

Grundlagen zur Herzfrequenzvariabilität und Anwendungsmöglichkeiten im Sport

Physiologische Grundlagen zur Herzfrequenzvariabilität

1.1 Entstehung eines Elektrokardiogramms (EKG)

Das Herz verfügt über eine Funktionsautomatie und besitzt alle Voraussetzungen zur Kontraktion. Das primäre Erregungsbildungszentrum ist der Sinusknoten, der den Takt des Herzschlages mit einer Eigenfrequenz von 60-80 Impulsen pro Minute vorgibt. Die vom Sinusknoten gebildeten elektrischen Erregungen werden strahlenförmig über die rechte und linke Vorhofwand weitergeleitet und aktivieren den Atrioventrikularknoten, der auch als sekundäres Erregungszentrum bezeichnet wird. Über reizspezifische Fasern (Hissches Bündel, Purkinjesche Fasern) werden die Erregungen zur Herzkammermuskulatur geleitet, worauf es zur Kontraktion kommt.

Das EKG stellt die Summation sämtlicher elektrischer Erregungszustände des Herzens in ihrem zeitlichen Verlauf dar. Dabei lassen sich für jede Herzaktion mehrere typische Potentialschwankungen erkennen. Zur Beschreibung des EKG werden die einzelnen Ausschläge mit den Buchstaben P, Q, R, S und T bezeichnet, wobei der für die Herzkammerkontraktion repräsentative QRS-Komplex als Orientierungsgröße für die Bestimmung der Herzperiodendauer genutzt wird (Abb. 1).

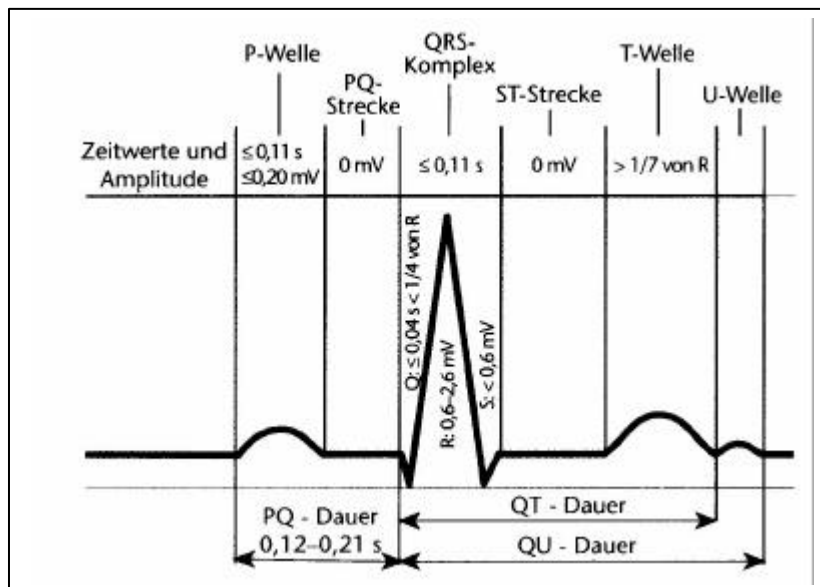


Abb. 1: Schematische Darstellung des Elektrokardiogramms (EKG) (aus Schmidt, 568)

Aus der Herzperiodendauer (RR-Intervall) kann die Herzfrequenz pro Minute wie folgt kalkuliert werden: $f [\text{min}^{-1}] = 60.000 / \text{RR-Intervall} [\text{ms}]$

1.2 Das Phänomen der Herzfrequenzvariabilität

Das Elektrokardiogramm (Abb. 2) verdeutlicht die natürliche Variation der Herzperiodendauer in Ruhe. Bei einer Ruheherzfrequenz von 60 Herzschlägen in der Minute erfolgt nicht jeder Schlag nach exakt einer Sekunde bzw. 1.000 Millisekunden. Variationen von über 100 Millisekunden in der Herzschlagfolge sind bei gesunden Menschen eine normale Anpassungsreaktion des Herzens an äußere und innere Belastungen und Anforderungen.

Die *Herzfrequenzvariabilität*¹ (HRV, englisch: heart rate variability) kennzeichnet die Variation (Schwankung) der Herzfrequenz über einen definierten Messzeitraum (bis zu 24 h) bei einer Analyse aufeinanderfolgender Herzperioden. Die HRV ist eine Messgröße der neurovegetativen Aktivität und autonomen Funktion des Herzens und beschreibt die Fähigkeit des Herzens, den zeitlichen Abstand von Herzschlag zu Herzschlag belastungsabhängig laufend zu verändern, um sich wechselnden Anforderungen schnell anzupassen. Die HRV ist damit eine Kenngröße für die Anpassungsfähigkeit des menschlichen Organismus an exogene und endogene Belastungen.

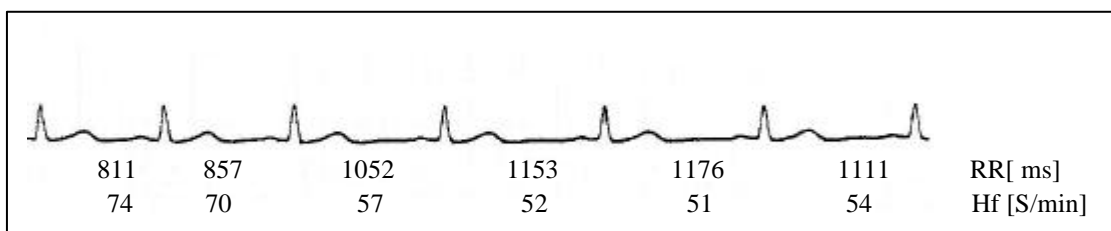


Abb. 2: Beispiel eines Elektrokardiogramms (EKG) in Ruhe über sechs RR-Intervalle mit Angaben der Herzperiodendauer und Herzfrequenz

1.3 Modulatoren der Herzfrequenzvariabilität

Die Herzaktivität unterliegt einer Vielzahl zentralnervaler und peripher-reflektorischer Mechanismen sowie humoralen Einflüssen. Das Herz reagiert laufend auf Signale des Organismus und der Umwelt mit feinabgestimmten Veränderungen (Variationen) der Herzperiodendauer. Diese Anpassungsfähigkeit des Herzens basiert auf einem optimalen Zusammenspiel des sympathischen und parasympathischen Nervensystem.

Die hemmenden vagalen hochfrequenten elektrischen Impulse des Parasympathikus führen zu einer sehr schnellen Absenkung der Herzfrequenz. Die niederfrequenten Impulse des Sympathikus bewirken eine Steigerung der Herzfrequenz, jedoch ist die Änderungsrate der Frequenz geringer als beim hochfrequenten Parasympathikus. Die Effekte der Sympathikusstimulation benötigen etwa 20-30 Herzschläge bis zur vollen Entwicklung, die der Vagusstimulation wirken deutlich schneller (KENNER 1982, 151). Dies erklärt beispielsweise die zeitliche verzögerte Hf-

¹ Weitere Bezeichnungen: Herzratenvariabilität oder Herzfrequenzvariation

Zunahme bei beginnender körperlicher Aktivität und die relativ schnelle Absenkung der Hf unmittelbar nach hoher Belastungsintensität.

Der Einfluss des Parasympathikus beruht überwiegend auf der Freisetzung von Acetylcholin durch den Nervus Vagus, wodurch eine Stimulierung der langsamen diastolischen Depolarisation hervorgerufen wird und eine abrupte, schnelle Änderung der Herzfrequenz bewirkt werden kann. Die sympathische Stimulation beruht auf einer Freisetzung von Adrenalin und Noradrenalin, die β -adrenerge Rezeptoren aktivieren was zu einer Beschleunigung der langsamen diastolischen Depolarisation führt. In Körperruhe dominiert die vagale Stimulation. Kurzzeitige HRV-Schwankungen werden primär durch eine Änderung des Vagotonus ausgelöst.

Die Stärke der sympathischen und parasympathischen Stimulationen ergeben sich durch verschiedene physiologische Systeme, die in Regelkreisen eingebunden ein komplexes Netzwerk darstellen und in Wechselbeziehung mit dem autonomen Nervensystem stehen (Abb. 3).

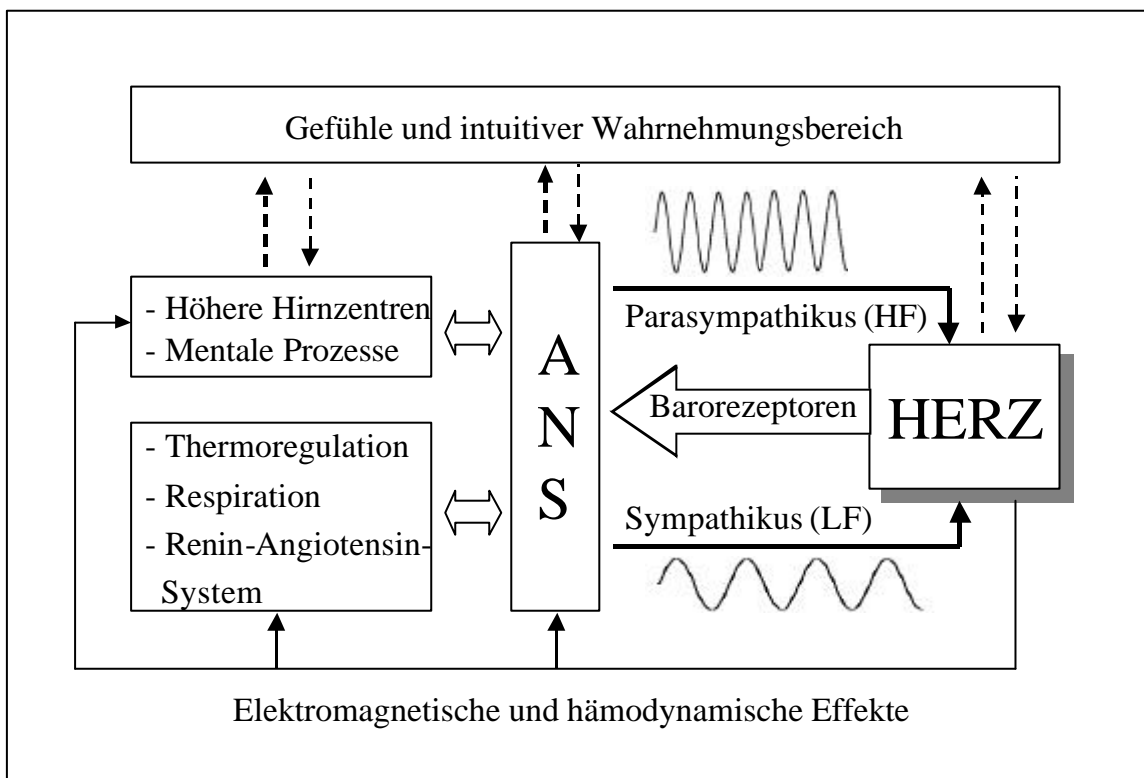


Abb. 3: Modulatoren der Herzfrequenzvariabilität (mod. nach MCCRATY u.a. 1997)

Das barorezeptorische System

Die Baro- oder Pressorezeptoren befinden sich vor allem im Aortenbogen und im Carotissinus und werden durch Dehnung der Gefäßwände in Abhängigkeit von der Größe des transmuralen Drucks erregt. Die Rezeptoren reagieren auf arterielle Druckschwankungen mit rhythmischen Impulsmustern, die unter anderem das vegetative Nervensystem beeinflussen. Die afferenten Impulse der Barorezeptoren bewirken eine Hemmung von sympathischen und eine verstärkte Erregung von parasympathischen Strukturen. Die Barorezeptoren sind mit ihrer Funktion in einen

Regelkreis eingebunden, die sog. Baroreflexschleife. Innerhalb dieser Baroreflexschleife ist eine intrinsische Oszillation im vasomotorischen Bereich festgestellt worden, deren Frequenz etwa bei 0,1 Hz liegt. Diese Frequenz ist im Spektrum der HRV wiederzufinden und kann durch eine Spektralanalyse sichtbar gemacht werden (COOKE 1998, VAN RAVENSWAALJ-ARTS u.a. 1993). Des Weiteren lässt sich diese Frequenz in den Schwankungen des Blutdrucks auffinden (sog. Mayer-Waves). Bei erhöhtem sympathischen Tonus sind die baroreflexorisch bedingten Schwankungen der Hf verstärkt. Somit ist z.B. der Frequenzbereich um 0,1 Hz in aufrechter Körperposition stärker vertreten als in liegender, wenn eher die parasympathische Aktivität überwiegt. Das Zusammenspiel von vagosympathischer und barorezeptorischer Aktivität hat Auswirkungen auf die Kurzzeitvariabilität (MCCRATY 1997).

Das Atemsystem

Die Atmung nimmt unmittelbar Einfluss auf die HRV. Dies lässt sich durch Beobachtung der Hf in Ruhe feststellen: beim Einatmen steigt die Hf und beim Ausatmen sinkt sie wieder. Der Einfluss der Atmung auf die HRV wird auch als respiratorische Sinusarrhythmie bezeichnet und wird durch die hochfrequente parasympathische Aktivität ausgeübt. Je entspannter der Mensch und je tiefer die Atmung, um so stärker ist dieser Effekt im Spektrum der HRV nachzuweisen. Bei einer Frequenz von 0,1 Hz (6 x Ein- und Ausatmen pro Minute), die auch für das baroreflexorische System sehr spezifisch ist, ist der Einfluss der Atmung auf die HRV am größten. Der Einfluss der Atmung wird bei erhöhtem Sympathikustonus, z.B. unter psychischer oder körperlicher Belastung, entsprechend geringer. Einflüsse der Atmung auf die HRV ergeben durch die Aussendung von Nervenimpulsen des Atemzentrums an das kardiovaskuläre Zentrum und durch Veränderungen der Thoraxspannung und des Blutdruckes.

Das Renin-Angiotensin-System

Dieses System ist für die Volumenregulierung der extrazellulären Flüssigkeit verantwortlich. Es macht sich in der HRV insofern bemerkbar, als dass es den Einfluss des baroreflexorischen Systems bei Verringerung des peripheren Gefäßwiderstandes vermindert und umgekehrt. Im Frequenzspektrum der HRV ist dieser Einfluss im Very Low Frequency Bereich ($<0,025$ Hz) wiederzufinden (MCCRATY/WATKINS 1996, 11).

Das Thermo-Regulations-System

Die Thermoregulation beeinflusst ebenfalls den Schlag-zu-Schlag Rhythmus des Herzens. Nach MCCRATY/WATKINS (1996, 11) liegt die Frequenz, mit der die Thermoregulation in die HRV eingeht, im Very Low Frequency Bereich ($<0,04$ Hz).

Das autonome Nervensystem (ANS) bzw. Herz wird nicht nur von den Oszillationen der inneren Organsysteme wie der Atmung, der Thermoregulation, dem Renin-Angiotensin-System stimuliert, sondern steht in unmittelbarem Austausch mit den

Reizen, die von höheren Hirnzentren und der Gefühls- und Wahrnehmungswelt ausgehen (MCCRATY 1997, 11). Wie beispielsweise bewusste Entspannung und Konzentration die HRV moduliert wird im Beitrag von VESTWEBER/HOTTENROTT in diesem Buch aufgezeigt. Schließlich werden das autonome Nervensystem und die inneren Organsysteme von den vom Herz rückwirkenden elektromagnetischen und hämodynamischen Effekten moduliert (s. Abb. 3).

1.4 Einflussfaktoren auf die Herzfrequenzvariabilität

Prinzipiell ist davon auszugehen, dass alle Faktoren, die die Herzfrequenz beeinflussen, sich auch in einzelnen Parametern der Herzfrequenzvariabilität wiederfinden. Dazu zählen (vgl. ISRAEL 1982; VAN RAVENSWAAIJ-ARTS u.a. 1993, MALIK 1996):

- Lebensalter
- Geschlecht
- Körperlage (stehend, sitzend, liegend)
- Tageszeit (zirkadiane Rhythmik)
- Temperatur
- Nahrungsaufnahme
- Alkohol
- Koffein
- Nikotin (LEVIN u.a. 1992)
- Medikamente (Atropin, Phenylephrin, β -Rezeptorenblocker)
- Ausdauerfitness
- Stress
- Muskelaktivität

Ein hoher Einfluss auf die Herzfrequenzvariabilität geht von der Arbeitsmuskulatur aus. In Körperruhe ist die HRV immer größer als unter sportlicher Belastung. Bei ansteigender körperlicher Aktivität kommt es zu einer Zunahme des Impulseinstroms aus der Muskulatur, der unmittelbar eine Verringerung des Vagotonus bewirkt (TULPPO u.a. 1998). Nach Erreichen der intrinsischen Herzfrequenz nimmt die sympathische Aktivität verstärkt zu. Bei hoher Herzfrequenz sind Schwankungen von Herzschlag zu Herzschlag kaum noch messbar (Abb. 4). Nach sportlicher Aktivität ist die Herzfrequenzvariabilität in der Erholungsphase verringert. Bereits eine fünfminütige intensive Belastung führt zur Abnahme der HRV in der Nachbelastungsphase (Abb. 5).

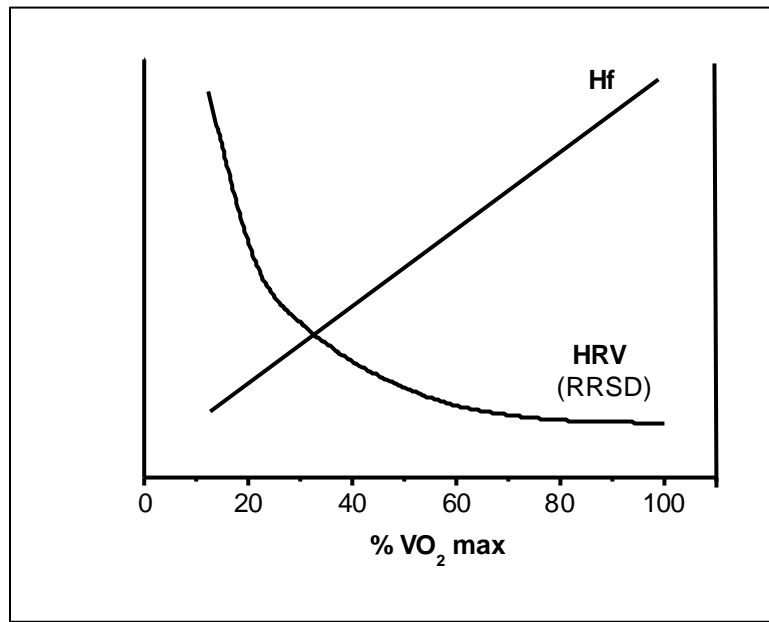


Abb. 4: Schematische Darstellung der Veränderungen von Herzfrequenz (Hf) und Herzfrequenzvariabilität (HRV) bei ansteigender Belastungsintensität nach dem Stufentestprinzip. Bei proportionaler Zunahme der Hf nimmt die Gesamtvariabilität (RRSD) überproportional bis ca. 60% der maximalen Sauerstoffaufnahme ab.

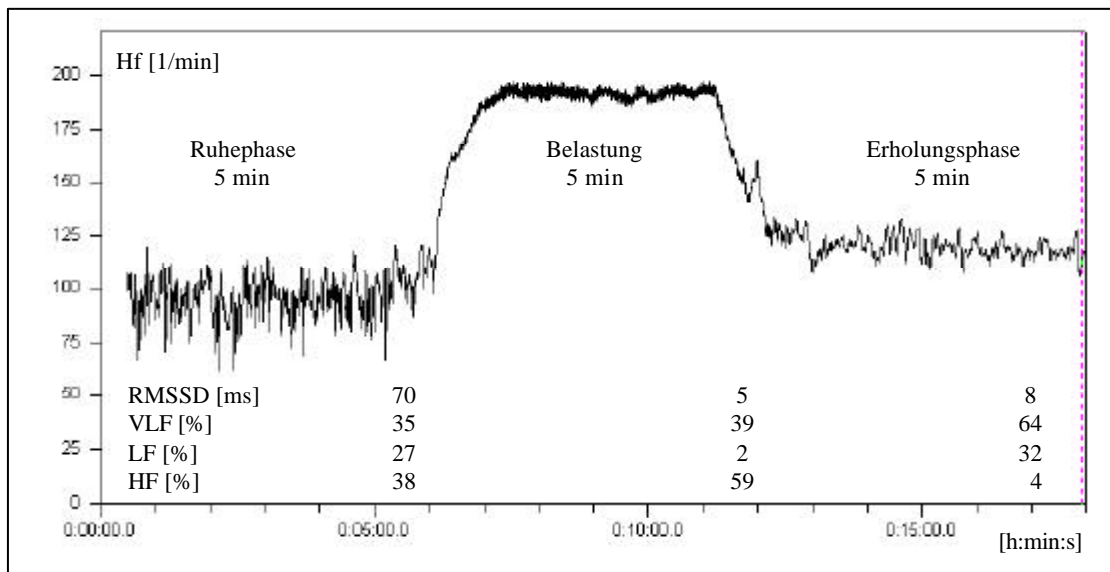


Abb. 5: Variation der Herzfrequenz in Ruhe, bei fünfminütiger intensiver Belastung und in der Erholungsphase (VLF: Very Low Frequency, LF: Low Frequency, HF: High Frequency).

3 Diagnostische Parameter der Herzfrequenzvariabilität

3.1 Parameter der Zeitbereichsanalyse

Tachogramme

Eine qualitative Analyse der HRV erfolgt über die zeitliche Darstellung der Herzfrequenz bzw. RR-Intervalle in Form von Tachogrammen (Abb. 6). Die Tachogramme sind für eine qualitative Bewertung des HRV-Befundes geeignet. Anhand der Aufzeichnung lassen sich Artefakte und mögliche Extrasystolen erkennen. Diese müssen vor der weiteren mathematischen Analyse durch Filterung eliminiert werden.

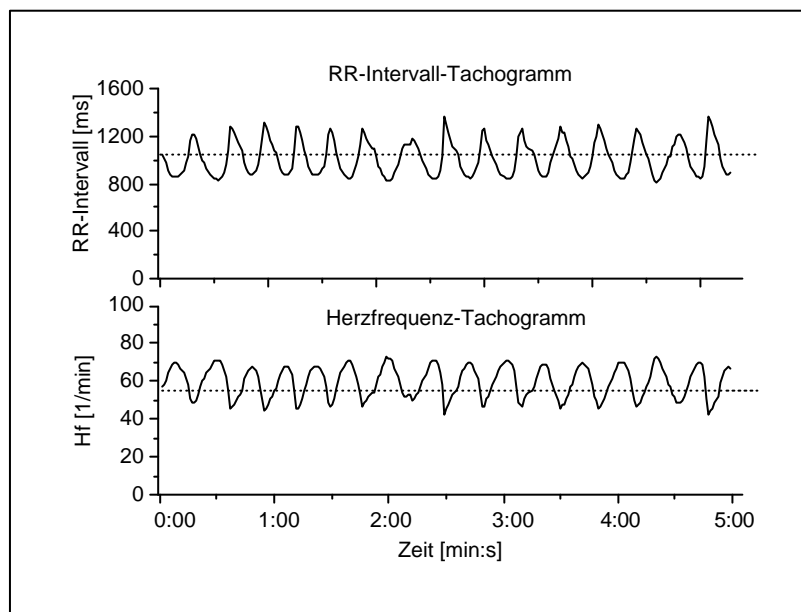


Abb. 6: Herzfrequenz-Tachogramm und RR-Intervall-Tachogramm eines 26jährigen Ausdauersportlers während 5minütiger Ruhemessung. Die durchschnittliche Herzfrequenz beträgt 56 Schläge/min. Die Tachogramme lassen eine ausgeprägte vagal vermittelte respiratorische Arrhythmie mit einer Zunahme der Hf während der Inspiration und eine Abnahme der Hf während der Expiration erkennen.

Auswertungsparameter, die sich aus den RR-Intervall-Tachogrammen im Rahmen der Zeitbereichsanalyse ableiten lassen und zu einer differenzierten Bewertung des HRV-Befundes verhelfen, sind in der Tab. 1 zusammengestellt. Nicht aufgeführt sind spezielle Parameter von Langzeitaufzeichnungen, die vor allem bei klinischen Fragestellungen und Diagnosen zur Anwendung kommen wie SDANN (Standardabweichung des Mittelwertes der NN-Intervalle von allen Fünf-Minuten-Abschnitte der gesamten Aufzeichnungszeit) und SDNN-Index (Mittelwert der Standardabweichungen aller NN-Intervalle für alle Fünf-Minuten-Abschnitte bei einer 24-Stunden-Aufzeichnung). Der Index liefert Informationen über Veränderungen in der Herzfrequenz, die nur auf Faktoren zurückzuführen sind, welche die HRV innerhalb eines Fünf-Minuten-Bereichs beeinflussen.

RRSD

Berechnet wird die Standardabweichung aller RR-Intervalle im Messzeitbereich. Dieser Parameter ist ein frequenzunabhängiger Indikator für die *Gesamtvariabilität*. Bei der Interpretation der RRSD-Werte ist jedoch die Höhe der Herzfrequenz zu berücksichtigen, um Fehlbewertungen der Variabilität (eingeschränkt oder nicht eingeschränkt) zu vermeiden.

RMSSD

Berechnet wird die Quadratwurzel des quadrierten Mittelwertes der Summe aller Differenzen sukzessiver RR-Intervalle.

$$RMSSD = \frac{1}{n} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^k [(R - R_{i+1}) - (R - R_i)]^2}$$

Dieser Parameter gibt Auskunft über kurzfristige Veränderungen der RR-Intervalle und wird somit zur Betrachtung des parasympathischen Einflusses auf das Herz herangezogen. Er wird der *Kurzzeitvariabilität* zugeordnet.

pNN50

Berechnet wird der Prozentsatz aufeinanderfolgender RR-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen. Bei dieser Analyse interessieren größere Schwankungen der Herzfrequenz. Ein hoher pNN50-Wert gibt somit Aufschluß über hohe spontane Änderungen der Herzfrequenz.

Tab 1: Definitionen der Parameter der HRV-Zeitbereichsanalyse

Parameter	Weitere Bezeichnung	Einheit	Definition
RR*	NN	ms	Abstand zweier Herzschläge (R-Zacken im EKG)
AvgRR	RR _{MW}	ms	Mittlerer Abstand aller RR-Intervalle im gewählten Zeitbereich
RRSD	SD, SDRR, SDNN	ms	Standardabweichung aller RR-Intervalle (=Gesamtvariabilität)
RMSSD	r-MSSD rMSSD	ms	Quadratwurzel des quadrierten Mittelwertes der Summe aller Differenzen sukzessiver RR-Intervalle
ΔRRSD	SDSD	ms	Standardabweichung der Differenzen zwischen benachbarten RR-Intervallen
pNN50 (NN50)		%	Prozentsatz (Anzahl) aufeinanderfolgender RR-Intervalle, die mehr als 50 ms voneinander abweichen
DL	D _L	ms	Länge des Längsdurchmessers der 95%-Vertrauensellipse
DQ	D _Q , DW	ms	Länge des Querdurchmessers der 95%-Vertrauensellipse
SD1	stdb, SO _Q , SD-quer	ms	Standardabweichung der orthogonalen Abstände der RR _i / RR _{i+1} -Punkte zum Querdurchmesser der Ellipse
SD2	stda, SO _L , SD-längs	ms	Standardabweichung der orthogonalen Abstände der RR _i / RR _{i+1} -Punkte zum Längsdurchmesser der Ellipse

*) Die Abkürzung „RR“ kann zu Missverständnissen führen, da sie auch für den Blutdruck Verwendung findet. Daher wird oft die Bezeichnung „R-R“ oder „NN“ (normal to normal) für den Abstand zweier Herzschläge benutzt.

Pointcaré Plot (Streudiagramm)

Eine weitere Möglichkeit der HRV-Analyse ergibt sich aus dem Pointcaré Plot. Aufeinanderfolgende RR-Intervalle werden in ein zweidimensionales Streudiagramm übertragen. Bei einer Aufzeichnung der HRV einer gesunden Person in Ruhe ergibt sich dann das Bild einer Ellipse, deren längere Achse auf der Winkelhalbierenden des Koordinatensystems liegt. Punkte weit außerhalb der Hauptpunktwolke deuten auf Arrhythmien oder Artefakte hin. Form und Größe der Ellipse lassen Aussagen

auf den Grad der Entspannung oder der psychischen Anspannung z.B. durch Stress zu.

Mittels orthogonaler Regressionsanalysen werden Längs- und Querdurchmesser zur 95%-Vertrauensellipse konstruiert und die Standardabweichung der Punktabstände zum Längsdurchmesser (Abkürzungen: SD2, SO_L bzw. stda) und zum Querdurchmesser (SD1, SO_Q, SO_W bzw. stdb) berechnet (Abb. 7).

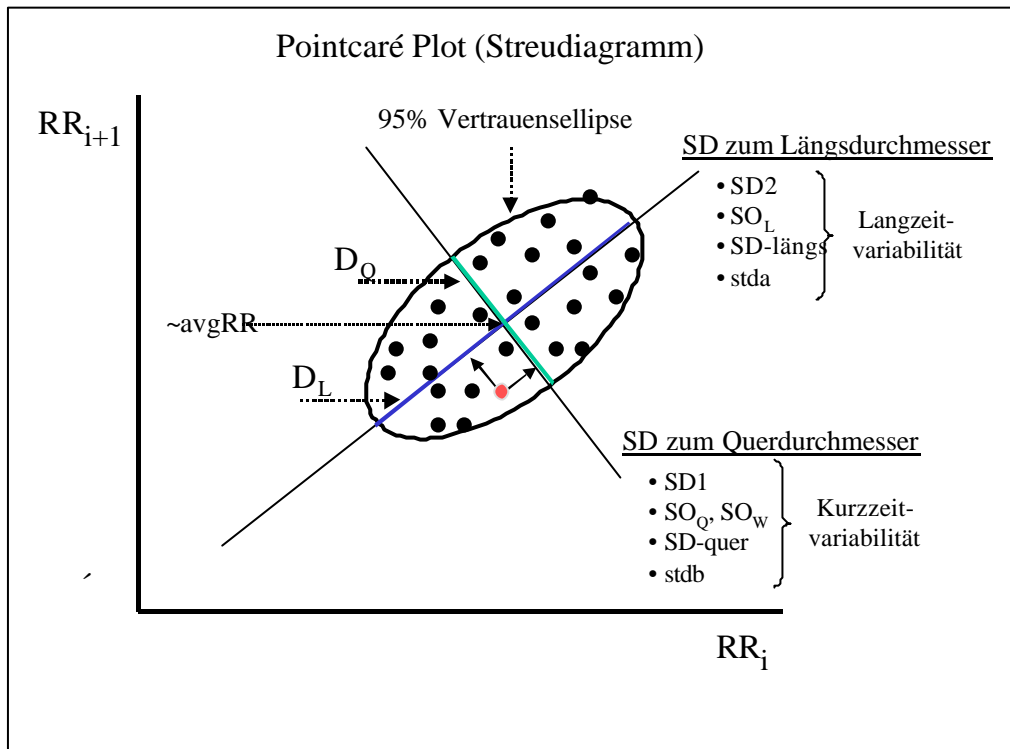


Abb. 7: Pointcaré Plot zur geometrischen HRV-Analyse

Der Längsdurchmesser der Ellipse beschreibt absolut die Langzeitabweichung der Herzfrequenz, der Querdurchmesser charakterisiert kurzzeitige Änderungen der Herzfrequenz. Mit der Berechnung der Standardabweichung zum Längs- und Querdurchmesser werden langfristige und spontane HRV-Änderungen quantifiziert. Als standardisierte Vergleichsgröße wird auch das Produkt aus den beiden beschriebenen Standardabweichungen SD1 und SD2 betrachtet. Hierbei gehen in die Betrachtung langfristige und kurzfristige HRV-Änderungen ein.

3.2 Parameter der Frequenzanalyse

Über mathematische Frequenzanalyseverfahren lassen sich weitere Parameter zur Bewertung des HRV-Befundes gewinnen (s. Tab. 2). Dabei geht es um die differenzierte Bestimmung des Frequenzgehaltes der RR-Intervalle und um den relativen und absoluten Anteil hoher und niedriger Frequenzen am Gesamtspektrum. Grundsätzlich können Frequenzen im Bereich von 0 bis 0,4 Hz auftreten, die in drei Bereiche unterteilt werden:

Frequenzbereich (gesamt)	0,0-0,4 Hz
- HF (High Frequency):	0,15-0,4 Hz
- LF (Low Frequency):	0,004-0,15
- VLF (Very Low Frequency) ² :	<0,04 Hz

HF-Bereich (High Frequency)

Der hohe Frequenzbereich zwischen 0,15 und 0,4 Hz wird der parasympathischen Aktivität zugeordnet und hat eine entspannungsbezogene Wirkung auf die Herzfrequenz. In diesem Bereich nimmt auch die Atmung ihren Einfluß. Eine verringerte parasympathische Aktivität zeigt sich bei Streß und Angst.

Tab 2: Definitionen der Parameter der HRV-Frequenzanalyse

Parameter		Einheit	Definition
TP	Total power	ms ²	Gesamtspektrum (Gesamtleistungsdichtespektrum) Varianz aller RR-Intervalle ≤0,4 Hz
VLF	Very low frequency	ms ² %	Leistungsdichtespektrum von 0,00 bis 0,04 Hz Prozentualer VLF-Anteil am Gesamtspektrum
LF	Low frequency	ms ² %	Leistungsdichtespektrum von >0,04 bis 0,15 Hz Prozentualer LF-Anteil am Gesamtspektrum
HF	High frequency	ms ² %	Leistungsdichtespektrum von >0,15 bis 0,40 Hz Prozentualer HF-Anteil am Gesamtspektrum
LF/HF			Verhältnis von LF zu HF

LF-Bereich (Low Frequency)

Der niedrige Frequenzbereich zwischen 0,04 und 0,15 Hz kann auf parasympathische und/oder sympathische Aktivität zurückgeführt werden. Bei Langzeit-Aufzeichnungen gibt dieser Bereich jedoch näheren Aufschluß über die sympathische Aktivität. Parasympathische Einflüsse ergeben sich bei niedriger Atemfrequenz (<7 Atemzyklen pro Minute).

² Bei Langzeit-EKG-Auswertungen wird der VLF-Bereich nochmals unterteilt: VLF: 0,033-0,04 Hz; Ultra Low Frequency (ULF): <0,033 Hz.

Des Weiteren ist dieser Frequenzbereich repräsentativ für barorezeptorische Aktivität. Die sog. Barorezeptorschleife weist eine intrinsische Frequenz von etwa 0,1 Hz auf.

VLf-Bereich (Very Low Frequency)

Im sehr niedrigen Frequenzbereich unter 0,04 Hz machen sich hormonelle, vasomotorische und thermoregulatorische Einflüsse sowie die Aktivität des Renin-Angiotensin Systems bemerkbar.

LF/HF-Verhältnis

Aus dem Verhältnis von hohen und niedrigen Frequenzanteilen (LF/HF-Ratio) des HRV-Befundes lässt sich der vagale (entspannungsbezogene) und sympathische (stressbezogene) Einfluss auf die Herzaktivität abschätzen (ECKBERG 1997). Überwiegt der sympathische Einfluss dauerhaft kann dies zum Beispiel zu Befindlichkeitsstörungen oder Depressionen führen und die bio-psychische Balance beeinträchtigen. Die Herzfrequenzvariabilität ist dann vermindert. Eine ausreichend große HRV scheint ein Hinweis auf Gesundheit zu sein. Nach MÜCK-WEYMANN (2002) ist sie möglicherweise ein Globalindikator für Schwingungsfähigkeit (Resonanzfähigkeit) und Adaptivität bio-psycho-sozialer Funktionskreise im Austausch zwischen Organismus und Umwelt (Abb. 8).

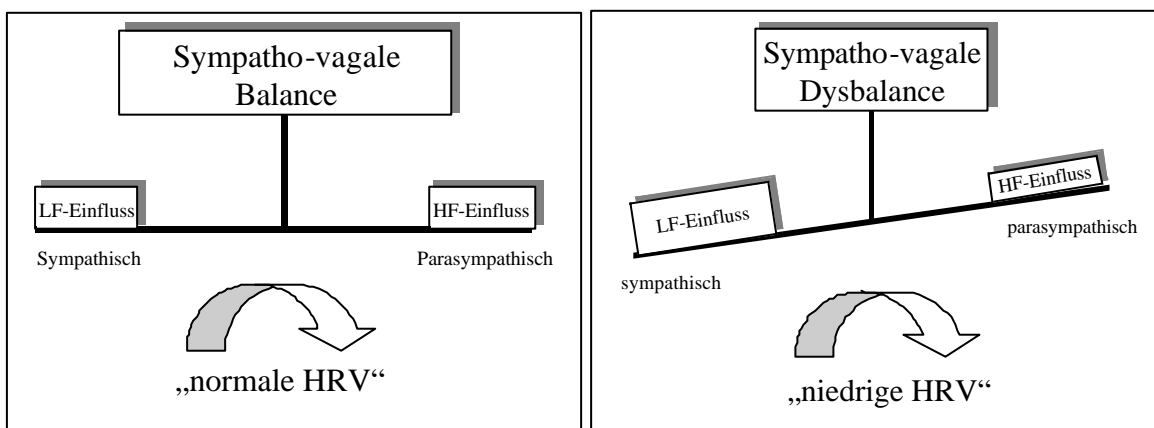


Abb. 8: Normale Herzfrequenzvariabilität (HRV) bei symptho-vagaler Balance und niedrige HRV bei symptho-vagaler Dysbalance (LF: niedrige Frequenzen, HF: hohe Frequenzen)

4 Grundlagen der HRV-Frequenzanalyse

Allgemeine Vorgehensweisen bei Frequenzanalysen

Frequenzanalytische Verfahren werden seit vielen Jahren in der Biomechanik beispielsweise bei der Analyse elektromyografischer Signale angewandt (WINTER 1990; WINTER/PATLA 1997). Die Basis einer frequenzanalytischen Betrachtung bildet die hinreichend genaue Approximation des Ursprungssignals (z.B. RR-Intervall-Tachogramm). Dies geschieht durch die Summation von stetigen, periodi-

schen Funktionen mit jeweils bekannter Funktionsgleichung und bekanntem Frequenzgehalt. In der Regel werden verschiedene Sinus-Funktionen in Amplitude und Frequenz so moduliert, dass bei der anschließenden Summation je nach Anzahl der verwendeten Funktionen und Art der Frequenz- und Amplitudenmodulation unterschiedlichste Signalverläufe hinreichend genau approximiert werden können (Abb. 9). Das Frequenzspektrum der entstandenen Approximationsfunktion beschreibt stellvertretend den Frequenzgehalt des Ursprungssignals. Die Approximationsfunktion wird wiederum in ihre Bestandteile zerlegt und der Frequenzgehalt anhand der Periodizitäten der einzelnen Funktionen bestimmt. Abb. 10 zeigt schematisch die grundlegende Vorgehensweise bei Frequenzanalysen und verdeutlicht die Analogie zur Spektralanalyse des Lichts am Prisma.

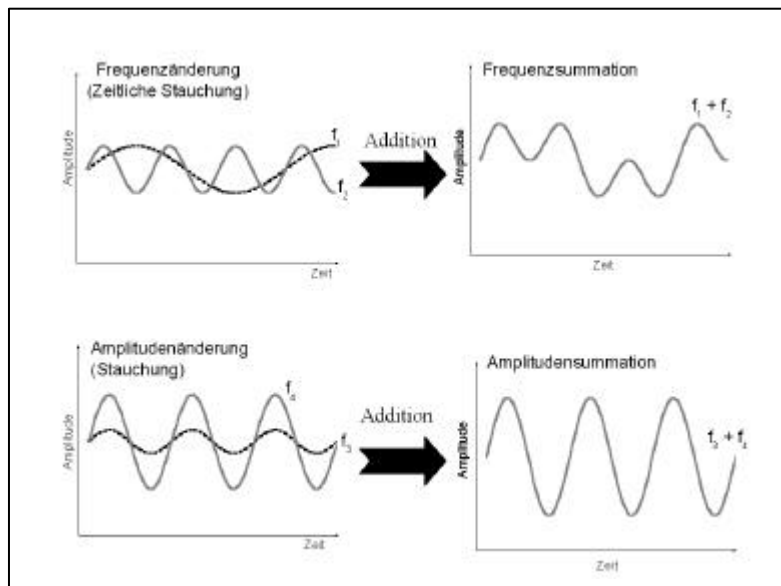


Abb. 9: Frequenz- und Amplitudenmodulation bei Sinussignalen durch Stauchung und Addition

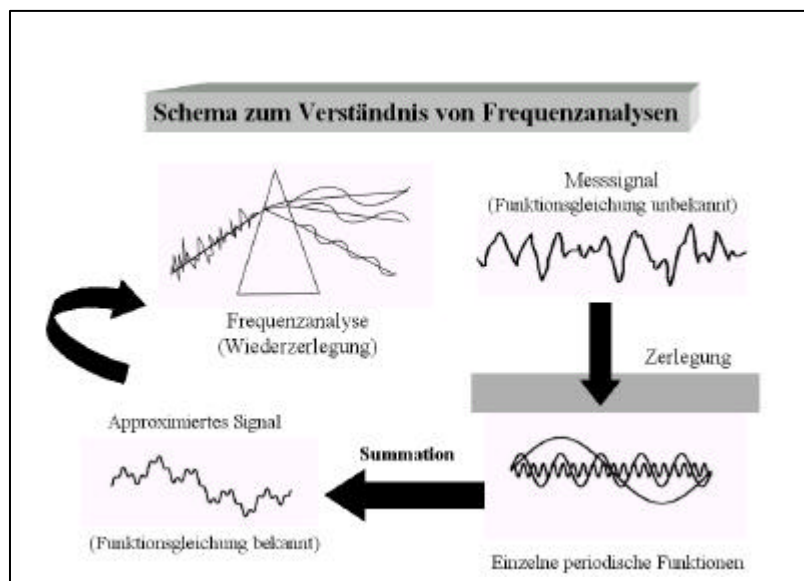


Abb.10: Grundlegende Vorgehensweise bei Frequenzanalysen

Spezielle frequenzanalytische Verfahren für die HRV-Auswertung

Bei der Analyse des Frequenzgehaltes von HRV-Signalen kann auf verschiedene frequenzanalytische Verfahren zurückgegriffen werden (s. BERGER u.a. 1986, COHEN u.a. 1999, PAGANI u.a. 1986, TULPPO u.a. 1996, YAMAMOTO u.a. 1991). Dabei sind Anwendungsvoraussetzungen und spezielle Parametereinstellungen zu beachten (Tab. 3). In der HRV-Analyse werden bisher autoregressive Verfahren und die FFT-Analyse eingesetzt. Die Wavelet-Analyse als innovatives Verfahren findet aufgrund der nicht notwendigen Signalstationarität bereits Anwendung in der Analyse von stochastischen Signalen wie z.B. dem EMG (TSCHARNER 2000), ist jedoch im Bereich der HRV-Analyse noch nicht eingesetzt worden. Exemplarisch wird das Ergebnis einer FFT-Analyse über ein fünfminütigen RR-Intervall-Tachogramms in Abb. 11 dargestellt. Dabei wird der Schwerpunkt des Frequenzgehalts im Low-Frequency-Bereich des Leistungsspektrums deutlich.

Tab 3a: Frequenzanalytische Verfahren (zusammengestellt aus: BASMAJIAN/DE LUCA 1985, WINTER 1990, NIGG/HERZOG 1994, WINTER/PATLA 1997, KAMMEYER/KROSCHEL 1998, VON TSCHARNER 2000, ENOKA 2002)

Bezeichnung	Anwendungsvoraussetzungen	Verfahren	Bemerkungen
Zero-Crossing-Verfahren	Keine speziellen Voraussetzungen	Anzahl der Nullstellen pro Zeiteinheit bestimmt Frequenzgehalt des Signals	Verfahren ist veraltet und nur bei periodischen Funktionen exakt
Fast Fourier Transformation (FFT)	<ul style="list-style-type: none"> - Äquidistante Zeitachse - Stationäres Signal - Mindestanzahl an Datenpunkten 	<ul style="list-style-type: none"> - Resampling der Rohdaten vor FFT erforderlich - Ausgangssignal $X(t)$ wird durch Fourierreihe approximiert $X(t) = \sum_{k=0}^{\infty} [a_k \cdot \cos(k\omega t) + b_k \cdot \sin(k\omega t)]$ <ul style="list-style-type: none"> - Frequenzgehalt wird durch Frequenzen der Fourierreihe bestimmt. 	Verfahren erfordert spezielle Parametereinstellungen: <ul style="list-style-type: none"> - Amplituden-/Leistungsspektrum - Fensterart (z.B. Rechteck, Hamming, etc.) - Fensterbreite - Amplitudennormierung

Tab 3b: Frequenzanalytische Verfahren (zusammengestellt aus: Basmajian/De Luca 1985, Winter 1990, Nigg/Herzog 1994, Winter/Patla 1997, Kammeyer/Kroschel 1998, von Tscherner 2000, Enoka 2002)

Bezeichnung	Anwendungsvoraussetzungen	Verfahren	Bemerkungen
Autokorrelation und FFT	<ul style="list-style-type: none"> - Stationäres Signal - Mittelwert von Null - Mindestanzahl an Datenpunkten 	<ul style="list-style-type: none"> - Korrelation des Ursprungssignals mit sich selbst, liefert äquidistantes, amplitudenbeschränktes Autokorrelations-signal. - Periodizität der Autokorrelationsfunktion entspricht der des Ursprungssignals. $R_{xx}(t) = \frac{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})(x(n-t) - \bar{x})}{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})^2}$ <ul style="list-style-type: none"> - FFT liefert das Gesamtspektrum 	Bildet ein Analogon zur FFT, jedoch ersetzt die Autokorrelation das notwendige Resampling.
Modulierte autoregressive Verfahren	Je nach Modell auch für nicht-stationäre Signale mit geringen Datenpunkten (kurzer Analysedauer) einsetzbar.	<ul style="list-style-type: none"> - Parametrische Spektralschätzverfahren zur Näherung des Ursprungssignals über Modellierung weißen Rauschens mittels Spektralformungsfiltren. - Berechnung von Autoregressionskoeffizienten zur Modellierung des Rauschprozesses. 	Verfahren involvieren unterschiedliche Algorithmen und Parametereinstellungen: <ul style="list-style-type: none"> - Ordnungsgrad der Autoregression - Anzahl der berücksichtigten Datenpunkte - Stationärer / nicht-stationärer Ansatz
Wavelet-Analyse	Auch für nicht stationäre Signale mit geringen Datenpunkten (kurzer Analysedauer) einsetzbar.	<ul style="list-style-type: none"> - Zeit- und frequenzbeschränkte Waveletfunktionen als Basis. - Faltung mit Ursprungssignal und analytische Basisoperationen liefern approximiertes Leistungsspektrum des Ursprungssignals. 	Verfahren erfordert spezielle Parametereinstellungen: <ul style="list-style-type: none"> - Zentralfrequenz - Waveletbreite - Anzahl der Wavelets

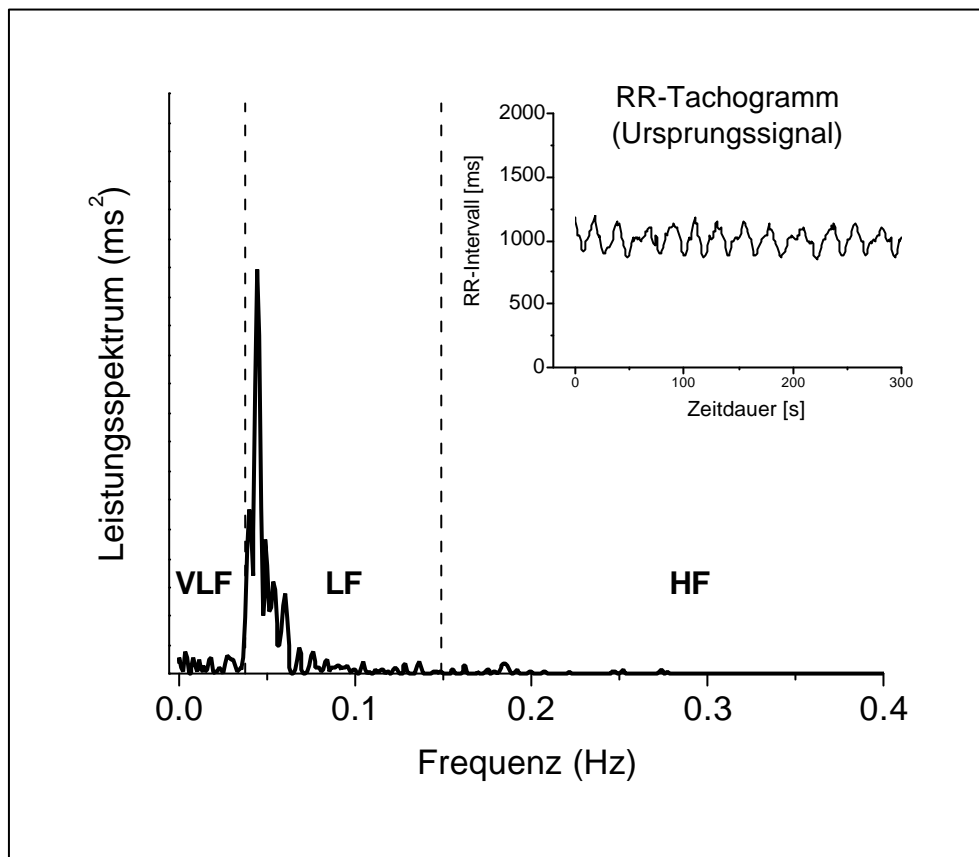


Abb.11: Leistungsspektrum eines fünfminütigen RR-Intervall-Tachogramms (Analysemethode: Interpolation der Ursprungsdaten sowie FFT mit Hamming-Fensterung)

5. Standards der Herzfrequenzvariabilität

Die „Task Force of the European Society of Cardiology“ und die „North American Society of Pacing and Electrophysiology“ haben verbindliche Standards für die HRV-Messung und -Analyse im Zeit- und Frequenzbereich festgelegt (s. MALIK 1996). Die Kenntnis und Berücksichtigung dieser Standards ist Voraussetzung für die Planung, Durchführung und Auswertung von experimentellen Studien. Diese für primär klinische Fragestellungen ausgearbeiteten Standards sind allerdings unzureichend für Untersuchungen des HRV-Verhaltens während körperlicher oder sportlicher Aktivität. Für trainingswissenschaftliche Fragestellungen fehlen Vorgaben für standardisierte Belastungstests und Normierungen hinsichtlich der Auswertungsverfahren und -methoden. Das methodische Vorgehen bezüglich der Elimination von Artefakten, der Datenfilterung, des Resamplings (Abtastfrequenz), der verwendeten Verfahren zur Frequenzanalyse (s. Tab. 3) sowie der gewählten Messdauer bzw. der zugrunde gelegten Datenmenge für die Auswertung ist bisher äußerst heterogen. Diese vielfältigen methodischen Prozeduren erschweren nicht nur die Vergleichbarkeit der gewonnenen Befunde, sondern können das Ergebnis in einem nicht geahnten Ausmaß verfälschen. Dies betrifft vor allem die Elimination von Artefakten, die bei körperlichen Bewegungen im Vergleich zur Ruhemessung vermehrt auftreten, das Vorgehen bei der Frequenzanalyse und die Messdauer.

Die Messdauer ist von entscheidender Bedeutung für die Bewertung des HRV-Befundes. Generell werden *long term* Aufzeichnungen über 24 Stunden von *short term* Aufzeichnungen von 5 Minuten und weniger unterschieden. Vergleiche von HRV-Befunden sind nur bei zeitgleicher Analysedauer oder gleicher Anzahl von RR-Intervallen aussagekräftig. Zu berücksichtigen ist, dass bei einer langen Messdauer die physiologischen Modulatoren der Herzperiodendauer nicht konstant stabil sind. Langzeitmessungen können insofern nur einen „Grand Average“ abbilden, was bei der Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen ist.

Für eine Qualitätssicherung und bessere Vergleichbarkeit von Studienergebnissen sind weitere Normierungen erforderlich, nicht zuletzt, um die interne Validität der Ergebnisse zu erhöhen und das Risiko eines unzulänglichen Umgangs mit der HRV einzugrenzen. Die einfache Erfassung der HRV und software-automatisierte Auswertung (z.B. Polar Precision Performance) der Befunde birgt die Gefahr, die methodischen Grenzen der Auswertung und die bei der Interpretation der Ergebnisse zugrunde gelegten Analyseverfahren unzureichend zu berücksichtigen. Grundsätzlich sollte die Interpretation der HRV nicht auf der Grundlage eines einzelnen Parameters erfolgen, sondern immer mehrere Parameter einschließen.

Insgesamt sollten zukünftig verstärkt nichtlineare Verfahren bei der HRV-Analyse Berücksichtigung finden, denn Nichtlinearität ist eine grundlegende funktionelle Eigenschaft lebender Organismen. Durch die Anwendung nichtlinearer Methoden in der Forschung können neue Erkenntnisse gewonnen werden (s. MANSIER 1996).

6. Anwendungsfelder der Herzfrequenzvariabilität

Über Schwankungen der Herzperiodendauer wurde erstmalig in der Medizin 1965 im Zusammenhang mit fetalem Stress berichtet. HON/LEE (1965) stellten fest, dass bei Stresseinwirkung auf den Fötus im Mutterleib, z.B. durch eingeschränkte Sauerstoffversorgung (Hypoxie), die Variation aufeinanderfolgender Herzperioden (RR-Intervalle) abnimmt. In den folgenden Jahren wurden nach und nach weitere bedeutsame diagnostische Anwendungsfelder der HRV erforscht. Eine hohe Bedeutung hat die HRV heute im intensiv-medizinischen Bereich zur fortlaufenden organismischen Überwachung und für die Risikostratifizierung nach einem Herzinfarkt. Ferner ist HRV für die Beurteilung der diabetischen autonomen Neuropathie, des arteriellen Blutdruck, von Kardiomyopathien und chronischer Herzinsuffizienz bedeutsam (LÖLLGEN 1999). Auch die Bedeutung der HRV als Risikofaktor für einen plötzlichen Herztod ist bereits seit Ende der 70er Jahre bekannt (WOLF et al. 1978). Für Wirksamkeitsnachweise von Herz-Kreislauf-Medikamenten auf das autonome Nervensystem werden ebenfalls Parameter der HRV zugrunde gelegt.

Die Anwendungsfelder haben sich in den letzten Jahren über den klinisch-diagnostischen Bereich hinaus sprunghaft ausgeweitet, was sich u.a. anhand des exponentiellen Anstiegs der Publikationen zur HRV in den fachwissenschaftlichen Zeitschriften mit Peer-Review-Verfahren belegen lässt.

Interessant für den Sport ist die Messung der HRV erst seit 1996 mit der Markteinführung eines mobilen Mini-Herzfrequenzmessgerät, welches die Dauer eines jeden Herzschlages EKG-genau erfassen konnte. Mit der mobilen Schlag-zu-Schlag-Messung kann das Verhalten der Herzfrequenzvariabilität in Ruhe und während sportlicher Aktivität gemessen und analysiert werden. Für Sportler und Trainer ergeben sich dadurch neue Möglichkeiten für die Belastungssteuerung des Trainingsprozesses.

Das erste drahtlose Hf-Empfangsgerät am Handgelenk (Polar Vantage) hatten nur eine Speicherkapazität von 40 Minuten, heute lassen sich die einzelnen Herzschläge mit kleinen Armbandempfängern über eine Dauer von 24 Stunden aufzeichnen. Die gespeicherten Werte im Armbandempfänger können anschließend über Infrarotsensoren in den Personalcomputer übertragen und mit der Software ‚Polar Precision Performance‘ ausgewertet werden. Darüber hinaus wird die HRV auf dem Display des Empfangsgerätes (z.B. Polar S810) als modifizierter Kurzzeitvariabilitätsparameter (SD 1) numerisch fortwährend angezeigt. Da im allgemeinen eine hohe HRV auf entspannungsbezogene Einflüsse und eine niedrige HRV auf stressbezogene Einflüsse hinweist, wird der angezeigte Wert auch als Entspannungsrate (RLX) bezeichnet.

Erste umfangreiche trainingsprozessbegleitende Untersuchungen zum Verhalten der HRV bei Leistungssportlern der Ausdauerdisziplinen Triathlon, Radsport und Laufen wurden von BERBALK (1998) durchgeführt. Die Untersuchungsergebnisse verdeutlichen:

- interindividuelle Unterschiede der HRV bei den Ausdauersportlern, die eine Ableitung der individuellen Referenzbereiche für eine trainingsbegleitende Belastbarkeitsdiagnostik erforderlich machen.
- Unterschiede der HRV zwischen Ausdauersportlerinnen und Ausdauersportlern.
- eine Dynamik der HRV in Abhängigkeit von der Trainingsbelastung.
- eine infektbedingte Abnahme der HRV.

Aktuelle Anwendungsfelder der HRV im Sport werden im vorliegenden Symposiumsband vorgestellt. Sie lassen sich folgenden Themenbereichen zu ordnen:

- ? HRV als Biofeedbackinstrument des Entspannungszustandes (RLX-Wert)
- ? HRV zur Bewertung von stress- und entspannungsbezogenen Einflüssen
- ? HRV zur Objektivierung von Entspannungstechniken
- ? HRV zur Bewertung des Regenerationszustandes im Trainingsprozess
- ? HRV zur Kontrolle der Belastbarkeit und des Gesundheitszustandes
- ? HRV zur Diagnostik und Bewertung trainingsbedingter Anpassungen
- ? HRV zur individuellen Belastungssteuerung des Trainingsprozesses
- ? HRV zur Bestimmung individueller Trainingszonen (OWN-ZONE)
- ? HRV zum Wirksamkeitsnachweis definierter Trainingsformen auf Leistungsfähigkeit, Wohlbefinden und Gesundheit

Bei sportlichen Aktivitäten ist es bedeutsam, über den aktuellen gesundheitlichen Zustand objektiv informiert zu werden. Ein intensives Training bei anklingendem oder bestehendem Infekt verschlechtert den Gesundheitszustand und kann sogar ernsthafte Komplikationen (z.B. Herzmuskelentzündungen) auslösen. Dies gilt vor allem für Aktivitäten mit hoher Herz-Kreislaufbelastung (z.B. Laufen, Inline Skating). Sportler, die die Herzfrequenzvariabilität im Training regelmäßig messen, berichten von einer verbesserten individuellen Abstimmung der einzelnen Trainingseinheiten. Der Wechsel zwischen Training und Regeneration lässt sich genauer bestimmen. Dies führt zu stetigen Leistungsfortschritten, weil Überforderungen rechtzeitig erkannt und vermieden werden können.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die HRV im Sport bereits vielfältige und interessante Anwendungsfelder besetzt, allerdings die vorliegenden Ergebnisse nicht befriedigend alle Fragen klären können bzw. teilweise widersprüchliche Ergebnisse hervorgebracht haben. Weitere Forschungsaktivitäten sind erforderlich. Dabei ist das methodische Handwerkzeug in einem stärkeren Maße zu standardisieren, die Parametervielfalt auf das Notwendige zu reduzieren und neue Analyseverfahren zu entwickeln.

Literatur

- BERGER, R. D./AKSELROD, S./GORDON, D./COHEN, R. J.: An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability. *IEEE Trans Biomed Eng* 33 (1986) 9, 900-904
- BASMAJIAN, J. V./DE LUCA, C. J.: *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyographie*. Williams & Wilkins: Baltimore 1985
- BENUTZERHANDBUCH: Polar Precision Performance™, Software Version 2 for Windows®. 2000
- BERBALK, A.: Herzfrequenzvariabilität - ein neuer Parameter zur Belastbarkeitsdiagnostik im Leistungssport? In: ENGELHARDT M./FRANZ, B./NEUMANN, G./PÜTZNER, A. (Hrsg): *Triathlon und Sportwissenschaft*. Hamburg 1998, 79-98
- BIGGER, T./FLEISS J.L./ROLNITZKY, L.M./STEINMAN, R.C.: Stability over time of heart period variability in patients with previous myocardial infarction and ventricular arrhythmias. *Am J Cardiol*. 69 (1992) 718-723
- BROWN, T.E./BEIGHTOL, L.A./KOH, J./ECKBERG, D.L.: Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *J Appl Physiol* 75 (1993) 2310-2317
- CERUTTI, S./BIANCHI, A.M./MAINARDI, L.T.: Spectral analysis of the heart rate variability signal. In: MALIK, M./CAMM, A.J. (Hrsg.): *Heart Rate Variability*. Armonk, NY: Futura Publishing Company 1995, 63-74
- COHEN, H./MATAR M.A./KAPLAN, Z./KOTLER, M.: Power spectral analysis of heart rate variability in psychiatry. *Psychother Psychosom* 68 (1999) 59-66
- COOKE, W. H.: Heart rate variability and baroreceptor responsiveness to evaluate autonomic cardiovascular adaptations to exercise. *Journal of Exercise Physiology online* 1 (1998) 3
- COOKE, W.H./COX, J.F./DIEDRICH, A.M./TAYLOR, J.A./BEIGHTOL, L.A./AMES, J.E./HOAG, J.B./SEIDEL, H./ECKBERG, D.L.: Controlled breathing protocols probe human autonomic cardiovascular rhythms. *Am J Physiol*, 274 (1998) 709-718
- COTTIN, F./PAPELIER, Y./ESCOURROU, P.: Effects of exercise load and breathing frequency on heart rate and blood pressure variability during dynamic exercise. *Int J Sports Med* 20 (1999) 232-238
- ECKBERG, D.L.: Sympathovagal balance. A critical appraisal. *Circulation* 96 (1997) 3224-32
- ENOKA, R. M.: *Neuromechanics of Human Movement*. Human Kinetics: Champaign 2002
- FERSCHA, A./POKAN, R./BACHL, N./SMEKAL, G.: Herzfrequenzvariabilität in Ruhe und unter Belastung. Methodische Aspekte und deren Aussagekraft. *Oesterr J Sportmed* 28 (1998) 3-35
- GOLDBERGER, J.J./CHALLAPALLI, S./TUNG, R./PARKER, M.A.: Relationship of heart rate variability to parasympathetic effect. *Circulation* 103 (2001) 1977-1983

- HIRSCH, J.A./BISHOP, B.: Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *American Journal of Physiology* 241 (1981) 620-629
- HON, E.H./ LEE, S.T.: Electronic evaluation of the fetal heart rate pattern preceding fetal death, further observation. *Am J. Obstet.Gynecol.* 87 (1965) 87, 814-826
- HORSTEN, M./ERICSON, M./PERSKI, A./WAMALA, S.P./SCHENK-GUSTAFSSON, K./ORTH-GOMER, K.: Psychosocial factors and heart rate variability in healthy women. *Psychosomatic Medicine* 61 (1999) 49-57
- ISRAEL, S.: Sport und Herzschlagfrequenz. Barth:Leipzig 1982
- KAMMEYER, K.D./KROSCHEL, K.: Digitale Signalverarbeitung. Filterung und Spektralanalyse mit MATLAB-Übungen. Teubner Studienbücher:Stuttgart 1998
- KENNER, T.: Das Herz als Pumpe. In: BUSSE, R. (Hrsg.): Kreislaufphysiologie. Thieme: Stuttgart, New York 1992, 136-166
- KLEIGER, R./STEIN P.K./BOSNER, M.S./ROZTTMAN, J.N.: Time domain measurements of heart rate variability. *Cardiol Clin* 10 (1992) 487-498
- KRITTAYAPHONG, R./CASCIIO, W.E./LIGHT, K.C./SHEFFIELD, D./GOLDEN, R.N./FINKEL, J.B./GLEKAS, G./KOCH, G.G./SHEPS, D.: Heart rate variability in patients with coronary artery disease: differences in patients with higher and lower depression scores. *Psychosom Med.* 59 (1997) 231-235
- LEVIN, F.R./LEVIN, H.R./NAGOSHI, C.: Autonomic functioning and cigarette smoking: Heart rate spectral analysis. *Biol. Psychiatry* 31 (1992) 639-643
- LÖLLGEN, H.: Herzfrequenzvariabilität. *Dt Ärztebl* 96 (1999) 2029-2032
- MALIK, M.: Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation* 93 (1996) 1043-1065
- MANSIER, P./CLAIRAMBAULT, J./CHARLOTE, N./MÉDIGUE, C./VERMEIREN, C./LEPAGE, G./CARRÉ, F./GOUNAROPOULOU, A./SWYNGHEDAUW, B.: Linear and non-linear analyses of heart rate variability: a minireview. *Cardiovasc.Resaerch* 31 (1996) 371-379
- MC CRATY, R.: Research Overview. Exploring the central role of the heart in human performance. Institute of Heart Math.: Boulder Creek / Kalifornien 1997
- MC CRATY, R./WATKINS, A.: Autonomic Assessment Report. A comprehensive heart rate variability analysis. Institute of Heart Math.: Boulder Creek / Kalifornien 1996
- MÜCK-WEYMANN, M.: Die Herzratenvariabilität als globaler Adaptivitätsfaktor in psycho-neurokardialen Funktionskreisen. In: MATTKE, D. (Hrsg.) Vom Allgemeinen zum Besonderen: Störungsspezifische Konzepte und Behandlung in der Psychosomatik, Verlag für Akademische Schriften: Frankfurt/Main 2002, 322-327
- Nigg, B. M./Herzog, W.: Biomechanics of musculoskeletal systems. John Wiley: Chichester 1994
- PAGANI, M./LOMBARDI, F./GUZZETTI, S./RIMOLDI, O./FURLAN, R./PIZZINELLI, P./SANDRONE, G./MALFATTO, G./DELL'ORTO, S./PICCALUGA, E.: Power Spectral Analysis of Heart Rate and Arterial pressure Variabilities as a maker of sympathovagal Interaction in man and conscious dog. *Cirulation Research* 59 (1986) 178-193
- Schmidt, S./Engelhardt, S./Ziesché, R./Gesenhues, S.T.: Praxisleitfaden Allgemeinmedizin. Gustav Fischer: Ulm, Stuttgart, Jena, Lübeck 1996
- TULPPO, M.P.: Effects of aerobic fitness on autonomic modulation of heart rate at rest and during exercise. In: Book of abstracts of 6th annual congress of European College of Sport Science, 15th congress of the German Society of Sport Science. Cologne, 24-28 July 2001. Sport und Buch Strauss: Köln 2001, 54
- TULPPO, M.P./MAKIKALLIO, T.H./TAKALA, T.E./SEPPANEN, T./HUIKURI, H.V.: Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am J Physiol* 271 (1996) 244-252
- TULPPO, M.P./MAKIKALLIO, T.H./SEPPANEN, T./LAUKKANEN, R.T./HUIKURI, H.V.: Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness. *Am J Physiol* 274 (1998) 424-429
- TSCHARNER, V. VON: Intensity Analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10 (2000) 6, 433-445
- VAN RAVENSWAALJ-ARTS, C./KOLLÉE, L./HOPMAN, J./STOELINGA, G./GEIJN, H. VAN: Heart Rate Variability. *Annals of Internal Medicine* 118 (1993) 436-447
- VESTWEBER, K./HOTTENROTT, K.: Einfluss einer speziellen Entspannungs- und Konzentrations-technik (Freeze-Frame®) auf Parameter der Herzfrequenzvariabilität. (in diesem Band)

WINTER, D.A./PATLA, A.E.: Signal Processing and Linear Systems for the Movement Sciences. Waterloo Biomechanics Press: Waterloo 1997
WINTER, D.A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Wiley, New York 1990
WOLF, M.W./VARIGOS, G.A./HUNT, D./SIOMAN, J.G. Sinus arrhythmia in acute myocardial infraction. Med.J.Austral. (1978) 2, 52-53
YAMAMOTO, Y./HUGHSON, R.L./PETERSON, J.C.: Autonomic control of heart during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. J. Appl. Physiol. 71 (1991) 3, 1136-42

Veröffentlicht in:

Hottenrott, K (2002): Grundlagen zur Herzfrequenzvariabilität und Anwendungsmöglichkeiten im Sport. In: Hottenrott, K. (Hrsg.) Herzfrequenzvariabilität im Sport - Prävention, Rehabilitation und Training. Hamburg: Czwalina, S. 9-26.