

---

# Diagnostik der Herzfrequenzvariabilität in der Sportmedizin – Rahmenbedingungen und diagnostische Möglichkeiten<sup>1</sup>

Andrea Horn

## 1 Einleitung und Problemstellung

Als wichtige Stellgröße neurovegetativer Regulationsprozesse unterliegt die Herzfrequenz spontanen Schlag-zu-Schlag-Schwankungen, die durch Impulse der efferenten Herznerven Parasympathikus und Sympathikus vermittelt werden. Die Oszillationen der Herzperiodendauern (RR-Intervalle) werden als Herzfrequenzvariabilität (HRV von „heart rate variability“) bezeichnet. Die Erfassung der HRV aus dem EKG stellt ein sensibles, nicht-invasives Instrument zur qualitativen und quantitativen Beurteilung der kardialen autonomen Reaktionslage dar. Üblicherweise wird die Verteilung der Spektralenergie im Frequenzspektrum der RR-Intervalldauern zur Abschätzung der parasympathisch-sympathischen Gleichgewichtslage herangezogen. Physiologisch überwiegt dabei in Ruhe die vagale gegenüber der sympathischen kardialen Modulation.

Bereits seit vielen Jahren ist die Herzfrequenzvariabilität in der klinischen und intensivmedizinischen Diagnostik im Bereich der Kardiologie, aber auch in weiteren medizinischen Fachdisziplinen etabliert. Der diagnostische Nutzen der Herzfrequenzvariabilität erstreckt sich dabei von der Früherkennung und Prognosebeurteilung pathologischer Prozesse bis hin zur Abschätzung des Sterberisikos nach akuten Ereignissen, wie z.B. Myokardinfarkt (Bigger, Fleiss, Rolnitzky & Steinman, 1993) oder Schlaganfall (Giubilei et al., 1998).

Mit der Entwicklung mobiler, kostengünstiger Messapparaturen ist die HRV-Analyse zunehmend auch in den Fokus ambulanter und insbesondere sportmedizinischer Anwendungsbereiche gerückt. Die steigenden wissenschaftlichen Publikationszahlen in den letzten 20 Jahren dokumentieren eine mittlerweile rege Forschungsaktivität zur Herzfrequenzvariabilität im Kontext körperlicher Aktivität. Jedoch zeigen die Verläufe auch das erst junge Alter dieses Wissenschaftszweiges, in dem eine intensivere Bearbeitung sportbezogener Fragestellungen seit weniger als zehn Jahren erfolgt. Exemplarisch ist in Abbildung 1 die Häufigkeitsverteilung der Einträge in der MEDLINE-Datenbank für die Stichwortkombination „heart rate variability“ und „exercise“ veranschaulicht.

---

<sup>1</sup> Kurzbericht zur gleichlautenden Dissertation, abgeschlossen am Lehrstuhl für Sportmedizin der Ruhr-Universität Bochum, Juli 2004. Gesamttext online erhältlich unter:  
<http://www-brs.ub.ruhr-uni-bochum.de/netahtml/HSS/Diss/HornAndrea/diss.pdf>

Zielsetzung dieser Forschungsaktivitäten ist die Abklärung der diagnostischen Wertigkeit der HRV in weitgefächerten sportbezogenen Anwendungsfeldern, wie der Prävention und Rehabilitation, der Sporttherapie bis hin zum Fitness- und Spitzensport. Für die Prävention und den Leistungssport werden beispielsweise Möglichkeiten der Gesundheits- und Leistungsdiagnostik (Colosimo, Giuliani, Mancini, Piccirillo & Marigliano, 1997) und individuellen Steuerung von Ausdauertrainingsbelastungen (Horn, Schulz & Heck, 2003; Shibata, Moritani, Miyawaki, Hayashi & Nakao, 2002) sowie der Beurteilung des Regenerationszustandes (Uusitalo, Uusitalo & Rusko, 2000) anhand der HRV diskutiert.

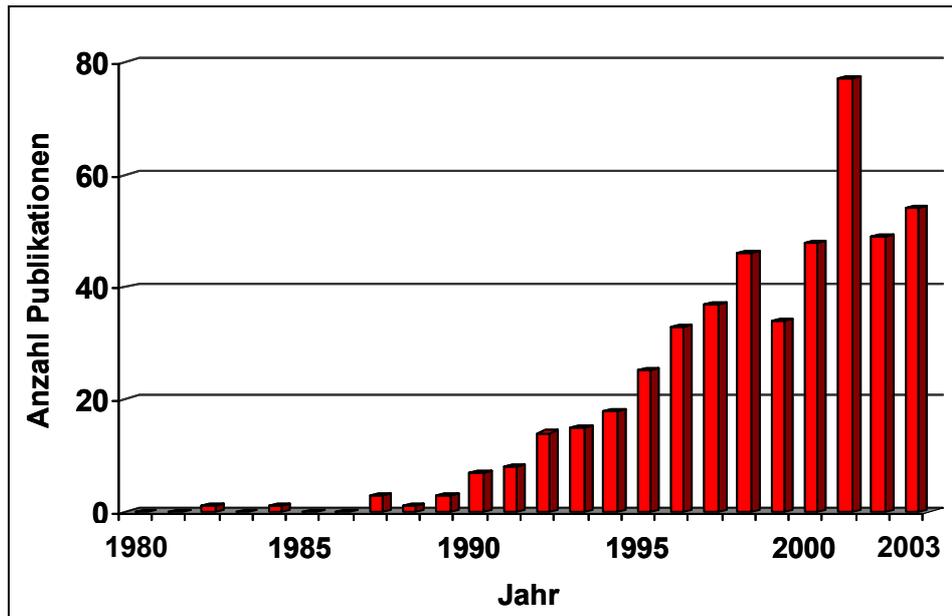


Abb. 1: Häufigkeitsverteilung der bis zum 17.11.2003 in MEDLINE gelisteten Publikationen zur Stichwortkombination „heart rate variability“ und „exercise“.

Um eine Vereinheitlichung der Methoden und damit eine bessere Vergleichbarkeit der Literaturbefunde zu erzielen, wurde 1996 von einem Expertengremium der Europäischen Kardiologengesellschaft und der Nordamerikanischen Gesellschaft für Elektrophysiologie ein Positionspapier veröffentlicht (Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). Darin sind Empfehlungen zu methodischen Verfahren sowie zur Interpretation der HRV-Analyse zusammengefasst, für die eine konkrete Ausrichtung auf klinische Einsatzbereiche zu erkennen ist.

### 1.1 Besondere Rahmenbedingungen in der Sportmedizin

Die Mehrheit der in der Vergangenheit und aktuell durchgeführten HRV-Studien in nicht-klinischen Bereichen beruft sich bei der Wahl der Methoden ebenfalls auf die Standardempfehlungen des o.g. Expertengremiums. Im Vergleich zur traditionellen klinischen

autonomen Funktionsdiagnostik unterliegt die HRV-Diagnostik in der Sportmedizin jedoch besonderen methodischen und physiologischen Rahmenbedingungen.

Ausgewählte besondere Rahmenbedingungen der HRV-Diagnostik in der Sportmedizin sind in Abbildung 2 dargestellt. So ergeben sich wesentliche Unterschiede gegenüber klinischen Gegebenheiten aus dem bzgl. Lebensalter und Leistungsfähigkeit sehr heterogenen Untersuchungsgut, der Notwendigkeit ökonomischer und in die sportmedizinische Praxis integrierbarer Untersuchungs- und Analysemethoden, der großen Variabilität der Messsituationen mit wechselnden Untersuchungsstandorten und Umfängen der Datenaufzeichnungen und nicht zuletzt aus der Anwendung der HRV-Diagnostik in einem breiten Herzfrequenzspektrum zwischen Ruhe und Belastungsbedingungen. Die Herzfrequenzvariabilität sollte entweder unabhängig von den jeweiligen Situationsvariablen präzise zu beurteilen sein oder im Falle einer Abhängigkeit sollte zumindest der Einfluss der unabhängigen Variablen im Hinblick auf Qualität und Quantität bekannt sein.

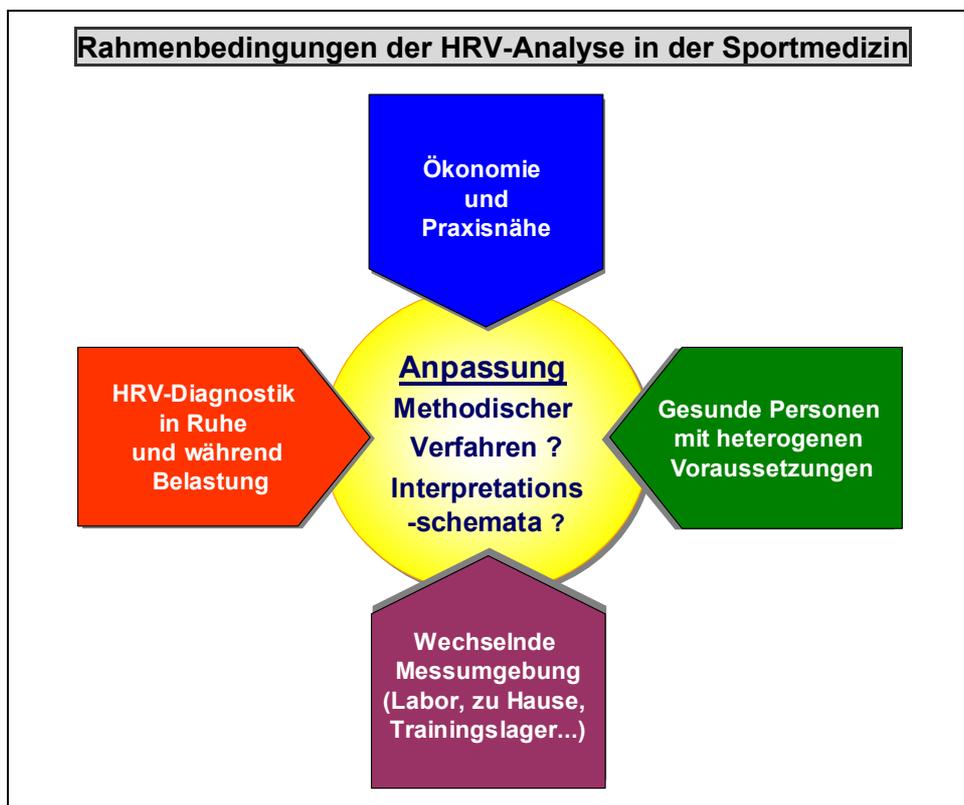


Abb. 2: Auswahl typischer Rahmenbedingungen der HRV-Analyse in der Sportmedizin. Diese erfordern ggf. spezifische Anpassungen methodischer Verfahren oder Interpretationsmuster ausgehend von den Standardempfehlungen.

Insofern ist kritisch in Frage zu stellen, ob ein Transfer der Standardempfehlungen in dieses neue Anwendungsfeld der Herzfrequenzvariabilität überhaupt möglich ist.

**Übergeordnete Zielsetzung der hier vorgestellten Arbeit war demnach, die Relevanz der traditionellen klinisch orientierten Methodenempfehlungen für die HRV-Diagnostik unter Ruhebedingungen in der Sportmedizin zu klären und, wenn nötig, spezifische methodische Alternativen und Interpretationsempfehlungen herauszuarbeiten.**

Dazu wurden Fragestellungen zu wesentlichen mathematisch-methodischen und physiologischen Grundlagen der HRV-Analyse in der Sportmedizin in drei methodischen Untersuchungen an simulierten RR-Intervallreihen und vier experimentellen Untersuchungen bearbeitet.

Nachfolgend werden die verschiedenen methodischen Problembereiche der HRV-Diagnostik in der Sportmedizin erläutert und die bearbeiteten Fragestellungen hergeleitet. Zudem folgt eine Darstellung der wesentlichen Befunde, Schlussfolgerungen und abzuleitenden Empfehlungen für die einzelnen Studien.

## **1.2 Vorstellung der Studien**

### **1.2.1 Qualitative und quantitative Eigenschaften der HRV-Parameter**

#### **Problem und Fragestellungen**

Auf der mathematisch-technologischen Methodenebene setzt die präzise Abschätzung von HRV-Befunden ein valides und reliables Messsystem zur Erfassung und Aufbereitung der Herzfrequenz-Rohdaten voraus. Ebenso sind geeignete Parameter erforderlich, die mit minimalem Informationsverlust ein Abbild der tatsächlichen Herzfrequenzvariabilität während einer Messung liefern. Diese Bedingungen sind von zentraler Relevanz, da grobes Werkzeug im übertragenen Sinn ein nur grobes Ergebnis hervorbringen kann. Demzufolge beschäftigte sich ein wesentlicher Teil der hier vorgestellten Arbeit mit der Überprüfung der in der Literatur gebräuchlichen, potentiell für Kurzeitaufzeichnungen verwendbaren Parameter der HRV (s. Anhang „Methodischer Exkurs“). Traditionell werden diese aus statistischen Analysen des Streuungsverhaltens der RR-Intervalle (Zeitbereichanalyse) oder aus dem RR-Intervall-Frequenzspektrum ermittelt. Für letztere Methode werden im Standardpositionspapier Empfehlungen ausgesprochen, da eine differenzierte Darstellung sympathisch-parasympathischer gegenüber allein parasympathischer Aktivität als Basis für die autonome Balanceschätzung möglich ist. Daran geknüpft sind jedoch auch ein hoher rechnerischer Aufwand und vor Allem sehr strikte Bedingungen an die Qualität der

RR-Intervalldaten, die in der sportmedizinischen HRV-Diagnostik meist nicht erfüllt werden. Demzufolge sollte bekannt sein, ob die Parameter der Zeitbereichsanalyse einen qualitativ und quantitativ vergleichbaren Informationsgehalt haben. Für die Vergleichbarkeit von Literaturbefunden und unter ökonomischen Gesichtspunkten ist es weiterhin wünschenswert, Beziehungen zwischen den Parametern aufzudecken, um letztlich ihre Zahl auf ein Mindestmaß reduzieren zu können ohne Informationseinbußen gegenüber der Auswertung aller Parameter in Kauf nehmen zu müssen.

In einer weiteren Parameterstudie wurde, als ebenfalls spezifisches Problem der HRV-Diagnostik in der Sportmedizin gegenüber der klinischen HRV-Diagnostik, die **große Spannweite der Herzfrequenzen während verschiedener Messungen** aufgegriffen. Diese ist bei gesunden Personen bereits in Ruhe sehr ausgeprägt und wird durch Untersuchungen der Herzfrequenzvariabilität während körperlicher Belastung, z.B. im Rahmen von leistungsdiagnostischen Tests, weiter vergrößert. Die HRV sollte demnach innerhalb einer Herzfrequenzspanne zwischen ca. 40 und 200 min<sup>-1</sup> valide zu diagnostizieren sein. Da die Herzfrequenz die Primärgröße der HRV ist, besteht bereits ein physiologischer Zusammenhang zwischen diesen Größen. Zudem sollte jedoch bekannt sein, ob ein zusätzlicher, mathematisch-methodischer Einfluss der Herzfrequenz auf die HRV-Parameter existiert. Daraus würden unterschiedliche Befunde bei gleicher Herzfrequenzvariabilität allein aufgrund einer Veränderung der Höhe der Herzfrequenz resultieren, was entsprechend in der Interpretation zu berücksichtigen wäre.

Um die beschriebenen methodischen Abhängigkeiten zwischen der Variabilität der Herzfrequenz und den Parameterwerten zu beschreiben, sollte die Betrachtung am Besten unter Ausschluss bekannter biologischer Zusammenhänge erfolgen.

### **Ergebnisse, Schlussfolgerungen und Empfehlungen**

Zur Umgehung physiologischer Effekte auf das HRV-Spektrum wurden RR-Zeitreihen mit Simulationen von überlagerten und mit drei Amplitudenmodulationen systematisch variierenden 0,1-Hz- und 0,3-Hz-Schwingungen generiert und analysiert. Zur Simulation verschiedener Herzfrequenzen wurde dieser Datensatz zudem für drei mittlere Schwingungsniveaus erstellt. Verschiedene Umfänge der HRV-Daten wurden mittels Serien von acht bis 1024 RR-Intervallen erzeugt. Somit konnten für die Interpretation von HRV-Befunden elementare mathematisch-methodische Eigenschaften der Zeitbereichparameter in Bezug auf ihr qualitatives und quantitatives Verhalten bei Variation der RR-Intervallfluktuationen sowie bei Variation des Aufzeichnungsumfanges und der Basis Herzfrequenz geprüft werden.

Es zeigte sich, dass die Zeitbereichparameter in Analogie zu den Frequenzparametern spezifisch auf Änderungen der schnelleren oder langsameren Schwingungen der Herzfrequenzvariabilität reagieren. Dabei sind die meisten der elf betrachteten Zeitbereichparameter und insbesondere diejenigen, die auf Basis der RR-Intervalldifferenzen berechnet werden, sensibler für hoch- als niederfrequente Schwingungen und damit Indices der kardiovagalen Aktivität ( $\Delta RR_{MW}$ ,  $\Delta RR_{SD}$ ,  $SA_{rel}$ ,  $pNN50$ ,  $pNN6,25$ ,  $rMSSD$ ,  $D_W$  und  $SO_L$ ).

Nur die zwei Parameter der quantitativen Poincaré-Plot-Analyse, die die Länge der Punktwolke bzw. die Streuung in Richtung der Winkelhalbierenden quantifizieren ( $D_L$ ,  $SO_W$ ), sind geringfügig sensibler für niederfrequente, längerfristige RR-Intervallveränderungen. Zusammen mit der Standardabweichung der RR-Intervalldauern ( $RR_{SD}$ ), die unabhängig von der Schwingungsfrequenz alle RR-Intervallfluktuationen reflektiert, gelten  $D_L$  und  $SO_W$  somit als Maße der gemischt sympathisch-parasympathischen Aktivität. Dabei stehen sie in engem Zusammenhang zur Gesamtvariabilität, ohne jedoch äquivalent zu ihr zu sein.

Da die Parameter innerhalb ihrer Gruppenzugehörigkeit insgesamt sehr eng untereinander sowie mit der HFP (hochfrequenzsensible Gruppe) bzw. der LFP (niederfrequenzsensible Gruppe) korrelieren und darüber hinaus zum Teil mathematisch quasi äquivalent sind ( $\Delta RR_{MW}$  und  $SA_{rel}$  sowie  $rMSSD$  und  $SO_L$ ), ist zumindest der qualitative Informationsgehalt jeweils als weitgehend redundant einzuschätzen. Eine demzufolge scheinbar mögliche Reduktion der zu kalkulierenden Parameterzahl und damit größere Ökonomie und Effizienz der HRV-Analyse ist jedoch fundiert nur auf Basis quantitativer Parameterunterschiede möglich.

Nach Prüfung ihrer quantitativen Eigenschaften (Diskrepanzfähigkeit = Relation zwischen Änderungen der Parameterwerte und der Variabilität der generierten RR-Reihen) konnten einige Parameter als besonders empfehlenswert, andere dagegen als besonders unbrauchbar für den Einsatz in der außerklinischen HRV-Diagnostik beurteilt werden.

Insgesamt empfehlen sich innerhalb der hochfrequenzsensiblen Parameter aufgrund ihrer guten Diskrepanzfähigkeit und gleichzeitigen Unempfindlichkeit gegenüber Phasenverschiebungen zwischen den zwei verschiedenen Schwingungskomponenten (0,1 und 0,3 Hz) die Parameter  $\Delta RR_{MW}$ ,  $SA_{rel}$  und nachfolgend  $rMSSD$  und  $SO_L$ . Die im klinischen Bereich häufig zur Beurteilung der vagalen Aktivität herangezogenen Parameter  $pNN50$  und  $pNN6,25$  dichotomisieren die RR-Intervalldifferenzen lediglich in relevante, überschwellige und irrelevante, unterschwellige Differenzen und verfügen somit über eine unbrauchbare Diskrepanzfähigkeit. Zudem sind sie durch Veränderungen der Phasenverschiebung hochgradig beeinflussbar. Dies zeigte sich nicht für die LF-sensiblen Parameter, wobei  $SO_W$  eine bessere Diskrepanzfähigkeit als  $D_L$  aufwies.

Um den Charakter einer RR-Zeitreihe mit hoher Präzision und Diskrepanzfähigkeit im Zeitbereich zu erfassen, sind somit auf der Grundlage der zunächst für die Basis Herzfrequenz  $60 \text{ min}^{-1}$  erarbeiteten Befunde lediglich drei Parameter „erforderlich“. Dies ist eine Kombination der zwei Poincaré-Plot-Parameter  $SO_W$  und  $SO_L$  sowie der klassischen Standardabweichung der absoluten RR-Intervallauern  $RR_{SD}$ .

Es ist jedoch zu beachten, dass mit Ausnahme von  $RR_{SD}$  diese Parameter quantitativ bei konstanter HRV im Frequenzbereich allein aufgrund von **Änderungen der Basis Herzfrequenz** beeinflusst werden. So ist bei der Interpretation der HRV-Befunde zu berücksichtigen, dass sich die Absolutwerte von  $SO_W$  gleichsinnig und von  $SO_L$  in hohem Maße invers zu Änderungen der Herzfrequenz verhalten und zudem  $SO_W$  bei Herzfrequenzanstieg zunehmend mit der Gesamt-HRV korreliert, womit dessen Sensitivität für niederfrequente Fluktuationen verloren geht. Positiv ist dagegen zu werten, dass mit  $SO_L$  ein stabiler Hochfrequenzfilter mit hoher Frequenzspezifität unabhängig von der Herzfrequenz vorliegt. Zudem kann die Herzfrequenzabhängigkeit der  $SO_L$ -Absolutwerte durch Normierung der Parameterwerte zur Herzfrequenz ( $SO_L/RR_{MW}$ ) zumindest teilweise aufgefangen werden.

Mögliche Fehlinterpretationen bei Gegenüberstellung von HRV-Befunden auf der Basis unterschiedlicher Herzfrequenzen könnten sich demzufolge aus den Absolutwerten von  $SO_L$ , die bei Herzfrequenzanstieg auf eine Verminderung der respiratorisch vermittelten HRV und damit ggf. auf einen reduzierten Vagotonus hindeuten würden, ergeben. Dieser Fehler wird jedoch in der Praxis quantitativ meist nicht erkannt, da qualitativ eine vagale Depression bei höherer Herzfrequenz auch physiologisch zu erwarten ist.

Des Weiteren könnten theoretisch Fehlinterpretationen aus dem inversen Verhalten von  $SO_L$  und  $SO_W$  bei Herzfrequenzänderungen resultieren, wenn die Relation zwischen diesen Parametern zur Abschätzung der sympatho-vagalen Balance genutzt würde (analog zu LFP/HFP). Mathematisch wäre dies aufgrund der Beziehung  $SO_L^2 + SO_W^2 = 2RR_{SD}^2$  (Brennan, Palaniswami, & Kamen, 2001) möglich, dürfte jedoch unter der Annahme verschiedener Periodizitäten innerhalb des HRV-Signals mit jeweils spezifischem physiologischem Informationsgehalt nicht interpretiert werden.

Basierend auf demselben mathematischen Problem, nämlich Veränderungen im Verhältnis zwischen Abtastfrequenz und Periodenlänge einer Schwingung, ist die Höhe der Parameterwerte von  $SO_L$  und  $SO_W$  (jedoch nicht von  $RR_{SD}$ ) auch von der Frequenz der Periodizität der RR-Intervallreihe abhängig. Je höher die Frequenz, desto geringer ist  $SO_W$  und desto höher  $SO_L$ . Demzufolge kann wahrscheinlich nur die anteilige spontane HRV ( $SO_L$ ) an  $SO_W$  bzw. an der Gesamt-HRV und zudem nur bei ausreichend hoher Atemfrequenz (Minimum ca.  $15 \text{ min}^{-1}$ ) beurteilt werden.

Schließlich werden die HRV-Befunde aufgrund physiologischer wie auch aufgrund mathematisch-methodischer Zusammenhänge auch durch den **Umfang der RR-Intervallreihe** beeinflusst. Während physiologisch vornehmlich ein Anstieg der HRV-Parameterwerte mit zunehmender Beobachtungslänge aufgrund der fehlenden Stationarität der autonomen Regulation zu erwarten ist, kommt ein mathematisch-methodischer Effekt bei simulierten RR-Intervallaufzeichnungen für sehr geringe Beobachtungsumfänge zum Tragen. Weniger als 130 RR-Intervalle provozieren tendenziell überhöhte Beurteilungen der HRV zusätzlich zu einer ausgeprägten Variabilität der Parameterwerte bei Messwiederholungen. Die Parameter der langfristigen und Gesamt-HRV  $SO_W$  und  $RR_{SD}$  sind frühzeitiger,  $SO_L$  dagegen erst bei praktisch irrelevant kurzen Umfängen betroffen.

Insgesamt können folgende **methodische Empfehlungen** für die HRV-Analyse im Zeitbereich und die Interpretation der HRV-Befunde zusammengefasst werden (s. auch Tab. 1):

- $RR_{SD}$  erfasst als einfache Standardabweichung über die RR-Intervalldauern valide die insgesamt in einem Signal vorhandene Variabilität unabhängig von der Höhe der Herzfrequenz. Bei ausgeprägter Diskrepanzfähigkeit ist für die Gesamtvariabilität keine Frequenzspezifität zu erkennen.
- Hochfrequente Fluktuationen werden durch  $SO_L$ , der Streuung um die Längachse im Poincaré Plot, qualitativ unabhängig von der Höhe der Herzfrequenz erfasst. Des Weiteren empfiehlt sich für  $SO_L$  die Betrachtung normalisiert zur mittleren RR-Intervalldauer ( $SO_L/RR_{MW} \cdot 10^{-3}$ ), da dieser abgeleitete Parameter nur vergleichsweise gering über die verschiedenen Herzfrequenzniveaus variiert und dabei die Kriterien der Frequenzspezifität und Diskrepanzfähigkeit bewahrt.
- $SO_W$  gibt, wie  $RR_{SD}$ , Auskunft über die Höhe der Gesamt-HRV und weist bei geringer Herzfrequenz eine tendenzielle Frequenzspezifität für die niederfrequenten 0,1-Hz-Fluktuationen auf. Im Gegensatz zu  $SO_L$  liegt für  $SO_W$  normiert zu  $RR_{MW}$  (n.u.) eine quantitativ inakzeptable Variation in Abhängigkeit von der Herzfrequenz vor.
- Die Analyse der HRV-Parameter im Zeitbereich ( $RR_{SD}$  und Streuung im Poincaré Plot) ist mit geringem Aufwand im Vergleich zu spektralanalytischen Ansätzen durchzuführen. Die aufwendige Vorbehandlung der RR-Serien mittels Dateninterpolation und Resampling erscheint aus den vorliegenden Ergebnissen nicht erforderlich zu sein, da keine differenziertere Abbildung der spektralen Eigenschaften zu erzielen sein dürfte.
- Um auch in der Diagnostik biologischer RR-Aufzeichnungen mathematisch-methodische Einflüsse auszuschließen, sollte als Voraussetzung einer validen Erfassung der niederfrequenten und Gesamt-HRV im Zeitbereich durch  $SO_W$  und  $RR_{SD}$  ein Umfang des Analysefensters von minimal 128 RR-Intervallen eingehalten werden. Ein Umfang von 256 RR-Intervallen hat sich bewährt, da vereinzelt Auslenkungen innerhalb des RR-Intervall-Fensters weniger ins Gewicht fallen. Ein noch größerer Umfang scheint nicht günstig, um auch bei geringem Herzfrequenzniveau eine

ausreichende Anzahl RR-Intervalle erfassen zu können und zudem nicht die Stationarität der Untersuchungsbedingungen durch zu lange Aufzeichnungen zu gefährden.

*Tab. 1: Parameterempfehlungen für die Zeitbereichsanalyse der HRV in der Sportmedizin unter den Gesichtspunkten optimaler Differenzierungs- und Diskrepanzfähigkeit sowie Praktikabilität und Ökonomie. (Parameterabkürzungen s. Anhang „Methodischer Exkurs“, S. 11)*

<b>Parameterempfehlungen für die HRV-Analyse</b>	
<b>Hf; RR<sub>MW</sub></b>	als Primärgröße der HRV
<b>RR<sub>SD</sub></b>	zur Erfassung der Gesamtvariabilität
<b>SO<sub>W</sub></b>	als Index der längerfristigen, gemischt sympathisch-parasympathisch modulierten HRV-Komponente
<b>SO<sub>L</sub></b>	als Maß der kardio-vagal modulierten hochfrequenten HRV
<b>SO<sub>L</sub>/RR<sub>MW</sub></b>	bei ausgeprägter Variation der Herzfrequenz zwischen verschiedenen Messungen, aufgrund eines methodischen Herzfrequenzeinflusses
<b>Aufzeichnungsumfang</b>	
	Minimum ca. 130 RR-Intervalle, kürzeren Reihen führen zu ausgeprägter methodischer Variabilität der Befunde

## 1.2.2 Physiologische Determinanten der Herzfrequenzvariabilität

### Problem und Fragestellungen

Der Hauptunterschied zwischen der sportmedizinischen und der klinischen HRV-Diagnostik besteht in den Merkmalen bzw. der Heterogenität des Untersuchungsguts. Während sich der klinische Bereich ausschließlich mit kranken Personen mit eingeschränkter HRV beschäftigt, zählen zum Untersuchungsgut in den Anwendungsfeldern der Sportmedizin ebenso z.T. schwerkranke Patienten jedoch darüber hinaus auch gesunde Personen. Letztere können wiederum Träger von kardiovaskulären Risikofaktoren bis hin zu hochgradig trainierten Athleten sein. Als Resultat dieser heterogeneren Gesundheits-, Alters- und Leistungsstruktur ist eine erhebliche Schwankungsbreite der autonomen Funktionszustände zu beobachten. Für gesunde Personen fehlen jedoch konkrete Hinweise, ob und wie stark verschiedene individuelle Voraussetzungen, wie z.B. demografische und anthropometrische Größen, miteinander in Wechselwirkung stehen und die HRV-Parameter determinieren. Insbesondere die Ausprägung der individuellen physischen Leistungsfähigkeit ist bislang in derartigen multiplen Analysen unberücksichtigt geblieben.

Diese Kenntnisse sind jedoch elementar für Interpretationen individueller Messwerte und stehen eng in Zusammenhang mit der langfristigen Entwicklung alters- und geschlechtsangepasster Referenzwerte. Ausgehend von diesem Informationsdefizit wurden die physiologischen Hauptdeterminanten der HRV in einer multiplen Regressionsanalyse untersucht.

Geprüft wurden die Zusammenhänge zwischen den HRV-Parametern und den sportmedizinisch relevanten physiologischen Einflussgrößen Lebensalter, Körpergewicht, Geschlecht, aerober Leistungsfähigkeit sowie der Herzfrequenz als Basisgröße der HRV. Besondere Berücksichtigung fanden die möglichen Interaktionen zwischen diesen Faktoren für die Modulation der autonomen Reaktionslage in einem gesunden Kollektiv mit heterogenen Leistungs- und Altersstrukturen.

### **Ergebnisse, Schlussfolgerungen und Empfehlungen**

Tsuji und Mitarbeiter schlussfolgerten bereits aus der HRV-Auswertung einer repräsentativen Stichprobe von 2722 Datensätzen der in Amerika in den 1990er Jahren erhobenen FRAMINGHAM HEART STUDY: „*Age and heart rate must be taken into account when assessing heart rate variability.*“ (Tsuji et al., 1996). Die in der eigenen Studie ermittelten Determinanten der HRV unterstützten diese Empfehlung deutlich (s. Abb. 3). In der schrittweisen multiplen Analyse trugen die Herzfrequenz und das Lebensalter gemeinsam zur fast vollständigen Varianzaufklärung bei (bis zu 38 %, entspr. 97 % der Gesamtvarianzaufklärung des Modells für  $\ln SO_L$ ), während das Geschlecht nur nachrangig die HRV-Parameter determiniert. Es zeigte sich jedoch eine erhöhte kardio-vagale Aktivität weiblicher Personen, der von anderen Autoren ein kardioprotektiver Effekt zugeschrieben wird.

Die Ausdauerleistungsfähigkeit und das relative Körpergewicht stellten im Querschnitt keine eigenständigen, unabhängigen Einflussfaktoren der HRV bei Normalpersonen dar, stehen jedoch in einem sekundären Wirkungsverhältnis zu ihr. Korrelative Zusammenhänge zur autonomen Tonuslage, wie sie vor allem bei männlichen Personen jenseits des 30. Lebensjahres vorzuliegen scheinen, gingen mit parallelen Veränderungen der Herzfrequenz oder des Alters einher. Ebenso dürften Befunde anderer Autoren, die Zusammenhänge zwischen der Ausdauerleistungsfähigkeit (Goldsmith, Bigger, Bloomfield & Steinman, 1997; Goldsmith, Bigger, Steinman & Fleiss, 1992) sowie des relativen Körpergewichts (Karason, Molgaard, Wikstrand & Sjostrom, 1999) mit der HRV sehen, zu einem Teil auf Interaktionen mit der Basis Herzfrequenz und auf die ausgeprägte Altersabhängigkeit der autonomen Funktion zurückzuführen sein.

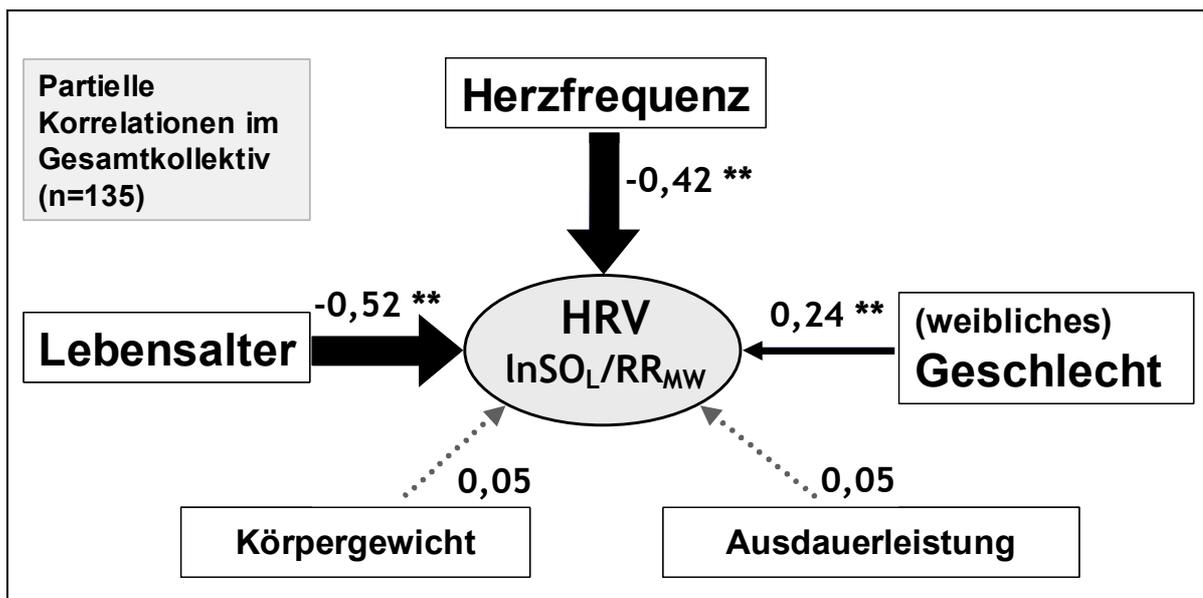


Abb. 3: Unabhängiger Einfluss (partielle Korrelation ( $r_p$ ), s. Pfeilbeschriftungen) der Faktoren Herzfrequenz, Alter, Geschlecht, Ausdauerleistungsfähigkeit und relatives Körpergewicht auf die hochfrequente, kardio-vagal modulierte HRV ( $SO_L/RR_{MW}$ ) im Gesamtkollektiv ( $n=135$ ).

Aus den eigenen Untersuchungsergebnissen sind jedoch direkte Einflüsse extremer bzw. pathologischer Ausprägungen der Faktoren aerobe Leistungsfähigkeit und Körpergewicht auf die Herzfrequenzvariabilität nicht auszuschließen. Weiterhin muss in sportmedizinischen Arbeitsbereichen das Auftreten eines „scheinbaren Übergewichts“, d.h. ein relativ hohes Körpergewicht bedingt durch eine große Muskelmasse, das mit einem positiven Zusammenhang zwischen BMI, Ausdauerleistungsfähigkeit und HRV einhergehen kann, berücksichtigt werden. Ebenfalls besteht die Möglichkeit, dass der Einfluss dieser Faktoren im Längsschnitt, z.B. infolge einer Trainingsintervention, zunehmen und sich somit z.B. die Ausdauerleistungsfähigkeit zu einer unabhängigen Determinante entwickeln könnte.

Für die Zukunft scheint es notwendig, weitere Datensammlungen vorzunehmen, um die Befunde an größeren und ausgewogen verteilten Populationen zu überprüfen und mögliche Verschiebungen der Determinanten im Längsschnitt nachzuweisen.

Die höchste Varianzaufklärung durch die physiologischen Determinanten lag bei nur 56 % ( $SO_L$ , logarithmiert). Da auch Tsuji et al. keine bessere Varianzaufklärung für die FRAMINGHAM-Daten erzielen konnten, obwohl sie zahlreiche weitere und zudem auch klinische Parameter erfasst haben, muss ein ausgeprägter Anteil genetischer Disposition für die Herzfrequenzvariabilität im Zeit- und Frequenzbereich angenommen werden.

Langfristig scheint es notwendig, auf der Basis laboreigener Untersuchungsstandards ebenfalls laboreigene Norm- und Referenzwerte zu entwickeln, wenn nicht eine übergreifende Vergleichbarkeit durch Verständigung zwischen den Forschungszentren zur Verwendung einheitlicher Methoden der Datenerhebung und -aufbereitung bis hin zur Extraktion der HRV-Parameter erzielt werden kann.

### 1.2.3 Tag-zu-Tag-Variabilität der Herzfrequenzvariabilität-Befunde

#### Problem und Fragestellungen

Die Interpretierbarkeit individueller HRV-Befunde wird entscheidend davon beeinflusst, wie gut die Abgrenzung zufälliger Abweichungen gegenüber relevanten Abweichungen von einem Vergleichswert möglich ist. Dies ist abhängig von der Streuung des betrachteten Merkmals zwischen verschiedenen Personen und der zeitlichen Konsistenz innerhalb einer Person. Während die zu erwartende Streubreite der HRV-Parameter für verschiedene Patientenkollektive gut dokumentiert ist, liegen nur wenige Informationen zur Variabilität der HRV-Parameter für gesunde, junge und sportlich aktive Untersuchungsgruppen vor. Zu diesem Problem wurde die Frage der zu erwartenden **inter- und intra-individuellen HRV-Variation** bearbeitet. Außerdem wurde die **durch die Person des Untersuchers verursachte Variabilität der HRV** untersucht, ein ebenfalls typisches, bislang jedoch wenig beachtetes Methodenproblem der HRV-Diagnostik in der Sportmedizin. Während im klinischen Einsatz vorrangig Langzeit-EKG-Aufzeichnungen (z.B. 24 h) durchgeführt werden, kommen aus Gründen der Ökonomie und Praxisnähe in sportbezogenen Untersuchungen beinahe ausschließlich Kurzzeit-HRV-Analysen zur Anwendung. Im letzten Fall obliegt es dem Untersucher, ein „geeignetes“ Fenster (z.B. 2 min/256 RR-Intervalle) aus einer meist längeren Aufzeichnung auszuwählen, was aufgrund der Semiobjektivität des Verfahrens eine Streuung auf Untersucherebene erwarten lässt.

#### Ergebnisse, Schlussfolgerungen und Empfehlungen

Die in einem Design mit vier Messwiederholungen ermittelte Reliabilität der Untersuchungsbefunde ist für die Analyse der Herzfrequenzvariabilität bei gesunden, jungen Personen auf Populationsebene als gut ( $ICC \geq 0,61$ ) und auf Untersucherebene als sehr gut ( $ICC \geq 0,94$ ) einzuschätzen. Die zu erwartende Varianz der Herzfrequenzvariabilität beträgt jeweils jedoch das zwei- bis vierfache der Varianz der Herzfrequenz (s. Tab. 2).

Mit einer über 35 %igen Streuung zwischen den Versuchspersonen und noch immer ca. 20 %igen Streuung bei Messwiederholungen innerhalb der Versuchspersonen Feststel-

lungen von Auffälligkeiten individueller Befunde z.B. im Rahmen von Screening-untersuchungen wie auch **Abgrenzungen zufälliger gegenüber überzufälliger Veränderungen** nach Interventionen in nur sehr grobem Maßstab möglich. Insofern muss die diagnostische Wertigkeit der HRV für Personen im jungen Erwachsenenalter mit gesunder autonomer Regulation in Frage gestellt werden. Zum Vergleich betragen die intraindividuellen Variationen der Herzfrequenz während submaximaler Belastung nur ca. 3 % (Becque, Katch, Marks & Dyer, 1993) der Leistung bei  $4 \text{ mmol l}^{-1}$  Laktat ca. 4 % (Heck, 1990).

Tab. 2: Zu erwartende Streuung der Herzfrequenzvariabilität (VK, %) im Quer- und Längsschnitt auf Populationsebene (inter- und intraindividuell) und Untersuchungsebene (Objektivität, Reliabilität). Aufgeführt sind die Gruppenmediane sowie der Quartilabstand (Med(25-75 %)) über vier Messwiederholungen.

VK( %)	Populationsebene (n=59)		Untersucherebene (n=13)	
	Inter-individuell	Intra-individuell	Objektivität	Reliabilität
	MW±SA	Med(25-75 %)	Med(25-75 %)	Med(25-75 %)
<b>Hf</b>	15,1±0,5	6,5(4,1)	2,2(2,0)	1,0(2,1)
<b>SO<sub>w</sub></b>	35,7±1,5	18,9(15,3)	9,6(5,1)	6,2(8,6)
<b>SO<sub>L</sub></b>	53,1±5,8	21,8(18,1)	5,5(5,2)	2,9(6,7)

In der vorliegenden Studie lagen jedoch bereits die durch die Untersucher zu erwartenden Einflüsse auf die Stabilität der HRV-Befunde oberhalb dieser Vergleichsgrößen, wobei die Objektivität und Reliabilität für den Parameter der langfristigen HRV besonders schwach waren. Einschränkend ist anzumerken, dass die Qualitäten der in das Untersuchungsgut eingeschlossenen Tachogramme ein hohes Schwierigkeitspotential für die HRV-Analyse bargen. Dieses ist typisch für junge, trainierte Personen, nicht aber für die gesunde Durchschnittspopulation mit großer Alters- und Leistungsspanne. Anhand konkreter Beispiele ließ sich aufzeigen, dass hier eine besondere Interaktion mit typischen Merkmalen von RR-Messungen gesunder, junger und sportlich aktiver Personen besteht. Demzufolge dürfte der untersucherbedingte Anteil der HRV-Varianz in anderen Kollektiven weniger ausgeprägt ins Gewicht fallen.

Physiologische Kompetenz und Erfahrung mit der HRV-Analyse seitens der auswertenden Person sollten jedoch grundlegend ebenso gewährleistet sein wie eine Untersucherkonstanz (nur ein Auswerter) innerhalb zusammenhängender Datensätze.

Ob die erhebliche physiologische Streuung der HRV in jungen, gesunden Kollektiven als Ausdruck der intakten Anpassungsfähigkeit des Organismus nicht wesentlich zu beeinflussen ist oder ob sie durch geeignete Maßnahmen und Vorkehrungen einzudämmen ist,

ist nicht eindeutig geklärt. Um die Interpretierbarkeit von Befunden zu verbessern, werden zwar beispw. Empfehlungen hinsichtlich Atmungskontrolle während der Messung oder Normierung der HRV zur Herzfrequenz ausgesprochen, jedoch ist die Effizienz dieser Verfahren nicht einheitlich bestätigt. Unstrittig ist dagegen, dass die **Einhaltung standardisierter Rahmenbedingungen** während der Untersuchung gefordert werden muss, um Veränderungen der autonomen Reaktionslage durch externe Störfaktoren weitestgehend auszuschalten. Diese Bedingung ist insbesondere für Untersuchungen an Personen mit sehr ausgeprägter vagaler Aktivität, die sehr sensibel auf jegliche Stressoren reagiert, zu unterstreichen. Weiterhin ist der Effekt auch mehrere Tage zurückliegender intensiver sportlicher Trainings- oder Wettkampfbelastungen auf die autonome Tonuslage zu berücksichtigen, dementsprechend eine körperliche Inaktivität vor HRV-Messungen, die unbeeinflusst von einer Vorbelastung sein sollen, von mehreren Tagen zu fordern wäre (s. nächstes Kapitel).

Wahrscheinlich hat eine Standardisierung der Untersuchungsbedingungen den größten homogenisierenden Effekt in Quer- und Längsschnittbetrachtungen der Herzfrequenzvariabilität bei jungen, gesunden Kollektiven. Die vollständige Einhaltung dieser Kriterien, insbesondere der letztgenannten Bedingung, ist jedoch in der Praxis oft nicht zu erfüllen.

#### **1.2.4 Einfluss einmaliger intensiver körperlicher Belastungen auf die HRV**

##### **Problem und Fragestellungen**

Um die durch externe Störquellen begründete Variationsbreite der HRV einzudämmen, werden im Positionspapier des Europäisch-Amerikanischen Expertengremiums verschiedene während der Untersuchung einzuhaltende Standardmessbedingungen empfohlen. Zum Einfluss körperlicher Vorbelastungen auf die Befunde von Kurzzeit-HRV-Analysen wird nur für einen kurzen Zeitraum am Messtag selbst Stellung bezogen. Es ist jedoch bekannt, dass die Zeitgänge verschiedener Funktionssysteme nach intensiven Belastungen z.T. mehrere Tage andauern können, bis das Ausgangsniveau wiedererlangt wird (Hollmann & Hettinger, 2000). Für die autonome Funktionslage sind ebenfalls spontane Veränderungen nach körperlichen Beanspruchungen gesichert (Arai et al., 1989; James, Barnes, Lopes & Wood, 2002; Schubert, Dinter & Rielke, 1989), jedoch fehlen differenzierte Kenntnisse über die Amplituden dieser Auslenkungen sowie die zeitliche Dynamik bis zur Wiederherstellung der Ausgangslage. Diese sind jedoch Voraussetzungen für die Bearbeitung weiterführender anwendungsorientierter Fragestellungen, wie z.B. die Frage der notwendigen „Belastungskarenz“ vor HRV-Untersuchungen oder einer möglichen Regenerationsbeurteilung nach körperlichen Belastungen. Um diesen Bedarf an Grundlageninformationen aufzuarbeiten, wurde der Einfluss einer einmaligen

intensiven, erschöpfenden Fahrrad- und Lauf-Ausdauerbelastung auf die Herzfrequenzvariabilität geprüft. Anders als die anderen Studien beruhte diese letzte Teilstudie auf Längsschnitt-Beobachtungen der HRV unter Feldbedingungen. Die morgendliche HRV wurde an den Tagen vor und nach einer Belastung von den Probanden zu Hause nach dem Aufwachen gemessen.

### Ergebnisse, Schlussfolgerungen und Empfehlungen

In den Regenerationsphasen nach den erschöpfenden Ausdauerbelastungen reagierte die autonome Tonuslage mit einem **zweiphasigen Auslenkungsverhalten** in Form einer spontanen Störung am ersten Nachbelastungstag (reduzierte HRV) und einer Gegenregulation und Überkompensation an den Folgetagen, die spätestens am Ende der ersten Nachbelastungswoche abgeschlossen war (s. Abb. 4). Dieses Verhalten der Herzfrequenz und der HRV war besonders in liegender Körperposition im Vergleich zum Stehen und zudem ausgeprägter nach dem Laufen im Vergleich zum Fahrradfahren zu beobachten.

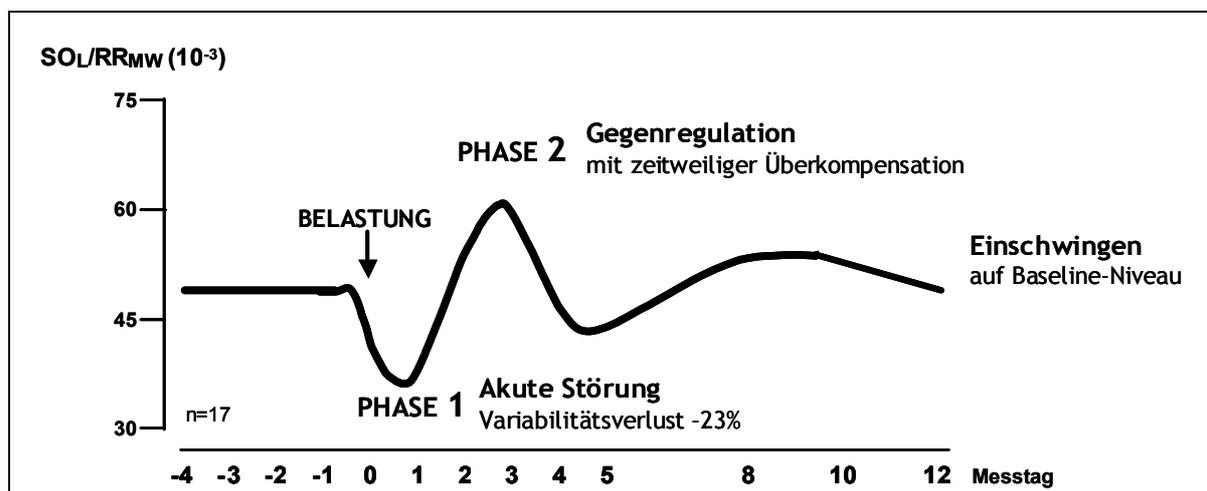


Abb. 4: Verhalten des herzfrequenznormierten Parameters SOL als Marker der kardiovagal modulierten HRV nach einmaliger erschöpfender Lauf-Ausdauerbelastung ( $n = 17$ ). Die Betrachtung der morgendlichen HRV erfolgte über einen Messzeitraum von 12 Tagen nach Belastung.

Die Befunde der Studie lassen somit erwarten, dass **im Anschluss an intensive Belastungen über einen Zeitraum von ca. vier Tagen ausgeprägte Auslenkungen der autonomen Balance** auftreten können. Diese Auslenkungen unterliegen quantitativ und hinsichtlich ihrer zeitlichen Dynamik einer ausgeprägten interindividuellen Variation und sind zudem von Belastungsstruktur, –intensität und –umfang abhängig.

Für die Verwendung der HRV als Regenerationsmarker ist damit derzeit noch keine geeignete Grundlage erkennbar. Sollte jedoch etwa ein individuelles Schema der

autonomen Nachbelastungsreaktion existieren, was in Reproduzierbarkeitsstudien nachzuweisen wäre, könnte ggf. eine intraindividuelle Beurteilung des Regenerationszustandes möglich sein. Problematisch wird jedoch weiterhin die bereits ohne Belastungseinfluss hohe Tag-zu-Tag-Variabilität der HRV bei gesunden Personen sein, die die Identifikation signifikanter Veränderungen für einzelne Längsschnittdaten nur mit einem sehr weiten Vertrauensbereich möglich macht.

Darüber hinaus sind Kenntnisse über die Nachbelastungsdynamik der HRV-Parameter erforderlich, wenn die Herzfrequenzvariabilität unbeeinflusst von einer körperlichen Belastung, z.B. bei sportlich aktiven oder beruflich körperlich beanspruchten Personen, beurteilt werden soll. Um differenzierte Aussagen über die notwendige Belastungskarenz vor einer derartigen HRV-Untersuchung treffen zu können, sind, wie zum Einsatz der HRV im Bereich der Regenerationsbeurteilung, systematische Untersuchungen über den Einfluss von Intensität, Umfang und Belastungsform sowie über die Reproduzierbarkeit usw. erforderlich. Dieses war nicht Ziel der eigenen Untersuchung. Dennoch kann aus den Befunden abgeleitet werden, dass die **übliche Belastungskarenz von 24 Stunden wahrscheinlich in vielen Fällen zu knapp bemessen** ist und die Befunde von HRV-Untersuchungen aufgrund nur unvollständiger („autonomer“) Regeneration beeinflusst bzw. verfälscht werden. Als minimale Belastungskarenz sollte daher zumindest nach Wettkämpfen oder sehr intensiven Trainingseinheiten ein Zeitraum von mindestens vier Tagen empfohlen werden. Nach weniger intensiven Einheiten oder bei geringerer muskulärer Beanspruchung kann die notwendige Belastungspause wahrscheinlich auch kürzer bestimmt werden.

Auch die qualitative Abschätzung einer HRV-Messung bei unvollständiger Regeneration ist aufgrund der interindividuellen Unterschiede und der zweiphasigen HRV-Nachbelastungsdynamik nur unzureichend möglich. Generell kann davon ausgegangen werden, dass am ersten Tag nach intensiver Belastung die HRV zu tief, in den folgenden Tagen eher zu hoch bestimmt wird. Die Einhaltung einer Belastungspause vor einer HRV-Untersuchung muss damit als unerlässlich angesehen werden.

### 1.3 Fazit

Zusammenfassend unterliegt die Analyse der Herzfrequenzvariabilität in der Sportmedizin besonderen Rahmenbedingungen. Demzufolge müssen die methodischen Verfahren angepasst bzw. die Möglichkeiten für die Interpretation der Befunde neu abgesteckt werden.

Die klinisch ausgerichteten Standardempfehlungen der Europäischen Kardiologengesellschaft und der Nordamerikanischen Gesellschaft für Elektrophysiologie genügen den speziellen Ansprüchen der HRV-Diagnostik in der Sportmedizin nicht.

Nach Ansicht der Autorin ist die zukünftige Entwicklung spezifischer sportmedizinischer Standards zwingend erforderlich, um qualitativ hochwertige und vergleichbare Forschungsergebnisse zu gewährleisten, die Grundlage für einen sinnvollen Einsatz der Herzfrequenzvariabilität in den verschiedenen sportbezogenen Anwendungsfeldern sind. Die erfolgreiche Umsetzung erfordert eine interdisziplinäre Zusammenarbeit von Fachleuten aus Sportmedizin und Sportwissenschaft sowie Mathematik, Informatik und den Ingenieurwissenschaften.

## 2 Methodischer Exkurs: Analyse der Herzfrequenzvariabilität

### 2.1 Vom EKG zum Tachogramm der Herzschlagdauern (RR-Intervalle)

Basis der HRV-Analyse ist eine eindimensionale Zeitreihe sukzessiver Herzperiodendauern (ms), die sich grafisch in Form eines RR-Intervall-Tachogramms veranschaulichen lässt. Die Funktionswerte im Tachogramm sind die Dauern des „n-ten“ RR-Intervalls zum Beobachtungszeitpunkt „n“, schematisch gezeigt für vier RR-Intervalle in Abbildung 5 und für eine 25-minütige im Liegen durchgeführte Aufzeichnung in Abbildung 6. Deutlich sind im letzteren Tachogramm bereits per Augenschein sehr schnelle, von Schlag-zu-Schlag auftretende aber auch längerfristige, wellenförmige Auf-und-Ab-Bewegungen der RR-Intervalldauern zu erkennen.

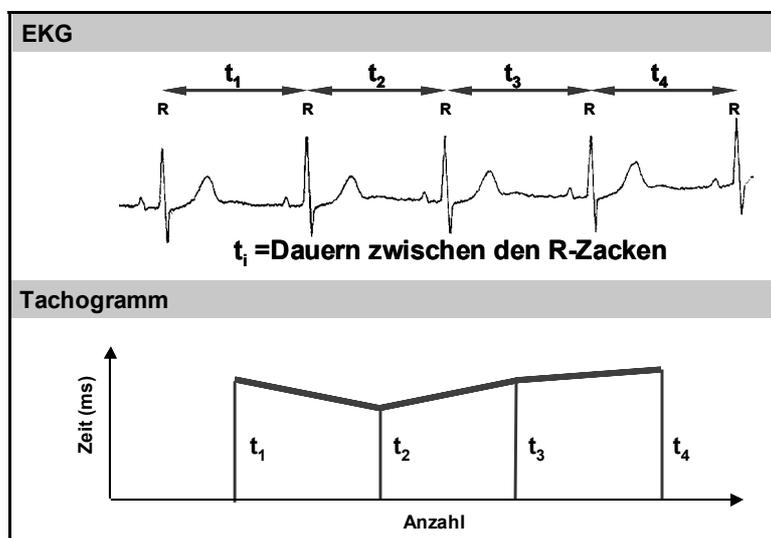


Abb. 5: Prinzip der Ableitung eines Tachogramms aus einem EKG.

Die momentane Herzfrequenz ergibt sich aus der Tachogrammdarstellung durch Umrechnung der RR-Intervalldauern basierend auf der Beziehung: Herzfrequenz ( $\text{min}^{-1}$ ) =  $60000 \text{ RR-Intervalldauer}^{-1} \text{ (ms)}$ . Entsprechend errechnet sich umgekehrt die RR-Intervalldauer bei gegebener Herzfrequenz als:  $\text{RR-Intervalldauer (ms)} = 60000 \text{ Herzfrequenz (min}^{-1}\text{)}$ .

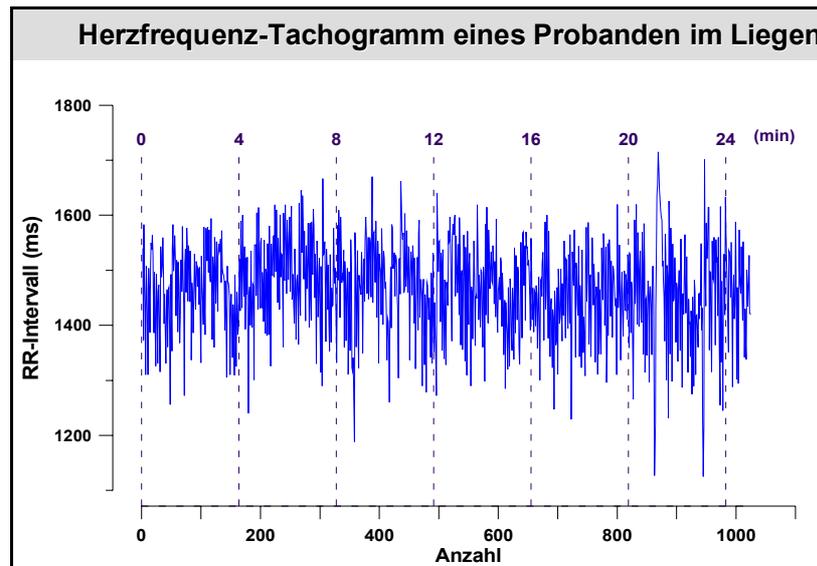


Abb. 6: Herzfrequenztachogramm einer 25-minütigen Aufzeichnung im Liegen.

## 2.2 HRV-Analyse und Parameter der HRV

Die Beurteilung der Herzfrequenzvariabilität erfolgt traditionell in klinischen Anwendungen als Langzeitvariabilität, wobei kontinuierliche 12- oder 24-h-EKG Registrierungen ausgewertet werden. Darüber hinaus wird (u.a.) im sportmedizinischen Bereich die HRV ambulant als Kurzzeitvariabilität auf der Basis maximal 15-minütiger EKG-Aufzeichnungen beurteilt.

Die Herzfrequenzvariabilität lässt sich mit Hilfe verschiedener mathematischer Verfahren, die ihren Ursprung zumeist in der Statistik, Geometrie oder der Physik haben, quantifizieren. Vorwiegend werden die Signalanalysen der RR-Intervallfolgen jedoch im Zeitbereich sowie im Frequenzbereich durchgeführt. In den vergangenen Jahren wurden weitere, z.T. sehr komplexe Methoden entwickelt, die nichtlineare Dimensionen der Herzfrequenzdynamik beschreiben.

Die **Zeitbereichanalyse** basiert auf deskriptiv-statistischen Aufbereitungen der RR-Rohdaten unter der Grundannahme, dass die Folge der Herzschläge einem stochastischen Prozess entstammt, d.h. ihre Reihenfolge zufällig ist. In der Zeitbereichanalyse wird ausschließlich das Streuungsverhalten innerhalb des gesamten Signals oder definierter Segmente des Gesamtsignals betrachtet. Als statistisches Basismaß der HRV-Zeitbereichanalyse gilt demnach die Standardabweichung, wobei sich die HRV-Parameter als modifizierte Standardabweichungen entweder von der Messung der absoluten RR-Intervallauern oder den Differenzen sukzessiver Schlag-zu-Schlag Intervalle ableiten. Die am häufigsten verwendeten Zeitbereichparameter sind in Tabelle 3 beschrieben.

Tab. 3: Übersicht der wichtigsten Herzfrequenzvariabilität-Parameter im Zeitbereich.

Parameter		Berechnungsvorschrift / Anmerkung
<b>Aus Langzeit-EKG (meist 12 bis 24 Stunden)</b>		
<b>SDNN</b> (Kleiger, Miller, Bigger & Moss, 1987)	(ms)	Standardabweichung der RR-Intervalldauern
<b>SDANN</b> (Malik, 1997)	(ms)	Standardabweichung der mittleren RR-Intervalldauern kürzerer Segmente (5 min)
<b>SDNNindex</b> (Malik, 1997)	(ms)	Über 24 h gemittelte Standardabweichungen der mittleren RR-Intervalldauern einzelner 5 min-Segmente.
<b>Nacht/Tag-Differenz</b>	(ms)	Differenz zwischen den mittleren RR-Intervalldauern der Nacht und des Tages
<b>Max Th–Avg RR-I</b>	(ms)	Poincaré-Plot-Parameter, Abstand zwischen $RR_{MW}$ u. max. Breite
<b>Aus Kurzzeit-EKG (&gt;256 RR-Dauern oder 5 Minuten)</b>		
<b>Hf</b>	( $\text{min}^{-1}$ )	Herzfrequenz ( $Hf = 60000 \text{ RR-Intervalldauer}^{-1} \text{ (ms)}$ )
<b><math>RR_{MW}</math></b>	(ms)	Mittlere RR-Intervalldauer
<b><math>RR_{SD}</math>, auch <b>SDRR</b></b>	(ms)	Standardabweichung, siehe Langzeit-SDNN
<b><math>RR_{VK}</math></b>	(%)	Relative Streuung um mittlere RR-Dauer
<b>rMSSD</b> (Bigger et al., 1988)	(ms)	Wurzel aus dem Mittelwert quadrierter RR-Abstände
<b>NN50 / pNN50</b> (Bigger et al., 1988; Ewing, Neilson & Travis, 1984)	( ) / ( %)	Zahl der RR-Abstände größer 50 ms Anteil der NN50 an der Gesamtzahl der RR- Abstände
<b>pNN6,25</b> (Bigger et al., 1988; Ewing et al., 1984)	(%)	Relative Anzahl der RR-Abstände, bei denen ein RR-Intervall über 6,25 % vom vorhergehenden RR-Intervall abweicht
<b><math>SA_{rel}</math></b> (Eckhold, 1984)	(%)	Mittlerer RR-Abstand relativ zur mittleren RR-Intervalldauer
<b><math>\Delta RR_{MW}</math></b> (Vybiral, Bryg, Maddens & Boden, 1989)	(ms)	Mittlerer Abstand benachbarter RR-Intervalle
<b><math>\Delta RR_{SD}</math></b>	(ms)	Standardabweichung zum mittleren RR-Abstand
<b>RSA;respiratorischer Quotient</b>	( )	Quotient aus längster expiratorischer und kürzester inspiratorischer RR-Intervalllänge
<b><math>D_L</math></b>	(ms)	Länge des Längsdurchmessers der 95 %-Vertrauensellipse*; Parameter im Poincaré Plot-
<b><math>D_W</math></b>	(ms)	s.o., Länge des Querdurchmessers
<b><math>SO_L</math>, auch <b>SD1</b></b> (Tulppo, Makikallio, Seppänen, Laukkanen & Huikuri, 1998)	(ms)	Standardabweichung der orthogonalen Abstände zur Regressionsgeraden $X_O$ (Standardschätzfehler zu $X_O$ ), die durch den Längsdurchmesser einer Vertrauensellipse (z.B. 95 %) verläuft; Parameter im Poincaré Plot
<b><math>SO_L/RR_{MW}</math>, auch <b>SD1n</b></b> (Tulppo et al., 1998)	( $10^{-3}$ )	Quotient aus $SO_L$ und $RR_{MW}$ ( $10^{-3}$ ), Parameter im Poincaré Plot
<b><math>SO_W</math>, auch <b>SD2</b></b>	(ms)	s.o., Standardschätzfehler zu $Y_O$ durch den Querdurchmesser der Vertrauensellipse; Parameter im Poincaré Plot

\* Die Poincaré Plot-Parameter werden per orthogonaler Regressionsanalyse bestimmt, wobei als Menge der Wertepaare jedem RR-Intervall (Ordinate) als Funktionswert das nachfolgende RR-Intervall (Abszisse) zugeordnet wird.

Eine Besonderheit stellt die Analyse der Herzfrequenzvariabilität auf der Basis eines Poincaré Plot (auch Lorenz Plot, Recurrence Plot oder Return Map), d.h. einer Abbildung der RR-Zeitreihe in einem xy-Koordinatensystem auf sich selbst, wobei jedem RR-Intervall als Funktionswert das folgende RR-Intervall zugeordnet wird (Autokorrelation mit Lag 1). Über die Beurteilung der Ausdehnung der Punktwolke werden einerseits summarische andererseits aber auch detaillierte Schlag-zu-Schlag-Informationen über das Herzschlagverhalten verfügbar gemacht.

Physiologisches Kennzeichen der Herztätigkeit ist eine Zeitstruktur periodisch wiederkehrender (sinusförmiger) Schwankungen. Neben dem zyklisch auftretenden Ereignis „Herzschlag“ unterliegen dabei zusätzlich die Dauern der Herzzyklen periodischen Veränderungen. Unter den Begriffen **Spektral-/Frequenzanalysen** ist eine Gruppe mathematischer Verfahren zusammengefasst, die Schlag-zu-Schlag-Gesamtsignale in ihre periodischen Bestandteile zerlegen. Die äquivalente Transformation einer Zeitreihe aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich ist das Powerspektrum, in dem die Beurteilung des Frequenzgehalts, d.h. der Leistungen der Frequenzkomponenten, möglich ist.

Ein mögliches Ergebnis einer Spektralanalyse der Herzfrequenzvariabilität einer Ruhe-RR-Aufzeichnung zeigt Abbildung 7. Auf der Basis pharmakologischer Studien lassen sich die Oszillationen in den einzelnen Frequenzbereichen dem herzfrequenzmodulierenden Einfluss verschiedener physiologischer Prozesse zuordnen. Ziel dieser Zuordnung ist die Abschätzung der autonomen Tonuslage.

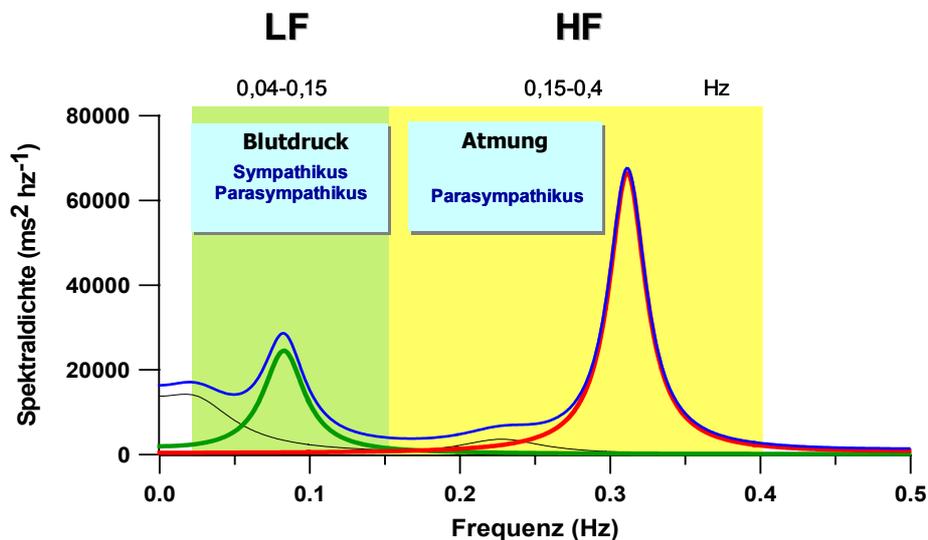


Abb. 7: Exemplarische Darstellung eines HRV-Spektrums, berechnet nach einem autoregressiven Modell sowie mögliche Beurteilung der vegetativen Tonuslage.

Tab. 4 *Frequenzbereichparameter der Herzfrequenzvariabilität (Übersicht modif. n. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996).*

Fraktal- komponente	Frequenz- bereich / Berechnung	Perioden- länge	Art der Tonusmo- dulation	Physiologisches Äquivalent / Beschreibung
<b>Kurzzeitparameter der HRV (&gt;256 RR-Intervalle; ca. 5 Minuten)</b>				
<b>TFP - Total Frequency Power</b>				
(ms <sup>2</sup> ) absolute Spektralenergie	<0,4 Hz	>2,5 s	sympatho- vagal	Alle beeinflussenden physiologischen Prozesse
<b>HFP - High Frequency Power</b>				
(ms <sup>2</sup> ) absolute Spektralenergie	0,4-0,15 Hz	2,5–6,6 s	vagal	Atmung; Respiratorische Sinusarrhythmie (RSA)
(nu) normalisierte Einheit	HFP/(LFP+HFP)			Anteilige hochfrequente Spektralenergie an Summenpower ≥ 0,04 Hz
(%) anteilige Spektralenergie	HFP/TFP			Anteilige hochfrequente Spektralenergie an Gesamtpower (≤ 0,4 Hz)
<b>LFP - Low Frequency Power</b>				
(ms <sup>2</sup> ) absolute Spektralenergie	0,15-0,04 Hz	6,6-25 s	sympatho- vagal/sympathisch	Vasomotorische Aktivität
(n.u.) normalisierte Einheit	HFP/(LFP+HFP)			Anteilige niederfrequente Spektralenergie an Summenpower ≥ 0,04 Hz
(%) anteilige Spektralenergie	HFP/TFP			Anteilige niederfrequente Spektralenergie an Gesamtpower (≤ 0,4 Hz)
<b>LF/HF</b>	LFP/HFP			Ggf. sympatho-vagale Balance
<b>Langzeitparameter der HRV (12 bzw. 24 Stunden)</b>				
<b>VLFP – Very Low Frequency Power*</b>				
(ms <sup>2</sup> )	0,04-0,0033 Hz	25-303 s / ca.0,5-5 min	sympathisch h	Thermoregulatorische Aktivität
<b>ULFP – Ultra Low Frequency Power**</b>				
(ms <sup>2</sup> )	<0,0033 Hz	> 303 s / > 5 min	sympathisch h	(Prädiktorvariable)

\* VLF in Kurzzeitanalysen von Trendbereinigung beeinflusst und sollte daher gemieden werden

\*\* ULF kann **nur** aus Langzeitaufzeichnungen berechnet werden

Als Maßzahlen der Herzfrequenzvariabilität im Frequenzbereich werden von jeder Spektralkomponente die Zentralfrequenz (Peak-Frequenz, Hz) sowie die „Spektral-leistung“ als Fläche unter der Kurve bestimmt. Die spektrale Energie jeder Komponente wird als Absolutwert in der Einheit ms<sup>2</sup>, relativiert zur Gesamtspektralleistung (<0,4 Hz) in Prozent (% TFP) oder relativiert zur Spektraldichte im hoch- und niederfrequenten

Bereich (0,04-0,4 Hz) in „normalized units“ (n.u.), angegeben (Casadei, Cochrane, Johnston, Conway & Sleight, 1995). Die gebräuchlichsten Frequenzbereichparameter sind in Tabelle 4 beschrieben.

### 3 Literatur

- Anosov, O., Patzak, A., Kononovich, Y. & Persson, P.B. (2000). High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol*, 83, 4-5, 388-394.
- Arai, Y., Saul, J.P., Albrecht, P., Hartley, L.H., Lilly, L.S., Cohen, R.J. & Colucci, W.S. (1989). Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *Am. J. Physiol.*, H132-H141
- Becque, M.D., Katch, V., Marks, C. & Dyer, R. (1993). Reliability and within subject variability of VE, VO<sub>2</sub>, heart rate and blood pressure during submaximum cycle ergometry. *Int J Sports Med*, 14, 4, 220-223.
- Bigger, J.T., Fleiss, J.L., Rolnitzky, L.M. & Steinman, R.C. (1993). The ability of several short-term measures of RR variability to predict mortality after myocardial infarction. *Circulation*, 88, 3, 927-934.
- Bigger, J.T.J., Kleiger, R.E., Fleiss, J.L., Rolnitzky, L.M., Steinman, R.C. & Miller, J.P. (1988). Components of heart rate variability measured during healing of acute myocardial infarction. *Am J Cardiol*, 61, 4, 208-215.
- Brennan, M., Palaniswami, M. & Kamen, P. (2001). Do existing measures of Poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *IEEE Trans Biomed Eng*, 48, 11, 1342-1347.
- Casadei, B., Cochrane, S., Johnston, J., Conway, J. & Sleight, P. (1995). Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. *Acta Physiol Scand*, 153, 2, 125-131.
- Colosimo, A., Giuliani, A., Mancini, A.M., Piccirillo, G. & Marigliano, V. (1997). Estimating a cardiac age by means of heart rate variability. *Am J Physiol*, 273, 4 Pt 2, H1841-7.
- Eckhold, K. (1984). Verfahren und Ergebnisse der quantitativen automatischen Analyse der Herzfrequenz und deren Spontanvariabilität. *Dt Gesundheitswesen*, 39, 856-863.
- Ewing, D.J., Neilson, J.M. & Travis, P. (1984). New method for assessing cardiac parasympathetic activity using 24 h electrocardiograms. *Br Heart J*, 52, 4, 396-402.
- Giubilei, F., Strano, S., Lino, S., Calcagnini, G., Tisei, P., Fiorelli, M., Ferretti, C., Cerutti, S. & Fieschi, C. (1998). Autonomic nervous activity during sleep in middle cerebral artery infarction. *Cerebrovasc Dis*, 8, 2, 118-123.
- Goldsmith, R.L., Bigger, J.T. Jr, Bloomfield, D.M. & Steinman, R.C. (1997). Physical fitness as a determinant of vagal modulation. *Med Sci Sports Exerc*, 29, 6, 812-817.
- Goldsmith, R.L., Bigger, J.T. Jr., Steinman, R.C. & Fleiss, J.L. (1992). Comparison of 24-hour parasympathetic activity in endurance-trained and untrained young men. *J Am Coll Cardiol*, 20, 3, 552-558.

- Heck, H. (1990). *Laktat in der Leistungsdiagnostik*. Schorndorf. Hofmann.
- Hollmann, W. & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin*. Stuttgart, New York: Schattauer.
- Horn, A., Schulz, H. & Heck, H. (2003). Minimum der HRV-Leistungs-Kurve im Vergleich zu objektiven Kriterien der Ausdauerleistungsfähigkeit. In D. Jeschke & R. Lorenz. (Hrsg.), *Sportmedizinische Trainingssteuerung. Sport-Prävention-Therapie*. (S. 195-203). Köln: Sport und Buch Strauß.
- James, D.V., Barnes, A.J., Lopes, P. & Wood, D.M. (2002). Heart rate variability: response following a single bout of interval training. *Int J Sports Med*, 23, 4, 247-251.
- Karason, K., Molgaard, H., Wikstrand, J. & Sjostrom, L. (1999). Heart rate variability in obesity and the effect of weight loss. *Am J Cardiol*, 83, 8, 1242-1247.
- Kleiger, R.E., Miller, J.P., Bigger, J.T.J. & Moss, A.J. (1987). Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol*, 59, 4, 256-262.
- Malik, M. (1997). Time-domain measurement of heart rate variability. *Cardiac Electrophysiology Review*, 1, 3, 329-334.
- Schubert, E., Dinter, W. & Rielke, W. (1989). Heart Rate Control and Metabolic Parameters After Fatiguing Exercise. In H.-P. Koepchen & T. Huopaniemi (Eds.), *Cardiorespiratory and Motor Coordination*.
- Shibata, M., Moritani, T., Miyawaki, T., Hayashi, T. & Nakao, K. (2002). Exercise prescription based upon cardiac vagal activity for middle-aged obese women. *Int J Obes Relat Metab Disord*, 26, 10, 1356-1362.
- Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Eur Heart J*, 17, 354-381.
- Tsuji, H., Venditti, F.J. Jr, Manders, E.S., Evans, J.C., Larson, M.G., Feldman, C.L. & Levy, D. (1996). Determinants of heart rate variability. *J Am Coll Cardiol*, 28, 6, 1539-1546.
- Tulppo, M.P., Makikallio, T.H., Seppanen, T., Laukkanen, R.T. & Huikuri, H.V. (1998). Vagal modulation of heart rate during exercise: Effects of age and physical fitness. *Am J Physiol*, 274, 2 Pt 2, H424-429.
- Uusitalo, A.L., Uusitalo, A.J. & Rusko, H.K. (2000). Heart rate and blood pressure variability during heavy training and overtraining in the female athlete. *Int J Sports Med*, 21, 1, 45-53.
- Vybiral, T., Bryg, R.J., Maddens, M.E. & Boden, W.E. (1989). Effect of passive tilt on sympathetic and parasympathetic components of heart rate variability in normal subjects. *Am J Cardiol*, 63, 15, 1117-1120.

