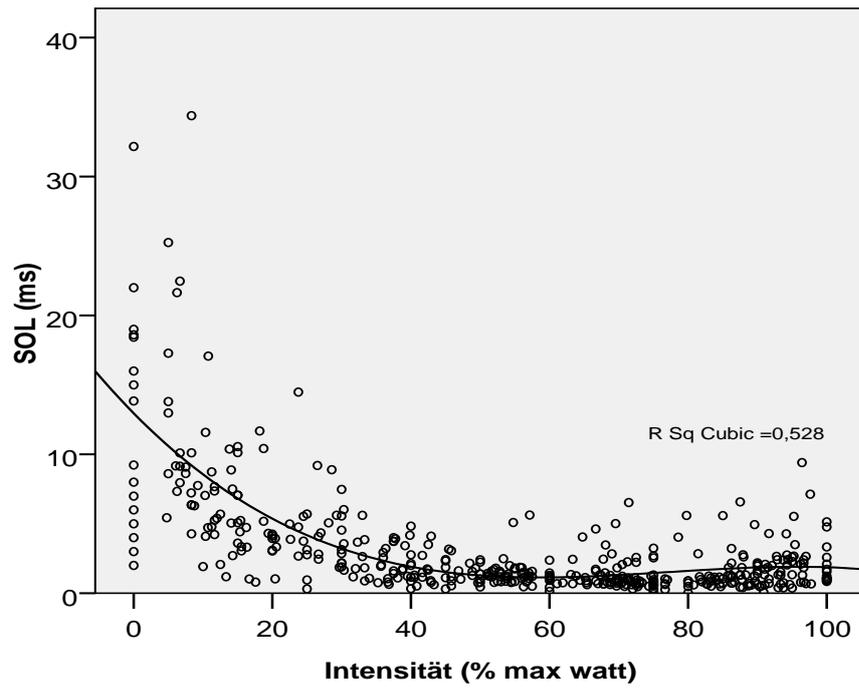
Dabei ähnelten sich die Verläufe von *SOL*, *SOL/HF*, *SOQ* und *SDNN*.

Die Kurvenverläufe der Quotienten, sowie der Katecholamin- und Laktatkonzentrationen war gegenläufig zu den oben genannten Parametern.

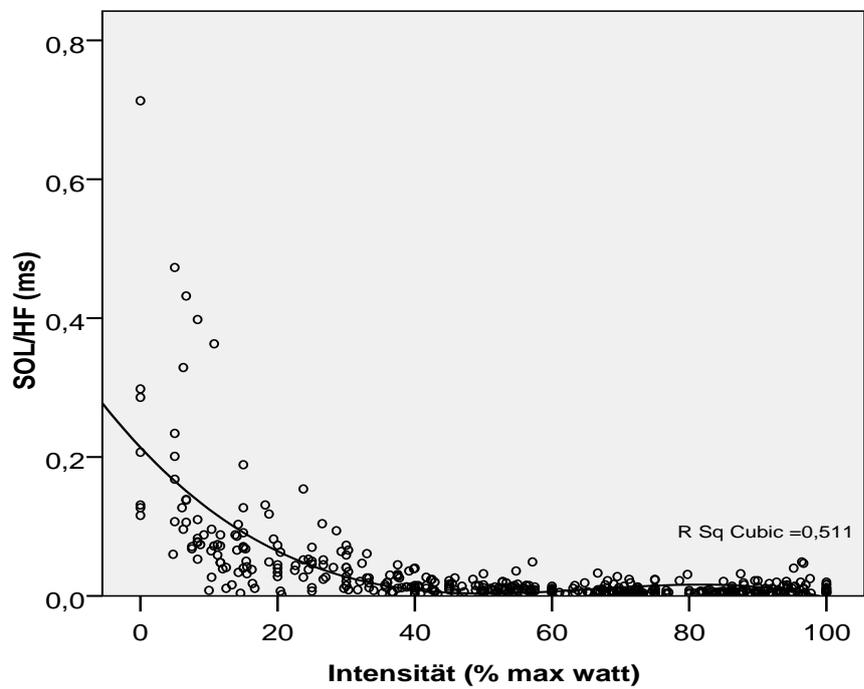
##### *SOL, SOL/HF*

Die HRV-Parameter *SOL* (Abb. 7) und *SOL/HF* (Abb. 8) zeigten mit zunehmender Belastung abnehmende Werte. Der Kurvenverlauf glich einer kubischen Funktion ( $R^2$ : *SOL*= 0,528; *SOL/HF*=0,511).

Im Bereich von 40% der maximalen Leistung (% max Watt =  $P_{max}$ ) erreichten die Parameter *SOL* und *SOL/HF* eine Plateauphase. Für fast alle Messungen war im Bereich der Maximalleistung ein Wiederanstieg zu erkennen.



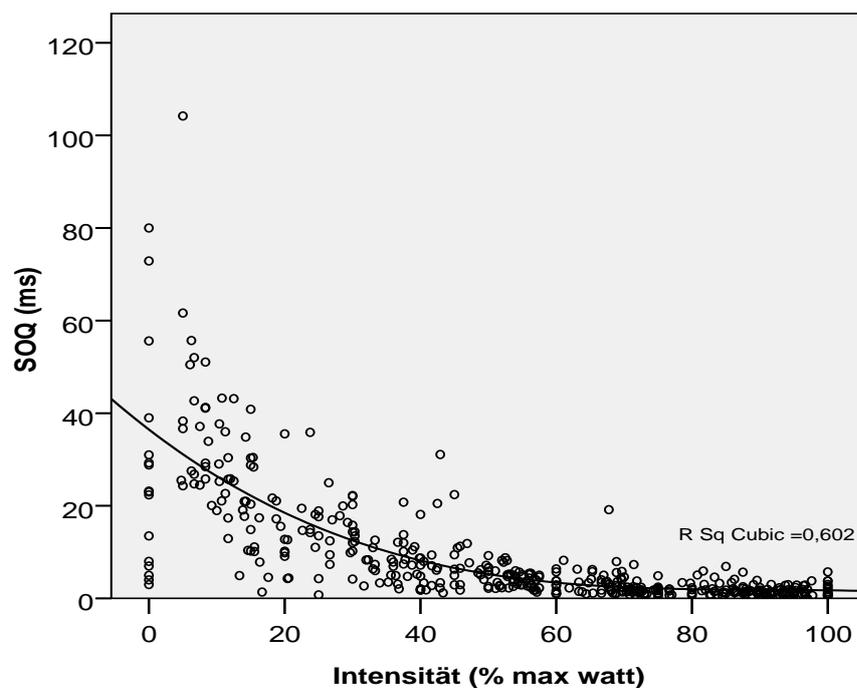
**Abbildung 7:** *SOL* in Abhängigkeit von der Intensität



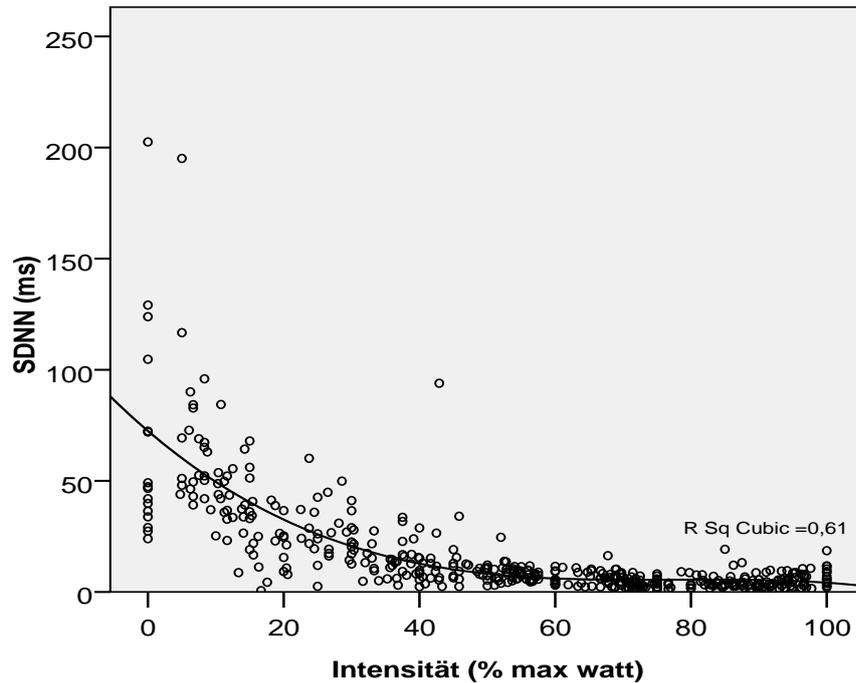
**Abbildung 8:** *SOL/HF* in Abhängigkeit von der Intensität

### SDNN, $SOQ$

Die Werte für die HRV-Parameter  $SOQ$  (Abb. 9) und SDNN (Abb. 10) nahmen mit zunehmender Belastung ab. Der Kurvenverlauf glich wie schon bei den Parametern  $SOL$  und  $SOL/HF$  einer kubischen Funktion ( $R^2: SOQ=0,602$ ; SDNN=0,61). Allerdings fielen sie im Bereich von 40% Pmax etwas weniger steil ab als diejenigen der oben genannten Parameter. Im Bereich von 60% Pmax wurde eine Plateauphase erreicht, die bis zum Belastungsende anhielt. Für einzelne Messungen konnte im Bereich der Maximalleistung ein Wiederanstieg der Werte der Parameter SDNN und  $SOQ$  festgestellt werden.



**Abbildung 9:**  $SOQ$  in Abhängigkeit von der Intensität



**Abbildung 10:** SDNN in Abhängigkeit von der Intensität

$SOL/SOQ$ ,  $SOL/(HF * SOQ)$

Die Quotienten der HRV-Parameter des Poincaré Plots  $SOL/SOQ$  (Abb. 11) und  $SOL/(HF * SOQ)$  (Abb. 12) verhielten sich gegenläufig zu den vorher beschriebenen. Nach anfänglich leichter Abnahme der Werte wurde ab 20% Pmax eine Plateauphase erreicht. Diese endete um 40% Pmax. Es begann eine Zunahme der Kurvensteigung, die ab 60% Pmax noch einmal deutlicher wurde.

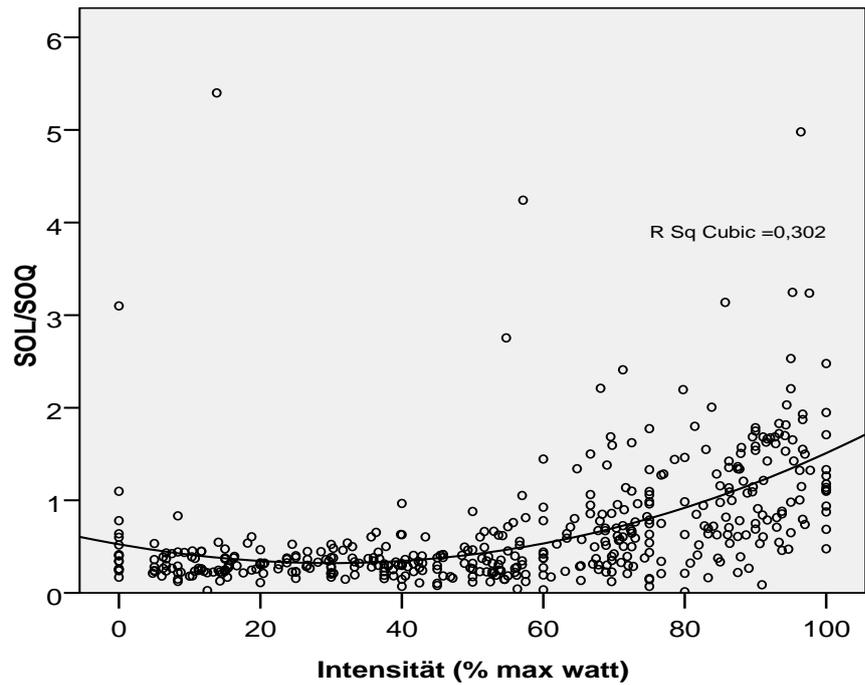


Abbildung 11:  $SOL/SOQ$  in Abhängigkeit von der Intensität

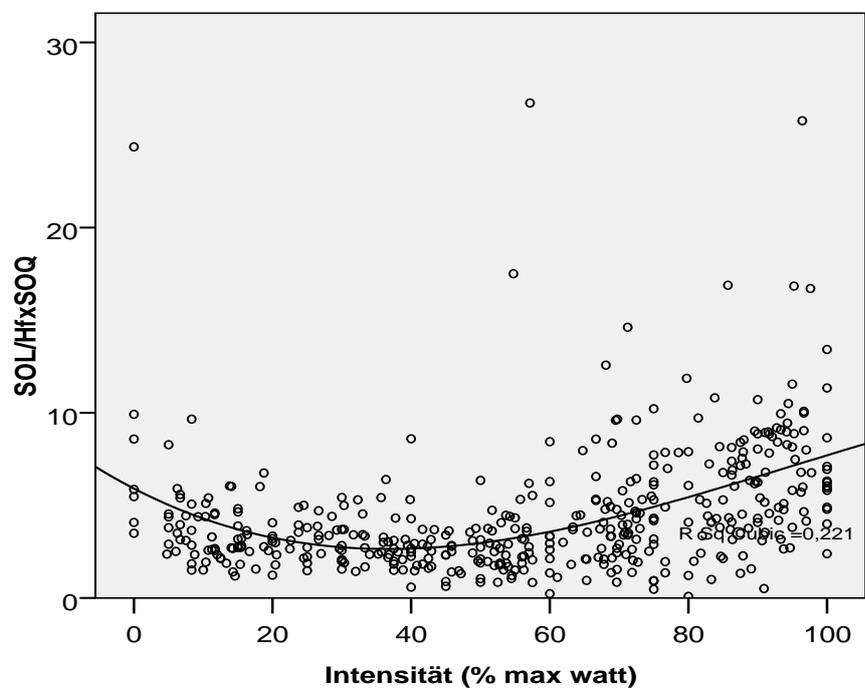


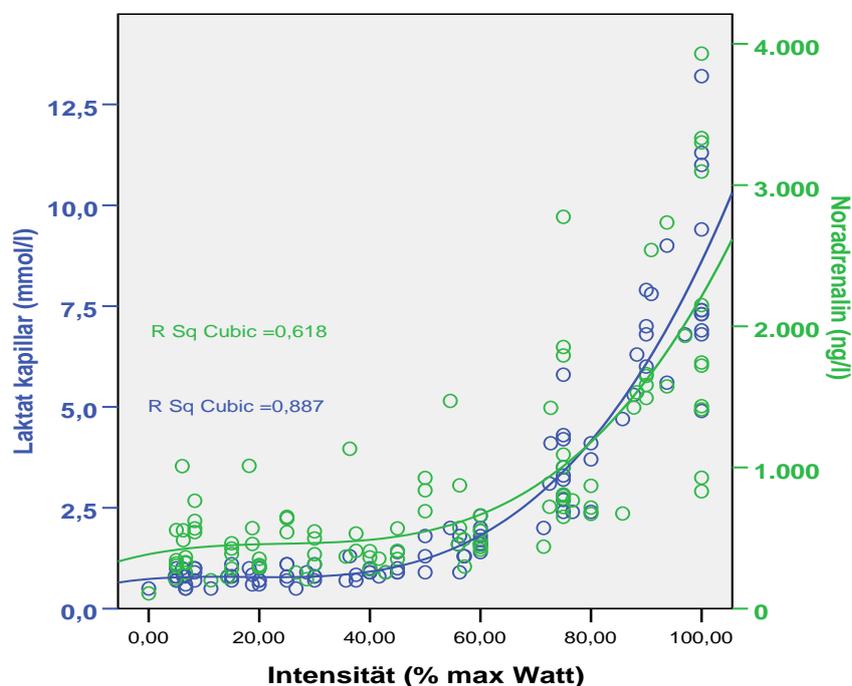
Abbildung 12:  $SOL/(HF * SOQ)$  in Abhängigkeit von der Intensität

## 3.2 Zusammenhang der Kreislaufparameter im Stufentest

In dieser Studie sollte nicht nur die Veränderung der HRV unter Belastung geprüft werden, sondern es wurden gleichzeitig die Veränderungen der Laktat- sowie der Katecholaminkonzentration im venösen Blut erfasst. So war es möglich, die Veränderungen der verschiedenen Kreislaufparameter zu vergleichen und Zusammenhänge zu überprüfen.

### 3.2.1 Laktat- und Katecholaminkonzentration

Aufgrund des charakteristischen Verhaltens der Laktatkonzentration (überproportionaler Anstieg an der IANS) während eines Stufentests ist der Blutlaktatspiegel zum Standardparameter der Leistungsdiagnostik geworden. Diese Studie bestätigt, dass sich die Katecholaminkonzentration parallel zur Laktatkonzentration verhält (siehe Abb. 13). Es kann eine hohe Korrelation ( $r = 0,543$ ) für Adrenalin (AD) und Laktat und eine noch engere Assoziation zwischen Noradrenalin (NA) und Laktat ( $r = 0,763$ ) nachgewiesen werden (Signifikanzniveau  $p < 0,001$ ).



**Abbildung 13:** Laktat und Noradrenalin in Abhängigkeit von der Intensität angegeben in Prozent der maximal erbrachten Leistung (% max Watt)

### 3.2.2 Zusammenhang der HRV mit anderen Kreislaufparametern

Die HRV steht ebenfalls in engem Zusammenhang zu den Laktat- bzw. Katecholaminkonzentrationen. In der Spearman's Korrelation stellt sich eine signifikante Assoziation mit der Laktatkonzentration ( $p < 0,001$ ) für *SOL*, *SOL/HF*, *SOQ*, *SOL/SOQ* und ( $p < 0,002$ ) für *SDNN*) dar. Mit Ausnahme von *SOL/SOQ* zeigen alle Parameter ebenso einen signifikanten ( $p < 0,001$ ) Zusammenhang mit der NoradrenalinKonzentration.

Von allen Parametern ist *SOL/HF* jeweils am stärksten mit der Noradrenalin- bzw. Laktatkonzentration korreliert ( $r = -0,665$  für Laktat), ( $r = -0,578$  für NA).

Alle HRV-Parameter korrelieren signifikant ( $p < 0,001$ ) mit der Herzfrequenz und den Werten des systolischen Blutdrucks ( $RR_{\text{syst}}$ ). Eine besonders hohe Assoziation mit den beiden Kreislaufparametern ist für *SOQ* zu verzeichnen ( $r = -0,805$  für HF), ( $r = -0,731$  für  $RR_{\text{syst}}$ ).

### 3.3 Bestimmung der HRV-Schwellen

Im Intensitätsbereich zwischen 50% und 80%  $P_{\text{max}}$  konnten folgende Charakteristika der HRV-Parameter gefunden und zur HRV-Schwellenbestimmung genutzt werden:

Minimum:

Die Parameter *SOL/HF*, *SOL*, *SOL/(HF \* SOQ)* zeigten ein Minimum im Bereich der Schwellenleistung.

Beginn des Kurvenanstiegs:

Für den Quotienten (einfach und normiert zur HF) konnte ein erster deutlicher Anstieg im Bereich der IANS beschrieben werden. Es zeigte sich ein weiterer, meist steilerer Anstieg des Parameters bei einer Leistung  $>70\%$   $P_{\text{max}}$ .

Da hier insbesondere das Verhalten im Bereich der IANS begutachtet werden sollte, wurde allerdings nur der erste Anstieg betrachtet.

Eintritt in die Plateauphase:

Die beiden Parameter *SDNN* und *SOQ* zeigten einen parallelen Kurvenverlauf. Nach initial starkem Abfall der Kurven wurde dieser im Bereich der anaeroben Schwelle abrupt flacher und es stellte sich annähernd eine Plateauphase ein. Zur Auswertung von *SDNN* bzw. *SOQ* wurde visuell der Punkt, an dem die Kurvensteigung die größte Änderung erfährt, bestimmt.

Bei drei Probanden konnten die Kurven für den ersten Teil des Stufentests für mehrere Parameter nicht analysiert werden, da die Kurvenverläufe nicht eindeutig interpretierbar waren. Für einzelne Probanden konnte nur der Verlauf eines Parameters nicht deutlich dargestellt werden, so dass nur dieser Parameter aus der Analyse ausgeschlossen wurde.

### 3.4 HRV-Schwellen

In nachfolgenden Tabellen werden die mit den HRV-Parametern bestimmten Schwellenleistungen dargestellt.

#### 3.4.1 HRV-Schwellen in Watt

In Tabelle 2 sind die, durch verschiedene Parameter bestimmten, HRV-Schwellen ( $S_x$ ) bezogen auf die Leistung dargestellt. Die aufgezeigten Werte für Test 2 zeigen die HRV-Schwellen, die aus dem zweiten Teil des Stufentests (Senkentest) bestimmt werden. Angegeben werden neben dem Mittelwert der Schwellenleistung (MW) die Probandenzahl (N), die minimale und maximale Schwellenleistung (Min, Max) sowie die Standardabweichung des Mittelwertes (SD)

Schwelle (W)	N	Min	Max	MW	SD
IANS	20	105	236	171	38
$S_{SOL/HF}$	17	123	250	181	41
$S_{SOL/HF}$ Test 2	16	96	246	165	40
$S_{SOL}$	18	98	250	174	47
$S_{SOL}$ Test 2	17	94	262	163	41
$S_{SOL/HFxSOQ}$	18	98	250	162	43
$S_{SOL/HFxSOQ}$ Test 2	17	97	260	165	45
$S_{SOL/SOQ}$	18	88	238	173	45
$S_{SOQ}$ und SDNN	18	95	247	170	44
$S_{SOQ}$ und SDNN Test 2	15	100	214	142	30
Valid N	15				

**Tabelle 2:** HRV-Schwellen in Watt

### 3.4.2 HRV-Schwellen in Prozent der Maximalleistung

In Tabelle 3 sind die Schwellenleistungen in Prozent der maximalen Leistung angegeben. Test 2 bedeutet, dass die Werte im zweiten Teil des Stufentests (Senkentest) bestimmt wurden. Angegeben werden neben dem Mittelwert der Schwellenleistung (MW), die Probandenzahl (N), die minimale und maximale Schwellenleistung (Min, Max) sowie die Standardabweichung des Mittelwertes (SD).

	N	Min	Max	MW	SD
IANS	20	53	71	64	5
S <sub>SOL/HF</sub>	17	57	82	68	7
S <sub>SOL/HF</sub> Test 2	16	48	80	62	9
S <sub>SOL</sub>	18	44	82	66	11
S <sub>SOL</sub> Test 2	17	47	80	61	10
S <sub>SOL/HFxSOQ</sub>	18	49	80	62	11
S <sub>SOL/HFxSOQ</sub> Test 2	17	49	80	61	10
S <sub>SOL/SOQ</sub>	18	44	90	64	11
S <sub>SOQ</sub> und SDNN	18	42	74	63	9
S <sub>SOQ</sub> und SDNN Test 2	15	43	64	54	6
Valid N	15				

**Tabelle 3:** HRV-Schwellen in Prozent der Maximalleistung

### 3.4.2 Schwellenbestimmung mittels Doppelstufentest

Eine etwas genauere Detektion der Schwellenleistung gelang, wenn die HRV-Schwelle aus dem Mittelwert der HRV-Schwelle des ersten Tests und derjenigen des Senkentests (Mittelwert HRV-Schwelle = MW  $S_x$ ) bestimmt wurde. Angegeben werden wie in den vorherigen Tabellen die Probandenzahl (N), die minimale und maximale Schwellenleistung (Min, Max) sowie die Standardabweichung des Mittelwertes (SD).

	N	Min	Max	MW	SD
IANS	20	105	236	171	38
MW $S_{SOL/HF}$	15	112	241	171	38
MW $S_{SOL}$	15	100	247	169	42
MW $S_{SOL/HF \times SOQ}$	15	99	243	163	40
MW $S_{SOQ}$ und SDNN	15	105	231	159	36
Valid N	15				

**Tabelle 4:** Mittelwert der HRV-Schwellen aus Test 1 und 2

### 3.5 Übereinstimmung von HRV-Schwellen und validierten Schwellen

Die Übereinstimmung der HRV-Schwellen mit der validierten IANS konnte auf verschiedene Art und Weise überprüft werden. In den nachfolgenden Abschnitten wird zunächst die prozentuale Abweichung der Schwellen dargestellt, bevor die Übereinstimmung der HRV-Schwellen mit der validierten IANS mittels Korrelationsanalysen und Bland Altman Plots überprüft wird.

### 3.5.1 Prozentuale Abweichung der HRV-Schwellen von der validierten Schwellen

Tabellen 5 und 6 zeigen die prozentuale Abweichung der durch die HRV-Parameter bestimmten Schwellenleistung von der validierten Schwellenleistung. Außerdem wird jeweils die Anzahl an Probanden (N) dargestellt, bei denen die Schwellenleistung auf 5, 10 oder 15% genau bestimmt werden kann.

Tabelle 5 beschreibt die HRV-Schwellen ermittelt aus dem Standardstufentest.

Tabelle 6 beschreibt die HRV-Schwellen ermittelt aus dem Senkentest (T2).

	$S_{SOL/Hf}$	$S_{SOL}$	$S_{SOL/Hf \times SOQ}$	$S_{SOL/SOQ}$	$S_{SDNN \text{ und } SOQ}$
N	16	18	18	18	18
MW Abw	9%	13%	12%	15%	10%
$n \leq 5\%$ Abw	9	3	3	6	9
$n \leq 10\%$ Abw	1	3	4	1	3
$n \leq 15\%$ Abw	1	5	7	1	2
$n > 15\%$ Abw	5	7	4	10	4

**Tabelle 5:** Prozentuale Abweichung (Abw.) von der validierten Schwellenleistung

	$S_{SOL/Hf \text{ T2}}$	$S_{SOL \text{ T2}}$	$S_{SOL/Hf \times SOQ \text{ T2}}$	$S_{SDNN \text{ und } SOQ \text{ T2}}$
N	16	17	17	15
MW Abw	9%	10%	9%	9%
$n \leq 5\%$ Abw	6	4	4	2
$n \leq 10\%$ Abw	5	6	8	6
$n \leq 15\%$ Abw	1	4	2	3
$n > 15\%$ Abw	4	3	3	4

**Tabelle 6:** Prozentuale Abweichung (Abw.) von der validierten Schwellenleistung

Tabelle 7 zeigt die prozentuale Abweichung für den Mittelwert der HRV-Schwellen aus Test 1 und 2 in gleicher Weise wie Tabelle 4.

	MW $S_{SOL/Hf}$	MW $S_{SOL}$	MW $S_{SOL/HfxSOQ}$	MW $S_{SDNN}$ und $SOQ$
N	16	15	16	15
MW Abw	6%	5%	5%	9%
$n \leq 5\%$ Abw	11	9	8	6
$n \leq 10\%$ Abw	2	5	5	3
$n \leq 15\%$ Abw	1	1	2	5
$n > 15\%$ Abw	2	0	1	1

**Tabelle 7:** Prozentuale Abweichung (Abw.) von der validierten Schwellenleistung

MW Abw: mittlere Abweichung in %

N: Probandenzahl

$n \leq 5\%$  Abw : Anzahl an Probanden, bei denen die Abweichung gleich oder weniger als 5% beträgt

$n \leq 10\%$  Abw: Anzahl an Probanden, bei denen die Abweichung gleich oder weniger als 10% beträgt

$n \leq 15\%$  Abw: Anzahl an Probanden, bei denen die Abweichung gleich oder weniger als 15% beträgt

MW  $S_{SOL/Hf}$ : Mittelwert der aus Test 1 und Test 2 bestimmten Schwellen des Parameters  $SOL/HF$

MW  $S_{SOL}$ : Mittelwert der aus Test1 und Test 2 bestimmten Schwellen des Parameters  $SOL$

MW  $S_{SOL/HfxSOQ}$ : Mittelwert der aus Test 1 und Test 2 bestimmten Schwellen des Parameters  $SOL/(HF * SOQ)$

### 3.5.2 Korrelation der HRV-Schwellen mit der validierten Schwellenleistung

Einfache, lineare Korrelationsanalyse

Die Korrelationsanalyse zeigt die Stärke der Assoziation zwischen der HRV-Schwelle und der mittels Dauertest validierten Schwelle. Eine besonders hohe Korrelation konnte für  $SOL/HF$  und IANS gezeigt werden. Am wenigsten korrelierte der Quotient  $SOL/SOQ$  mit der validierten Schwellenleistung. Die Bestimmtheitsmaße der unterschiedlichen HRV-Schwellen sind in Tabelle 8 angegeben.

HRV-Parameter	Bestimmtheitsmaß $R^2$
$SOL/HF$	0,813
$SOL$	0,774
$SOL/(HF \cdot SOQ)$	0,750
$SOL/SOQ$	0,489
$SOQ$ und SDNN	0,726

**Tabelle 8:** Bestimmtheitsmaß  $R^2$  der Korrelationsanalysen HRV-Schwelle mit IANS validiert

Multiple, lineare Regressionsanalyse

Es wurde zunächst eine Regressionsanalyse mit den Parametern  $SOL/HF$ ,  $SOL$ ,  $SOL/(HF * SOQ)$ ,  $SOQ$  und SDNN durchgeführt. Nach unter 2.4.3 genannten Kriterien wurden die HRV-Parameter  $SOL/HF$  und SDNN bzw.  $SOQ$  als Variablen zur Vorhersage der IANS ausgewählt.

Regressionsgleichung 1:

$$Y = 21,976 + 0,41 * SOL/HF + 0,431 * SDNN \text{ und } SOQ$$

Faktor	21,976	0,41	0,431
Standardfehler	11,986	0,103	0,091
Signifikanzniveau	$p < 0,09$	$p < 0,002$	$p < 0,0001$

**Tabelle 9:** Standardfehler und Signifikanzniveau der Faktoren aus Regressionsgleichung 1

Das Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) beträgt 0,931 ( $R_{adj}^2 = 0,921$ ), was bedeutet, dass 93% der IANS durch die Gleichung richtig vorhergesagt werden können. Verwendet man zusätzlich die Werte des zweiten Tests für die Regressionsanalyse, lässt sich eine noch genauere Vorhersage treffen. Die beste Vorhersage kann unter Betrachtung der Parameter  $SOL/HF$ ,  $SOL/(HF * SOQ)$ ,  $SDNN$  und  $SOQ$  sowie  $SOL/(HF * SOQ)T2$  getroffen werden. Das Bestimmtheitsmaß ( $R^2$ ) beträgt 0,971 ( $R_{adj}^2 = 0,959$ ).

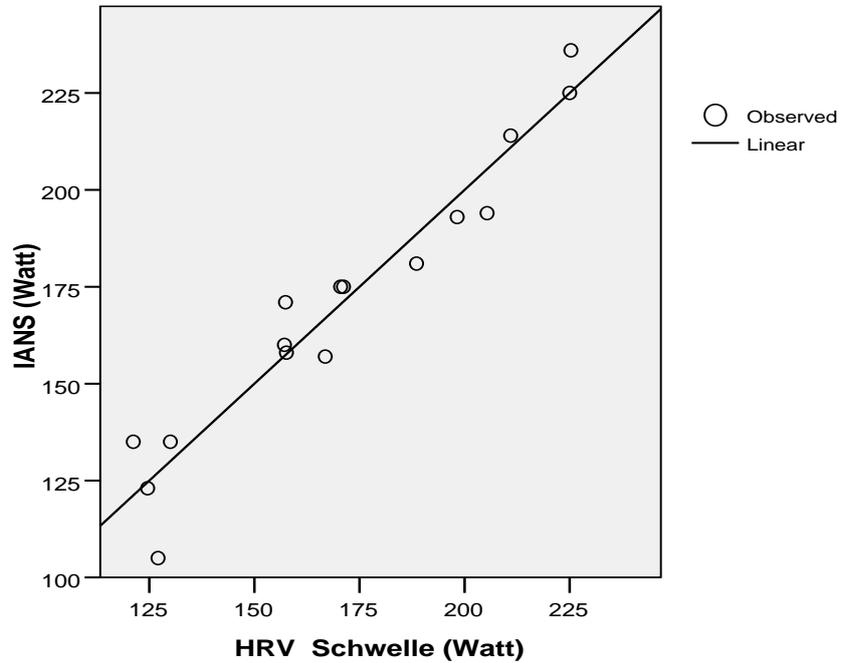
Regressionsgleichung 2:

$$y = 21,089 + 0,18 * SOL/HF + 0,184 * SOL/HF * SOQ + 0,221 * SDNN \text{ und } SOQ \\ + 0,293 * SOL/HF * SOQ T2$$

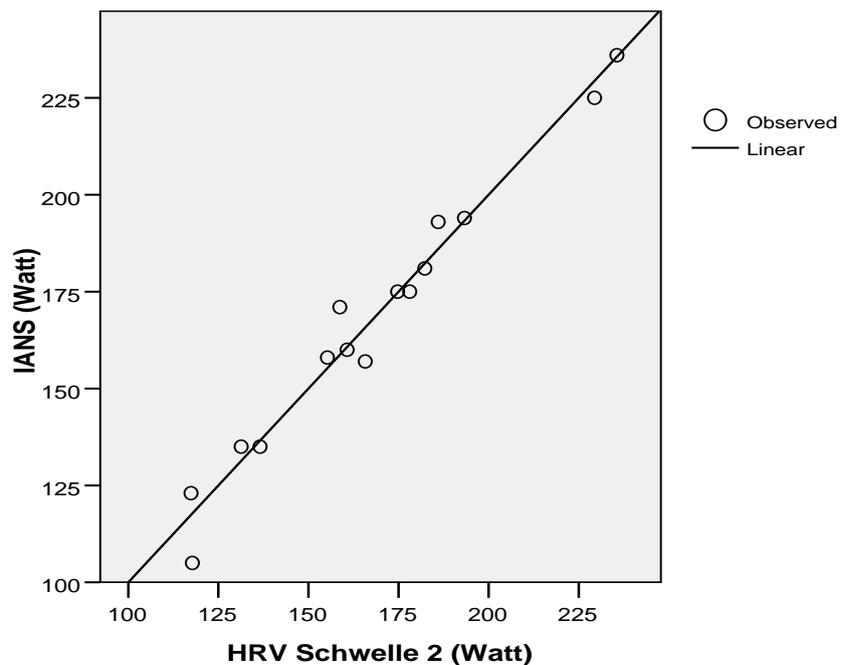
Faktor	21,088	0,18	0,184	0,221	0,293
Standardfehler	8,691	0,1	0,09	0,084	0,087
Signifikanzniveau	$p < 0,036$	$p < 0,102$	$p < 0,067$	$p < 0,025$	$p < 0,007$

**Tabelle 10 :** Standardfehler und Signifikanzniveau der Faktoren aus Regressionsgleichung 2

Abbildungen 14 und 15 zeigen die Regressionsgeraden für die IANS und die mittels der Regressionsgleichung 1 (HRV-Schwelle) und 2 (HRV-Schwelle 2) berechneten Vorhersagewerte.



**Abbildung 14:** Regressionsgerade für IANS und der aus Gleichung 1 berechneten Vorhersagewerte für die HRV-Schwelle.

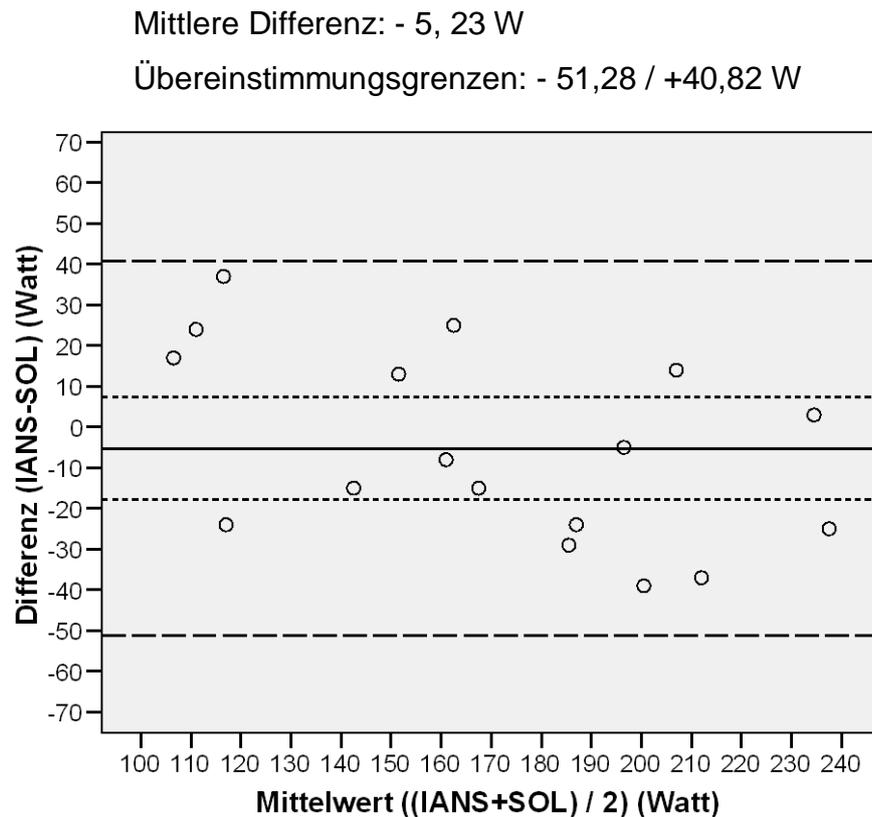


**Abbildung 15:** Regressionsgerade für die IANS und der aus Gleichung 2 ermittelten Vorhersagewerte für die HRV-Schwelle

### 3.5.3 Bland Altman Plots

Die Abbildungen 16 bis 23 zeigen Bland Altman Plots. Es wird die Übereinstimmung der unterschiedlichen HRV-Schwellen mit der validierten Schwelle dargestellt.

Für jede HRV-Schwelle ist die Differenz (IANS – HRV-Schwelle) in Watt gegenüber dem Mittelwert aus IANS und HRV-Schwelle in Watt dargestellt. Der Mittelwert der Differenzen wird als Referenzlinie (————) mit 95% Konfidenzintervall (- - - - -) angezeigt, ebenso werden die Übereinstimmungsgrenzen (1,96 x Standardabweichung des Mittelwertes der Differenzen) (— — — —) eingezeichnet. Jede Einzelmessung wird als Punkt (○) dargestellt.



**Abbildung 16:** Bland Altman Plot für *SOL* und IANS validiert

Mittlere Differenz: -11,6 W

Übereinstimmungsgrenzen: -23,5 und +46,8 W

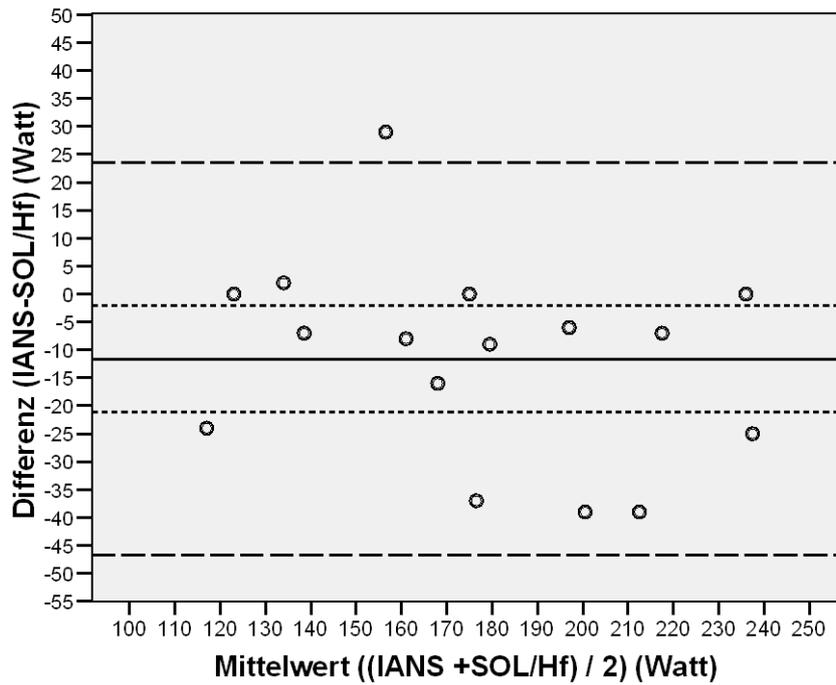


Abbildung 17: Bland Altman Plot für *SOL/HF* und IANS validiert

Mittlere Differenz: 5,0 W

Übereinstimmungsgrenzen: - 37,89 / +47,89 W

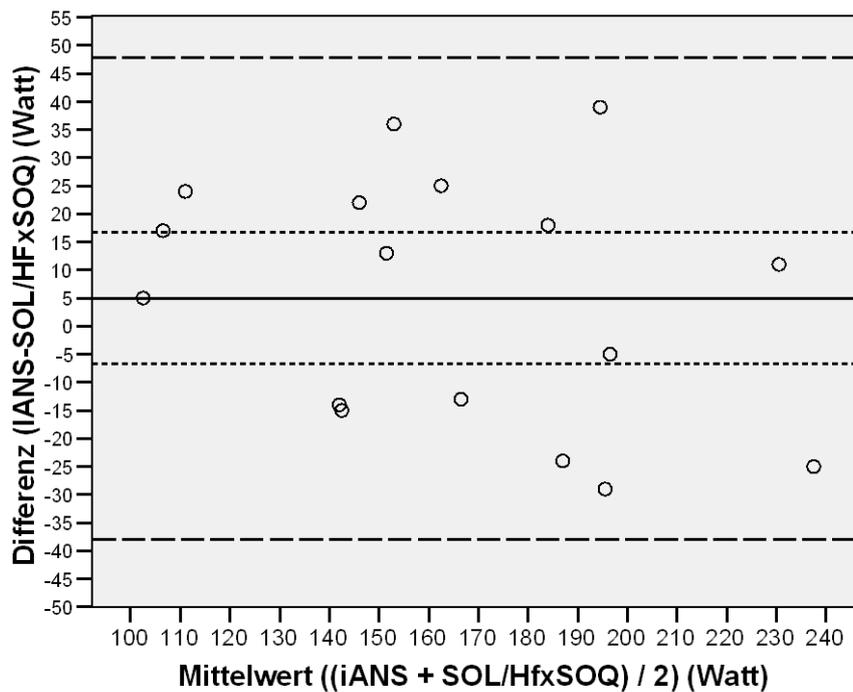
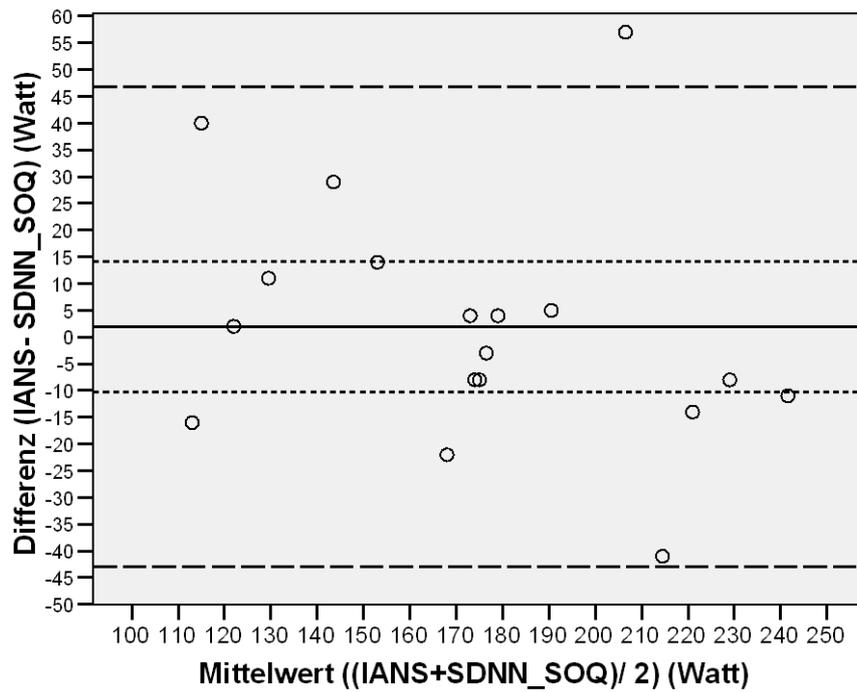


Abbildung 18: Bland Altman Plot für *SOL/(HF \* SOQ)* und IANS

Mittlere Differenz: 1,94 W

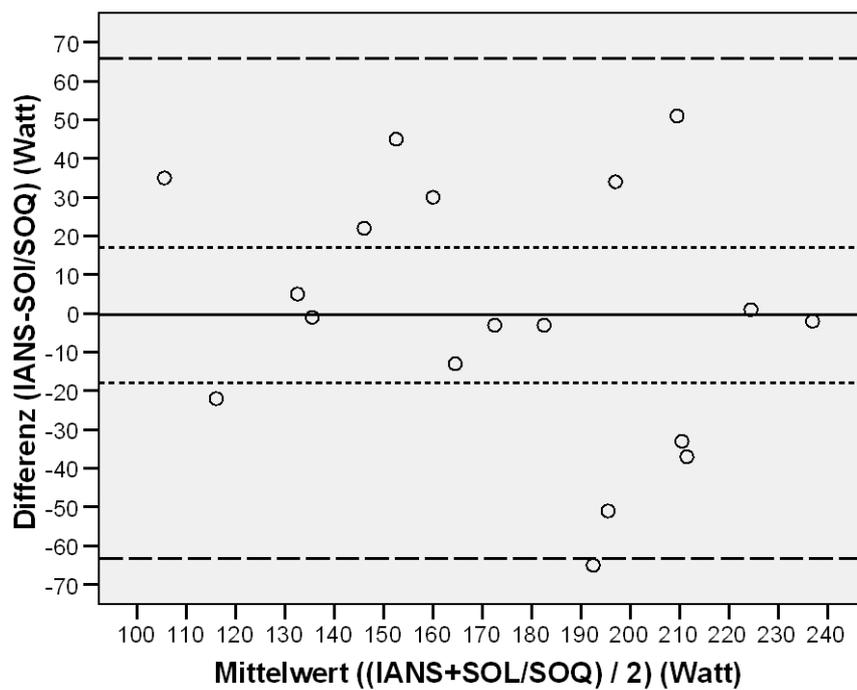
Übereinstimmungsgrenzen: -43,94 / +46,88 W



**Abbildung 19:** Bland Altman Plot für SDNN bzw. *SOQ* und IANS validiert

Mittlere Differenz: -0,39 W

Übereinstimmungsgrenzen: -63,23 / +65,85 W



**Abbildung 20:** Bland Altman Plot für *SOL/SOQ* und IANS validiert

Mittlere Differenz: 7,75 W

Übereinstimmungsgrenzen: -24,8 / +40,35 W

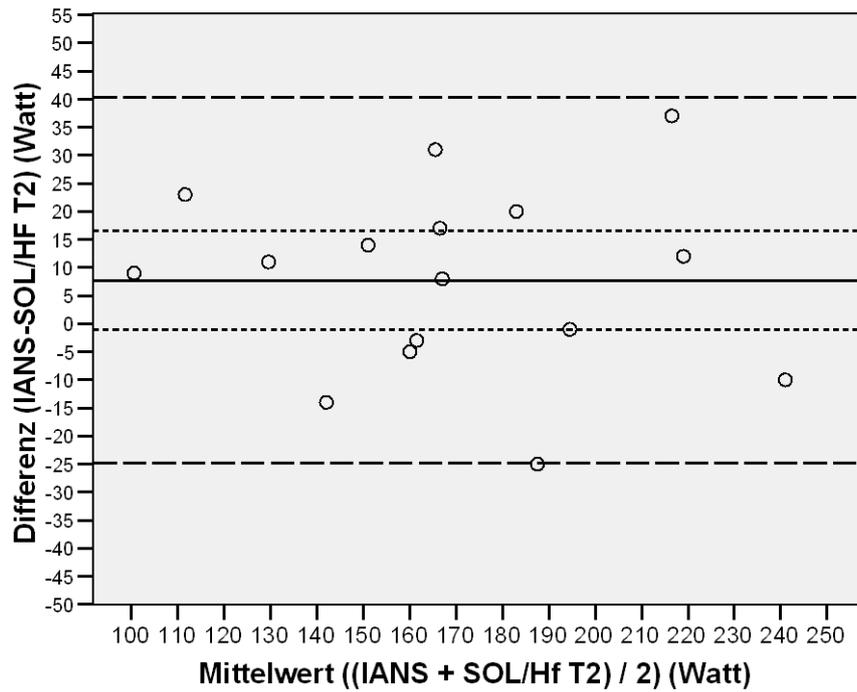


Abbildung 21: Bland Altman Plot für *SOL/HF Test 2* und IANS validiert

Mittlere Differenz: 8,88 W

Übereinstimmungsgrenzen: -27,99 / +45,75 W

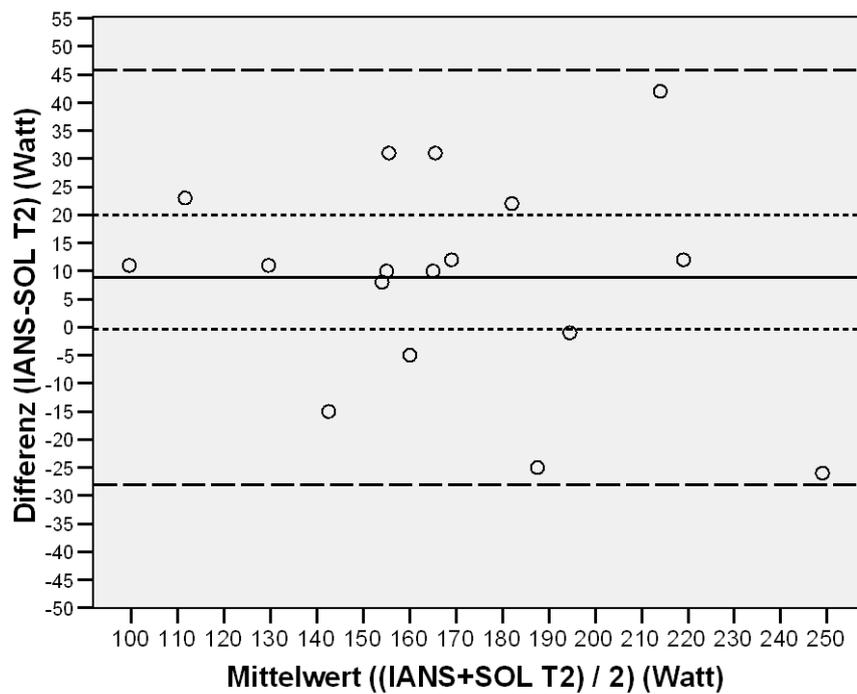
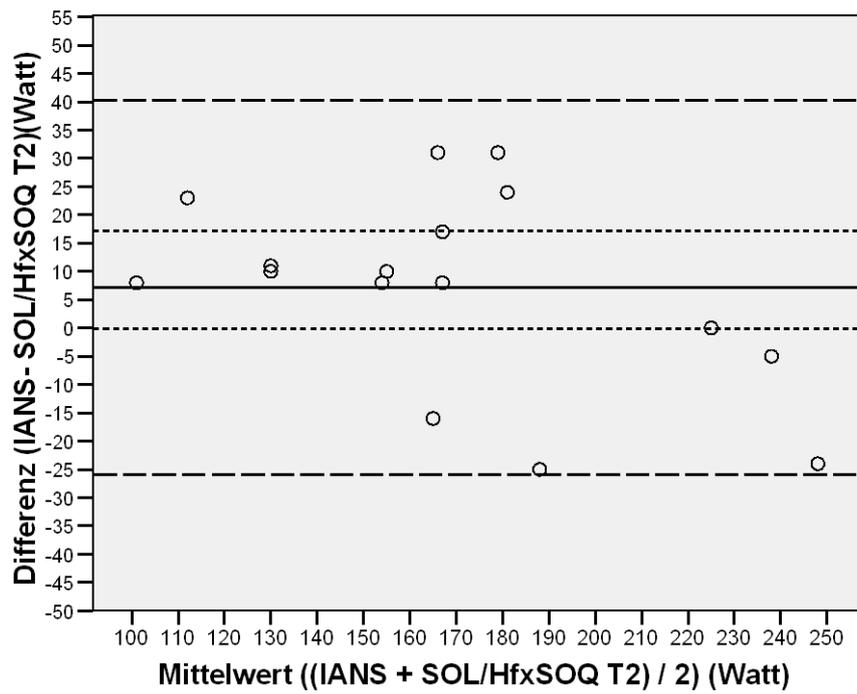


Abbildung 22: Bland Altman Plot für *SOL Test 2* und IANS validiert

Mittlere Differenz: 7,12 W

Übereinstimmungsgrenzen: -25,93 / +40,17 W



**Abbildung 23:** Bland Altman Plot für  $SOL/(HF * SOQ)$  Test 2 und IANS validiert

## 4 Diskussion

In diesem Abschnitt werden die Methodik und die Ergebnisse vorliegender Studie diskutiert. Es wird ebenfalls kurz auf die physiologischen Hintergründe der HRV-Veränderungen eingegangen und das Studiendesign kritisch beleuchtet. Abschließend wird ein Ausblick über zukünftige Anwendungsmöglichkeiten und Bedeutung der HRV in der Sportmedizin gegeben.

### 4.1 Diskussion der Methodik

Ein zentraler Teil der Arbeit war die Auswahl einer geeigneten Methodik zur Überprüfung der Fragestellung. Die HRV wird durch sehr unterschiedliche Faktoren beeinflusst, so dass auf viele Details schon vor Beginn der Studie beispielsweise bei der Auswahl der Probanden sowie der Erstellung des Studienprotokolls geachtet werden musste. Nachfolgend konnte erst im Speziellen auf die Auswahl der HRV-Analytik eingegangen werden. In den folgenden Abschnitten wird die in dieser Studie angewendete Methodik von der Probandenauswahl über die Auswahl des Belastungsprotokolls bis hin zur HRV-Analytik diskutiert.

#### 4.1.1 Probandengut

Das Ziel der Studie war möglichst allgemein geltende Aussagen über die HRV unter Belastung zu treffen. Für die Studie wurden nach statistischer Fallzahlberechnung 20 Probanden ausgewählt. Um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, mussten verschiedene Kriterien bei der Probandenauswahl beachtet werden.

Es konnte gezeigt werden, dass die HRV je nach Alter und Fitnessgrad unterschiedlich ausgeprägt ist [80]. Nach mindestens dreimonatigem Ausdauertraining wurden Veränderungen der HRV festgestellt [32, 44, 53, 55-56]. In wie weit sich ein Übertrainingszustand in Veränderungen der HRV widerspiegelt ist Gegenstand aktueller Diskussionen [55-56]. Chronische Erkrankungen, wie Diabetes, Schlafapnoesyndrom, oder Herzerkrankungen können ebenfalls zu einem verän-

dernten Bild der HRV führen [34, 50, 78], so dass nur gesunde Probanden in die Studie aufgenommen wurden. Leistungssportler, die aufgrund unterschiedlicher Trainingsphasen unterschiedliche HRV-Merkmale aufweisen könnten, wurden von der Studie ebenso ausgeschlossen, wie vollständig untrainierte Probanden, die den Fitnessansprüchen der Tests nicht gewachsen wären. Das Studiendesign des Doppelstufentests erfordert eine grundlegende Fitness des Probanden, um den Testablauf ohne Probleme absolvieren zu können.

Alle Ausschlusskriterien wurden eingangs bei der körperlichen Untersuchung und anhand von Fragebögen überprüft. Um ein möglichst homogenes Probandenkollektiv zu untersuchen, wurden unter Berücksichtigung der oben genannten Einflusskriterien Breitensportler im Alter um 25 Jahre ausgewählt.

#### **4.1.2 Belastungsprotokoll**

Als Belastungsprotokoll wurde ein Doppelstufentest gewählt. Aus dem Doppelstufentest (modifizierter Senkentest) kann eine relativ genaue Bestimmung der anaeroben Schwelle erfolgen [15, 52, 73, 75], so dass die exakte IANS mit hoher Wahrscheinlichkeit in zwei nachfolgenden Dauertests nach der Heck'schen Methode bestimmt werden konnte [39-40].

Um die HRV-Diagnostik möglichst gut mit der momentan durchgeführten Leistungsdiagnostik vergleichen zu können, wurde in dieser Studie die Eignung der HRV-Diagnostik zur Schwellenbestimmung unter den Standardbedingungen der Leistungsdiagnostik durchgeführt. Zur Überprüfung der HRV unter Belastung und zur HRV-Schwellendiagnostik wurde daher zunächst nur der erste Teil des Doppelstufentests betrachtet. Dieser Teil entspricht einem Standardstufentestprotokoll mit drei Minuten Stufenlänge und einer Steigerung um 50 W pro Stufe. Die Stufenlänge von drei Minuten wird als ausreichend lang angesehen, um metabolische Anpassungsvorgänge zu erfassen [72]. Die Trittfrequenz während des Tests sollte zwischen 60 und 80 Radumdrehungen pro Minute (RPM) liegen, da in diesem Bereich der Atemrhythmus nicht von der Trittfrequenz beeinflusst wird [63]. Dies ist von Bedeutung, da Cottin et al. zeigen konnten, dass die HRV maßgeblich von der Atemfrequenz beeinflusst werden kann [29].

### 4.1.3 HRV-Analytik

Die HRV-Analyse kann in zwei große Bereiche, die Frequenz- und die Zeitbereichsanalyse unterteilt werden. Innerhalb der Zeitbereichsanalyse kann wiederum zwischen linearen und nichtlinearen Verfahren unterschieden werden. Die Analysemethode ist bei der HRV-Diagnostik sehr bedeutend und muss je nach Fragestellung spezifisch ausgewählt werden. Im nachfolgenden Abschnitt soll daher die Auswahl des in dieser Studie genutzten Analyseverfahrens diskutiert werden.

#### 4.1.3.1 Auswahl der Analysemethode

Die Auswahl der HRV-Analysemethode hängt von mehreren Faktoren ab. Einen dieser Faktoren stellt die Länge des aufgezeichneten EKGs dar.

Zur Betrachtung von Langzeit EKG-Registrierungen (24h Messungen) kann die Zeitbereichsanalyse sinnvoll eingesetzt werden, während Kurzzeit-EKG-Registrierungen von 5 bis 30 min gut mit der Frequenzanalyse betrachtet werden können [74]. Bis heute konnte sich jedoch noch keine Analysemethode als Standardmethode für die speziellen Anforderungen der HRV-Diagnostik unter Belastung durchsetzen. Dies liegt unter anderem daran, dass die den HRV-Veränderungen unter Belastung zugrunde liegenden physiologischen Mechanismen noch nicht vollständig bekannt sind. Es bestehen Zweifel, ob die komplexen Einflussfaktoren auf die HRV durch lineare Analysemethoden korrekt wiedergegeben werden können [21-22]. Alle linearen Analyseverfahren erfordern eine Signalstationarität der Datenreihen, die bei einem Belastungs-EKG nicht eingehalten werden kann. Immer mehr Interesse gilt daher den nichtlinearen Analysemethoden. Insbesondere die relativ einfach durchzuführende Analyse mittels PCP wurde in letzter Zeit immer wieder in Studien untersucht [17, 37, 57, 64-65].

Der PCP bietet nur dann eine Analysealternative, wenn er die Aktivität des Sympathikus und des Parasympathikus ebenso gut wiedergibt wie andere Analysemethoden. Guzik und Mitarbeiter betrachteten die Übereinstimmung der Parameter des PCP mit denen der Spektralanalyse, der linearen Zeitbereichsanalyse und der Baroreflexsensitivität bei verschiedenen Atemfrequenzen. Es konnte eine hohe

Korrelation von  $SOL$  mit  $HRV_{HF}$ , RMSSD und der Baroreflexsensitivität nachgewiesen werden, was die Hypothese bestätigt, dass  $SOL$  ein sehr guter Marker für die parasympathische Modulation der HRV ist [37]. RMSSD ist außerdem ein anerkannter Marker der Kurzzeitvariabilität der Herzfrequenz [9, 37]. Die hohe Korrelation zu  $SOL$  rechtfertigt also die Funktion des PCP Parameters zur Darstellung kurzzeitiger RR-Fluktuationen. In gleicher Studie konnte gezeigt werden, dass  $SOQ$ , als Parameter der Gesamtvariabilität, eng mit SDNN korreliert.  $SOQ$  korreliert zweimal stärker mit  $HRV_{LF}$  als mit  $HRV_{HF}$  der Frequenzanalyse. Dies ist ein Hinweis darauf, dass  $SOQ$  eher sympathisch als parasympathisch beeinflusst wird [37]. Auch De Vito et al. konnten durch Nervenblockade zeigen, dass trotz eines kleinen parasympathischen Einflusses auf  $HRV_{LF}$  der Sympathikus in der Modulation des Parameters überwiegt [30].  $SOQ$  wäre somit ein guter Parameter für die sympathische Modulation der HRV.

Die Veränderungen der HRV, die in den meisten Studien mit den Parametern der Spektralanalyse beschrieben wurden, könnten also gleichwertig mit den Parametern des PCP beschrieben werden [81]. Es besteht kein Grund, warum die PCP Parameter nicht gleichermaßen die Veränderungen des Einflusses des autonomen Nervensystems während eines Belastungstest darstellen könnten, wie die schon bekannten Parameter.

Aufgrund der oben genannten Vorteile der nichtlinearen Analyseverfahren gegenüber den linearen Analysemethoden bei der Auswertung eines Belastungs-EKGs ist die Darstellung der HRV anhand von PCP Parametern meiner Meinung nach eine sehr gute Möglichkeit, die HRV unter Belastung zu erfassen.

#### **4.1.3.1.2 Aktuelle Kenntnisse der HRV-Analyse im Bereich Sportmedizin**

Bei ersten sportmedizinischen Untersuchungen zu Veränderungen der HRV unter Belastung wurden sehr unterschiedliche Ergebnisse erzielt. Es ist bekannt, dass mit dem PCP Parameter  $SOL$  die vagal induzierten Veränderungen der HRV nach einer mindestens 6 Wochen andauernden Trainingsphase aufgezeigt werden können. Dies wurde in einem 20 minütigen Ruhe EKG in liegender Position geprüft [56]. Der HRV-Parameter  $SOL$  nahm nach einer mindestens dreimonatigen Trainingsphase deutlich ab. Außerdem wurde eine Veränderung der Form der PCP

Punktwolke sowie eine Veränderung des Verhältnisses von  $HRV_{LF}$  zu  $HRV_{HF}$  nach einem Ausdauertraining gefunden [32, 44, 53, 55]. Die Möglichkeit mit frequenzanalytischen Verfahren Unterschiede der HRV zwischen trainierten und untrainierten Probanden aufzuzeigen, wird jedoch kontrovers diskutiert. Perini et al. konnten im Gegensatz zu Melanson keine Unterschiede in der Ruhemessung der HRV nach achtwöchigem Ausdauertraining ihrer Probanden feststellen [55, 60].

In verschiedenen Studien wurde die HRV unter Belastung spektralanalytisch untersucht. Auch hier sind verschiedene Angaben zu dem Verhalten von  $HRV_{HF}$  und  $HRV_{LF}$  aus der Spektralanalyse zu finden. Es wurden konstante Werte für  $HRV_{HF}$  bei moderater Belastung bis hin zu 70% der Maximalleistung beschrieben [32, 38].  $HRV_{LF}$  fiel entgegen der Erwartungen von moderater bis hin zu hohen Intensitäten eher ab [6, 27, 60]. Bei einer bekannten engen Assoziation dieses Parameters mit der Sympathikusaktivität wäre eher ein Anstieg der  $HRV_{LF}$  Werte zu erwarten gewesen. Aus diesen Ergebnissen wurde geschlossen, dass die Spektralanalyse nicht zur Darstellung autonomer Aktivität unter Belastung geeignet sei. Andere Arbeitsgruppen konnten jedoch eine Veränderung der autonomen Modulation der Herzfrequenz von parasympathischer hin zu zunehmend sympathischer Aktivität anhand des Anstiegs des  $HRV_{LF}/HRV_{HF}$  Quotienten unter Belastung aufzeigen [6, 66]. Die unterschiedlichen Ergebnisse sind möglicherweise mit den unterschiedlichen Methoden der Spektralanalyse, die in den Studien verwendet wurden, zu erklären. Die Spektralanalyse könnte je nach Betrachtungsform der Parameter (in Prozent der Gesamtvariabilität oder ausgedrückt als absolute Werte) und je nach Transformationsmethode unterschiedliche Analyseergebnisse erzielen [69]. Ein weiterer großer Einflussfaktor ist die Anzahl der betrachteten Herzschläge und die Anfälligkeit der Frequenzanalyse für Artefakte [69].

Mit der in vorliegender Studie genutzten Methode der Zeitbereichsanalyse mit besonderer Betrachtung der nichtlinearen Analyse des PCP können diese Problematiken größtenteils umgangen werden [18, 43, 57].

#### **4.1.3.2 Rohdatenbearbeitung**

Um das Problem der Artefakte, die bei einem Belastungs-EKG auftreten können, zu umgehen, wurden alle EKGs manuell korrigiert und mögliche Fehlerquellen,

wie im Material- und Methodenteil beschrieben, eliminiert. Da der Anteil an nicht zu lesenden EKG-Bereichen weniger als 1% des Gesamt-EKGs jedes Probanden ausmachte, wurden die Ergebnisse der HRV-Auswertung durch die Elimination dieser Bereiche nicht beeinflusst.

Es wurde eine Fensterbreite von 50 Herzaktionen gewählt, da diese Anzahl betrachteter Intervalle groß genug für eine statistische Auswertung ist und gleichzeitig ein nicht zu breites Intervall zur Betrachtung der HRV-Veränderungen darstellt. Die Berechnung der einzelnen Werte aus gleitenden Mittelwerten trug ebenfalls zur Genauigkeit der Auswertung bei, da kurzzeitige Schwankungen der HRV, die nicht durch physiologische Anpassungsvorgänge, sondern durch andere Einflüsse wie Bewegung oder Änderung der Atmung hervorgerufen werden, die Auswertung nicht so stark beeinflussten.

Der Filter wurde bei 8 Hz eingestellt, da dieser Grad fein genug ist, um geringste Veränderungen der HRV zu erfassen. Trotz dieser etwas feineren Einstellung (in anderen Studien wird mit 4 Hz Filtern gearbeitet) konnten genügend Artefakte herausgefiltert werden, so dass die Interpretation der HRV-Kurven nicht erschwert wurde. Die Filtereinstellung von 16 Hz wurde ebenfalls getestet, sie führte jedoch zu keiner Verbesserung der Analysegenauigkeit.

#### **4.1.3.3 Auswahl der Parameter**

Wie schon in 4.1.3.1 beschrieben, scheinen die Parameter der PCP-Analyse eine geeignete Darstellungsform der verschiedenen Anteile der HRV zu sein. Um die Gesamtvariabilität der HRV mit zu erfassen, wurde der lineare Zeitbereichsparameter SDNN betrachtet. Dieser schon häufig untersuchte Parameter ermöglicht außerdem einen Vergleich mit den Ergebnissen vorausgehender Studien. Dies erscheint wichtig, da die Rohdatenbearbeitung dieser Studie von derer anderer Studien abweicht und ein Vergleich daher zur ersten Validierung der Methode genutzt werden kann.

Zur Darstellung der parasympathischen Aktivität wurde wie in anderen Studien *SOL* gewählt, zur Darstellung des gemischt parasympathischen/sympathischen Einflusses auf die HRV wurde *SOQ* betrachtet.

Der Quotient der beiden Parameter wurde ebenfalls untersucht. Es bestehen jedoch Zweifel in der Deutung dieses Parameters [20, 80]. Die uneinheitlichen Ergebnisse und Deutungen könnten maßgeblich dadurch zu erklären sein, dass die Parameter *SOL* und *SOQ* unterschiedlich stark von der Höhe der Herzfrequenz (HF) abhängig sind. Während *SOL* mit zunehmender Herzfrequenz weniger mit der Gesamtvariabilität korreliert, erhöht sich die Korrelation von *SOQ* zur Gesamtvariabilität [42]. *SOL* zeigt insgesamt größere Veränderungen bei steigender Herzfrequenz auf als *SOQ* [42]. Die Betrachtung des Quotienten könnte also bei höheren Herzfrequenzen falsche Analyseergebnisse für das Verhältnis von parasympathischer zu sympathischer Aktivität liefern. Um den Einfluss der Schwankung von *SOL* bei höheren Herzfrequenzen etwas zu mindern, wurde der Quotient nicht wie üblich aus  $SOQ/SOL$  gebildet, sondern der etwas unsichere Parameter *SOL* in den Zähler gestellt ( $SOL/SOQ$ ). Die Betrachtung des Verhältnisses zwischen sympathischem und parasympathischem Einfluss sollte diese Umstellung nicht beeinträchtigen. Ein aus den PCP Parametern gebildeter Quotient kann wohl kaum als Äquivalenz zu dem Quotienten aus  $(HRV_{LF})/(HRV_{HF})$  betrachtet werden, sondern muss vor dem Hintergrund des besonderen Verhaltens von *SOL* und *SOQ* in Bezug zur Gesamtvariabilität interpretiert werden. Um den Einfluss der Höhe der Herzfrequenz auf den Parameter *SOL* zu minimieren, wurden zwei weitere Parameter gebildet. *SOL* und der Quotient aus *SOL* und *SOQ* wurden noch einmal gesondert normiert zur mittleren Herzfrequenz betrachtet ( $SOL/HF, SOL/(HF * SOQ)$ ).

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

Im Folgenden sollen zunächst die charakteristischen Veränderungen der verschiedenen HRV-Parameter unter Belastung diskutiert werden. Nachfolgend wird auf die ermittelten HRV-Schwellen aus dem Standardstufentest sowie abschließend auf die HRV-Schwellen, die aus dem Doppelstufentest bestimmt wurden, eingegangen.

#### 4.2.1 Schwellenbestimmung im Vergleich zu anderen Studien

Bislang wurde in den meisten Studien versucht, die anaerobe Schwelle mit Parametern der Frequenzanalysen zu bestimmen, so dass es nur wenig Literatur zur Auswertung eines Stufentests mittels PCP gibt. Aus diesem Grund wurde zunächst das allgemeine Verhalten der einzelnen PCP Parameter unter ansteigender Belastung geprüft. Erst nach dieser Betrachtung wurden die möglichen Schwellenkriterien für die einzelnen Parameter festgelegt. Um eine geeignete IANS Bestimmung für die einzelnen Parameter zu finden, diente zusätzlich der Vergleich mit anderen Studien. So konnten Tulppo und Mitarbeiter zeigen, dass *SOL* mit steigender Belastung bis zum Bereich der IANS abnehmende Werte zeigte [81].

Trotz der unterschiedlichen Methode der Rohdatenerfassung und Transformation, scheint die Studie vergleichbar mit vorliegender Studie zu sein. In dieser Studie konnte ebenfalls ein sehr starker Abfall von *SOL* zwischen 60% und 70% der Maximalleistung nachgewiesen werden, was als Hinweis auf ein Minimum im Bereich der IANS gelten könnte. Auch für den Quotienten *SOL/SOQ* kann ein ähnlicher Verlauf wie in der oben genannten Studie von Tulppo und Mitarbeitern dargestellt werden. Der Quotient zeigt einen deutlichen Anstieg der Werte um 70% der Maximalleistung. Normiert zur Herzfrequenz betrachtet, weist der Quotient kurz zuvor wie die Parameter von *SOL* ein Minimum auf. Zu diesen Ergebnissen konnte keine vergleichende Literatur herangezogen werden. Es ist in der vorliegenden Studie somit ein erster Versuch der Schwellenbestimmung durch diese Parameter durchgeführt worden. Dahingegen wurde SDNN schon in mehreren Studien unter Belastung untersucht. Eindeutig ist ein Rückgang der Gesamtvariabilität und somit ein Abfall der Werte von SDNN. In dieser Studie scheint der Übertritt der aerob-anaeroben Schwelle mit dem Eintreten der SDNN in eine Plateauphase übereinzustimmen. Anders gesagt tritt nach Überschreiten der IANS keine Verminderung der Gesamtvariabilität mehr auf. Der Parameter *SOQ* verhält sich wie SDNN. Dieses Ergebnis bestätigt die Darstellungen von Carrasco und Mitarbeitern, die eine hohe Korrelation zwischen *SOQ* und der Gesamtvariabilität zeigten [20].

#### 4.2.2 HRV-Schwellen

Mit allen Parametern konnte eine Schwellenbestimmung durchgeführt werden. Im Mittelwert wich keine aus dem Standardstufentest (Test 1) bestimmte HRV-Schwelle mehr als 11 W bzw. mehr als 5% (in Prozent der Maximalleistung betrachtet) von der validierten Schwelle ab. Diese Ergebnisse sind bemerkenswert, wenn man die Abweichungen von bislang genutzten Auswertungsmethoden für Laktattests zum Vergleich heranzieht. In Hamburg (Abt. f. Sport- und Bewegungsmedizin d. Universität) durchgeführte unveröffentlichte Studien zeigten eine Abweichung der Laktatschwellenmodelle untereinander von bis zu 30 W und eine Abweichung der Laktatschwelle von der validierten Schwelle um bis zu 20%. Auch andere Forschungsgruppen haben gezeigt, dass die Laktatschwellen mit den bisher genutzten Modellen nur ungenügend genau bestimmt werden konnten [14, 39, 73].

Betrachtet man die Abweichung lediglich anhand der Mittelwerte, könnten stark nach oben abweichende Werte und zu niedrig bestimmte Schwellenwerte sich gegenseitig ausgleichen. Die Abweichung würde somit als falsch gering interpretiert werden. Um diesen Fehler zu umgehen, wird die Abweichung in prozentualer Abweichung von der Schwellenleistung dargestellt. In diese Rechnung gehen nur die absoluten Abweichungen in Watt (Beträge) ein, so dass die Richtung der Abweichung (positiv oder negativ) keinen Einfluss mehr hat. So dargestellt weichen die HRV-Schwellen im Mittel zwischen 9% und 15% von der validierten Schwellenleistung ab. Hierbei ist zu bemerken, dass die meisten Parameter eine Abweichung von kleiner/gleich 10% aufweisen. Lediglich der Quotient ( $SOL/SOQ$ ) sowie der Parameter  $SOL$  weichen etwas stärker ab. Diese etwas größere Ungenauigkeit könnte damit zu erklären sein, dass der Parameter  $SOL$  wie schon in 4.1.3.3 beschrieben mit der Höhe der Herzfrequenz schwankt. Dies beeinflusst die Auswertung des Quotienten sogar noch stärker als den Parameter  $SOL$  alleine. Betrachtet man die Abweichungen der Einzelmessungen, so zeigt sich, dass insbesondere mit den Parametern  $SOL/HF$  und  $SDNN$  bzw.  $SOQ$  eine sehr genaue Schwellenbestimmung von weniger als 5% Abweichung gelingt (Schwelle  $SOL/HF$  ( $S_{SOL/HF}$ ) bei

9 von 16 Probanden,  $S_{SDNN\_SOQ}$  bei 9 von 18 Probanden), während die  $S_{SOL/SOQ}$  bei 10 von 18 Probanden um mehr als 15% abweichen.

Auch in der Korrelationsanalyse wird diese besonders starke Assoziation von  $S_{SOL/HF}$  ( $r = 0,81$ ) gegenüber der geringeren Assoziation der  $S_{SOL/SOQ}$  ( $r = 0,49$ ) zur validierten IANS deutlich.

Ein Kritikpunkt der Analyse der Ergebnisse könnte sein, dass die einzelnen Schwellenleistungen sehr große Unterschiede von bis zu 130 Watt aufweisen. Durch diese breite Verteilung könnte es zu einem falsch hohen Korrelationskoeffizienten kommen. Wie schon oben beschrieben können sich auch bei der Bildung des Mittelwertes zufällig positive und negative Abweichungen gegenseitig aufheben. Um die Übereinstimmung der HRV-Schwellen mit der validierten anaeroben Schwelle zu prüfen, wurden daher zur Analyse zusätzlich Bland Altman Plots herangezogen.

Ein weiterer Vorteil der Darstellung in Bland Altman Plots ist, dass der Mittelwert der Differenzen der beiden Messungen als Referenzwert genutzt wird, da der wahre Wert nicht exakt bekannt ist [13].

Aus den Bland Altman Plots wird ersichtlich, dass die mittlere Differenz mit Ausnahme der  $S_{SOL/HF}$  nie größer als 10 Watt ist. Zieht man zum Vergleich wieder die Abweichung der Schwellen der verschiedenen Laktatanalysen von der validierten IANS heran, ist dieses Ergebnis als gut zu bewerten [14, 73].

Außerdem ist in den Plots eine Tendenz zu erkennen, ob die jeweilige HRV-Schwelle eher über oder unter der validierten Schwellenleistung liegt. Die 5% Konfidenzintervalle der mittleren Differenzen schließen jedoch mit Ausnahme der  $S_{SOL/HF}$  immer die Null mit ein. Somit ist nur für den Parameter  $SOL/HF$  eine leichte Überschätzung der Schwellenleistung festzustellen (Mittlere Differenz (IANS –  $(SOL/HF)$ ) wird negativ). Die engen Übereinstimmungsgrenzen zeigen jedoch, dass  $S_{SOL/HF}$  eine gute Übereinstimmung mit der  $IANS_{val}$  aufweist. Das Errechnen eines Korrekturfaktors könnte für den Parameter  $SOL/HF$  interessant sein.

Die Übereinstimmungsgrenzen liegen für alle HRV-Schwellen zwischen 31 Watt ( $(SOL/(HF * SOQ))^2$ ) und 64 Watt ( $SOL/SOQ$ ) von der mittleren Differenz entfernt. Dies lässt einen klaren Unterschied in der Genauigkeit der Schwellenbestimmung zwischen den HRV-Parametern erkennen, der auch schon in der Korrelationsanalyse deutlich wurde.

Es wird ebenfalls deutlich, dass die Streuung der Werte für keine der HRV-Schwellen von der Höhe der Schwellenleistung (Watt) abhängig ist. Dies zeigt, dass die HRV zur Leistungsdiagnostik von Personen sehr unterschiedlichen Leistungsniveaus angewendet werden kann.

Insgesamt ist festzustellen, dass mit Ausnahme des Parameters *SOL/SOQ* alle HRV-Parameter zur Schwellendiagnostik anwendbar sind. Anhand der Parameter *SOL/HF*, *SOQ* und *SDNN* ist eine besonders genaue Schwellenbestimmung möglich.

Interessant für den Versuch einer standardisierten Leistungsdiagnostik mittels HRV sind die Ergebnisse der multiplen Regressionsanalyse. Hier konnte eine Gleichung gefunden werden, mit der anhand der  $S_{SOL/HF}$  und  $S_{SDNN\_SOQ}$  93% der Schwellen (von 20 Probanden) exakt vorher gesagt wurden.

#### 4.2.2.1 Schwellenbestimmung aus zwei Testabschnitten

Das Studiendesign des Doppelstufentests ermöglichte uns die Schwellenbestimmung zweimal durchzuführen. Die HRV-Schwellen aus dem zweiten Test wurden genauso bestimmt wie diejenigen aus dem ersten Test. Hierbei wurde der Quotient *SOL/SOQ* aufgrund der schon im ersten Test ungenauen Ergebnisse außer Acht gelassen.

Bei allen Parametern liegt die im zweiten Test bestimmte Schwellenleistung niedriger als diejenige, die im ersten Test bestimmt wurde. Die Schwellenbestimmung durch die Parameter der Gesamtvariabilität *SDNN* und *SOQ* weichen am deutlichsten von derjenigen im ersten Test ab (20 Watt, 9 % max Watt). Dies wird auch bei der Bildung eines Mittelwertes (MW) aus den Schwellenleistungen des ersten und zweiten Tests deutlich. Der MW der  $S_{SDNN\_SOQ}$  ergibt eine deutlich zu niedrige Schwellenbestimmung, während die Schwellenbestimmung aus dem MW für die Parameter *SOL/HF*, *SOL*, sowie  $SOL/(HF * SOQ)$  eine etwas geringere Abweichung von der validierten Schwelle aufweist als die mit gleichen Parametern durchgeführte Schwellenbestimmung im ersten Test. Noch deutlicher wird die Verbesserung des Ergebnisses bei der Betrachtung der prozentualen Abweichung. Für die Gesamtvariabilität bleibt die Abweichung unverändert, während sie für die anderen Parameter auf 5% - 6% sinkt. Ein besonders genaues Ergebnis

konnte wie schon im ersten Test für  $S_{SOL/HF}$  erzielt werden. Bei 11 von 16 Probanden konnte die Schwelle sehr genau (mit einer Abweichung von weniger als 5%) bestimmt werden. Diese Genauigkeit gleicht derjenigen, die man auch bei der Validation durch den Dauertest erreicht.

Es bleibt anzumerken, dass der zweite Stufentest kein Standardleistungstest war und durch die Vorbelastung und die geringere Steigerung der Leistung innerhalb der Stufen dieser Test kaum mit dem ersten Test vergleichbar ist. Die durchgängig etwas niedrigere Schwelle könnte mit einer möglichen Ermüdung der Probanden und somit schon etwas anderen Stoffwechsellage des Organismus zusammenhängen. Interessant ist, dass besonders bei den Parametern der Gesamtvariabilität die Schwellenbestimmung erschwert war. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass die Gesamtvariabilität stärker von der allgemeinen Beanspruchung des Organismus abhängig ist, während die anderen Parameter spezifischere Veränderungen des Stoffwechsels wiedergeben. Für die Laktatschwellenbestimmung können mit dem Doppelstufentest genauere Ergebnisse erzielt werden als mit dem Standardstufentestprotokoll [75]. Das Erreichen des maximalen Laktat „steady states“ scheint also nicht durch eine Vorbelastung beeinflusst zu sein. Die Anpassungsvorgänge beim Übertritt der IANS, die durch die HRV-Parameter wiedergegeben werden, scheinen jedoch komplexer zu sein und durch eine Vorbelastung beeinflusst zu werden. In dieser Studie zeigte sich allerdings eine Regelmäßigkeit der Abweichung der Schwellen aus Test eins und zwei, so dass beide Tests zusammen betrachtet für die meisten Parameter eine genauere Schwellenbestimmung ermöglichten. Es sollte in weiteren Studien überprüft werden, wie reproduzierbar die Abweichung zwischen den beiden Tests ist. Besonders für die Schwellenbestimmung anhand des Parameters  $SOL/HF$ , der die Schwellenleistung im ersten Test leicht überschätzt, erzielte die Schwellenbestimmung aus beiden Tests zusammen sehr genaue Ergebnisse. Diese Ergebnisse könnten Anstoß für die Durchführung weiterer Studien mit dem Belastungsprotokoll eines Doppelstufentest sein.

### 4.3 Physiologische Hintergründe der HRV-Schwellen

Das Ziel dieser Studie war primär die HRV-Schwellendiagnostik zu validieren und nicht die den HRV-Schwellen zugrunde liegenden physiologischen Mechanismen zu untersuchen. Um die Ergebnisse besser beurteilen und mit anderen Studien vergleichen zu können, soll im folgenden Abschnitt dennoch die Ursache der HRV-Veränderungen während der Belastung kurz diskutiert werden.

Die genauen physiologischen Mechanismen, die dem Übertritt der anaeroben Schwelle zugrunde liegen, sind noch nicht vollständig bekannt. Dies liegt vor allem an der Komplexität der Anpassungsvorgänge und ist wahrscheinlich auch der Grund dafür, dass die Laktatschwellenkonzepte bislang nur eine annähernde Schwellenbestimmung zulassen [14, 73]. Unter anderem können die Ergebnisse der Schwellenbestimmung mittels Laktatdiagnostik von den Ergebnissen der im angloamerikanischen Raum genutzten ventilatorischen Bestimmung abweichen [39]. Eine Begründung könnte sein, dass die Laktatschwelle eher mit einer gesteigerten intramuskulären Glykolyse einhergeht, während die ventilatorische Schwelle einen womöglich katecholamininduzierten Anstieg der Atemfrequenz darstellt [8]. Beide Vorgänge sind Anpassungen des Körpers an die Belastung im anaeroben Bereich.

Die HRV-Diagnostik wird hingegen hauptsächlich durch die Aktivität des autonomen Nervensystems beeinflusst [47, 67]. Unter Belastung sind die Veränderungen der HRV vor allem auf den parasympathischen Teil des autonomen Nervensystems zurückzuführen [1, 19, 26, 84]. Wie auch schon in anderen Studien konnte in dieser Studie eine Abnahme des parasympathischen Einflusses auf den Sinusknoten bei ansteigender Belastung gezeigt werden. Dies wird besonders durch die Abnahme von *SOL* deutlich. Andere Forschungsgruppen stellten die Abnahme des Vagustonus durch die Abnahme des HF Spektrums dar, welches eng mit *SOL* korreliert [81]. Es zeigt sich auch eine Reduktion der Gesamtvariabilität, die in dieser Studie mit *SDNN* und *SOQ* beschrieben wurde [81]. Die Abnahme der Gesamtvariabilität scheint zunächst physiologisch gesehen wenig nachvollziehbar, da eine Steigerung der Belastung mit der Zunahme des Sympathikotonus einhergehen müsste. Andere Studien zeigten, dass *SDNN* sowie *SOQ* auch vagal beeinflusst

sind und in Belastungstests eine Abnahme dieser Parameter ebenfalls mit der starken Abnahme des Vagustonus zu erklären ist [30, 48]. Bislang ist jedoch noch keine geeignete Methode gefunden, mit der alleinig der Sympathikotonus erfasst werden kann. In dieser Studie wurde daher die venöse Katecholaminkonzentration gemessen. Betrachtet man deren Verlauf wird deutlich, dass die Katecholaminkonzentration parallel zur Laktatkonzentration erst bei Übertreten der IANS stark ansteigt. Es könnte also sein, dass der Sympathikotonus die Gesamtvariabilität erst nach Übertreten der IANS maßgeblich beeinflusst, während zuvor der Vagustonus bzw. die Abnahme des Vagustonus den Verlauf der Parameter SDNN und  $SOQ$  charakterisiert. Diese Theorie ergänzend gelang es Cottin et al. (2004) am Übertritt der IANS eine Veränderung des Verhältnisses von  $HRV_{LF}$  zu  $HRV_{HF}$  aufzuzeigen. Die IANS wurde mit dem Erreichen eines Quotienten von  $(HRV_{LF})/(HRV_{HF})$  über 1 gleichgesetzt. Dieses wurde durch eine gesteigerte sympathische Aktivität erklärt [27]. Die Ergebnisse vorliegender Studie zeigten keine weiteren Veränderungen von SDNN und  $SOQ$  nach Übertreten der Schwellenleistung (Eintritt in Plateauphase). Gleiches Verhalten für SDNN wurde auch in anderen Studien beschrieben [48, 70]. Die Ursache für den Befund könnte eine negative Rückkopplung der erhöhten Katecholaminkonzentration auf die sympathische Modulation der HRV sein [19].

Die Abnahme der HRV bis zur Intensität an der IANS ist also für alle Parameter am ehesten mit einer Abnahme des Vagustonus zu erklären [1, 48]. Die Minima der Parameter  $SOL$ ,  $SOL/HF$  und  $SOL/(HF * SOQ)$  werden hauptsächlich durch das Verschwinden des Vaguseinflusses an der IANS generiert. Bei weiterer Steigerung der Intensität kann der nun folgende Wiederanstieg der Parameter nicht mehr durch die parasympathische Aktivität des autonomen Nervensystems erklärt werden [6]. Die kardiale Aktivität wird nach dem Überschreiten der IANS nicht länger vornehmlich vagal beeinflusst, hier liegen andere Mechanismen den Veränderungen der HRV zugrunde. So könnte die nach dem Übertreten der IANS eintretende Hyperpnoe Einfluss auf die HRV haben [24].

Perlini und Veicsteinas zeigten einen Anstieg der  $HRV_{HF}$  bei steigender Atemfrequenz in vagotomierten, mechanisch ventilerten Kaninchen. Bei Steigerung des Atemzugvolumens verstärkte sich dieser Effekt [62]. Cottin et al. konnten darstellen, dass der Anstieg nach Überschreiten der Schwellenleistung noch deutlicher ausfällt, wenn  $HRV_{HF}$  mit  $HRV_{HF PEAK}$  multipliziert wird [26].  $HRV_{HF PEAK}$  korreliert

noch stärker als  $HRV_{HF}$  mit der Atemfrequenz [26]. Diese Entdeckung untermauert die These, dass der Anstieg der HRV durch den Anstieg der Atemfrequenz mit beeinflusst wird. Auch wenn die Studie mit der Frequenzanalyse durchgeführt wurde, lässt die starke Assoziation von  $HRV_{HF}$  zu  $SOL$  Rückschlüsse auf das Verhalten des PCP-Parameters zu. Die Ergebnisse sind mit der respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA) zu erklären, die bei höheren Atemfrequenzen verstärkt eintritt. Hierbei kommt es zu einer mechanischen Reizung des Sinusknotens durch die Veränderung der intrathorakalen Druckverhältnisse während forcierter Atmung. In der inspiratorischen Phase sinkt der intrathorakale Druck durch die Erweiterung des Brustkorbs ab, so dass der venöse Rückstrom zum rechten Herzen erhöht wird. Dies provoziert eine Dehnung des Sinusknotens und somit eine Steigerung der Aktivität desselben. Es resultiert ein Anstieg der Herzfrequenz. Gegenteilige Effekte können in der Ausatemungsphase beobachtet werden [51].

Ein weiterer Beweis dafür, dass die Veränderungen der HRV nach Übertritt der IANS nicht mehr neural bedingt sind, lieferte eine Studie von Bernardi et al., in der HRV-Veränderungen bei Patienten nach Herztransplantation nachgewiesen wurden [6].

Blain et al. gelang anhand der Veränderungen der respiratorischen Sinusarrhythmie sogar eine Bestimmung der anaeroben Schwelle [12].

Die Beeinflussung der HRV durch die Atemfrequenz könnte zusätzlich eine Erklärung für den Abfall der Gesamtvariabilität bei steigender Belastung sein. In einer Studie von Cottin et al. wurde ein signifikanter Abfall von  $SDNN$  und  $SOQ$  bei steigender Atemfrequenz festgestellt, während für  $SOL$  keine Veränderungen bei erhöhter Atemfrequenz festzustellen waren [29].

Zusammenfassend sollen nun noch einmal die in dieser Studie verwendeten Schwellenkriterien und die zugrunde liegende HRV-Mechanismen analysiert werden.

### *SOL*

Das Minimum des Parameters  $SOL$  an der IANS ist am ehesten durch Abnahme des Vagustonus zu erklären.

### *SOL/HF*

Für den Parameter  $SOL/HF$  kann zusätzlich die Steigerung der Herzfrequenz bei erhöhter Atemfrequenz als Ursache des Minimums im Bereich der IANS herangezogen werden. Die  $S_{SOL/HF}$  wurden graphisch bestimmt und lagen bei einer etwas

höheren Wattleistung als die  $IANS_{val}$ . Eine Erklärung könnte sein, dass bei Übertreten der IANS eine Steigerung der Atemfrequenz erst etwas verspätet eintritt. Somit würde auch der Herzfrequenzanstieg und damit das Minimum der  $SOL/HF$  Kurve etwas verspätet eintreten. Das Minimum wird daher bei einer etwas zu hohen Leistung bestimmt. Diesem deutlichen Anstieg der Kurve nach Übertreten der IANS könnte jedoch auch der Grund für die zuverlässige Schwellenbestimmung dieses Parameters gegenüber dem nicht zur Herzfrequenz normierten Parameter gelten, der nach Übertritt der IANS eher in ein Plateau übergeht.

#### $SOL/SOQ$

Die  $S_{SOL/SOQ}$  wurde durch den plötzlichen Anstieg dieses Parameters bestimmt (siehe Abbildung 11). Wie schon zuvor diskutiert, ist die Interpretation des Quotienten durch die unterschiedliche Abhängigkeit von  $SOL$  und  $SOQ$  von der Höhe der Herzfrequenz erschwert [42]. Dies könnte eine Erklärung für die Ungenauigkeit der Schwellenbestimmung sein. Der Anstieg des Parameters nach Übertreten der IANS ist wahrscheinlich hauptsächlich auf die Abnahme von  $SOQ$  bei steigender Atemfrequenz zurückzuführen.

#### $SOL/(HF * SOQ)$

Der zur Herzfrequenz normierte Quotient  $SOL/(HF * SOQ)$  zeigt einen ähnlichen Verlauf wie der Parameter  $SOL/SOQ$  und kann in gleicher Weise interpretiert werden. Zusätzlich kann visuell ein Minimum kurz vor Übertritt der IANS, ähnlich wie bei  $SOL$  und  $SOL/HF$  festgestellt werden. Dies könnte wie bei dem Parameter  $SOL/HF$  mit dem Anstieg der Herzfrequenz bei steigender Atemfrequenz zu erklärt sein.

#### $SOQ$ und $SDNN$

$S_{SOQ}$  und  $S_{SDNN}$ , die durch die Parameter der Gesamtvariabilität ermittelt wurden, entstehen ebenfalls durch ein Minimum des Vagustonus. Im Bereich der IANS steigt der Sympathikotonus stark an, so dass es zu keinem weiteren Abfall der Gesamtvariabilität kommt. Der Eintritt in die Plateauphase könnte mit einem negativen Feedbackmechanismus der hohen Katecholaminkonzentration zu erklären sein. Ein erhöhter Sympathikotonus führt zur Steigerung der Katecholaminkonzentration, welche wiederum hemmende Wirkung auf die sympathische Modulation am Sinusknoten haben könnte. Eine Erklärung für die Genauigkeit der IANS Bestimmung anhand dieser Parameter könnte sein, dass eine Vielzahl physiologischer Mechanismen den Veränderungen der Gesamtvariabilität

zu Grunde liegen. Die Gesamtvariabilität wird von vegetativen (Parasympathikus und Sympathikus), metabolischen (Katecholaminkonzentration) und mechanischen (Atemfrequenz) Komponenten beeinflusst [48].

#### **4.4 Kritik der Methoden und Limitation der Studie**

Das Ziel dieser Studie war, erste Erkenntnisse über die Möglichkeiten, die die nichtlineare HRV-Analyse für die Sportmedizin bietet, zu gewinnen.

Die hier entwickelte Methodik sollte eine valide Interpretation der HRV ermöglichen. Es wurde daher jedes EKG manuell überprüft und bearbeitet. Hierdurch konnten störende Artefakte weitestgehend eliminiert werden, die Bearbeitung eines großen Probandenkollektivs ist durch diese zeitaufwändige Methode jedoch nicht möglich gewesen.

Die Schwellenbestimmung konnte nicht bei allen Probanden für alle Parameter durchgeführt werden, da bei einigen Probanden keine charakteristischen Kurvenverläufe, bzw. Minima zu erkennen waren. Dies könnte damit zu begründen sein, dass die Ermittlung der HRV je nach Parameter auf eine unterschiedliche Art von Störungen reagiert. So wäre es möglich, dass Verläufe von Parametern, die sehr stark von der Atemfrequenz abhängen, beispielsweise durch Sprechen gestört werden. Außerdem könnte eine unterschiedlich starke und unterschiedlich lange Blutabnahme für die Laktat- bzw. Katecholaminbestimmung die HRV beeinflussen. Letztendlich kann sich auch eine Veränderung der Sitzposition (kurzzeitiges Fahren im Stehen) auf die HRV auswirken [61].

Um zu überprüfen, ob eine Schwellenbestimmung mit der HRV möglich ist, wurde nur der Bereich zwischen 50% und 80% der Maximalleistung betrachtet, da sich die IANS mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit in diesem Bereich befindet [36]. In einigen Kurven fanden sich auch außerhalb dieses Bereiches Minima oder Anstiege im Kurvenverlauf, die wir in die Schwellenanalyse nicht mit einbezogen. Es wurde davon ausgegangen, dass es sich hier um durch Artefakte bedingte oder leistungsphysiologisch unbedeutende HRV-Veränderungen handelte.

Die HRV-Messung erfolgte Software bedingt nicht kontinuierlich, sondern es wurden immer nur die letzten zwei Minuten einer Belastungsstufe erfasst. Dies führte

dazu, dass bei zwei Probanden die IANS in einem Bereich lag, in dem keine HRV-Daten aufgezeichnet wurden.

Außerdem musste die HRV manuell gestartet werden, was dazu führte, dass es eine geringe Variabilität in der Startzeit der HRV gab. Zusätzlich zu dieser Ungenauigkeit in der Startzeit konnte anhand der Auswertungssoftware der Zeitpunkt des EKGs im Stufentest nur auf 1s genau bestimmt werden. Somit kann auch die aus der Zeit errechnete Schwellenleistung einen geringen Fehler aufweisen. Diese Fehler scheinen jedoch angesichts der auf 5% genauen Validierungsmethode vernachlässigbar gering.

Eine weitere Fehlerquelle ergibt sich aus der visuellen Schwellenbestimmung einiger Parameter, da diese Methode stark untersucherabhängig ist. Es sollte hier jedoch angemerkt werden, dass auch die meisten Laktatschwellenkonzepte auf einer visuellen Schwellenbestimmung beruhen.

Da die Probanden den Stufentest und die Dauertests zur Validierung der Schwellenleistung an verschiedenen Tagen durchführten, ist nicht auszuschließen, dass Tagesform und andere Einflüsse wie Arbeitsbelastung, Schlaf, Ernährung usw. die Testergebnisse beeinflusst haben. Durch genaue Anweisung zu Training und Ernährung, sowie durch Testung zur möglichst gleichen Tageszeit wurde jedoch versucht, diese Fehlerquelle möglichst gering zu halten.

## 4.5 Ausblick

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass sich die HRV als alternative Methode zur IANS Bestimmung eignet. Dieses Resultat steht im Einklang mit Berichten anderer Untersucher [43]. In der vorliegenden Studie wurde die Schwellenbestimmung jedoch erstmals durch die Heck'sche Methode validiert. Die Präzision der IANS Bestimmung ist besonders beachtlich, wenn man bedenkt, dass dies die ersten Versuche einer Schwellenanalyse durch nicht lineare Parameter der HRV waren. Es wird deutlich, dass die Komplexität der HRV nicht nur in der Langzeitanalyse, sondern auch in der Leistungsdiagnostik gut durch die Parameter des PCP wiedergegeben werden kann. Durch weitere Kenntnisse der physiologischen Vorgänge, die der HRV zugrunde liegen, wäre es möglich, die Schwellenbestimmung zukünftig zu optimieren. Auch die hier entwickelte Auswertungsmethode ist

für die breite Anwendung der HRV-Diagnostik noch zu aufwändig. Weitere Studien zur Erfassung der HRV unter Belastung und zur PCP- Analyse sind notwendig. Wünschenswert wäre es, die Ergebnisse dieser Studie an einem größeren Probandenkollektiv zu überprüfen und so die Auswertungsmethodik eines Stufentests zu standardisieren. Es wurde schon erwähnt, dass die IANS Bestimmung bislang noch große Ungenauigkeiten aufweist. Um die Leistungsdiagnostik zu verbessern, könnte die HRV als zusätzliche Methode zu dem weit verbreiteten Laktatstest genutzt werden. Insbesondere die einfach durchzuführende, nicht invasive Erfassung der Rohdaten zur HRV-Analyse ist für die Sportmedizin von Interesse. So wäre diese Methode der Leistungsdiagnostik nicht nur in speziellen sportmedizinischen Zentren anzuwenden, sondern auch als Leistungsdiagnostik in auf kardiovaskuläre Erkrankungen spezialisierten Rehabilitationszentren von Nutzen. Zudem wäre es denkbar auch von den anderen Anwendungsbereichen der HRV in der Sportmedizin zu profitieren. So könnte durch die HRV z.B. vor Beginn eines Leistungstests abgeklärt werden, ob der Sportler sich evtl. im Übertraining befindet, oder ob ein latenter Infekt vorliegt. Dies würde die Interpretation des Tests erleichtern und zu einer Verbesserung der Leistungsdiagnostik führen. Außerdem könnten Trainingseffekte bei Herz-Kreislauf-Patienten messbar gemacht und visualisiert werden. Dies würde zu einer Motivationssteigerung beitragen und helfen, das Trainingsprogramm kontinuierlich durchzuführen. In unterschiedlichen experimentellen Studien konnte gezeigt werden, dass der parasymphathischen Kontrolle der Herzfrequenz eine kardioprotektive Rolle während der Belastung zukommt [11, 82]. Die Aktivität des Parasympathikus könnte mit der HRV-Messung erstmals erfasst und somit während der Belastung kontrolliert werden. Ebenfalls bedeutend in der Bewegungstherapie von Herz-Kreislauf-Patienten könnte die Entdeckung sein, dass die HRV eng mit der Katecholamin-Konzentration korreliert ist. So wäre es durch eine kontinuierliche HRV-Analyse möglich, für Herz-Kreislauf-Patienten schädliche hohe Katecholamin-Konzentrationen bei falscher Belastungsintensität während der Bewegungstherapie zu vermeiden.

All diese Ausblicke erfordern noch weitere Untersuchungen und Studien insbesondere zum besseren Verständnis der Ursachen der HRV. Die Ergebnisse dieser Studie verdeutlichen jedoch das große Potential der HRV-Analyse für die Sportmedizin.

---

Zusammenfassend wurde in dieser Studie eine Analysemethode gefunden, mit der die HRV während eines Stufentests erfasst werden kann. Das Verhalten der HRV bei ansteigender Intensität konnte anhand verschiedener Parameter des Zeitbereichs und des PCP wiedergegeben werden. Dies ermöglichte eine breite Interpretation der komplexen Anpassungsvorgänge des Herz-Kreislaufsystems bei steigender Belastung. Nicht zuletzt konnte gezeigt werden, dass insbesondere mit dem Parameter SDNN der Zeitbereichsanalyse und den Parametern *SOL/HF* und *SOQ* der nichtlinearen Analyse eine exakte IANS Bestimmung möglich ist. In der vorliegenden Studie war es möglich, die IANS der Probanden zu 97% anhand dieser HRV-Parameter zu bestimmen.

## 5 Zusammenfassung

Seit einigen Jahren wird diskutiert, ob neben der etablierten Laktatmessung im Blut auch die Messung der Herzfrequenzvariabilität (HRV) zur Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle (IANS) in der Sportmedizin genutzt werden kann. Aufgrund der uneinheitlichen Methoden zur Bestimmung der Laktatschwelle sowie der problematischen HRV-Auswertung eines Kurzzeit-Belastungs-EKGs konnten bislang jedoch nur näherungsweise Aussagen über den Zusammenhang der Laktat- und HRV-Schwellen getroffen werden. Ziel dieser Studie ist es, den Zusammenhang von einer mittels Poincaré Plot bestimmten HRV-Schwelle und der mittels Dauertest validierten Laktatschwelle zu überprüfen.

Mit 20 durchschnittlich trainierten Probanden (10 männlich, 10 weiblich) wurde ein Fahrradstufentest (50 Watt Einstieg, Steigung 17 Watt/min, Stufenlänge 3 min) bis zur Ausbelastung durchgeführt. Neben der Abnahme von Kapillarblut aus dem Ohrläppchen am Ende jeder Stufe wurde ein Belastungs-EKG über die letzten zwei Minuten jeder Stufe aufgezeichnet. Die individuelle anaerobe Schwelle (IANS) wurde graphisch mittels des Laktatsenkenmodells ermittelt. Mit nachfolgenden Dauertests (nach Heck) wurde die IANS validiert. Zur visuellen Bestimmung der HRV-Schwelle wurden Kurven für die HRV-Parameter des Zeitbereichs aus gleitenden Messwerten erstellt und diese auf Charakteristika im Bereich der IANS überprüft.

Die Wattleistung am tiefsten Punkt der  $SOL$  -,  $SOL/HF$  - bzw. der  $SOL/(HF * SOQ)$  Kurve wurde als HRV-Schwellenleistung betrachtet. Bei SDNN und  $SOQ$  wurde der Eintritt in eine Plateauphase als Schwellenleistung angesehen. Die so bestimmten HRV-Schwellen korrelierten sehr gut mit der validierten IANS. Die Mittelwerte der Schwellenleistungen wichen nur 0 - 12 Watt bzw. 0% - 8% (ausgedrückt in Prozent der Maximalleistung) von dem Mittelwert der validierten IANS ab.

Die Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung der HRV-Schwellen und der Laktatschwellen. Gerade für die selbstständige Trainingssteuerung, oder für die Belastungsoptimierung von Patienten, könnte die HRV-Diagnostik als nicht-invasive Diagnostik eine Ergänzung bzw. eine Alternative zur Laktatdiagnostik in der Sportmedizin darstellen.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Alonso Dde, O., C.L. Forjaz, L.O. Rezende, A.M. Braga, A.C. Barretto, C.E. Negrao, M.U. Rondon, *Heart rate response and its variability during different phases of maximal graded exercise*. Arq Bras Cardiol, 1998. **71**(6): p. 787-92.
2. Anosov, O., A. Patzak, Y. Kononovich P.B. Persson, *High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold*. Eur J Appl Physiol, 2000. **83**(4 -5): p. 388-94.
3. Baron, B., J. Dekerle, S. Robin, R. Neviere, L. Dupont, R. Matran, J. Vanvelcenaher, H. Robin, P. Pelayo, *Maximal lactate steady state does not correspond to a complete physiological steady state*. Int J Sports Med, 2003. **24**(8): p. 582-7.
4. Beneke, R., *Anaerobic threshold, individual anaerobic threshold, and maximal lactate steady state in rowing*. Med Sci Sports Exerc, 1995. **27**(6): p. 863-7.
5. Beneke, R.S.P. von Duvillard, *Determination of maximal lactate steady state response in selected sports events*. Med Sci Sports Exerc, 1996. **28**(2): p. 241-6.
6. Bernardi, L., F. Salvucci, R. Suardi, P.L. Solda, A. Calciati, S. Perlini, C. Falcone, L. Ricciardi, *Evidence for an intrinsic mechanism regulating heart rate variability in the transplanted and the intact heart during submaximal dynamic exercise?* Cardiovasc Res, 1990. **24**(12): p. 969-81.
7. Bernardi, L., J. Wdowczyk-Szulc, C. Valenti, S. Castoldi, C. Passino, G. Spadacini, P. Sleight, *Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without verbalization on heart rate variability*. J Am Coll Cardiol, 2000. **35**(6): p. 1462-9.
8. Berry, M.J., J.V. Stoneman, A.S. Weyrich, B. Burney, *Dissociation of the ventilatory and lactate thresholds following caffeine ingestion*. Med Sci Sports Exerc, 1991. **23**(4): p. 463-9.
9. Bigger, J.T., J.L. Fleiss, L.M. Rolnitzky, R.C. Steinman, *The ability of several short-term measures of RR variability to predict mortality after myocardial infarction*. Circulation, 1993. **88**(3): p. 927-34.
10. Billat, V., P. Sirvent, P.M. Lepretre, J.P. Koralsztejn, *Training effect on performance, substrate balance and blood lactate concentration at maximal lactate steady state in master endurance-runners*. Pflugers Arch, 2004. **447**(6): p. 875-83.
11. Billman, G.E., R.S. Hoskins, *Time-series analysis of heart rate variability during submaximal exercise. Evidence for reduced cardiac vagal tone in animals susceptible to ventricular fibrillation*. Circulation, 1989. **80**(1): p. 146-57.
12. Blain, G., O. Meste, T. Bouchard, S. Bermon, *Assessment of ventilatory thresholds during graded and maximal exercise test using time varying analysis of respiratory sinus arrhythmia*. Br J Sports Med, 2005. **39**(7): p. 448-52; discussion 448-52.
13. Bland, J.M., D.G. Altman, *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. Lancet, 1986. **1**(8476): p. 307-10.
14. Bosquet, L., L. Leger, P. Legros, *Methods to determine aerobic endurance*. Sports Med, 2002. **32**(11): p. 675-700.

15. Braumann, K.M., U. Tegtbur, M.W. Busse, N. Maassen, *Die "Laktatsenke" - Eine Methode zur Ermittlung der individuellen Dauerleistungsgrenze*. Dtsch Z Sportmed, 1991. **42**: p. 240-246.
16. Braun, C., P. Kowallik, A. Freking, D. Hadel, K.D. Kniffki, M. Meesmann, *Demonstration of nonlinear components in heart rate variability of healthy persons*. Am J Physiol, 1998. **275**(5 Pt 2): p. H1577-84.
17. Brennan, M., M. Palaniswami, P. Kamen, *Do existing measures of Poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability?* IEEE Trans Biomed Eng, 2001. **48**(11): p. 1342-7.
18. Brennan, M., M. Palaniswami, P. Kamen, *Poincare plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators*. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2002. **283**(5): p. H1873-86.
19. Breuer, H.W., A. Skyschally, R. Schulz, C. Martin, M. Wehr, G. Heusch, *Heart rate variability and circulating catecholamine concentrations during steady state exercise in healthy volunteers*. Br Heart J, 1993. **70**(2): p. 144-9.
20. Carrasco, S., M.J. Gaitan, R. Gonzalez, O. Yanez, *Correlation among Poincare plot indexes and time and frequency domain measures of heart rate variability*. J Med Eng Technol, 2001. **25**(6): p. 240-8.
21. Casadei, B., *Is respiratory sinus arrhythmias a good index of cardiac vagal tone in exercise?* J Appl Physiol, 1996. **81**(2): p. 556-564.
22. Casadei, B., S. Cochrane, J. Johnston, J. Conway, P. Sleight, *Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans*. Acta Physiol Scand, 1995. **153**(2): p. 125-31.
23. Cheng, B., H. Kuipers, A.C. Snyder, H.A. Keizer, A. Jeukendrup, M. Hesselink, *A new approach for the determination of ventilatory and lactate thresholds*. Int J Sports Med, 1992. **13**(7): p. 518-22.
24. Clark, J.M., F.C. Hagerman, R. Gefland, *Breathing patterns during submaximal and maximal exercise in elite oarsmen*. 1983(55): p. 440-446.
25. Cottin, F., F. Durbin, Y. Papelier, *Heart rate variability during cycloergometric exercise or judo wrestling eliciting the same heart rate level*. Eur J Appl Physiol, 2004. **91**(2-3): p. 177-84.
26. Cottin, F., P.M. Lepretre, P. Lopes, Y. Papelier, C. Medigue, V. Billat, *Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling*. Int J Sports Med, 2006. **27**(12): p. 959-67.
27. Cottin, F., C. Medigue, P.M. Lepretre, Y. Papelier, J.P. Koralszteinm, V. Billat, *Heart rate variability during exercise performed below and above ventilatory threshold*. Med Sci Sports Exerc, 2004. **36**(4): p. 594-600.
28. Cottin, F., C. Medigue, P. Lopes, P.M. Lepretre, R. Heubert, V. Billat, *Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test*. Int J Sports Med, 2007. **28**(4): p. 287-94.
29. Cottin, F., Y. Papelier, P. Escourrou, *Effects of exercise load and breathing frequency on heart rate and blood pressure variability during dynamic exercise*. Int J Sports Med, 1999. **20**(4): p. 232-8.
30. De Vito, G., S.D. Galloway, M.A. Nimmo, P. MaasJ., J. McMurray, *Effects of central sympathetic inhibition on heart rate variability during steady-state exercise in healthy humans*. Clin Physiol Funct Imaging, 2002. **22**(1): p. 32-8.
31. Dickhuth, H.H., L. Yin, A. Niess, K. Rocker, F. Mayer, H.C. Heitkamp, T. Horstmann, *Ventilatory, lactate-derived and catecholamine thresholds during incremental treadmill running: relationship and reproducibility*. Int J Sports Med, 1999. **20**(2): p. 122-7.

32. Dixon, E.M., M.V. Kamath, N. McCartney, E.L. Fallen, *Neural regulation of heart rate variability in endurance athletes and sedentary controls*. Cardiovasc Res, 1992. **26**(7): p. 713-9.
33. Eckberg, D.L., *Baroreflexes and the failing human heart*. Circulation, 1997. **96**(12): p. 4133-7.
34. Ewing, D.J., J.M. Neilson, P. Travis, *New method for assessing cardiac parasympathetic activity using 24 hour electrocardiograms*. Br Heart J, 1984. **52**(4): p. 396-402.
35. Faude, O., W. Kindermann, T. Meyer, *Lactate threshold concepts: how valid are they?* Sports Med, 2009. **39**(6): p. 469-90.
36. Gaskill, S.E., B.C. Ruby, A.J. Walker, O.A. Sanchez, R.C. Serfass, A.S. Leon, *Validity and reliability of combining three methods to determine ventilatory threshold*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(11): p. 1841-8.
37. Guzik, P., J. Piskorski, T. Krauze, R. Schneider, K.H. Wesseling, A. Wykretowicz, H. Wysocki, *Correlations between the Poincare plot and conventional heart rate variability parameters assessed during paced breathing*. J Physiol Sci, 2007. **57**(1): p. 63-71.
38. Hagerman, I., M. Berglund, M. Lorin, J. Nowak, C. Sylven, *Chaos-related deterministic regulation of heart rate variability in time- and frequency domains: effects of autonomic blockade and exercise*. Cardiovasc Res, 1996. **31**(3): p. 410-8.
39. Heck, H., Beneke, R., *30 Jahre Laktatschwellen-was bleibt zu tun?* Dtsch Z Sportmed, 2008. **59**(12): p. 297-302.
40. Heck, H., A. Mader, G. Hess, S. Mucke, R. Muller, W. Hollmann, *Justification of the 4-mmol/l lactate threshold*. Int J Sports Med, 1985. **6**(3): p. 117-30.
41. Hille, C.L. Geiger, *Mathematische Beschreibung der Laktatkinetik beim Stufentest und Umsetzung in eine datenbankorientierte Analyse-Software*. Leistungssport, 1993. **23**(5): p. 46-51.
42. Horn, A., H. Schulz, H. Heck, *Stimulation zum Einfluss der Höhe der Herzfrequenz auf HRV Parameter*. In: *Herzfrequenzvariabilität im Sport*. In: Schriften der Deutschen Vereinigung der Sportwissenschaft. Band 129., Hamburg: Czwalina, 2001
43. Hottenrott, K., O. Hoos, H.D. Esperer, *Heart rate variability and physical exercise. Current status*. Herz, 2006. **31**(6): p. 544-52.
44. Janssen, M.J., J. de Bie, C.A. Swenne, J. Oudhof, *Supine and standing sympathovagal balance in athletes and controls*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1993. **67**(2): p. 164-7.
45. Jones, A.M., J.H. Doust, *The validity of the lactate minimum test for determination of the maximal lactate steady state*. Med Sci Sports Exerc, 1998. **30**(8): p. 1304-13.
46. Kaikkonen, P., E. Hynynen, T. Mann, H. Rusko, A. Nummela, *Can HRV be used to evaluate training load in constant load exercises?* Eur J Appl Physiol, 2009.
47. Kamath, M.V., E.L. Fallen, *Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function*. Crit Rev Biomed Eng, 1993. **21**(3): p. 245-311.
48. Karapetian, G.K., H.J. Engels, R.J. Gretebeck, *Use of Heart Rate Variability to Estimate LT and VT*. Int J Sports Med, 2008. **29**(8): p. 652-7.
49. Kindermann, W., G. Simon, J. Keul, *The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1979. **42**(1): p. 25-34.

50. Kleiger, R.E., J.P. Miller, J.T. Bigger, Jr., A.J. Moss, *Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction*. Am J Cardiol, 1987. **59**(4): p. 256-62.
51. Kohl, P., A.G. Kamkin, I.S. Kiseleva, T. Streubel, *Mechanosensitive cells in the atrium of frog heart*. Exp Physiol, 1992. **77**(1): p. 213-6.
52. MacIntosh, B.R., S. Esau, K. Svedahl, *The lactate minimum test for cycling: estimation of the maximal lactate steady state*. Can J Appl Physiol, 2002. **27**(3): p. 232-49.
53. Macor, F., R. Fagard, A. Amery, *Power spectral analysis of RR interval and blood pressure short-term variability at rest and during dynamic exercise: comparison between cyclists and controls*. Int J Sports Med, 1996. **17**(3): p. 175-81.
54. McGillem CD, C.G., *Continuous and discrete signal and system analysis*. Rinehart and Winston. New York: Holt, 1974
55. Melanson, E.L., *Resting heart rate variability in men varying in habitual physical activity*. Med Sci Sports Exerc, 2000. **32**(11): p. 1894-901.
56. Mouro, L., M. Bouhaddi, S. Perrey, S. Cappelle, M.T. Henri, J.P. Wolf, J.D. Rouillon, J. Regnard, *Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincare plot analysis*. Clin Physiol Funct Imaging, 2004. **24**(1): p. 10-8.
57. Mouro, L., M. Bouhaddi, S. Perrey, J.D. Rouillon, J. Regnard, *Quantitative Poincare plot analysis of heart rate variability: effect of endurance training*. Eur J Appl Physiol, 2004. **91**(1): p. 79-87.
58. Pagani, M., F. Lombardi, S. Guzzetti, O. Rimoldi, R. Furlan, P. Pizzinelli, G. Sandrone, G. Malfatto, S. Dell'Orto, E. Piccaluga et al., *Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog*. Circ Res, 1986. **59**(2): p. 178-93.
59. Parizkova, J., *Total body fat and skinfold thickness in children*. Metabolism, 1961. **10**: p. 794.
60. Perini, R., N. Fisher, A. Veicsteinas, D.R. Pendergast, *Aerobic training and cardiovascular responses at rest and during exercise in older men and women*. Med Sci Sports Exerc, 2002. **34**(4): p. 700-8.
61. Perini, R., A. Veicsteinas, *Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions*. Eur J Appl Physiol, 2003. **90**(3-4): p. 317-25.
62. Perlini, S., P.L. Solda, M. Piepoli, G. Sala-Gallini, A. Calciati, G. Finardi, L. Bernardi, *Determinants of respiratory sinus arrhythmia in the vagotomized rabbit*. Am J Physiol, 1995. **269**(3 Pt 2): p. H909-15.
63. Prabhhu, B., T. Zintel, R. Marciniuk, R. Clemens, C. Gallagher, *Lack of effect of pedaling frequency on breathing pattern during bicycle ergometry*. An Rev Respir Dis 1992. **145**: p. A582.
64. Princi, T., A. Accardo, D. Peterec, *Linear and non-linear parameters of heart rate variability during static and dynamic exercise in a high-performance dinghy sailor*. Biomed Sci Instrum, 2004. **40**: p. 311-6.
65. Radespiel-Troger, M., R. Rauh, C. Mahlke, T. Gottschalk, M. Muck-Weymann, *Agreement of two different methods for measurement of heart rate variability*. Clin Auton Res, 2003. **13**(2): p. 99-102.
66. Rimoldi, O., R. Furlan, M.R. Pagani, S. Piazza, M. Guazzi, M. Pagani, A. Malliani, *Analysis of neural mechanisms accompanying different intensities of dynamic exercise*. Chest, 1992. **101**(5 Suppl): p. 226S-230S.

67. Saul, J.P., R.F. Rea, D.L. Eckberg, R.D. Berger, R.J. Cohen, *Heart rate and muscle sympathetic nerve variability during reflex changes of autonomic activity*. Am J Physiol, 1990. **258**(3 Pt 2): p. H713-21.
68. Schumacher, *Linear and nonlinear Approaches to the Analysis of R-R Interval Variability*. Biol Res Nurs, 2004. **5**: p. 211.
69. Seely, A.J., P.T. Macklem, *Complex systems and the technology of variability analysis*. Crit Care, 2004. **8**(6): p. R367-84.
70. Shibata, M., T. Moritani, T. Miyawaki, T. Hayashi, K. Nakao, *Exercise prescription based upon cardiac vagal activity for middle-aged obese women*. Int J Obes Relat Metab Disord, 2002. **26**(10): p. 1356-62.
71. Simon, G., A. Berg, H.-H. Dickhut, A. Simon-Alt, J. Keul, *Bestimmung der anaeroben Schwelle in Abhängigkeit vom Alter und von der Leistungsfähigkeit.*, Dtsch Z Sportmed, 1981. **1**: p. 7-14.
72. Stegmann, H., W. Kindermann, A. Schnabel, *Lactate kinetics and individual anaerobic threshold*. Int J Sports Med, 1981. **2**(3): p. 160-5.
73. Svedahl, K.B.R. MacIntosh, *Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement*. Can J Appl Physiol, 2003. **28**(2): p. 299-323.
74. Task, F., *Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Eur Heart J, 1996. **17**(3): p. 354-81.
75. Tegtbur, U., M.W. Busse, K.M. Braumann, *Estimation of an individual equilibrium between lactate production and catabolism during exercise*. Med Sci Sports Exerc, 1993. **25**(5): p. 620-7.
76. Tegtbur, U., H. Machold, H. Meyer, D. Storp, M.W. Busse, *Determining the extent of intensive physical performance in patients with coronary heart disease*. Z Kardiol, 2001. **90**(9): p. 637-45.
77. Tegtbur, U., H. Meyer, H. Machold, M.W. Busse, *Exercise recommendation and catecholamines in patients with coronary artery disease*. Z Kardiol, 2002. **91**(11): p. 927-36.
78. Tsuji, H., M.G. Larson, F.J. Venditti, Jr., E.S. Manders, J.C. Evans, C.L. Feldman, D. Levy, *Impact of reduced heart rate variability on risk for cardiac events. The Framingham Heart Study*. Circulation, 1996. **94**(11): p. 2850-5.
79. Tulppo, M.P., T.H. Makikallio, T. Seppanen, J.K. Airaksinen, H.V. Huikuri, *Heart rate dynamics during accentuated sympathovagal interaction*. Am J Physiol, 1998. **274**(3 Pt 2): p. H810-6.
80. Tulppo, M.P., T.H. Makikallio, T. Seppanen, R.T. Laukkanen, H.V. Huikuri, *Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness*. Am J Physiol, 1998. **274**(2 Pt 2): p. H424-9.
81. Tulppo, M.P., T.H. Makikallio, T.E. Takala, T. Seppanen, H.V. Huikuri, *Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise*. Am J Physiol, 1996. **271**(1 Pt 2): p. H244-52.
82. Vanoli, E., G.M. De Ferrari, M. Stramba-Badiale, S.S. Hull, Jr., R.D. Foreman, P.J. Schwartz, *Vagal stimulation and prevention of sudden death in conscious dogs with a healed myocardial infarction*. Circ Res, 1991. **68**(5): p. 1471-81.
83. Wasserman, K., B.J. Whipp, S.N. Kooyl, W.L. Beaver, *Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise*. J Appl Physiol, 1973. **35**(2): p. 236-43.

- 
84. Yamamoto, Y., R.L. Hughson, J.C. Peterson, *Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis*. J Appl Physiol, 1991. **71**(3): p. 1136-42.

## Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Wolfgang Jelkmann, der sich von Anfang an für mein Vorhaben, im Bereich der Sportmedizin zu promovieren, eingesetzt hat und mich sehr bei der Anfertigung dieser Dissertation unterstützt hat. Danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. Michael Braumann für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit der Zusammenarbeit der Universität Lübeck mit der Universität Hamburg.

An dieser Stelle möchte ich mich auch noch einmal bei allen Probanden, die an der Studie teilgenommen haben, bedanken. Den Mitarbeitern des Instituts für Sportmedizin danke ich für die gute Zusammenarbeit und die nette Arbeitsatmosphäre. Ins Besondere danke ich Daniela Stein für die große Hilfsbereitschaft beim Erlernen der praktischen Fähigkeiten zur Durchführung der leistungsdiagnostischen Untersuchungen. Sie war während der gesamten Studienzeit eine wertvolle Ansprechpartnerin, die mich immer bei gerätetechnischen Fragen und Problemen unterstützt hat. Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Herrn Gerold Schwarz für die Zusammenarbeit bei der Erstellung der Auswertungssoftware, sowie bei Herrn Dr. Vonthein für die Kontrolle meiner statistischen Auswertung.

Des Weiteren möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich moralisch unterstützt und zur Anfertigung dieser Arbeit ermutigt haben. Hervorheben möchte ich hier Herrn Prof. Dr. Westermann. Danken möchte ich auch meinem Bruder, insbesondere für seine fachlichen Ratschläge.

Mein größter Dank gilt meinen Eltern. Ohne ihre Unterstützung wäre die parallele Durchführung des Studiums und der Doktorarbeit in dieser Art nicht möglich gewesen.

## Lebenslauf

### Persönliche Daten

Nicola Flöter  
geb. 30.05.1985 in Hamburg

### Ausbildung

1991- 1995	Grundschule Klosterbergen Reinbek
1995- 2004	Sachsenwaldgymnasium Reinbek
Jun. 2004	Abitur
Jul. 2004- Sept. 2005	Auslandsaufenthalt, Praktika
Okt. 2005	Universität zu Lübeck , Studiengang Medizin
Aug. 2007	1. Staatsexamen Medizin
Aug. 2008	Beginn der Promotion, Institut für Physiologie, Lübeck / Institut für Sportmedizin, Hamburg
Okt. 2008- Feb. 2009	Auslandssemester - Universidad de Cantabria, Spanien
Herbst 2011	2. Staatsexamen Medizin

### Famulaturen, Praktisches Jahr

Feb.- März 2008	Famulatur, Orthopädisches Kinderkrankenhaus, Unfallchirurgische Klinik Nargerscoil, Indien
Aug.- Sept. 2008	Famulatur, Sportmedizinisches Institut Univer- sität Hamburg
Sept.- Okt. 2009	Famulatur Rheumathologie Hôpital Notre-Dame, Paris
März 2010	Famulatur Sportmedizin UC Davis, USA
Aug. 2010- Jul. 2011	Praktisches Jahr: Orthopädie, Schulthessklinik Zürich, Schweiz Unfallchirurgie, Klinik Gut St. Moritz, Schweiz Chirurgie, Nargerscoil, Indien Innere Medizin, Schönkliniken Neustadt