

**Beeinflussung des autonomen Nervensystems  
durch eine osteopathische Recoiltechnik  
am Sternum**

Master Thesis zur Erlangung des akademischen Grades  
**„Master of Science“ in Osteopathie**

an der **Donau-Universität Krems**  
**Zentrum für Chinesische Medizin und Komplementärmedizin**

niedergelegt an der **Wiener Schule für Osteopathie**

von **Daniela Mayrhofer**

Zwettl, Juni 2014

Betreuer/in: Dr. Astrid Grant-Hay, MMSc DPO Jan Porthun

Betreuerin und Übersetzung: MSc Birgit Wurzer

Statistik: Dr. Gebhard Woisetschläger

# EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Hiermit versichere ich, die vorgelegte Masterthese selbständig verfasst zu haben.

Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Arbeiten anderer übernommen wurden, wurden als solche gekennzeichnet. Sämtliche Quellen und Hilfsmittel, die ich für die Arbeit genutzt habe, sind angegeben. Die Arbeit hat mit gleichem Inhalt weder im In- noch im Ausland noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegen.

Diese Arbeit stimmt mit der von dem/der Gutachter/in beurteilten Arbeit überein.

-----  
Datum

-----  
Unterschrift

## DANKSAGUNGEN

Mein besonderer Dank gilt meinem Mann, Michael Mayer, der mir bei meiner Masterthese beigestanden ist und mir in allen anderen Lebenslagen zur Seite steht.

Weiters möchte ich mich bei meiner Freundin Birgit Wurzer bedanken, welche mich von Neuseeland aus betreut hat. Mit ihrer Unterstützung ist vieles Unmögliche möglich geworden.

Danke an meine Familie, welche mir während der gesamten Osteopathieausbildung den Rücken gestärkt hat.

## **Abstract**

**Hintergrund:** Die osteopathische Recoiltechnik am Sternum nach Mechanical Link von Chauffour and Prat (2002) wird in der Osteopathie häufig angewendet und bietet eine gute Alternative zu den Thrusttechniken. Die Auswirkung dieser Technik auf die Herzratenvariabilität (HRV) wurde noch nicht wissenschaftlich untersucht.

**Ziel:** Die Absicht dieser Studie ist es, die Auswirkung der osteopathischen Recoiltechnik auf die HRV, und somit auf das autonome Nervensystem, nachzuweisen.

**Methodik:** Diese Studie ist eine empirische, quantitative und quasi-randomisierte Forschungsarbeit. Es wurden 56 gesunde asymptotische Probanden/innen im Alter von 20–55 Jahren ausgewählt. Die Probanden/innen wurden in eine Versuchsgruppe (Recoil) und 3 Kontrollgruppen zu je 14 Probanden.

Die Messung der Herzratenvariabilität erfolgte mittels eines Fingersensors in einer siebenminütigen Sitzung. Diese Daten wurden mit dem Herzratenvariabilitätsmessgerät „Emwave Desktop“ der Firma Heart Math erhoben (Institute of HeartMath, 2014).

**Ergebnisse:** Von allen bestimmten HRV-Parametern steigt die SDNN durch die Anwendung der Recoil-Technik signifikant an (von Phase 1 zu Phase 2,  $p=0,05$ ). Allerdings unterscheidet sich die Veränderung zwischen diesen beiden Phasen nicht signifikant von den anderen drei Gruppen (Recoil- vs. Sham-Technik:  $p=0,11$ ; Recoil-Technik vs. tiefe Atmung:  $p=0,43$  und Recoil-Technik vs. keine Intervention:  $p=0,19$ ).

**Konklusion:** Die SDNN innerhalb der Recoilgruppe hat sich signifikant verändert. Im Vergleich zu den Kontrollgruppen haben sich keine signifikanten Veränderungen gezeigt. Aufgrund der Ergebnisse dieser Untersuchung kann man von einer Auswirkung der SDNN innerhalb der Recoilgruppe auf die HRV und somit auf das autonome Nervensystem sprechen.

**Schlagwörter:** Recoil, Herzratenvariabilität, autonomes Nervensystem, Osteopathie

## **Abstract (english)**

**Background:** The recoil technique after Chauffour and Prat (2002) is an osteopathic technique on the sternum commonly used and it is a good alternative to other thrust techniques. Effects of this technique on the heart-rate variability (HRV) has not been researched to date.

**Objectives:** The aim of this study is to examine the effects of the osteopathic recoil technique on HRV as well as its effects on the autonomic nervous system.

**Methods:** This study is an empiric, quantitative and quasi-randomised study. Set inclusion and exclusion criteria allowed for inclusion of participants. Study participants were 56 healthy asymptomatic participants at the age of 20 to 55 years which were randomly divided into four groups of each 14 people (one experimental or recoil group and three control groups). Measurement of the HRV was performed during a seven minute session. Data was collected via heart-rate variability measurement tool „Emwave Desktop“ with a finger sensor (Institute of HeartMath, 2014).

**Results:** The results showed that out of all set HRV-parameters, the SDNN (standard deviation of all NN intervals) increased significantly ( $p=0,05$ ) while using the recoil-technique (from phase 1 to phase 2). The difference from phase 1 to phase 2 in relation to the three control groups was not significant (recoil versus sham-technique:  $p=11$ ; recoil versus deep breath:  $p=0,43$ ; recoil versus no intervention:  $p=0,19$ ).

**Conclusion:** The SDNN increased significantly ( $p=0,05$ ) while using the recoil-technique. However, none of the other parameters changed significantly. Therefore, the effects of the recoil technique on the SDNN suggest an effect on the HRV as well as the autonomous nervous system.

**Keywords:** recoil, heart-rate variability, autonomous nervous system, osteopathy

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1. Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2. Grundlagen</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1. Das autonome Nervensystem (ANS)</b> .....	<b>3</b>
2.1.1. Gliederung des ANS.....	3
2.1.1.1. Sympathikus.....	5
2.1.1.2. Parasympathikus .....	5
2.1.2. Funktion des ANS.....	6
<b>2.2. Das Herz</b> .....	<b>6</b>
2.2.1. Physiologie des Herzens.....	6
2.2.2. Herzfrequenz .....	7
2.2.3. Modulationsmechanismen des Herzens.....	8
2.2.3.1. Barorezeptoren.....	8
2.2.3.2. Das respiratorische System.....	9
2.2.3.3. Andere beeinflussende Faktoren.....	9
<b>2.3. Herzratenvariabilität (HRV)</b> .....	<b>9</b>
2.3.1. Grundlagen der HRV .....	9
2.3.2. Methoden zur Ermittlung der HRV.....	11
2.3.2.1. Zeitbasierte Auswertung (time domain analysis).....	11
2.3.2.2. Frequenzbasierte Auswertung (frequency domain analysis) .....	12
2.3.2.3. Die Coherence Ratio .....	14
<b>2.4. Recoil</b> .....	<b>14</b>
2.4.1. Recoil nach Mechanical Link (Chauffour & Prat, 2002) .....	15
2.4.2. Recoilphasen nach Chauffour und Prat (2002) .....	16
2.4.3. Auswirkungen des Recoils laut Chauffour & Prat (2002) .....	16
2.4.3.1. Neurologische Effekte.....	16
2.4.3.2. Piezoelektrischer Effekt.....	17
<b>3. Methodik</b> .....	<b>18</b>
<b>3.1. Forschungsfrage</b> .....	<b>18</b>
<b>3.2. Forschungsdesign</b> .....	<b>18</b>
3.2.1. Einschlusskriterien .....	19
3.2.2. Ausschlusskriterien.....	19
3.2.3. Stichprobengröße .....	20

<b>3.3. Messgerät .....</b>	<b>20</b>
<b>3.4. Studienablauf.....</b>	<b>20</b>
3.4.1. Durchführung der Recoilgruppe:.....	22
3.4.2. Durchführung der ersten Kontrollgruppe (tiefe Atemzüge).....	23
3.4.3. Durchführung der zweiten Kontrollgruppe (keine Intervention) .....	23
3.4.4. Durchführung der dritten Kontrollgruppe (Shambehandlung am Sternum) .....	24
<b>3.5. Erhebungszeitpunkt .....</b>	<b>24</b>
<b>3.6. Art der Literaturrecherche .....</b>	<b>24</b>
<b>4. Auswertung der Daten.....</b>	<b>25</b>
<b>4.1. Statistische Auswertung.....</b>	<b>25</b>
4.1.1. Datenaufarbeitung.....	25
4.1.2. Frequency Domain Analysis .....	26
4.1.3. Time Domain Analysis .....	26
<b>4.2. Statistische Untersuchung der Übereinstimmung der Gruppen hinsichtlich der HRV-Parameter in der Phase vor der Intervention (Phase1).....</b>	<b>27</b>
<b>4.3. Statistische Untersuchung auf Unterschiede in der HRV in der Recoil-Gruppe zwischen den einzelnen Phasen.....</b>	<b>27</b>
<b>4.4. Statistische Untersuchung auf Unterschiede in der zeitlichen Veränderung der HRV zwischen den Gruppen .....</b>	<b>27</b>
4.4.1. Varianzanalytische Verfahren.....	28
4.4.2. Verteilungsunabhängige Verfahren .....	28
<b>4.5. Darstellung der Ergebnisse.....</b>	<b>29</b>
<b>5. Ergebnisse.....</b>	<b>30</b>
<b>5.1. Veränderungen der HRV innerhalb der Recoil-Gruppe .....</b>	<b>30</b>
<b>5.2. Veränderungen der HRV in der Recoilgruppe in Relation zu den Änderungen in den anderen Gruppen.....</b>	<b>33</b>
<b>5.3. Betrachtung der einzelnen HRV-Parameter .....</b>	<b>34</b>
5.3.1. LF/HF-Verhältnis .....	34
5.3.2. LF (n.u.) .....	36
5.3.3. HF (n.u.).....	38
5.3.4. SDNN .....	40
5.3.5. RMSSD.....	42
<b>5.4. Coherence.....</b>	<b>44</b>
<b>5.5. Zusammenfassung Ergebnisse.....</b>	<b>44</b>

<b>6. Diskussion</b> .....	<b>45</b>
<b>6.1. Literatur</b> .....	<b>45</b>
<b>6.2. Methodik</b> .....	<b>45</b>
6.2.1. Ort der Messung .....	45
6.2.2. Studienteilnehmer/innen.....	45
6.2.3. Messzeitpunkt .....	46
6.2.4. Einschluss- und Ausschlusskriterien.....	46
6.2.5. Recoil (Versuchsgruppe) .....	48
6.2.6. Messgerät .....	48
<b>6.3. Statistik</b> .....	<b>48</b>
6.3.1. Berechnung der HRV-Parameter .....	48
6.3.2. Statistische Methodik.....	49
<b>7. Konklusion</b> .....	<b>51</b>
7.1. Zusammenfassung.....	51
7.2. Schlussfolgerung.....	51
7.3. Ausblick.....	52
<b>8. Literaturverzeichnis</b> .....	<b>53</b>
<b>9. Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>57</b>
<b>10. Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>59</b>
<b>11. Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>61</b>
<b>12. Englische Kurzfassung</b> .....	<b>62</b>
<b>13. Anhang</b> .....	<b>79</b>
13.1. Vorlage Einverständniserklärung .....	79
13.2. Statistik.....	80
13.3. Daten CD .....	82
13.4. Datenblätter.....	83

# 1. EINLEITUNG

Die Sehnsucht der Osteopathen und der Osteopathinnen liegt darin, eine bestimmte Schlüsselstelle zu finden um möglichst rasch und effizient das autonome Nervensystem beeinflussen bzw. regulieren zu können. So wie man ein Gelenk mobilisiert möchte man eigentlich auch das wesentlich komplexere autonome Nervensystem (ANS) „mobilisieren“. Durch eine Praxisanwendung einer osteopathischen Recoiltechnik am Sternum wurde es notwendig die Auswirkungen des osteopathischen Recoils auf die Herzratenvariabilität und somit auf das autonome Nervensystem zu untersuchen Ein Patient hatte nach einer Anwendung dieser Recoiltechnik eine unerwartete Reaktion im Bezug auf den Herzrhythmus. Er hatte eine plötzliche Tachykardie mit deutlich erhöhtem Blutdruck und Herzrasen begleitet von vegetativen Veränderungen (starkes Schwitzen und starke Rötung des Kopfes und des Oberkörpers).

In diesem Zusammenhang hat eine Literaturrecherche ergeben, dass es bereits mehrere wissenschaftliche Untersuchungen im Bezug auf Recoiltechniken gibt. Es gibt Arbeiten, welche sich mit manuellen Techniken und deren Auswirkungen auf die Herzratenvariabilität beschäftigen. Aber die Auswirkungen eines Recoils am Sternum auf die Herzratenvariabilität wurden noch nicht wissenschaftlich verifiziert.

Chauffour, Prat & Michaud (2008) haben in ihrer Studie den positiven Effekt ihrer Recoiltechnik nach Mechanical Link auf das vegetative Nervensystem nachgewiesen. Weiler (2008) hat mit seiner Masterthese gezeigt, dass ein Recoil am Sternum bei Rauchern in der Spirometrie keine signifikante Veränderung zeigt. Wieser (2006) hat in ihrer Masterthesis mit einem Recoil am Sternum die Verbesserung der Vitalkapazität mit einem forcierten Expirationstest nachweisen wollen. Doch das Ergebnis führte zu keiner signifikanten Steigerung der Vitalkapazität im Lungenfunktionstest. Firsova (2006) recherchierte die Auswirkungen einer Recoiltechnik auf das kardiovaskuläre und auf das respiratorische System. Sie wies einen signifikanten Effekt auf den systolischen Blutdruck nach.

In den letzten 2 Jahrzehnten haben Forschungsarbeiten aufgezeigt, dass es einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem autonomen Nervensystem und der kardiovaskulären Sterblichkeit gibt. Bei tödlichen Arrhythmien gibt es deutliche Hinweise auf eine Sympathikussteigerung und einer gleichzeitigen reduzierten Vagusaktivität (Lown & Verrier, 1976; Corr, Yamada & Witkowski, 1986). Außerdem wurde in einigen Studien der Zusammenhang zwischen einer verminderten Herzratenvariabilität (HRV) und einigen cardiologischen und anderen Krankheitsbildern nachgewiesen (Malliani, Pagani, Lombardi & Cerutti, 1991; Kamath & Fallen, 1993). Aus diesem Grund hat sich die Notwendigkeit ergeben, dass man quantitative Marker für das autonome Nervensystem entwickelt hat

(Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology, 1996). Die HRV repräsentiert einen von diesen Markern. Die Popularität der HRV steigt, weil das Handling dieser Messmethode sehr einfach ist. Man kann das HRV-Messinstrument als noninvasiven Suchmarker einsetzen und gleichzeitig damit Studien durchführen (Task Force, 1996). Die Studie von Budgel und Polus (2006) zeigte eine signifikante Steigerung der Herzratenvariabilität durch die Anwendung einer thorakalen Manipulation. Zhang, Dean, Nosco, Strathopoulos & Floros (2006) haben in einer Studie über die Beeinflussung der Herzratenvariabilität durch eine chiropraktische Intervention überprüft. Die Messungen wurden in einer einmaligen chiropraktischen Sitzung und in einem vier wöchigen Behandlungszyklus durchgeführt. Das Ergebnis der Studie zeigte, dass es dabei zu einer signifikanten Veränderung der Herzratenvariabilität und somit zu einem Steigen der Herzratenvariabilität kommt. Swensen (2011) dokumentierte in seiner Literaturrecherche den Zusammenhang zwischen der HRV und einer Wirbelsäulenmanipulation. Es wurden 9 Studien (von 1996 bis 2011) analysiert und ihre Validität reichte von 27 % bis 83 %. Das Ergebnis der Untersuchung von Swensen (2011) veranschaulichte, dass die spinale Manipulation einen Effekt auf das autonome Nervensystem hat. Und dass die HRV-Analyse dazu verwendet werden kann, um diesen Effekt zu evaluieren (siehe Kapitel 2.3.).

Alle bisher veröffentlichten Arbeiten zeigen, dass es keine Untersuchung der Herzratenvariabilität im Zusammenhang mit einer Recoiltechnik am Sternum gibt. Aus diesem Grund ist es notwendig, die Auswirkungen der Technik zu erforschen und wissenschaftlich zu belegen. Dadurch kann diese osteopathische Technik noch gezielter bezüglich der Regulation des autonomen Nervensystems eingesetzt werden.

## **2. GRUNDLAGEN**

Im folgenden Kapitel werden wesentliche Begrifflichkeiten bezüglich der Arbeit vorgestellt.

### **2.1. Das autonome Nervensystem (ANS)**

Der Mensch steht in ständiger Interaktion mit seiner Umwelt. Dies ist jedoch nur dann effizient möglich, wenn das innere Milieu des Organismus intakt ist und ein Gleichgewicht in der dynamischen Regulation besteht. Die Kontrolle des Innenlebens des Menschen unterliegt dem autonomen Nervensystem. Das autonome Nervensystem bietet die Grundlage für Gesundheit und die Einschränkung der Regulation wirkt sich direkt auf die salutogenetische Ressource eines Individuums aus. Das ANS kontrolliert die Aktivität der glatten Muskulatur, des Herzens und die exokrine und endokrine Sekretion (Craig, 2003; Haines, 2006). Laut Slater (2005) spielt die Interaktion des ANS mit dem Immunsystem eine der wichtigsten Rollen. Das sympathische Nervensystem innerviert die Organe des Immunsystems und reguliert so die Entzündungsreaktionen im gesamten Körper.

#### **2.1.1. Gliederung des ANS**

Das autonome Nervensystem besteht aus dem sympathischen, parasympathischen und dem enterischen Nervensystem.

Die zentralen Teile des Sympathikus und Parasympathikus liegen im Hirnstamm und im Rückenmark. Dort werden auch die Vitalfunktionen wie Atmung und Herz-Kreislauf-Regulation unter Einbeziehung afferenter Informationen koordiniert. Um zum Erfolgsorgan zu gelangen verlassen die efferenten Axone die Schädelhöhle gemeinsam mit den Hirnnerven und das Rückenmark gemeinsam mit den Spinalnerven. Die efferente Information wird über ein präganglionäres Neuron (im Hirnstamm oder Rückenmark lokalisiert), und über ein postganglionäres Neuron (im Grenzstrang oder in peripheren Ganglien des Kopfes oder der Körperhöhlen) weitergeleitet (Seller, 1994).

Die letzte Kontrollinstanz befindet sich im Hypothalamus welcher sowohl für das autonome als auch für das endokrine System die letzte Kontrollinstanz bildet. Diese Funktion ist somit für die Aufrechterhaltung des gesamten inneren Milieus, jeder einzelnen Zelle und folglich auch für die gesamte Funktion des menschlichen Körpers verantwortlich (Seller, 1994).

Durch die enge Zusammenarbeit des Hypothalamus mit dem limbischen System kommt es auch zum Einfluss der Psyche auf die endokrinen Regulationen und somit auch auf das ANS (Seller, 1994).

Für den geregelten Ablauf des ANS ist die afferente Information über die aktuelle Funktion des Effektors wichtig um dieses Feedback effizient zu erfassen und die adäquate Antwort darauf zu platzieren. Die afferenten Signale können neuronal, hormonell oder chemisch übermittelt werden. Die afferente Information dient dazu, viszerale Reflexe auf der Höhe des Rückenmarks und des Hirnstamms ablaufen zu lassen. Dadurch werden Organfunktionen ständig angepasst (Beck, 2011). In der folgenden Abbildung (Abbildung 1) werden der Sympathikus und der Parasympathikus gegenübergestellt dargestellt.

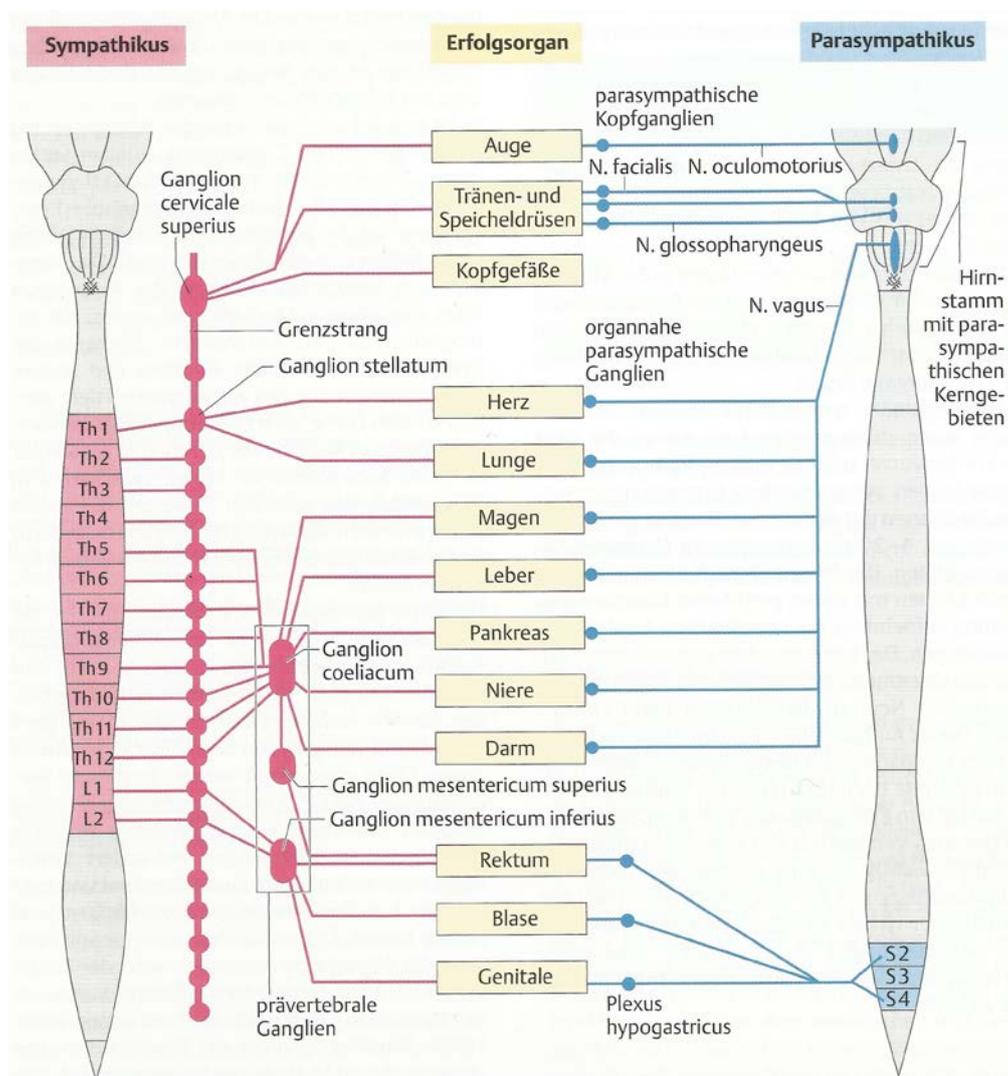


Abbildung 1: Darstellung von sympathischen und parasympathischen Anteilen des autonomen Nervensystems. (aus Angewandte Physiologie 2, Organsysteme verstehen, 2 Auflage 2005, S.407)

### **2.1.1.1. Sympathikus**

Um zum Erfolgsorgan zu gelangen verlassen die efferenten Axone die Schädelhöhle gemeinsam mit den Hirnnerven und das Rückenmark gemeinsam mit den Spinalnerven. Die efferente Information wird über ein präganglionäres Neuron (im Hirnstamm oder Rückenmark lokalisiert) und über ein postganglionäres Neuron (im Grenzstrang oder in peripheren Ganglien des Kopfes oder prävertebralen oder pelvikalen Ganglien) weitergeleitet. Die präganglionären Neurone des Sympathikus sind in der Columna intermediolateralis des Thorakal- und Lumbalmarks zwischen dem achten Cervikalsegment (C8) und dem zweiten Lumbalsegment (L2) lokalisiert. Sie verlassen das Rückenmark über die Vorderhornzone mit den efferenten somatomotorischen und afferenten sensorischen Nervenfasern und bilden gemeinsam den gemischten Spinalnerv. Von diesem gehen dann Axone ab und erreichen über den Ramus communicans albus den Grenzstrang (Truncus sympathicus). Die Ramus communicans albus existieren nur in der Höhe von C8 bis L2. Kranial und kaudal davon findet man Rami communicans grisei. Der Truncus sympathicus verläuft an der ventrolateralen Fläche der Wirbelsäule vom Os occipitale bis zur Kokzygialregion. In den Grenzstrangganglien können die Nervenfasern bereits auf Eintrittshöhe auf ein postganglionäres Neuron umgeschaltet werden oder sie ziehen über die Rami interganglionares zu einem weiter kranial oder kaudal liegenden Grenzstrangganglion, um dort umgeschaltet zu werden. Die Zielorgane liegen im Kopf, in den Extremitäten und in der Rumpfwand. Die postganglionären Axone erreichen nach ihrer Umschaltung im Grenzstrang den gemischten Spinalnerv über die Rami communicans grisei um die Erfolgsorgane (glatte Muskulatur der Gefäße in den Extremitäten und der Rumpfwand, die Schweiß- und Talgdrüsen der Haut sowie die Haarbalgmuskulatur) zu versorgen. Die postganglionären Axone für die Schädelhöhle und das Gesicht gehen aus dem Ganglion cervicale inferior (oder Ganglion stellatum) und aus dem Ganglion cervicale superior hervor. Für die Versorgung der Thoraxorgane und der abdominopelvikalen Viscera werden die präganglionären Fasern nicht umgeschaltet, sondern über die Nervi splanchnici thoracales, lumbales und sacrales zu den präaortalen und prävertebralen Plexus und Ganglien weitergeleitet. Hier geschieht die Umschaltung auf das postganglionäre Axon, wodurch sie entlang der Gefäße die Organe versorgen (Seller, 1994; Slater, 2005; Beck, 2011).

### **2.1.1.2. Parasympathikus**

Die parasympathischen präganglionären Neurone sind im Hirnstamm vom Mesenzephalon bis zur Medulla oblongata und im Sakralmark angeordnet.

Der Nucleus dorsalis vom Nervus vagus ist für die Innervation der Brust- und Bauchorgane verantwortlich. Die präganglionären Axone erreichen ihre Zielorgane über verschiedene Plexus (Plexus cardiacus, Plexus pulmonalis, Plexus coeliacus und Plexus mesentericus). Diese Axone bilden mit sympathischen Nervenfasern Netzwerke ohne zu anastomosieren. Die Umschaltung von prä- auf postganglionär findet oft in der Nähe vom Zielorgan oder im Zielorgan direkt statt (Seller, 1994; Slater, 2005; Beck, 2011).

Im Hals- und Brustbereich ist der Nervus vagus klar abgrenzbar. Im terminalen Ösophagusabschnitt bilden die Fasern dann den Plexus Ösophagus in dem es dann zu einer Teilung in einen linken und in einen rechten Stamm kommt. Nach einem gemeinsamen Durchtritt durch den Hiatus Ösophagus des Zwerchfells wird dieser dann in zwei Teile differenziert. Der eine Teil erreicht den Magen, wogegen der andere Teil den Plexus coeliacus erreicht und dort gemeinsam mit den sympathischen Axonen die Zielorgane erreicht. Das Einflussgebiet des Nervus vagus reicht über den gesamten Dünndarm bis zum Dickdarm und endet dort bei der Flexura lienalis (Seller, 1994; Slater, 2005; Beck, 2011).

### **2.1.2. Funktion des ANS**

Nur wenige Organe werden efferent mit der gleichen Intensität von Sympathikus und Parasympathikus versorgt. Darum reagieren sie auch nicht in gleicherweise auf sympathische und parasympathische Reize. Der Sympathikus zeigt eine ubiquitäre Versorgung auf, während der Parasympathikus Versorgungslücken aufweist.

Die Signalübertragung vom präganglionären auf das postganglionäre Neuron erfolgt durch die Freisetzung von Neurotransmittern an den Synapsen. Dabei arbeiten beide an den präganglionären Bereichen mit Acetylcholin, während im postganglionären Bereich der Sympathikus mit Noradrenalin und der Parasympathikus mit Acetylcholin arbeiten. Dabei spielt die Koexistenz mehrerer Neurotransmitter gleichzeitig eine wichtige Rolle, um die aktuellen Erfordernisse der Gewebe und der Organe optimal abzustimmen und zu regeln (Wehrstein, 2000; Seller, 1994).

## **2.2. Das Herz**

### **2.2.1. Physiologie des Herzens**

Die Innervation des Herzens erfolgt durch das sympathische Nervensystem präganglionär aus den ersten vier Thorakalsegmenten (Th 1-4) und postganglionär aus dem Ganglion stellatum. Die parasympathische Innervation erfolgt präganglionär durch den Nucleus

ambiguus (ein Bereich der Medulla oblongata) und postganglionär durch den Plexus cardiacus (Wehrstein, 2000).

Laut Wehrstein (2000) unterliegt die Herzfunktion der ständigen Beeinflussung des autonomen Nervensystems. Dabei unterliegen die Herzkammern vor allem dem Einfluss des Sympathikus, welcher noch durch Adrenalin und Noradrenalin aus dem Nebennierenmark verstärkt wird. Die Vorhöfe werden von Sympathikus und Parasympathikus beeinflusst. Der Parasympathikus hat auf die Kammern eine indirekte Wirkung, weil der durch die Freisetzung von Noradrenalin den Sympathikus hemmt.

Laut Schrader (1994) ist das Herz gut mit sympathischen und parasympathischen Fasern versorgt. Die sympathischen Fasern entspringen den ersten fünf oder aus den ersten sechs thorakalen Segment (Th 1–5/6) und werden in den beiden Ganglien stellatum auf die postganglionären Fasern umgeschaltet. Der sympathische Überträgerstoff am Herzen besteht zu 95 % aus Noradrenalin. Die restlichen 5 % entfallen auf das Adrenalin. Er versorgt damit den Vorhof und die Ventrikel gleichmäßig. Die vagalen Nerven ziehen bevorzugt zu den Vorhöfen, zum Sinus- und zum AV-Knoten. Eine Stimulation des Nervus vagus bewirkt eine Abnahme der Herzfrequenz. Diese Wirkung beruht auf einer Abnahme der Schrittmacherfrequenz im Sinusknoten die durch Acetylcholin ausgelöst wird. Dadurch läuft die diastolische Depolarisation verlangsamt ab, und die Schwelle für die Neuerregung wird später erreicht. Der zweite Aspekt des Nervus Vagus bewirkt eine Verzögerung der Erregungsausbreitung von den Vorhöfen zu den Ventrikeln. Eine starke N. Vagus Stimulation kann zu einem momentanen Herzstillstand führen. Die Wirkung des Sympathikus auf das Herz ist der Vagusstimulation entgegengesetzt. Am AV- Knoten bewirkt Noradrenalin die Steigerung der Überleitungsgeschwindigkeit. Dadurch kommt es zur Herzfrequenzsteigerung und zur Steigerung der Herzkraft (siehe Kapitel 2.1.1.1. und 2.1.1.2.) (Schrader, 1994).

### **2.2.2. Herzfrequenz**

Das Herz besitzt die Fähigkeit der Autorhythmie und daher ist es über das eigene Erregungsbildungssystem in der Lage Spontandepolarisationen auszulösen und weiterzuleiten, um die ordnungsgemäße Kontraktion der Vorhöfe und Kammern zu garantieren. Dieses Erregungsbildungs- und Weiterleitungssystem besteht aus dem Sinusknoten (primärer Schrittmacher), dem Artrioventrikular- (AV-) Knoten (sekundärer Schrittmacher), dem His-Bündel mit seinen zwei Schenkeln und den Purkinjefasern. Die vegetative Versorgung des Herzens erfolgt vor allem durch den Plexus cardiacus, der eine Verflechtung sympathischer und parasympathischer Fasern beinhaltet und am Aortenbogen

und am Truncus pulmonalis liegt. Diese Fasern laufen mit den Koronargefäßen zur Herzwand. Sie innervieren die Koronarien und auch das Erregungsleitungssystem. Den Ursprung haben die meisten Fasern in der cervikalen und der cervikothorakalen Region. Die Nerven des Truncus sympathicus treten als Nervus cardiacus cervicales superior, medius, inferior und Nervi cardiaci thoracici in den Plexus cardiacus ein. Parasympathische Efferenzen erreichen über den zehnten Hirnnerven, den Nervus vagus das Herz. Vom Hauptstamm des Nervus vagus und teilweise auch vom Nervus laryngeus superior zweigt der Ramus cardiacus superior ab. Weiter zweigen vom Nervus vagus und Nervus laryngeus recurrens die Rami cardiaci inferiores und die Rami cardiaci thoracici ab und strahlen in den Plexus cardiacus ein. Das ANS führt aber auch Afferenzen vom Herzen ins ZNS (Fanghänel et al., 2003; Schrader, 1994).

Unter physiologischen Bedingungen wird die Herzfrequenz vom Sinusknoten bestimmt der mit seiner Depolarisationsfrequenz von 60–90 Erregungen pro Minute die nachgeordneten Systeme (AV-Knoten und His-Bündel) übertrifft. Die intrinsische Aktivität des primären Schrittmachers kann durch Zug, Druck, Temperatur und Hormone beeinflusst werden. Der Sympathikus und Parasympathikus hat jedoch die stärkste Modulationswirkung auf die Sinusknoten-Depolarisation. Darum wird die Herzaktivität direkt durch das ANS kontrolliert und die Herzfrequenz kann an die ständig wechselnden Bedingungen (Ruhe, körperliche und geistige Aktivität,...) angepasst werden. Das bedeutet weiter, dass das Herz niemals mit dem gleichen Rhythmus schlägt, sondern fortlaufend vom ANS moduliert wird und dadurch permanent Abweichungen vom mittleren RR-Abstand entstehen. In Ruhe überwiegt die efferente Vagusaktivität, die 60–80 Schläge pro Minute erzeugt. Die intrinsische Herzfrequenz würde bei ca. 100 Schlägen pro Minute liegen, wird aber durch die parasympathische Beeinflussung herabgesetzt (Hottenrott, 2004).

### **2.2.3. Modulationsmechanismen des Herzens**

#### **2.2.3.1. Barorezeptoren**

Die Barorezeptoren registrieren arterielle Druckveränderungen im Aortenbogen und im Carotissinus und antworten darauf mit rhythmischen Impulsmustern. Diese Muster haben wiederum Auswirkungen auf das ANS (Hottenrott, 2002). Durch eine Erhöhung des transmuralen Drucks in den Gefäßen entstehen afferente Impulse an den Barorezeptoren und diese führen zu einer Erregungssteigerung des Parasympathikus. Gleichzeitig wird die Sympathikusaktivität gehemmt. Das Barorezeptorensystem kann die Herzfrequenz zwischen jedem Herzschlag verändern, aber ist dabei vom aktuellen Sympathikus- und

Parasympathikusverhältnis abhängig. Das bedeutet, dass bei hoher Sympathikusaktivität die Aktivierung der Barorezeptoren einen niedrigeren Effekt hat als bei hoher Parasympathikusaktivität (Hainsworth, 1995).

### **2.2.3.2. Das respiratorische System**

Bei der Inspiration steigt die Herzfrequenz und während der Expiration sinkt die Herzfrequenz. Dieses Phänomen nennt man „respiratorische Sinusarrhythmie“. Die Herzratenvariabilität wird daher durch die Atmung selbst, durch die Tiefe der Atemzüge, den Atemrhythmus und dem Atemtyp (Brust- oder Bauchatmung) und die Atemlage beeinflusst (Mück-Weymann, 2007). Die respiratorische Sinusarrhythmie entsteht durch parasympathische Aktivität und kann mit der Herzratenvariabilität nachgewiesen werden. Durch hohe Sympathikusaktivität, durch körperliche und psychische Belastung kann die atembeeinflussende Wirkung auf die HRV gedämpft werden (Hainsworth, 1995).

### **2.2.3.3. Andere beeinflussende Faktoren**

Weiters beeinflussen das Renin-Angiotensin-System, das Thermo-Regulations-System, das Alter, das Geschlecht, die Tageszeit, Medikamente, Alkohol, Nikotin, Koffein und die Körperstellung im Raum die HRV (Hottenrott, 2002).

Weitere Anpassungsmöglichkeiten der Herzschlagfolge werden in den Chemorezeptoren in den Karotiden, in den atrialen Rezeptoren und in den aortalen Chemorezeptoren gesteuert (Hainsworth, 1995).

## **2.3. Herzratenvariabilität (HRV)**

### **2.3.1. Grundlagen der HRV**

Die Definition der Herzratenvariabilität laut der European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (Task Force 1996, S 1) lautet:

*„The phenomenon that is the focus of this report is the oscillation in the interval between consecutive heartbeats as well as the oscillations between consecutive instantaneous heart rates. „Heart rate variability“ has become the conventionally accepted term to describe variations of both instantaneous heart rate and RR intervals.“*

Laut Saul, Rea, Eckberg, Berger & Cohen (1990) stellen die RR Intervallvariationen ein Feintuning für den Herzschlagkontrollmechanismus dar.

Die HRV repräsentiert einen quantitativen Marker für das autonome Nervensystem. Die Popularität der HRV nimmt zu, weil das Handling dieser Messmethode sehr einfach ist. Das HRV-Messinstrument ist als noninvasiven Suchmarker einsetzbar und gleichzeitig zum Durchführen von Studien verwendbar (Task Force, 1996).

Laut Crevenna (2010) und Haus et al. (2013) wird die Herzratenvariabilität als rhythmischen Schwankungen der Herzrate bezeichnet. Diese sieht man in den R-Zacken-Abständen im EKG die unterschiedlich groß sein können. Laut Crevenna (2010) steigt beim Gesunden bei der Inspiration die Herzfrequenz an und fällt bei der Expiration wieder ab. Das bedeutet, dass das autonome Nervensystem im Bezug zur Einatmung der Sympathikus und im Bezug zur Ausatmung der Parasympathikus aktiver ist. Dies lässt sich auch beim Pulsfühlen erkennen und wird als „respiratorische Sinusarrhythmie“ bezeichnet. Das heißt, dass die HRV beim Gesunden im Ruhezustand durch starke Oszillationen charakterisiert ist. Laut Crevenna (2010) entsteht mit einer respiratorischen Sinusarrhythmie von 0,1 Hz (das sind 6 Schläge pro Minute) ein relativ stabiler Rhythmus. Dieser Rhythmus entsteht durch die Aktivität der Barorezeptorenreflexschleife, welche durch die physiologische Blutdruckregulation herbeigeführt wird. Diese Aktivität kann apparativ ausgewertet werden (siehe Kapitel 2.2.3.1. und 2.2.3.2.). Laut Haus et al. (2013) wird die HRV-Messung im Biofeedback schon längere Zeit eingesetzt um mit gezielten tiefen Atemzügen den Wechsel zwischen Parasympathikus und Sympathikus zu trainieren und somit die Flexibilität des autonomen Nervensystems zu beeinflussen. Sportler wollen sich vor dem Wettkampf bewusst in eine hohe Sympathikusaktivität bringen und daher wenden sie Atemtechniken an, bei der die Einatemphasen deutlich länger als die Ausatemphasen sind. In der Therapie braucht man für die tiefe Entspannung das Gegenteil und somit tiefere Ausatemphasen. Eine hohe HRV in Ruhe bedeutet, dass der Organismus die Herzfrequenz belastungsabhängig verändern kann und sich somit flexibel inneren und äußeren Reizen anpassen kann. Die HRV hängt unter anderem vom Alter und von der körperlichen Fitness ab. Im Alter verringert sich die HRV und mit Ausdauersport verbessert sie sich. Menschen mit eingeschränkter HRV können mit Stress oftmals nicht so gut umgehen und dadurch Gesundheitsprobleme entwickeln. Emotionen und Gedanken zeigen ebenso Auswirkungen. Die Anwendungsgebiete der HRV beziehen sich auf Angststörungen, Depressionen, chronische Schmerzen und Bluthochdruck. Ziele des HRV-Trainings sind unter anderem eine möglichst hohe Amplitude in der Herzratenkurve zu erreichen und eine hohe Kohärenz der Atmung mit der Herzratenkurve. Die HRV zeigt das Zusammenspiel von Sympathikus und Parasympathikus und somit die Mobilität des autonomen Nervensystems (Haus et al., 2013).

Laut Task Force (1996) kann sportliches Training die kardiovaskuläre Sterblichkeit und den plötzlichen Herztod vermindern. Regelmäßiges sportliches Training kann sich weiters auf die Balance des autonomen Nervensystems auswirken.

Weitere beeinflussende Faktoren werden in Kapitel 2.2.3. genauer veranschaulicht.

## **2.3.2. Methoden zur Ermittlung der HRV**

Zur Ermittlung der HRV werden zeitbasierte (time domain analysis) und frequenzbasierte Analysen (frequency domain analysis) durchgeführt. Diese statistischen Kennwerte der HRV werden mittels statistischer Verfahren erhoben und analysiert und als Indikatoren für die Aktivität des autonomen Nervensystems herangezogen (Task Force, 1996).

### **2.3.2.1. Zeitbasierte Auswertung (time domain analysis)**

Die einfachste Methode zur Evaluierung der HRV stellt die zeitbasierte Analyse dar. Bei dieser Methode wird entweder die HRV durch eine Messung zu bestimmten Zeitpunkten oder die Intervalle zwischen aufeinanderfolgenden Normalkomplexen ermittelt. Die zeitbasierte Auswertung basiert auf der Messung der Abstände von zwei aufeinanderfolgenden regulären QRS-Komplexen im kontinuierlichen EKG und wird „normal-to-normal“ oder NN-Intervals bezeichnet. Dabei wird der Abstand der R-Zacken ermittelt, welche auf eine Depolarisation der Sinusknoten basiert. Die Abstände der R-Zacken werden als RR-Intervall bezeichnet. Weitere Berechnungsvariablen sind die momentane Herzrate, das momentane RR- Intervall, die Differenz zwischen dem längsten und kürzesten RR-Intervalls, die Differenz zwischen der Tag- und Nachtherzrate und viele weitere Auswertungsmöglichkeiten (siehe Kapitel 2.2.2.).

Für die Aufzeichnungen werden bevorzugt 5–Minuten– oder 24–Stunden–Aufzeichnungen verwendet. Die 24-Stunden-Aufzeichnung ist die traditionellere Methode, bei der komplexere statistische Berechnungen herangezogen werden können. Diese können in 2 Kategorien eingeteilt werden. Die erste Variante bekommt ihre Resultate aus der direkten Messung der RR Intervalle oder der momentane Herzrate und die zweite Variante errechnet sich aus der Differenz zwischen der RR Intervalle.

Die einfachste kalkulierbare Variable ist die Standardabweichung der RR Intervalle (standard deviation of all NN intervals = **SDNN**). Die SDNN zeigt alle zyklischen Komponenten, die für die Variabilität in der Aufzeichnungszeit verantwortlich sind und somit stellt sie die Gesamtvarianz dar. Umso kürzer die Aufnahmezeit mit dem Monitor wird, umso kürzer wird auch die Zykluslänge der SDNN. Weiters sollte man anmerken, dass die

Gesamtvarianz der HRV mit zunehmender Aufnahmezeit ansteigt. SDNN ist keine klar definierte statistische Größe, weil sie von der Länge der Aufnahmezeit abhängig ist. Es ist darauf zu achten, dass man die SDNN zwischen verschiedenen Aufzeichnungslängen nicht miteinander vergleichen sollte, sondern dass man diese vorher einer Standardisierung unterziehen sollte.

Die **RMSSD** (Root mean square successive differences) ist die am häufigsten verwendete Messung die aus der Differenz der RR-Intervalle berechnet wird und sehr gut für Kurzzeitmessung herangezogen werden kann. Die RMSSD berechnet sich aus der Quadratwurzel der Summe der quadrierten Differenzen zwischen benachbarten RR-Intervallen. Dieser Wert hat sehr gute statistische Eigenschaften und ist gut mit der High frequency power (HF) der frequenzdominierten Analyse vergleichbar (siehe Kapitel 2.3.2.2.). Zwei weitere wichtige Messwerte für die zeitbasierte Auswertung sind die SDANN (für Langzeitaufzeichnungen) und der HRV Triangular Index. Zusammenfassend muss erwähnt werden, dass die SDNN- und die RMSSD-Methode für die Kurzzeitmessungsanalyse sehr gut geeignet sind und die frequenzbasierte Analyse viel leichter zu interpretieren ist (Task Force, 1996).

### **2.3.2.2. Frequenzbasierte Auswertung (frequency domain analysis)**

Diese sucht nach harmonischen, sich wiederholenden Mustern in der Frequenz und quantifiziert diese während der Herztätigkeit. Frequenzabhängige Oszillationen können genau analysiert werden und mittels Fast Fourier Transformation werden verschiedene Frequenzabschnitte ermittelt und gleichzeitig auch ausgewertet. Die Spektralanalyse ermöglicht eine genaue Beurteilung des Sympathikus und des Parasympathikus sowie die Balance der beiden zueinander. Leider ist die Analyse fehleranfällig und daher müssen einige Bedingungen erfüllt sein, um die Qualität der Analyse garantieren zu können. Diese Voraussetzungen sind die Konstanz des Mittelwertes, die Konstanz der Varianz, die Segmentmindestlänge und die Vollständigkeit der Daten. Es wird dabei gezeigt, wie sich das Gesamtspektrum (**Total Power**) über die unterschiedlichen Frequenzbereiche aufteilt. Sie wird für drei Bereiche angegeben: HF (high frequency), LF (low frequency), VLF (very low frequency) und ULF (ultra low frequency). Die Zuordnung der Frequenzbereiche erfolgt je nachdem ob parasympathische oder sympathische Aktivitäten überwiegen (Task Force, 1996; Birkhofer, 2005).

Der **HF**-Bereich (high frequency power) vertritt das Leistungsspektrum von 0,15 - 0,4 Hz und wird hauptsächlich dem Parasympathikus (Nervus vagus) zugeordnet (Task Force, 1996;

Hottenrott, 2002). Es konnte eine enge Verbindung zur vagal gesteuerten Sinusarrhythmie sowie die Abhängigkeit des Maximalwertes der HF-Anteils von der Atemfrequenz nachgewiesen werden (Task Force, 1996; Birkhofer, Schmidt & Förstl, 2005).

Der **LF**-Bereich (low frequency power) liegt zwischen 0,04 und 0,15 Hz. Hier wirken sich Sympathikus und Parasympathikus gemeinsam aus. Bei der Langzeitüberwachung ist dieser Bereich jedoch der Sympathikusaktivität zuordenbar (Hottenrott, 2002). Laut Task Force (1996) gibt es Studien, welche diesen Bereich dem Sympathikus und Parasympathikus zuordnen und teilweise nur dem Sympathikus.

Die **VLF** (very low frequency) liegt im Frequenzbereich von  $<0,003 - 0,04$  Hz. Hier kann man auf das Hormonsystem, auf die Vasomotorik und auf die Thermoregulation rückschliessen. Einflüsse des Renin-Angiotension-Aldosteronsystems werden hier auch vermutet (Hoos, 2004).

Die **HF/LF** Ratio zeigt die sympathovagale Balance oder bei Langzeitmessungen den Sympathikuseinfluss. Dieser Bereich wird oft als „Baroreflexband“ bezeichnet, weil sich in diesem Abschnitt die barorezeptorische Aktivität mit der intrinsischen Frequenz von 0,1 Hz auswirkt (Mück-Weymann, 2002). Die Auswertung der Frequenzanalyse vom Verhältnis zwischen LF (Sympathikus) und HF (Parasympathikus) nimmt einen hohen Stellenwert ein (Hottenrott, 2002). Die LF überwiegt tagsüber, und die HF überwiegt nachts. Der Normbereich liegt zwischen 1,5 und 2,0 (Birkhofer, 2005). Bei einem Ungleichgewicht des ANS zugunsten des Sympathikus kommt es zu einer HRV-Reduzierung wodurch der menschliche Organismus weniger effizient adaptieren kann, und es zu negativen gesundheitlichen Auswirkungen kommen kann (Hottenrott, 2002). Laut Task Force (1996) spiegelt das Verhältnis das sympathovagale Gleichgewicht wieder oder zeigt die sympathische Modulation (siehe Kapitel 2.1.1. und 2.2.3.).

Diese Parameter für die frequenzdominierte Auswertung werden für Kurzzeitmessungen (5 bis 10 Minuten) herangezogen. Weiters würde es eine **ULF** (ultra low frequency, Frequenzbereich  $< 0,003$  HZ) geben, welche nur bei Langzeitmessungen zum tragen kommt und daher für diese Forschungsarbeit keine Relevanz hat (Sztajzel, 2004).

LF und HF können durch unterschiedliche Bedingungen ansteigen. LF steigt während einer neunziggradigen Schräglage des Objekts, im Stand, unter dem Einfluss von mentalem Stress, unter moderatem Sport bei gesunden Studienteilnehmern, während einer moderaten Blutdrucksenkung und physischer Aktivität und bei einem Verschluss der Carotis oder der Coronararterien bei Hunden. Zu einem ansteigen der HF kommt es während einer kontrollierten Atmung, während einer kalten Stimulierung des Gesichts und während einer Rotationsstimulierung (Task Force, 1996; Malliani et al., 1991; Kamath & Fallen, 1993; Rimoldi, Pierini, Ferrari, Cerutti, Pagani & Malliani, 1990).

Für die Kurzeitzeichnung (zwei bis fünf Minuten) der frequenzbasierten Messung werden die Parameter HF, LF und VLF berechnet (Malliani et al., 1991; Task Force, 1996).

Laut Task Force (1996) sind die standardisierten Aufnahmezeiten die Kurzzeitmessung mit 2 bis 5 Minuten und die eher seltene 24 h Messung. Wenn Kurzzeitmessungen verwendet werden, dann bevorzugt die Task Force (1996) frequenzbasierte Messungen vor zeitbasierte Messungen. Man sollte die Zeiten an die Anforderungen der Studie anpassen. Aus Untersuchungen dieser Gesellschaft hat sich herauskristallisiert, dass die 5-Minutenmessung bevorzugt durchgeführt werden sollte. Somit wird es dem Probanden ermöglicht, diese Position während der HRV-Messung ohne Bewegung zu halten, da jede körperliche Bewegung die HRV beeinflusst (Malik, 1996; Task Force, 1996).

### **2.3.2.3. Die Coherence Ratio**

Die Coherence Ratio wird von der Firma HeartMath mit dem Emwave Desktop erstellt. Als Coherence Ratio bezeichnet man die Kohärenzwerte in Prozentwerten über die gesamte Messdauer. Diese Werte werden dem Herzrhythmusmuster entnommen und alle fünf Sekunden aktualisiert. In der Grafik der Kohärenzwerte in Prozent kann man das Kohärenzniveau bestimmen und die Zeit in Prozent dem Kohärenzniveau zuordnen. Die Kohärenzniveaus werden in drei Bereiche aufgeteilt. Es gibt das niedrige Kohärenzniveau (Low), das mittlere Kohärenzniveau (Medium) und das hohe Kohärenzniveau (High). Der Emwave Desktop mittelt also alle 5 Sekunden den Puls und zeigt einen Mittelwert an. Die genaue mathematische Berechnungsformel der Werte ist nicht feststellbar, weil die Berechnungsformel von der Firma HeartMath nicht freigegeben wird (HeartMath Benelux, 2010).

## **2.4. Recoil**

Der Recoil wird in der osteopathischen Praxis gerne als Alternative zu Thrusttechniken verwendet. Nicht nur in der Osteopathie wird er eingesetzt sondern auch in der Chiropraktik. Dort wird er „Palmer Toggle Recoil“ genannt und geht auf Palmer zurück, der ihn seit den 1930ern vor allem zur Behandlung der Wirbelsäule angewendet hat (Chiropractic history blog, 2010).

In der Osteopathie wird die Recoiltechnik laut Barral (2005) zur Diagnostik und zur Behandlung verwendet. Meert (2006) beschreibt die Recoiltechnik als eine indirekte

Technik, deren Effekt auf die Rückstellkraft der Gewebe basiert. Dieser hat die gleiche Arbeitsweise wie der Thrust, der die pathologische Barriere korrigiert.

Firsova (2006) recherchierte die Auswirkungen einer Recoiltechnik auf das kardiovaskuläre und auf das respiratorische System. Sie wies einen signifikanten Effekt auf den systolischen Blutdruck nach. Weiler (2008) hat mit seiner Masterthese gezeigt, dass ein Recoil am Sternum bei Rauchern in der Spirometrie keine signifikante Veränderung zeigt. Wieser (2006) hat in ihrer Masterthesis mit einem Recoil am Sternum die Verbesserung der Vitalkapazität mit einem forcierten Expirationstest nachweisen wollen. Doch das Ergebnis führte zu keiner signifikanten Steigerung der Vitalkapazität im Lungenfunktionstest.

In dieser Arbeit wird die Recoiltechnik nach Mechanical Link von Chaffour & Prat angewendet und deshalb wird sie ausführlicher diskutiert.

#### **2.4.1. Recoil nach Mechanical Link (Chaffour & Prat, 2002)**

In der Arbeit über die osteopathischen Dysfunktionen der Arterien beschreiben Chaffour, Prat & Michaud (2008) den positiven Effekt ihrer Recoiltechnik auf das vegetative Nervensystem. Hier erwähnen die Autoren den Einfluss auf den Sympathikus durch die costovertebralen Gelenke und auf den Parasympathikus durch den Nervus Vagus. Der Effekt lässt sich auf die enge Verbindung der Fasern des vegetativen Nervensystems mit den Arterien zurückführen (siehe Kapitel 2.1.).

Laut Chaffour & Prat (2002) kann der Recoil für alle fixierten Gewebe eingesetzt werden, egal welche Körperstruktur betroffen ist.

Inspiriert wurden Chaffour und Prat (2002) durch den „Toggle Recoil“ der Chiropraktiker, der jedoch mehr als korrigierende Manipulation eingesetzt wird. Er hat mit dem chiropraktischen Recoil nur die Terminologie „Recoil“ gemeinsam, welcher den raschen sichtbaren Rebound oder Release der durchführenden Hand beschreibt, wenn die Korrektur beendet worden ist. Der Recoil nach Mechanical Link ist um vieles leichter, weniger intensiv, sehr präzise, dreidimensional und sehr rasch. Die Hände werden weggenommen, um die Vibration passieren zu lassen. Die Korrektur entsteht durch das Durchbrechen der Barriere (Implosion), im Gegensatz dazu entsteht die Korrektur beim Toggle Recoil durch ein Release der Gewebe. Dabei besteht nicht die Absicht, gegen die strukturelle Barriere zu rebounden, sondern die Hand sobald die Durchführung abgeschlossen wurde wegzubewegen, damit man den Vibrationsimpuls in Richtung der Gewebe nicht irritiert wird. Der Mechanical Link Recoil arbeitet mit den Mechanorezeptoren, welche für die Korrektur verantwortlich sind. Es ist eine direkte Korrektur, d.h. es wird gegen die Gewebearriere

gearbeitet. Diese Art des Recoils ist aber keine manipulative Technik und somit auch kein Thrust. Daher ist er für sehr fragile Strukturen geeignet. Zum Beispiel bei Osteoporose, Frakturen, akute Leiden und unter anderem auch bei hernierten Bandscheiben kann er zur Anwendung kommen (Chaffour & Prat, 2002).

Die Primärläsionen und die damit zusammenhängenden Sekundärläsionen werden schonend und sehr rasch (in einigen Sekunden) gelöst. Der Recoil zählt zu den wichtigsten und effizientesten osteopathischen Techniken. Er kann bei jeglicher Läsion zur Anwendung kommen unabhängig vom Schweregrad der Läsion und unabhängig davon wie lange die Läsion schon bestanden ist. Der Recoil ist positionsunabhängig und kann articulare, viszerale, intraossäre, arterielle und alle anderen osteopathischen Fixierungen beheben (Chaffour & Prat, 2002).

#### **2.4.2. Recoilphasen nach Chaffour und Prat (2002)**

In dieser Studie werden die ersten drei Phasen des Recoils angewendet.

- Phase 1: Beim ersten Teil des Manövers verwendet man Druck und Zug um die osteopathische Läsion ausfindig zu machen.
- Phase 2: Die Gewebebarriere wird zusätzlich dreidimensional lokalisiert und anschließend wird der Impuls gegen die Barriere dreidimensional gesetzt.
- Phase 3: In dieser Phase wird die Atmung als zusätzlich Komponente verwendet.

Laut Chaffour und Prat (2002) korrespondiert die Inspiration mit einer anabolen (parasympathisch beeinflusst) und die Expiration mit einer katabolen Phase (sympathisch beeinflusst) (siehe Kapitel 2.2.3.2 und 4.2.1).

Es gibt weitere Phasen auf welche ich nicht näher eingehen möchte, weil sie in dieser Arbeit nicht zum Tragen kommen.

#### **2.4.3. Auswirkungen des Recoils laut Chaffour & Prat (2002)**

##### **2.4.3.1. Neurologische Effekte**

Durch den Impact des Recoils werden die Mechanorezeptoren des Golgi, Ruffini und Pacini stimuliert, welche sich in allen Gewebefascien befinden. Durch das Vorhandensein des inhibitorischen Reflexes, werden die Golgirezeptoren angeregt, die Muskeln zu entspannen, welche die Läsion fixieren. Die Rezeptoren von Ruffini und Pacini stimulieren eine

umgekehrte Muskelkontraktion, welche eine Korrektur der Gewebeläsion zur Folge haben. Der Recoil hat eine Neuprogrammierung der neurologische Aspekte der Gewebe zur Folge und dadurch gibt er den Geweben (myofasciale, articulare und viscerale) eine physiologischere Position und dadurch auch eine physiologischere Funktion (Chaffour & Prat, 2002).

#### **2.4.3.2. Piezoelektrischer Effekt**

Der piezoelektrische Effekt ist ein physikalisches Phänomen, wobei es durch die Anwendung von spezifische Druck an der Oberfläche von kristallinen Strukturen (Kollagenfasern die Gewebe miteinander verbinden) zu einer elektrischen Polarisierung kommt. Das kann den neutralisierenden Effekt auf die sekundären Läsionen erklären (Chaffour & Prat, 2002).

### 3. METHODIK

Da es zu dem Thema Recoil am Sternum und seinen Auswirkungen auf die Herzratenvariabilität und somit auf das autonome Nervensystem keine veröffentlichten Forschungsarbeiten gibt, ist es eine Notwendigkeit Grundlagenforschung zu betreiben, um dieser osteopathischen Technik in der medizinischen Wissenschaft einen höheren Stellenwert zukommen zu lassen. Derzeit ist es nicht klar, in welchem Ausmaß sich der Recoil auf die HRV auswirkt bzw. ob sich der Recoil am Sternum überhaupt auf die Herzratenvariabilität auswirkt.

Die Studie dient dazu, den osteopathischen Recoil zu verifizieren und die Wirksamkeit bzw. die Veränderungen zu dokumentieren und wissenschaftlich zu belegen. Weiters ist es für die Behandlungseffizienz notwendig, genau über die Auswirkungen dieser osteopathischen Technik Bescheid zu wissen, um Indikationen und Kontraindikationen genauer abwägen zu können.

#### 3.1. Forschungsfrage

**Kann man durch eine Anwendung einer osteopathischen Recoiltechnik am Sternum bei gesunden Probanden/innen die zeitbasierten und frequenzbasierten Herzratenvariabilitätsparameter in einer Kurzzeitmessung beeinflussen?**

##### Hypothesen:

**Nullhypothese:** Der Recoil am Sternum hat keinen Einfluss auf die zeitbasierten und frequenzbasierten Herzratenvariabilitätsparameter.

**Alternativhypothese:** Der Recoil am Sternum zeigt eine Veränderung der zeit- und frequenzbasierten Herzratenvariabilitätsparameter.

#### 3.2. Forschungsdesign

Es wurden 56 Testpersonen im Alter zwischen 20 und 55 Jahren willkürlich angesprochen und mit einem Los einer der vier Gruppen zugeordnet. Jede Gruppe beinhaltete 14 Lose. Die Studie entsprach einer empirischen und quasi-randomisierten Studie.

Es handelte sich dabei um eine Versuchsgruppe (Recoilgruppe) und drei Kontrollgruppen (tiefe Atmung, ohne Intervention und eine Shamgruppe mit Kontakt am Sternum). Für die

Studie wurde ein Pretest-Posttestdesign gewählt, um die Gruppen untereinander vergleichen zu können. Die Untersuchung wurde als einfache Blindstudie durchgeführt.

### **3.2.1. Einschlusskriterien**

Es wurden 56 gesunde asymptotische Probanden und Probandinnen (33 Frauen und 23 Männer) im Alter von 20 bis 55 Jahren ausgewählt. Die Gesundheit wurde durch die Selbsteinschätzung der Probanden/innen definiert.

Die Auswahl der Probanden/innen erfolgte durch die Rekrutierung von Freunden, ehemaligen Arbeitskollegen und Familienmitgliedern.

Das Alter der Teilnehmer lag zwischen 20 und 55 Jahren. Diese Grenzen wurden gewählt, um ein breites Spektrum an Probanden/innen abzudecken. Nach oben hin wurde das Alter mit 55 Jahren limitiert, da laut Mancina et al. (2013) ab diesem Alter bei Männern das Risiko für kardiovaskuläre Erkrankungen steigt. Bei Frauen steigt das Risiko erst ab dem 65. Lebensjahr an.

### **3.2.2. Ausschlusskriterien**

Die Ausschlusskriterien wurden vor der Messung durch den Untersuchenden mündlich erfragt.

- Hypertonie: laut ärztlicher Diagnose
- Hypotonie: laut ärztlicher Diagnose
- Herzschrittmacher, Defibrillatoren, Myokardinfarkte, Herzoperationen bzw. Herztransplantation, Herzentzündungen, Herzinsuffizienzen und koronare Herzkrankheiten (Task Force, 1996)
- Cardiovasculäre Medikamente (Task Force, 1996).
- Psychogene Krankheitsbilder (Crevenna, 2010)
- Offene Lungenembolie und Thrombose, nicht abgeklärte Thoraxschmerzen oder Druckgefühl in der Brust, nicht abgeklärte Dyspnoe
- Frische Frakturen von Rippen und Sternum
- Osteoporose
- Medikamente allgemein (Hottenrott, 2002)  
Nicht-steroidale Antirheumatika und Antikoagulantien können eine erhöhte Blutungsneigung hervorrufen (Deutsche Rheuma-Liga, 2013).
- Schnittverletzungen und Durchblutungsstörungen der Finger, weil es zu Messfehlern durch den Fingersensor kommen kann.

### **3.2.3. Stichprobengröße**

Die Einteilung in die 4 Gruppen erfolgte über 56 Lose (14 Lose pro Gruppe), wobei jedes Los per Zufallsprinzip gezogen wurde. In einer Gruppe waren 14 Probanden/innen.

### **3.3. Messgerät**

Als Messinstrument wurde das Herzratenvariabilitätsmessgerät Emwave Desktop der Firma HeartMath verwendet. Die Aufzeichnung der Herzratenvariabilität erfolgte mit der Software Emwave Desktop der Firma HeartMath über einen Fingersensor. Mit der dazugehörigen Software wurden die Daten ausgewertet (Institute of HeartMath, 2014).

Folgende HRV-Parameter wurden in dieser Studie evaluiert: Die Time-Domain-Variablen SDNN und RMSSD und die Frequency-Domain-Kennwerte Total Power, VLF, LF, HF, HF(n.u.), LF(n.u.) und das HF/LF-Verhältnis wurden berechnet.

Laut dem Forschungsdirektor der Firma HeartMath McCraty steht die Validität bei Herzratenvariabilitätsmessungen nicht im Vordergrund sondern die Taktfrequenz (beim Emwave Desktop ist die Messfrequenz 100 Hz), mit der jede einzelne Messung durchgeführt wird. Dies bedeutet, dass nach allen 10 ms ein Messwert aufgenommen wird. Dazu gibt es keine veröffentlichten Studien (Emailverkehr mit McCraty, April 2014).

Bei einmaligen Arrhythmien idealisiert das Programm die Aufnahme und integriert die Arrhythmie in die Aufzeichnung. Bei wiederholtem Auftreten von Arrhythmien während einer Messperiode kann dieser Messvorgang nicht verwendet werden. Personen mit Herzrhythmusstörungen wie Vorhofflimmern, Vorhofflattern oder Kammerextrasystolen sowie Personen, welche nicht still sitzen können wird von der Anwendung abgeraten (Institute of HeartMath, 2014).

Es wurden nur die ersten sechs Minuten der HRV-Aufzeichnung ausgewertet, weil die Aufteilung in 2-Minuten-Schritten besser vergleichbar war. Die siebente Minute diente zum Nachruhen für den Patienten und wurde daher nicht ausgewertet.

### **3.4. Studienablauf**

Die Studie hat vier Gruppen beinhaltet. Die Herzratenvariabilität der ersten Gruppe wurde während der Anwendung einer Recoiltechnik am Sternum gemessen. Die HRV der zweiten Gruppe wurde während tiefer Atmung aufgezeichnet. Die HVR der dritten Gruppe wurde ohne Intervention und die der vierten Gruppe wird mit einem Kontakt am Sternum gemessen.

Die Auswirkungen der Settings wurden mit einem Herzratenvariabilitätsmessgerät Emwave Desktop von der Firma HeartMath aufgenommen (siehe Kapitel 3.3.). Die Messung erfolgte in einem Praxisraum in Zwettl (Österreich) auf einer höhenverstellbaren Therapieliege. In der folgenden Abbildung wird die Durchführung der Untersuchung veranschaulicht.

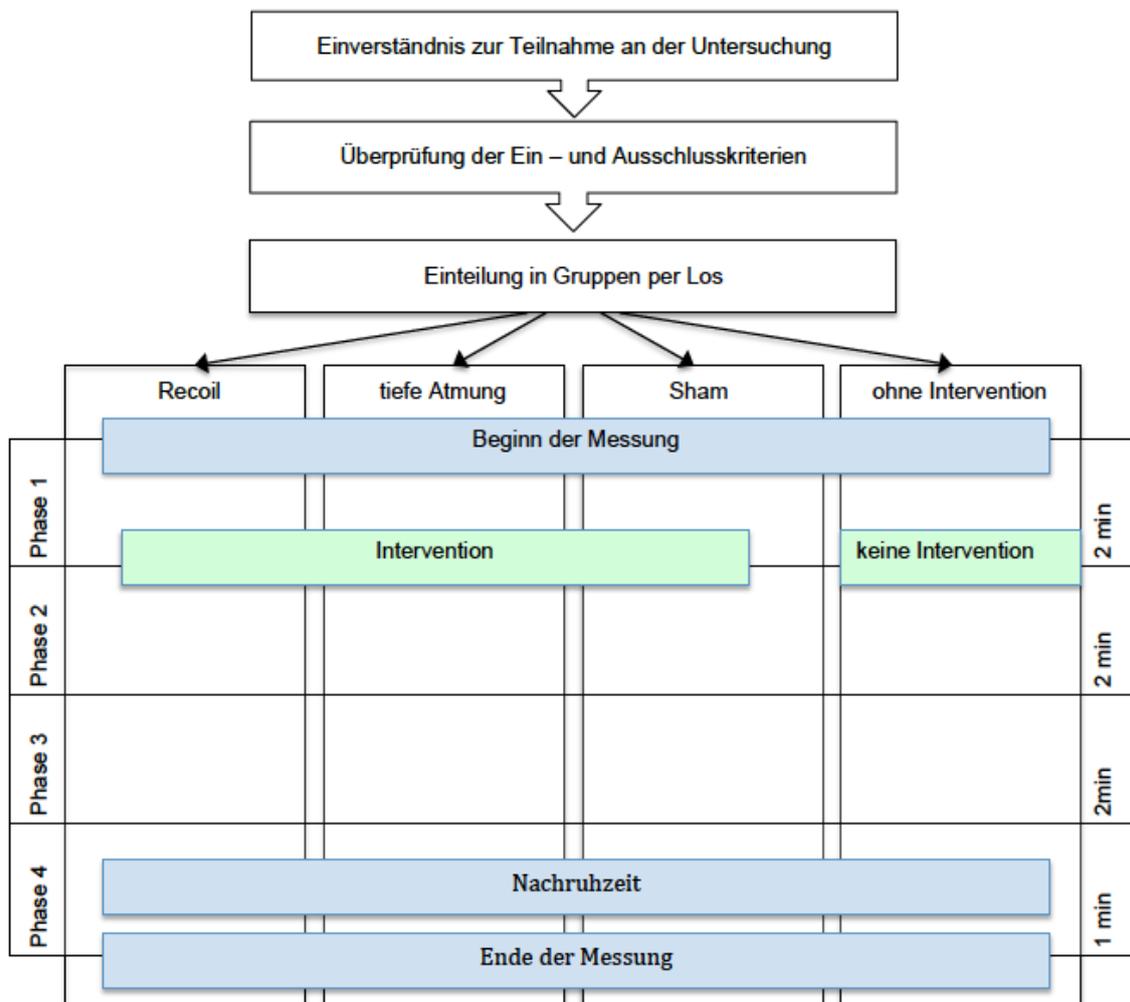


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Untersuchung (eigene Darstellung, 2014).

### 3.4.1. Durchführung der Recoilgruppe:

Der Recoil erfolgte nach dem Konzept von Mechanical Link am Sternum (Chauffour & Prat, 2002). Dabei wurden die ersten drei Recoilphasen unter der Berücksichtigung der Atmung angewendet.

Die Probanden/innen lagen in Rückenlage, und die durchführende Osteopathin stand auf der linken Seite der Probanden/innen. Am Beginn der Messung wurde der Fingersensor am linken Zeigefinger der Testperson angelegt welche in Rückenlage auf der Therapieliege platziert war. Nachdem vom Gerät der Aufnahmemodus begonnen hatte blieben die Probanden/innen danach zwei Minuten in dieser Position liegen.

Der Recoil am Sternum wurde nach diesen zwei Minuten Ruhezeit durch die Osteopathin Daniela Mayrhofer ausgeführt. Das Sternum wurde durch die Osteopathin manuell an seine dreidimensionale Gewebesbarriere gebracht. Die Therapeutenhände wurden dabei überkreuzt am Sternum angebracht. Die Probanden/innen wurden dazu angehalten einen tiefen Atemzug zu nehmen. Am Ende der vertieften Ausatmung wurde der manuelle Druck am Sternum plötzlich losgelassen. Die Zeit der Messung der HRV wurde mit sieben Minuten limitiert.



Abbildung 3: Handhaltung der Osteopathin während der Durchführung des Recoils. (eigene Darstellung, 2014)



Abbildung 4: Handhaltung der Osteopathin während der Durchführung des Recoils aus einem kranialen Blickwinkel (eigene Darstellung, 2014)

### **3.4.2. Durchführung der ersten Kontrollgruppe (tiefe Atemzüge)**

Beginn der Messung: Der Fingersensor wurde in Rückenlage am linken Zeigefinger der Probanden/innen angelegt. Nach dem Beginn der Aufzeichnung blieben die Testpersonen zwei Minuten in dieser Position liegen. Die Probanden/innen befanden sich in Rückenlage und die durchführende Osteopathin Daniela Mayrhofer stand auf der linken Seite der Testperson. Nach zwei Minuten nahmen die Testpersonen zwei tiefe Atemzüge.

Die Zeit der Messung der HRV wurde mit sieben Minuten limitiert.

### **3.4.3. Durchführung der zweiten Kontrollgruppe (keine Intervention)**

Beginn der Messung: Der Fingersensor wurde in Rückenlage am linken Zeigefinger der Probanden/innen angelegt. Während der Dauer von sieben Minuten blieben die Testpersonen am Rücken liegen und dabei wurde die HRV aufgezeichnet.

Die Überwachung der Aufzeichnung erfolgte durch die Osteopathin Daniela Mayrhofer.

#### **3.4.4. Durchführung der dritten Kontrollgruppe (Shambehandlung am Sternum)**

Beginn der Messung: Der Fingersensor wurde in Rückenlage am linken Zeigefinger der Probanden/innen angelegt. Die Testpersonen blieben danach zwei Minuten in dieser Position liegen.

Die Probanden/innen sind in Rückenlage gelegen und der durchführende Physiotherapeut Mayer Michael ist auf der linken Seite der Testpersonen gestanden.

Nach zwei Minuten hat der Physiotherapeut für die Dauer von einer Minute seine Hand auf das Sternum der Testpersonen gelegt (Fingerspitzen schauten nach caudal).

Die Zeit der HRV-Messung war mit sieben Minuten limitiert.

#### **3.5. Erhebungszeitpunkt**

Der Erhebungszeitpunkt war eine Sitzung mit den Proband/innen. Die Intervention und die Messung wurde in der Recoilgruppe und bei den ersten 2 Kontrollgruppen durch die Osteopathin Daniela Mayrhofer durchgeführt. Die Intervention und die Messung der dritten Kontrollgruppe (Shambehandlung) erfolgte durch den Physiotherapeuten Michael Mayer.

Der Durchführungszeiten erstreckten sich über mehrere Monate zwischen dem 20. Oktober 2013 und dem 10. Jänner 2014.

#### **3.6. Art der Literaturrecherche**

Die Literaturrecherche wurde ab Jänner 2013 begonnen. Es wurde unter folgenden Schlagworten gesucht: „Recoil“, „Herzratenvariabilität“, „heart rate variability“, „Osteopathie“, „osteopathy“, „manipulation“, „manual“ und „HeartMath“.

Es wurde mit folgenden Suchmaschinen gesucht: Google, Pubmed, Cochrane Subido und Dimidi.

## 4. AUSWERTUNG DER DATEN

### 4.1. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde von Dr. Gebhard Woisetschläger mit der Statistiksoftware „R“ (R Core Team, 2013) durchgeführt. Die Berechnung der Variablen aus den Rohdaten erfolgte mit dem „R“-Paket „RHRV“ (Mendez, Rodriguez-Linares, Otero, Garcia, Vila & Lado, 2014). Wenn es nicht anders angeführt wurde, dann wurde das **Signifikanzniveau mit  $\alpha = 0,05$**  gewählt.

#### 4.1.1. Datenaufarbeitung

Die Rohdaten der einzelnen Probanden/innen wurden aus dem Messgerät in eine Microsoft® Excel®-Datei exportiert und tabellarisch zusammengefasst (siehe Anhang Daten CD). Zusätzlich wurden die Coherence-Ratios, die das Messgerät primär angibt, ebenfalls in Tabellenform gebracht (siehe Kapitel 2.3.2.3.).

Woisetschläger berechnete aus den Rohdaten die Time-Domain-Variablen SDNN und RMSSD und als Frequency-Domain-Kennwerte wurden die Total Power, VLF, LF, HF, HF(nu), LF(nu) und das HF/LF-Verhältnis berechnet. Diese Werte sind im Anhang Daten CD ersichtlich (siehe Kapitel 2.3.2.1. und 2.3.2.2.).

Zur Datenvorbereitung wurden die vom Messgerät aufgezeichneten Intervalle zwischen den einzelnen Herzschlägen drei Phasen zugeordnet von denen jede jeweils zwei Minuten umfasste:

0-120 Sekunden: Zeit vor Interventionen (Grundlinie)

120-240 Sekunden: Zeit, während der Interventionen erfolgen

240-360 Sekunden: Zeit nach Interventionen

Die ersten sechs Minuten der HRV-Aufzeichnung wurden ausgewertet, weil die Aufteilung in 2-Minuten-Schritten besser vergleichbar war. Die siebente Minute diente zum Nachruhen für den Patienten und wurde daher nicht ausgewertet.

Zusätzlich wurden die Herzschlagpositionen innerhalb dieser Perioden berechnet, indem die Intervalle zwischen den einzelnen Herzschlägen schrittweise aufsummiert wurden.

Diese Daten wurden anschließend mit der Statistiksoftware „R“ (R Core Team, 2013), besonders mit dem Paket „RHRV“ (Mendez et al, 2014) weiterbearbeitet. Dazu wurde zuerst die nicht interpolierte Herzratenserie berechnet, Ausreißer (zu lange Intervalle durch

fehlende Aufzeichnungen von Herzschlägen) und Störsignale (physiologisch zu kurze Intervalle) gefiltert und eine Interpolation mit 4 Hz Interpolationsfrequenz durchgeführt, die für die Spektralanalyse (Frequency Domain Analysis) notwendig ist (siehe Kapitel 2.3.2.2. und 3.3.).

#### 4.1.2. Frequency Domain Analysis

Für die Ermittlung der HRV-Variablen durch eine Frequency Domain Analyse wurden Spektrogramme und die Power der interpolierten HR-Serie in vier Frequenzbändern mittels Short Time Fourier Transformation (STFT) berechnet (Fenstergröße: 120 s, Verschiebung: 30 s):

- |                               |                     |                          |
|-------------------------------|---------------------|--------------------------|
| a. ULF (Ultra Low Frequency): | 0 bis 0,003 Hz      | (0 bis 0,36 Zyklen/120s) |
| b. VLF (Very Low Frequency):  | 0,003 bis 0,04 Hz   | (0 bis 4,8 Zyklen/120s)  |
| c. LF (Low Frequency):        | 0,04 Hz bis 0,15 Hz | (4,8 bis 15 Zyklen/120s) |
| d. HF (High Frequency):       | 0,15 bis 0,40 Hz    | (15 bis 48 Zyklen/120 s) |

Anschließend wurde die Total Power (TP) als Summe der VLF-, LF- und HF-Werte berechnet. Die ULF fand, wie es bei Kurzzeitmessungen gängige Praxis ist (Sztajzel, 2004), keine Berücksichtigung.

Aus diesen Werten wurden weitere Kenngrößen berechnet. Die HF (n.u.) stellt dabei das prozentuelle Verhältnis der HF-Power zur um die VLF-Power verminderten Total Power dar, die Variable LF (n.u.) wurde analog berechnet.

LF (%), HF(%) und VLF(%) stellen die prozentuellen Anteile dieser Kennzahlen an der Total Power dar und das LF/HF-Verhältnis den Quotienten aus diesen beiden Werten.

Aufgrund der Tatsache, dass es sich um eine Kurzzeitmessung mit nur zwei Minuten Messdauer pro Phase handelte, sind lediglich die Variablen HF, LF, HF (n.u.), LF (n.u.) und das LF/HF-Verhältnis sinnvoll interpretierbar, da die VLF-Bestimmung und somit auch die der Variablen, die auf der VLF aufbauen, in diesem Zeitintervall fehleranfällig ist. Nichtsdestotrotz werden diese Daten der Vollständigkeit halber ebenfalls angeführt.

#### 4.1.3. Time Domain Analysis

Zur Plausibilitätsuntersuchung der Ergebnisse der Spektralanalyse wurden zusätzlich die Variablen SDNN und RMSSD mit den Standardeinstellungen des „R“- Pakets „RHRV“ (Mendez et al., 2014) berechnet.

Dabei ist die Variable SDNN, als Maß für die Gesamtvarianz, mit der Total Power und der RMSSD mit der HF vergleichbar (Task Force, 1996).

Eine Korrelationsuntersuchung ergab Spearman's Korrelationskoeffizienten von  $\rho=0,87$  (RMSSD vs. HF) und  $\rho=0,94$  (SDNN vs. TP). Diese hohen Korrelationen sind ein Hinweis darauf, dass die berechneten Frequency Domain-Werte plausibel sind.

#### **4.2. Statistische Untersuchung der Übereinstimmung der Gruppen hinsichtlich der HRV-Parameter in der Phase vor der Intervention (Phase1)**

**4.3. Aufgrund der Abweichung mancher Variablen von der Varianzhomogenität (siehe Anhang Daten CD), wurden zur Untersuchung angewandt ob die HRV in allen vier Gruppen vor Intervention vergleichbar ist, deren Ergebnisse in Vorlage Einverständniserklärung**

## **Einverständniserklärung**

Ich, ....., bin damit einverstanden, dass meine Daten für die wissenschaftliche Arbeit von Daniela Mayrhofer verwendet werden.

Unterschrift

#### **4.4. Statistik**

Tabelle 12 (siehe Anhang Statistik) ersichtlich sind.

Die HRV ist in allen vier Gruppen in allen Parametern, bis auf die Variable VLF vergleichbar. Nachdem diese aufgrund der kurzen Messdauer nicht weiter interpretiert wird, wird dieser Unterschied nicht weiter beschrieben.

#### **4.5. Statistische Untersuchung auf Unterschiede in der HRV in der Recoil-Gruppe zwischen den einzelnen Phasen**

Für die Untersuchung der zeitlichen Veränderung der HRV-Parameter innerhalb der Recoil-Gruppe wurden Friedman-Tests angewendet. Im Fall eines signifikanten Ergebnisses wurden anschließend Wilcoxon-Vorzeichen-Rangsummentests durchgeführt.

#### **4.6. Statistische Untersuchung auf Unterschiede in der zeitlichen Veränderung der HRV zwischen den Gruppen**

Die zuvor berechneten Kenngrößen (siehe Kapitel 4.1.2. und 4.1.3.) wurden mit folgenden Methoden hinsichtlich Unterschiede zwischen den Gruppen untersucht.

##### **4.6.1. Varianzanalytische Verfahren**

- Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholungen der nicht transformierten HRV-Kennwerte, wenn die Voraussetzungen dafür gegeben waren (laut Shapiro-Wilk-Tests, Signifikanzniveau  $\alpha=0,10$ ) vorlag.
- ANOVA mit Messwiederholungen der logarithmisch transformierten HRV-Kennwerte, wenn die Voraussetzungen für die ANOVA mit den Originaldaten verletzt, mit logarithmisch transformierten Werte jedoch nicht verletzt waren.

Als Voraussetzungen für die ANOVA gelten eine multivariate Normalverteilung (Shapiro-Wilk Tests, Varianzhomogenität (Bartlett-Test) und Sphärität (Mauchly's Test). Nachdem die ANOVA laut Woisetschläger (2014) als robust gegenüber Verletzungen der Normalitätsbedingung gilt, wurde auch jenen Analysen, in denen, trotz Abweichung von der Normalverteilung, die Residuen normalverteilt vorlagen, zur Interpretation herangezogen. Die Ergebnisse der Voraussetzungsprüfungen sind im Anhang Daten CD zusammengefasst.

Die abhängigen Variablen wurden in beiden Fällen mittels dreifaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) auf Unterschiede im Hinblick auf die folgenden Faktoren getestet:

- Unterschiede zwischen den Messphasen (Basis, Intervention, Postintervention; „Faktor Phase“)
- Unterschiede zwischen den Gruppen (Recoil, tiefe Atmung, keine Intervention, Shambehandlung; „Faktor Gruppe“)
- Randomfaktor Proband

Zusätzlich wurde die Wechselwirkungen zwischen Messphase und Gruppe varianzanalytisch getestet (Gruppe x Phase-Interaktion), die eine wesentliche Aussage für die Untersuchung darstellt, da damit unterschiedliche zeitliche Entwicklungen in den Gruppen dargestellt wird.

#### **4.6.2. Verteilungsunabhängige Verfahren**

- Kruskal-Wallis-Rangsummentests der Differenzwerte aus den Phasen 1 und 2 bzw. 1 und 3 mit der unabhängigen Variable „Gruppe“ bei Abweichung von der Normalverteilung sowohl der nicht transformierten, als auch logarithmisch transformierten Werte oder Verletzungen anderer Voraussetzungen, sowie zur Plausibilitätskontrolle der ANOVA-Ergebnisse.
- Anschließend Wilcoxon-Rangsummentests der Differenzwerte aus den Phasen 1 und 2 bzw. 1 und 3 mit jeweils zwei Ausprägungen der unabhängigen Variable „Gruppe“

Dazu wurden die Differenzwerte zwischen Phase 1 und Phase 2, sowie zwischen Phase 1 und Phase 3 als Maß für die Veränderung des HRV berechnet. Durch Subtraktion der Werte der ersten Messphase von den Folgephasen stellen positive Differenzwerte eine Zunahme des Wertes der jeweiligen Variable dar negative eine Abnahme.

#### **4.7. Darstellung der Ergebnisse**

Aufgrund der Abweichung von der Normalverteilung wurden Box- und Whisker-Plots für die Darstellung der Ergebnisse gewählt, die die 5%-, 25%-, 50%-, 75%- und 95%-Perzentile der Variable und somit die Werteverteilung darstellen. Zusätzlich wird der Vertrauensbereich des Median durch Einkerbungen („Notches“) dargestellt. Nicht überschneidende Einkerbungen zeigen an, dass sich die Mediane signifikant unterscheiden.

Nachdem der arithmetische Mittelwert und die Standardabweichung bei den vorliegenden Stichprobengrößen ( $n=14$ ) und Verteilungsformen für die Absolutwerte der meisten HRV-Parameter keine verlässlichen Kennzahlen sind, werden als deskriptive Kennwerte ebenfalls die Perzentile herangezogen. Die Differenzwerte zwischen den Phasen 1 und 2 bzw. den Phasen 1 und 3 sind häufiger normalverteilt, jedoch selten in allen Gruppen, weshalb auch hier eine Charakterisierung der Verteilungen vorwiegend mit Perzentilen erfolgt. Eine Gesamtübersicht über die deskriptiven Daten ist in Anhang Daten CD zusammengestellt.

## 5. ERGEBNISSE

### 5.1. Veränderungen der HRV innerhalb der Recoil-Gruppe

In der Tabelle 1 sind die Ergebnisse von Friedman-Tests mit den Daten der Recoilgruppe zusammengefasst, die mit den in dieser Tabelle angeführten HRV-Kennwerten als abhängige Variable und der unabhängigen Variable „Phase“ (Phase 1-3) durchgeführt wurden. Signifikante Unterschiede zwischen zumindest zwei Phasen sind fett gekennzeichnet und weisen darauf hin, dass durch die Recoil-Technik signifikante Veränderungen der HRV-Parameter auftreten.

Tabelle 1: Veränderungen der HRV-Parameter innerhalb der Recoil-Gruppe anhand der Ergebnisse von Friedman-Tests.

Variable	Friedman- $\chi^2$	Df	P
<b>TP</b>	<b>6,1429</b>	<b>2</b>	<b>0,046</b>
<b>VLF</b>	<b>7</b>	<b>2</b>	<b>0,030</b>
LF	1	2	0,61
HF	4,4	2	0,11
VLF (%)	2,7143	2	0,26
LF (%)	3	2	0,22
HF (%)	1,2857	2	0,53
LF (n.u.)	0,4286	2	0,81
HF (n.u.)	0,4286	2	0,81
LF/HF	0,4286	2	0,81
<b>SDNN</b>	<b>9,1429</b>	<b>2</b>	<b>0,010</b>
RMSSD	1,2857	2	0,53

Die Ergebnisse der Friedman-Tests weisen darauf hin, dass sich die Werte der Variablen Total Power (TP), SDNN und VLF innerhalb der Recoil-Gruppe zumindest bei zwei Phasen signifikant unterscheiden.

Aufgrund dieser Ergebnisse wurde mit Wilcoxon Vorzeichen-Rangsummentests untersucht, zwischen welchen Phasen diese Unterschiede bestehen (siehe Tabelle 2).

Tabelle 2: Veränderungen der HRV-Parameter TP, VLF und SDNN innerhalb der Recoil-Gruppe anhand der Ergebnisse der Wilcoxon Vorzeichen-Rangsummentests.

TP_1 vs. TP_2	TP_1 vs. TP_3	TP_2 vs. TP_3
V = 37, p-value = 0,36	V = 62, p-value = 0,58	V = 83, p-value = 0,058
data: VLF_1 and VLF_2	data: VLF_1 and VLF_3	data: VLF_2 and VLF_3
V = 42, p-value = 0,54	V = 73, p-value = 0,22	V = 76, p-value = 0,15
data: SDNN_1 and SDNN_2	data: SDNN_1 and SDNN_3	Vdata: SDNN_2 and SDNN_3
V = 21, p-value = 0,049	V = 69, p-value = 0,33	V = 91, p-value = 0,013

Anhand dieser Ergebnisse ist eine signifikante Veränderung in der Werteverteilung der Variable SDNN (2 Minuten) erkennbar, die sowohl zwischen Phase 1 und 2, als auch Phase 2 und 3 auftritt. Wie in Abbildung 5 ersichtlich ist, nehmen die Werte der Variable SDNN (2 Minuten) während der zweiten Phase zu und sinken anschließend wieder ab. Dadurch erklärt sich auch, dass zwischen Phase 1 und 3 kein signifikanter Unterschied besteht. Nicht bestätigt wurden hingegen Unterschiede in den Parametern TP und VLF.

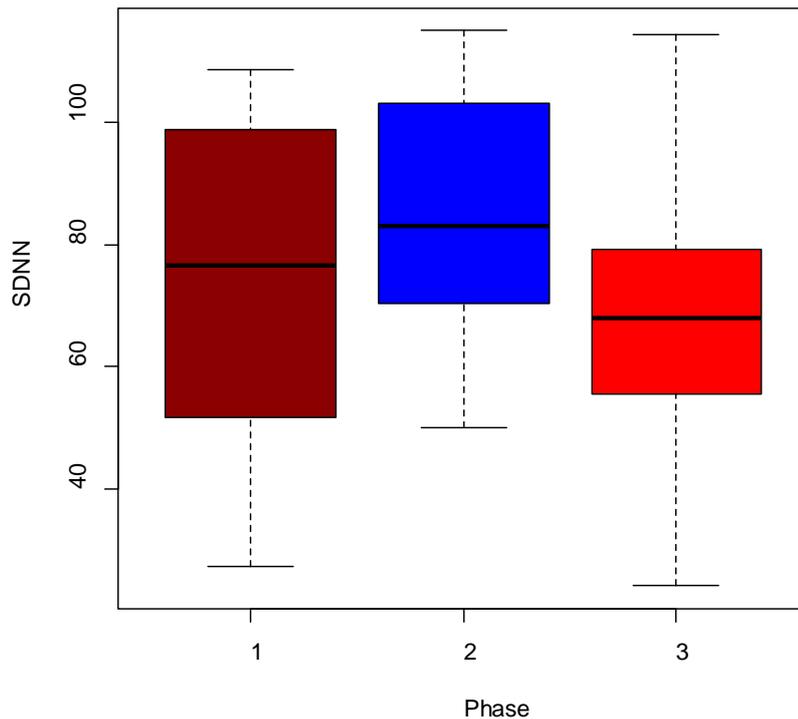


Abbildung 5: Verteilung der Werte der Variable SDNN (2 Minuten) während der drei Phasen in der Recoilgruppe anhand der 5-, 25-, 50-, 75- und 95% Perzentile.

Auffällig ist, dass der Zentralbereich der Daten von Phase 1 zu Phase 2 und noch deutlicher zu Phase 3 abnimmt. Nachdem die logarithmisch transformierten SDNN-Werte annähernd normalverteilt vorliegen (siehe Anlage Daten CD), ist eine Darstellung mit Mittelwerten und 95%-Konfidenzintervallen möglich und leichter interpretierbar (siehe Abbildung 6).

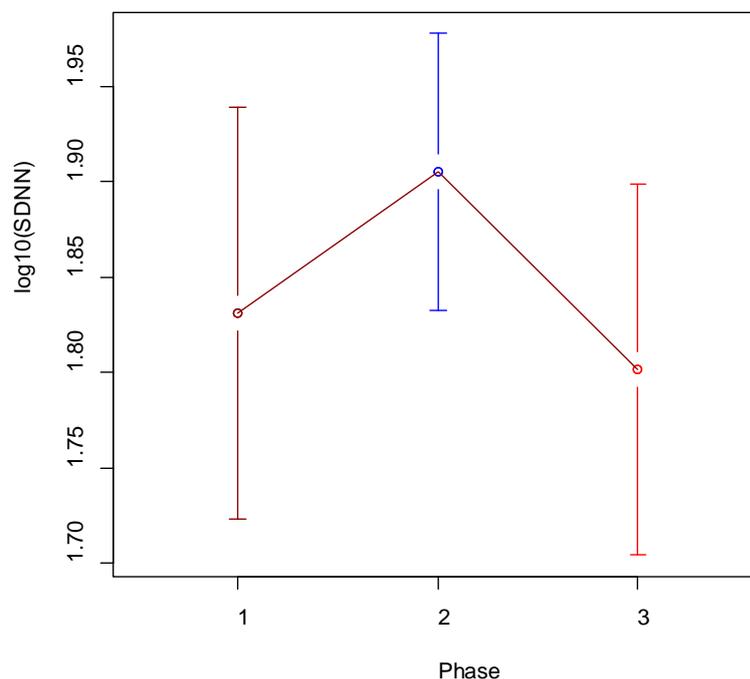


Abbildung 6: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der dekadisch logarithmisch transformierten Variable SDNN (2 Minuten) während der drei Phasen in der Recoilgruppe.

Tabelle 3: Deskriptive Daten für die Variable SDNN (2 Minuten) während der drei Phasen innerhalb der Recoilgruppe (\*nach Rücktransformation der logarithmischen Werte).

SDNN (2 Minuten)	Phase 1	Phase 2	Phase 3
N	14	14	14
Minimum	27,2	50	24
Maximum	108,7	115	114,4
Spannweite	81,5	65	90,4
Mittelwert*	<b>67,8</b>	80,4	<b>63,3</b>
95%-Konfidenzintervall (untere Grenze)*	52,9	<b>68,0</b>	50,6
95%-Konfidenzintervall (obere Grenze)*	86,8	<b>95,0</b>	79,3

Wie aus den vorherigen Abbildungen und Tabelle 3 ersichtlich ist, steigen die Werte der Variable SDNN in Phase 2, während der auch die Recoil-Intervention erfolgte, an, um dann in Phase 3 wieder abzusinken. Dabei ist zusätzlich eine Verringerung der Streuung der Werte der mittleren 50% der Probanden/innen (Zentralbereich der Daten) über die drei Phasen hinweg zu beobachten. Die Mittelwerte der SDNN (nach Rücktransformation der aus den logarithmierten Daten berechneten Werte) in den Phasen 1 und 3 ( $M_{p1}=67,8$  ms;  $M_{p3}=63,3$  ms) liegen außerhalb der 95%-Konfidenzintervalle der SDNN in Phase 2, in der der Mittelwert bei 80,4 ms liegt.

## 5.2. Veränderungen der HRV in der Recoilgruppe in Relation zu den Änderungen in den anderen Gruppen

In Tabelle 14 (siehe Anhang Statistik) sind die Ergebnisse der Tests auf unterschiedliche Entwicklungen der HRV-Parameter in den vier Gruppen zusammengefasst. Aufgrund Verletzungen der Grundvoraussetzungen für varianzanalytische Verfahren bei einigen der abhängigen Variablen wurden unterschiedliche statistische Methoden angewandt, die in der Spalte „Grundlage“ angeführt sind. Für die Kernfrage, ob es in den vier Gruppen zu unterschiedlichen Veränderungen der HRV-Parameter gekommen ist, sind bei den varianzanalytischen Ergebnissen (ANOVA) lediglich die Interaktionsterme („Phase“x“Gruppe“) von Bedeutung.

Es sind keine signifikanten Unterschiede in der Auswirkung der unterschiedlichen Interventionen auf die HRV zu erkennen. Das wird auch durch die Ergebnisse der verteilungsunabhängigen Kruskal-Wallis-Tests (siehe Tabelle 4) bestätigt. Die wahrscheinlichsten Unterschiede zwischen zwei Gruppen bestehen im VLF (%) -Wert zwischen Phase 1 und 2. Nachdem die VLF-Bestimmung bei Kurzzeitmessungen aufgrund des seltenen Auftretens dieser Zyklen fehleranfällig ist, wird auf eine Interpretation dieses Ergebnisses verzichtet.

Tabelle 4: Ergebnisse der Kruskal-Wallis-Tests der Differenzwerte der HRV-Parameter zwischen Phase 2 und Phase 1, sowie zwischen Phase 3 und Phase 1 als abhängige Variable und der Variable „Gruppe“ als unabhängige Variable.

Variable	Phase 2 - Phase 1 (df=3)	Phase 3 - Phase 1 (df=3)
<b>TP</b>	K-W $\chi^2 = 2,3175$ , $p = 0,52$	K-W $\chi^2 = 2,1037$ , $p = 0,55$
<b>VLF</b>	K-W $\chi^2 = 1,8851$ , $p = 0,60$	K-W $\chi^2 = 0,8878$ , $p = 0,83$
<b>LF</b>	K-W $\chi^2 = 4,7441$ , $p = 0,19$	K-W $\chi^2 = 2,7333$ , $p = 0,43$
<b>HF (%)</b>	K-W $\chi^2 = 2,6309$ , $p = 0,45$	K-W $\chi^2 = 2,5292$ , $p = 0,47$
<b>LF (n.u.)</b>	K-W $\chi^2 = 0,5362$ , $p = 0,91$	K-W $\chi^2 = 1,305$ , $p = 0,73$
<b>HF (n.u.)</b>	K-W $\chi^2 = 0,5362$ , $p = 0,91$	K-W $\chi^2 = 1,305$ , $p = 0,73$
<b>LF/HF</b>	K-W $\chi^2 = 1,7797$ , $p = 0,62$	K-W $\chi^2 = 1,8159$ , $p = 0,61$

In weiterer Folge werden die einzelnen Parameter mit deskriptiver Statistik beschrieben.

## 5.3. Betrachtung der einzelnen HRV-Parameter

### 5.3.1. LF/HF-Verhältnis

In Abbildung 7 sind die Werteverteilungen der Differenzwerte des LF/HF-Verhältnisses zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen gegenübergestellt. Dabei zeigt sich, dass sich der Median in allen vier Gruppen nur geringfügig von Null unterscheidet. Es treten also - unabhängig von der Intervention - bei ähnlich vielen Probanden/innen Erhöhungen des LF/HF-Verhältnisses auf, wie Verringerungen.

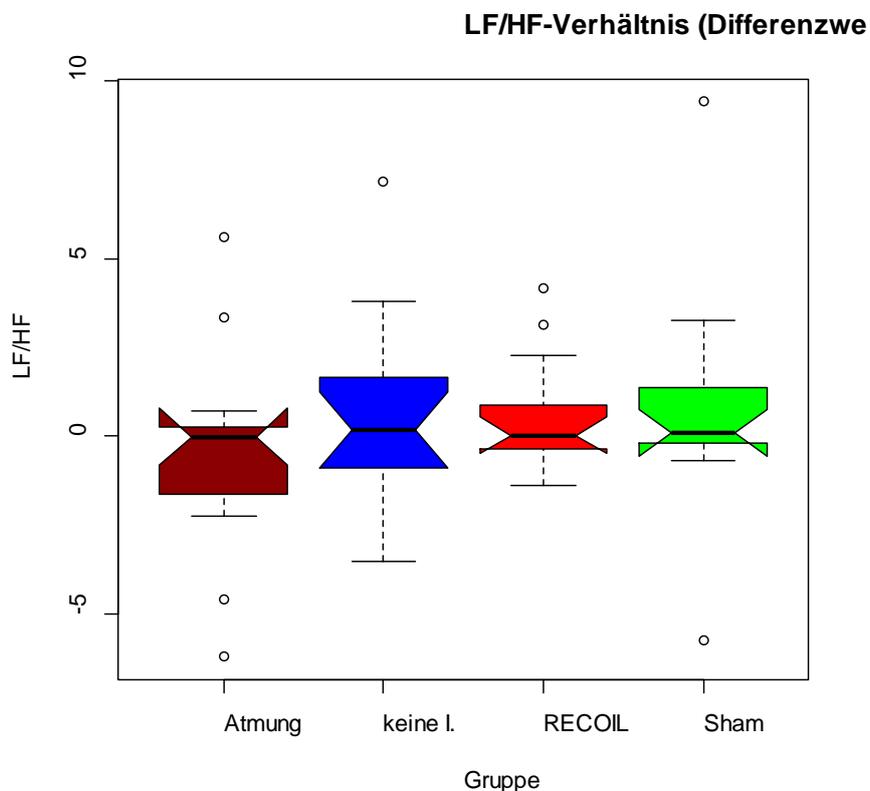


Abbildung 7: Veränderung des LF/HF-Verhältnisses zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $LF/HF_{Phase\ 2} - LF/HF_{Phase\ 1}$ ).

Dasselbe ist sinngemäß auch bei Betrachtung der Veränderung des LF/HF-Verhältnisses zwischen den Phasen 1 und 3 zu erkennen (siehe Abbildung 8). Auch hier sind in Übereinstimmung mit dem Ergebnis aus Kapitel 5.2 keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen zu erkennen.

LF/HF-Verhältnis (Differenzwe

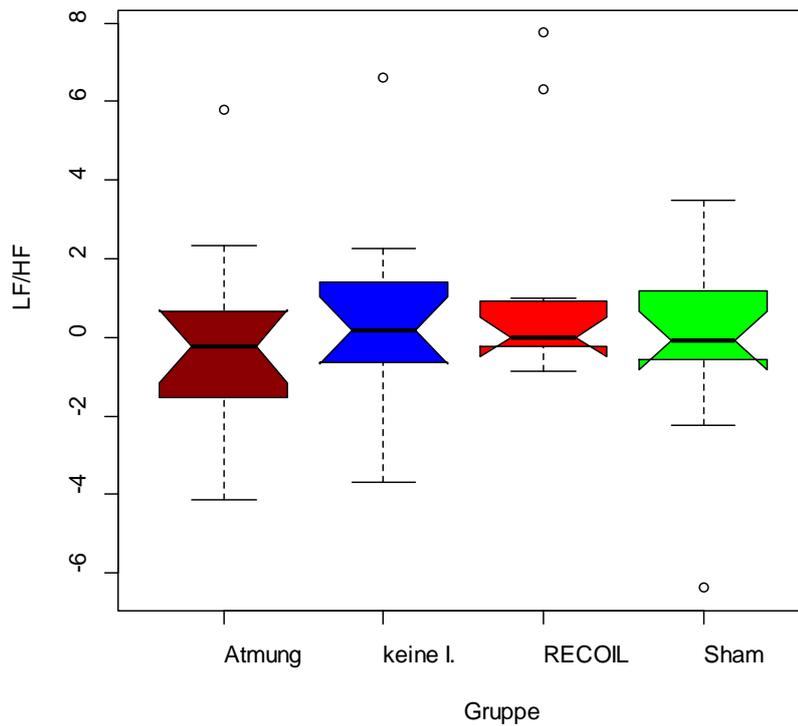


Abbildung 8: Veränderung des LF/HF-Verhältnisses zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $LF/HF_{Phase\ 3} - LF/HF_{Phase\ 1}$ ).

Die in Abbildung 7 und Abbildung 8 dargestellten Perzentile sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

Tabelle 5: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte des LF/HF-Verhältnisses, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD). (grau hinterlegt...aufgrund Abweichungen von der Normalverteilung und der Stichprobengröße nicht aussagekräftig).

LF/HF (Differenzwerte Phase 2 - Phase 1)								
Gruppe	n	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	0,57	1,58	-1,06	-0,33	0,03	0,83	3,50
tiefe Atmung	14	-0,42	2,90	-5,16	-1,40	-0,02	0,23	4,14
Keine Intervention	14	0,79	2,61	-1,89	-0,77	0,17	1,47	4,98
Sham	14	0,75	3,18	-2,46	-0,19	0,09	1,36	5,42
LF/HF (Differenzwerte Phase 3 - Phase 1)								
Gruppe	n	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	1,04	2,61	-0,75	-0,23	0,01	0,85	6,81
tiefe Atmung	14	-0,22	2,41	-3,33	-1,49	-0,24	0,65	3,54
Keine Intervention	14	0,45	2,36	-2,49	-0,61	0,18	1,23	3,78
Sham	14	-0,16	2,29	-3,68	-0,51	-0,08	0,89	2,66

### 5.3.2. LF (n.u.)

In Abbildung 9 sind die Werteverteilungen der Differenzwerte der LF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen gegenübergestellt. Dabei zeigt sich, wie schon beim LF/HF-Verhältnis dass sich der Median in allen vier Gruppen nicht signifikant von Null unterscheidet. Es treten also unabhängig von der Intervention - bei ähnlich vielen Probanden/innen Erhöhungen der LF (n.u.) auf, wie Verringerungen. Zusätzlich ist eine symmetrische Verteilung der Werte um den Median zu beobachten.

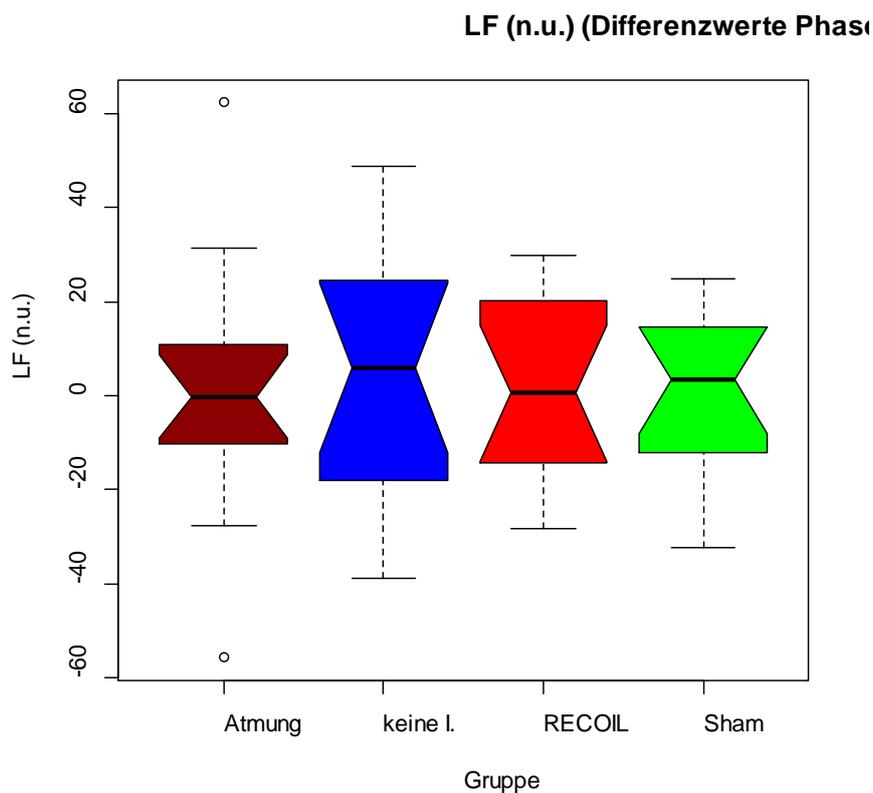


Abbildung 9: Veränderung der LF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $LF(n.u.)_{Phase\ 2} - LF(n.u.)_{Phase\ 1}$ ).

Zwischen Phase 1 und Phase 3 tritt ebenfalls in allen vier Gruppen kein signifikanter Unterschied der Mediane der Differenzen der LF (n.u.)-Werte von Null auf (siehe Abbildung 10). Das weist wieder darauf hin, dass in keiner Gruppe eine bevorzugte Veränderung (Erhöhung oder Verringerung der LF (n.u.)-Werte) stattfand und dass dieser Parameter durch keine der Interventionen beeinflusst wurde.

LF (n.u.) (Differenzwerte Phase 3 - Phase 1)

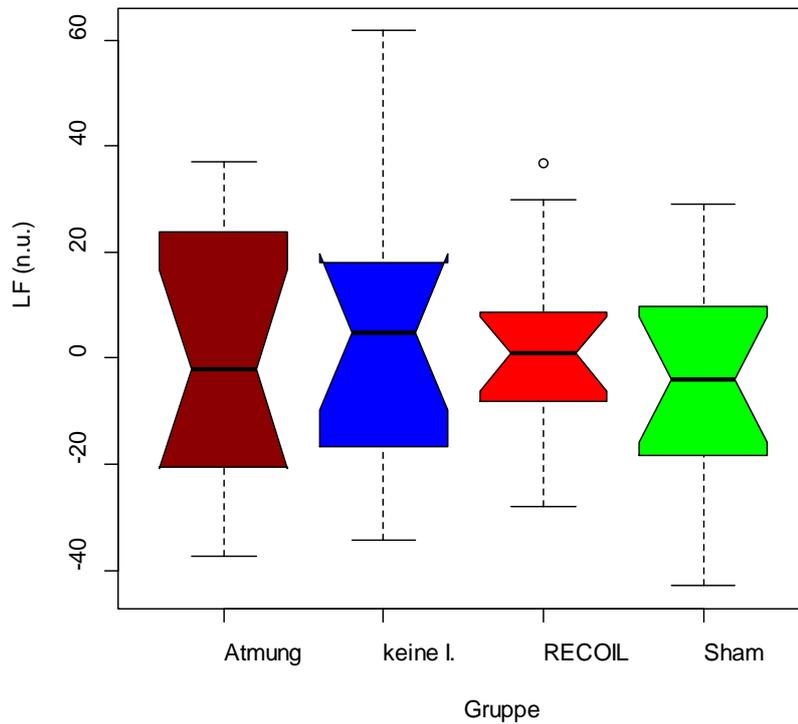


Abbildung 10: Veränderung der LF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $LF(n.u.)_{Phase\ 3} - LF(n.u.)_{Phase\ 1}$ ).

Die in Abbildung 9 und Abbildung 10 dargestellten Perzentile sind in Tabelle 6 zusammengefasst.

Tabelle 6: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte der LF (n.u.)-Werte, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD).

LF (n.u.) (Differenzwerte Phase 2 - Phase 1)								
Gruppe	n	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	0,00	19,16	-27,39	-12,65	0,50	16,17	27,91
tiefe Atmung	14	0,74	27,20	-37,53	-9,75	-0,30	10,38	42,08
Keine Intervention	14	4,26	25,19	-33,31	-14,27	5,80	21,62	37,72
Sham	14	0,81	16,64	-23,59	-11,67	3,30	12,80	21,91
LF (n.u.) (Differenzwerte Phase 3 - Phase 1)								
Gruppe	n	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	2,10	16,85	-19,78	-7,80	0,85	8,58	32,38
tiefe Atmung	14	2,31	24,91	-32,62	-17,25	-2,05	23,00	35,38
Keine Intervention	14	7,84	27,47	-27,32	-12,92	4,90	17,28	50,49
Sham	14	-2,22	20,71	-29,74	-15,60	-3,95	7,25	28,80

### 5.3.3. HF (n.u.)

In Abbildung 11 sind die Werteverteilungen der Differenzwerte der HF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen gegenübergestellt. Anhand der Lage der Mediane ist erkennbar, dass in der Kontrollgruppe (d.h. ohne Intervention) bei *mehr als der Hälfte* der Probanden/innen die HF (n.u.) abnahm. Jedoch ist auch hier - unabhängig von der Intervention, aber speziell in der Recoilgruppe - kein signifikanter Unterschied der Mediane der HF (n.u.) von Null und insbesondere zwischen den einzelnen Gruppen erkennbar.

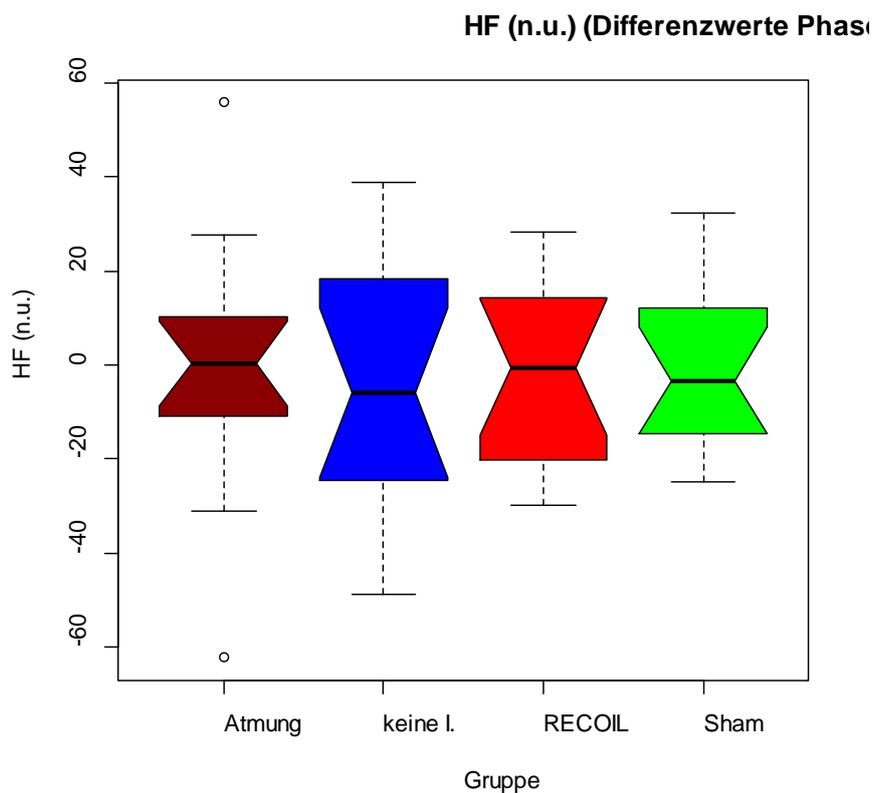


Abbildung 11: Veränderung der HF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $HF(n.u.)_{Phase\ 2} - HF(n.u.)_{Phase\ 1}$ ).

Auch zwischen Phase 1 und Phase 3 tritt ebenfalls in der Recoil-Gruppe, wie auch den anderen drei Gruppen kein signifikanter Unterschied des Medians der Differenzen der HF(n.u.)-Werte von Null auf (siehe Abbildung 12). Es sind somit weder eine signifikante Beeinflussung der HF (n.u.) durch die Interventionen erkennbar, noch Unterschiede zwischen den Gruppen.

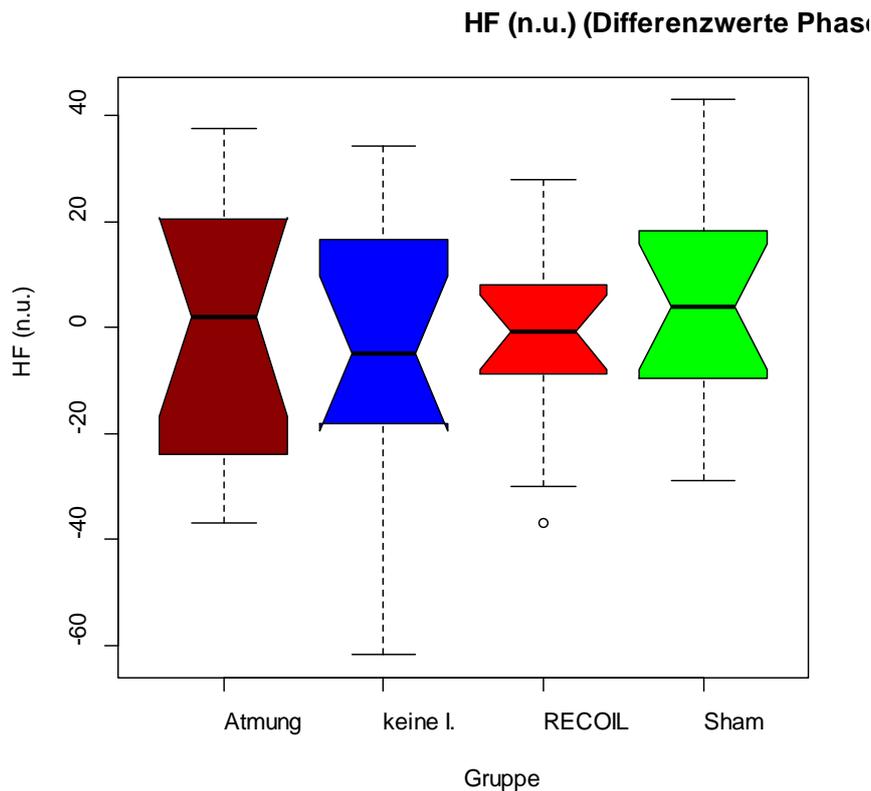


Abbildung 12: Veränderung der HF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $HF(n.u.)_{Phase\ 3} - HF(n.u.)_{Phase\ 1}$ ).

Die in Abbildung 11 und Abbildung 12 dargestellten Perzentile sind in Tabelle 7 zusammengefasst.

Tabelle 7: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte der HF (n.u.)-Werte, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD). (grau hinterlegt...aufgrund Abweichungen von der Normalverteilung und der Stichprobengröße nicht aussagekräftig).

HF (n.u.) (Differenzwerte Phase 2 - Phase 1)								
Gruppe	N	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	0,00	19,16	-27,91	-16,17	-0,50	12,65	27,39
tiefe Atmung	14	-0,74	27,20	-42,09	-10,38	0,30	9,75	37,53
Keine Intervention	14	-4,26	25,19	-37,72	-21,62	-5,80	14,27	33,31
Sham	14	-0,81	16,64	-21,91	-12,80	-3,30	11,67	23,59
HF (n.u.) (Differenzwerte Phase 3 - Phase 1)								
Gruppe	N	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	-2,10	16,85	-32,38	-8,58	-0,85	7,80	19,78
tiefe Atmung	14	-2,31	24,91	-35,38	-23,00	2,05	17,25	32,62
Keine Intervention	14	-7,84	27,47	-50,49	-17,28	-4,90	12,92	27,31
Sham	14	2,22	20,71	-28,80	-7,25	3,95	15,60	29,74

### 5.3.4. SDNN

In Abbildung 13 sind die Werteverteilungen der Differenzwerte der SDNN-Werte als Maß für die Gesamtvariabilität der HRV zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen gegenübergestellt. Hier zeigt sich, übereinstimmend mit den Ergebnissen aus Kapitel 5.1, dass die Recoilbehandlung zu einer Zunahme führt, die sich zwar signifikant von Null abhebt, jedoch nicht signifikant von den anderen drei Gruppen unterscheidbar ist, in denen sich wieder, wie auch bei den zuvor vorgestellten Parametern die Anzahl von Probanden/innen, bei denen eine Zunahme und Abnahme der SDNN erfolgt, in etwa die Waage hält.

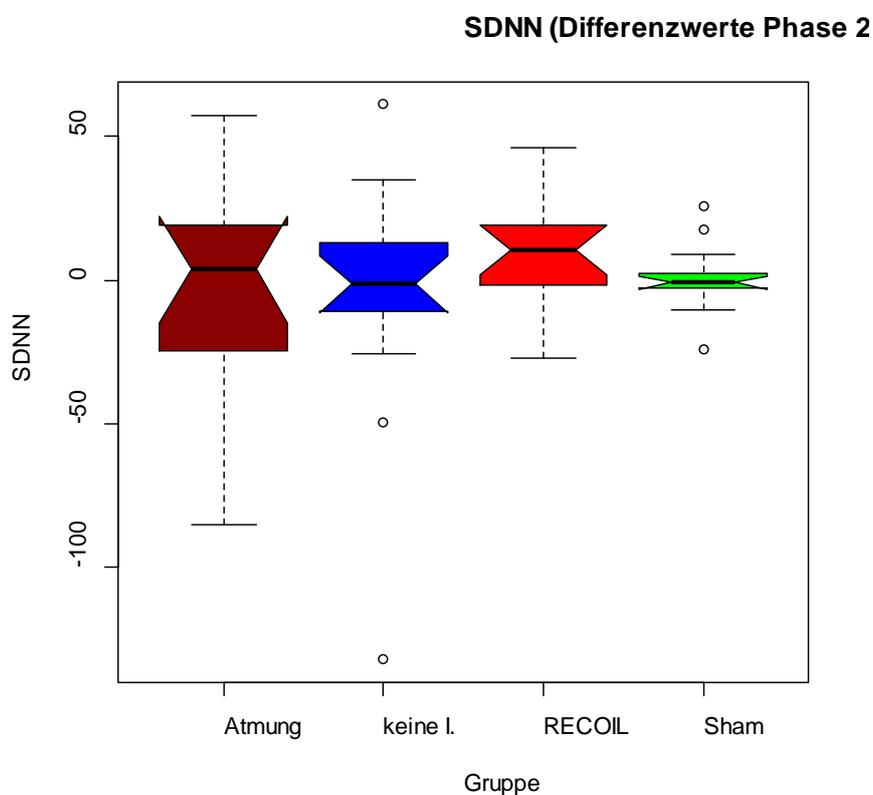


Abbildung 13: Veränderung der SDNN-Werte [ms] zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $SDNN_{Phase\ 2} - SDNN_{Phase\ 1}$ ).

Diese signifikante Auswirkung der Recoil-Behandlung auf die SDNN-Werte ist in der dritten Phase nicht mehr zu beobachten (siehe Abbildung 14), der Median unterscheidet sich nicht signifikant von Null.

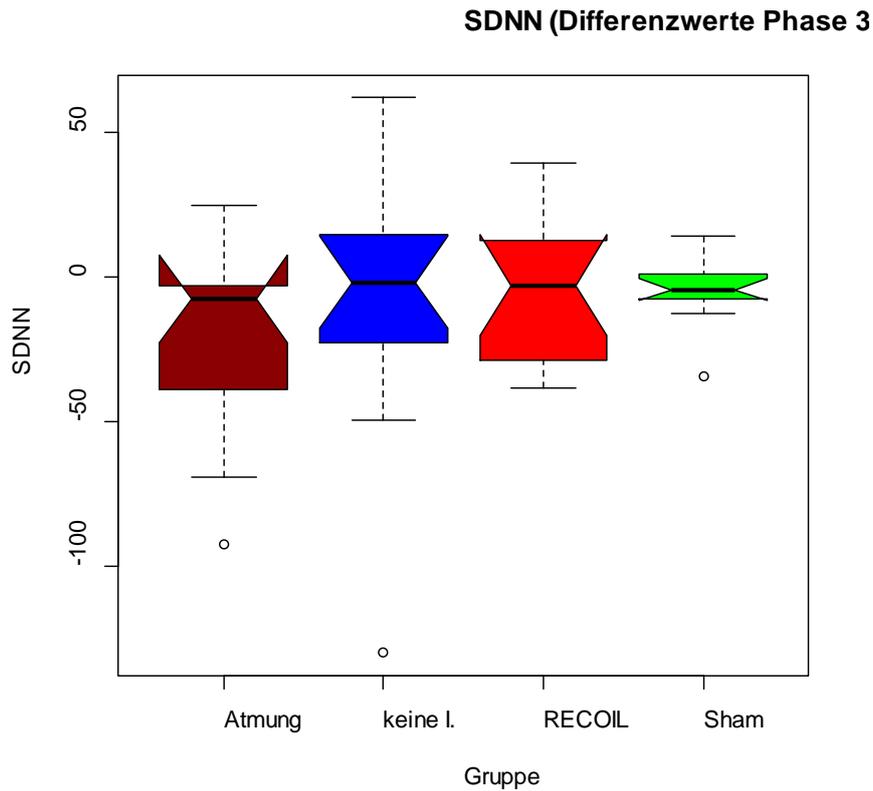


Abbildung 14: Veränderung der SDNN-Werte [ms] zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $SDNN_{Phase\ 3} - SDNN_{Phase\ 1}$ ).

Die in Abbildung 13 und Abbildung 14 dargestellten Perzentile sind in Tabelle 8 zusammengefasst.

Tabelle 8: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte der SDNN, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD). (grau hinterlegt...aufgrund Abweichungen von der Normalverteilung und der Stichprobengröße nicht aussagekräftig).

SDNN (Differenzwerte Phase 2 - Phase 1)								
Gruppe	n	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	10,27	18,04	-13,10	-0,28	10,60	18,55	38,11
tiefe Atmung	14	-2,00	34,18	-50,07	-22,15	3,65	18,93	37,01
Keine Intervention	14	-6,32	45,03	-78,58	-10,68	-1,35	12,00	44,07
Sham	14	0,77	11,73	-15,30	-2,78	-0,95	2,40	20,53
SDNN (Differenzwerte Phase 3 - Phase 1)								
Gruppe	n	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	-5,73	22,41	-34,66	-25,70	-2,75	9,13	26,70
tiefe Atmung	14	-20,54	32,73	-77,26	-35,18	-7,45	-3,03	15,77
Keine Intervention	14	-10,72	43,90	-77,55	-21,05	-1,70	11,90	22,11
Sham	14	-4,30	11,36	-20,33	-7,35	-4,20	1,00	8,84

### 5.3.5. RMSSD

In Abbildung 13 sind die Werteverteilungen der Differenzwerte der RMSSD-Werte zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen gegenübergestellt. Wie bereits bei den in der Aussage korrespondierenden HF (n.u.)-Werten besteht weder ein signifikanter Unterschied zwischen der Recoil-Gruppe und den anderen drei Gruppen, noch ein signifikanter Unterschied des Medians von Null.

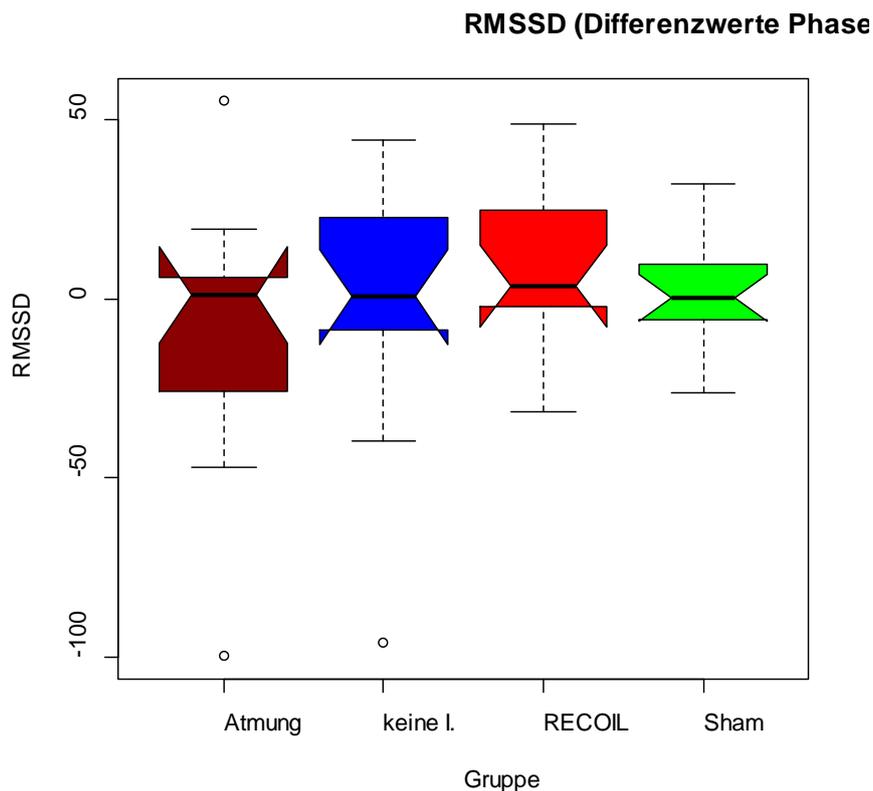


Abbildung 15: Veränderung der RMSSD-Werte [ms] zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $RMSSD_{Phase\ 2} - RMSSD_{Phase\ 1}$ ).

Auch zwischen Phase 1 und Phase 3 tritt ebenfalls in der Recoil-Gruppe, wie auch den anderen drei Gruppen kein signifikanter Unterschied des Medians der Differenzen der RMSSD-Werte von Null auf (siehe Abbildung 16). Es ist somit weder eine signifikante Beeinflussung des RMSSD durch die Interventionen erkennbar, noch Unterschiede zwischen den Gruppen.

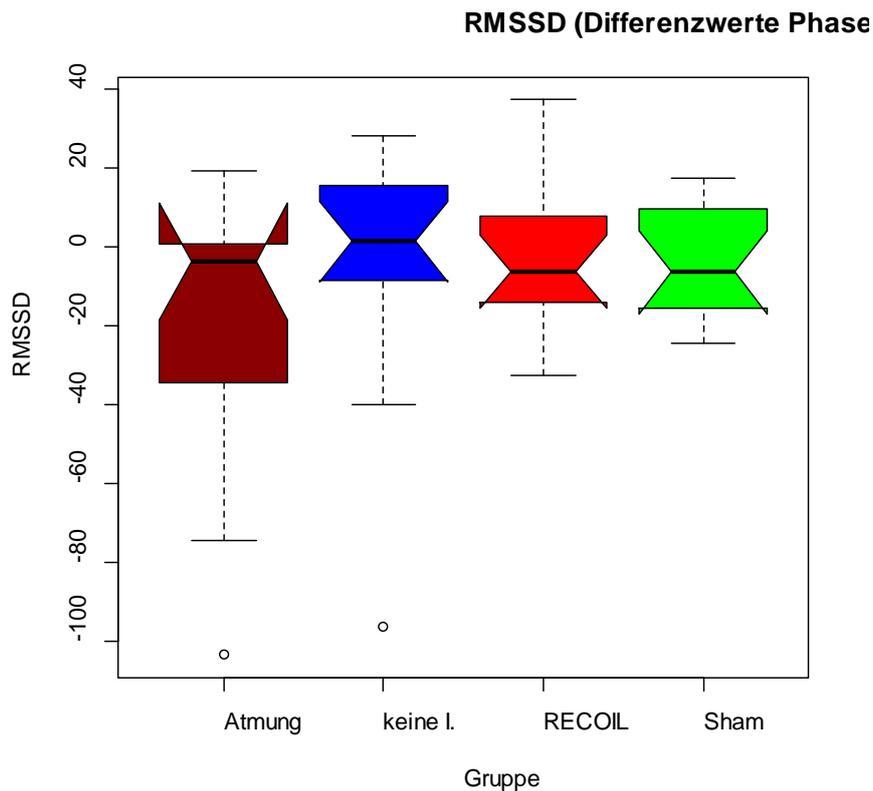


Abbildung 16: Veränderung der RMSSD-Werte [ms] zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte  $RMSSD_{Phase\ 3} - RMSSD_{Phase\ 1}$ ).

Die in Abbildung 15 und Abbildung 16 dargestellten Perzentile sind in Tabelle 9 zusammengefasst.

Tabelle 9: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte der RMSSD-Werte, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD). (grau hinterlegt...aufgrund Abweichungen von der Normalverteilung und der Stichprobengröße nicht aussagekräftig).

RMSSD (Differenzwerte Phase 2 - Phase 1)								
Gruppe	n	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	9,91	24,64	-24,74	-1,90	3,55	23,80	47,41
tiefe Atmung	14	-8,89	36,10	-65,55	-24,88	1,00	5,15	31,96
Keine Intervention	14	-0,82	34,92	-59,47	-8,25	0,45	20,53	41,02
Sham	14	0,24	13,87	-20,16	-5,70	0,20	7,68	19,42
RMSSD (Differenzwerte Phase 3 - Phase 1)								
Gruppe	n	M	SD	5%-Perc.	25%-Perc.	Median	75%-Perc.	95%-Perc.
RECOIL	14	-2,66	21,00	-31,98	-13,63	-6,30	6,98	35,22
tiefe Atmung	14	-20,01	33,93	-84,68	-33,58	-3,80	0,30	8,74
Keine Intervention	14	-3,99	31,47	-59,57	-7,10	1,25	13,62	26,57
Sham	14	-4,56	13,79	-22,68	-15,50	-6,50	7,48	14,99

## 5.4. Coherence

Hinsichtlich der Coherence über den Messzeitraum von sieben Minuten sind zwischen den vier Gruppen (Recoil, tiefe Atmung, keine Intervention und Sham) gemäß ANOVA keine signifikanten Unterschiede erkennbar (LOW:  $F_{3,52}=0,081$ ,  $p=0,97$ ; MEDIUM:  $F_{3,52}=0,440$ ,  $p=0,73$ ; HIGH:  $F_{3,52}=0,048$ ,  $p=0,99$ ).

## 5.5. Zusammenfassung Ergebnisse

Von allen bestimmten HRV-Parametern steigt die SDNN durch die Anwendung der Recoil-Technik signifikant an (von Phase 1 zu Phase 2, während der die Recoil-Technik angewandt wurde, Wilcoxon Vorzeichen-Rangsummentest:  $V=21$ ,  $p=0,05$ ). Allerdings unterscheidet sich die Veränderung zwischen diesen beiden Phasen nicht signifikant von den anderen drei Gruppen (Wilcoxon-Rangsummentests: Recoil- vs. Sham-Technik:  $W = 133$ ,  $p = 0,11$ ; Recoil-Technik vs. tiefe Atmung:  $W = 115,5$ ,  $p=0,43$  und Recoil-Technik vs. keine Intervention:  $W = 127$ ,  $p=0,19$ ). Nachdem die SDNN ein Maß für die Gesamtvariabilität der Herzrhythmen darstellt, sind darin alle zyklischen Komponenten (d.h. sowohl kurzfristige als auch langfristige Veränderungen) erfasst. Nachdem bei keinem der einzelnen HRV-Parameter, die unterschiedliche Frequenzbereiche der HRV erfassen signifikante Veränderungen durch die Recoil-Technik zu erkennen sind, ist davon auszugehen, dass diese erst in Summe zur beobachteten signifikanten Steigerung der HRV führen, einzeln jedoch zu gering sind.

## 6. DISKUSSION

### 6.1. Literatur

Die datenbankgestützte **Literaturrecherche** gestaltete sich teilweise sehr schwierig. Der osteopathische Recoil am Sternum wurde nur sehr selten in der wissenschaftlichen Literatur erwähnt. Wissenschaftliche Studien, bei denen die Auswirkungen des Recoils am Sternum auf die Herzratenvariabilität und somit auf das autonome Nervensystem aufgezeigt wurden schienen durch eine Literaturrecherche nicht auf. Dadurch ist es sehr schwierig oder sogar unmöglich, diese Forschungsarbeit mit anderen Studien zu vergleichen.

Die Suche nach den **Validitätsstudien** der Firma Heart Math über das Messgerät Emwave Desktop hat nicht zu dem erhofften Erfolg geführt. Die Firma Heart Math erwähnte in deren durchgeführten Studien die Validität des Messgerätes, jedoch wurden keine wissenschaftlichen Studien, welche diese Aussage belegt haben, veröffentlicht. Die Kontaktaufnahme mit der Firma HeartMath und seinem Forschungsdirektor McCraty gestaltete sich sehr schwierig (siehe Kapitel 3.3.).

### 6.2. Methodik

#### 6.2.1. Ort der Messung

Aus finanziellen und zeitlichen Gründen waren für diese Studie keine Laborbedingungen möglich. Die Durchführung der Messung war an einen Praxisraum in Zwettl (Österreich) gebunden, welcher von unterschiedlichen Umgebungsgeräuschen von außen beeinflusst war.

#### 6.2.2. Studienteilnehmer/innen

Die Anzahl der Studienteilnehmer/innen wurde mit 14 Probanden/innen pro Gruppe angesetzt. Für eine bessere Aussagekraft der Studie wäre es von Vorteil, eine größere Anzahl an Testpersonen zu rekrutieren.

Teilweise hatten die Teilnehmer/innen Probleme damit sieben Minuten am Rücken zu liegen oder überhaupt ruhig auf einem Platz zu liegen. Weiters gaben die Probanden/innen an, dass sie die Umgebungsgeräusche abgelenkt haben (Haus et al., 2013; Task Force, 1996).

### 6.2.3. Messzeitpunkt

Die Messungen wurden auf drei Wochen verteilt und wurden zu unterschiedlichen Tageszeiten durchgeführt (siehe Kapitel 2.2.3.3). Die Probanden/innen waren je nach Tageszeit der Testung auf unterschiedlichen Aktivitätsniveaus. Laut Task Force, 1996; Malliani et al., 1991; Kamath & Fallen, 1993 und Rimoldi et al., 1990 kann es aber durch physische Belastung zu einer Veränderung der Herzratenvariabilität kommen.

### 6.2.4. Einschluss- und Ausschlusskriterien

Die folgenden Ausschlusskriterien, welche Herz-Kreislaufbeschwerdebilder betreffen, können laut Task Force (1996) zu einer Veränderung der HRV führen (siehe Kapitel 3.3.). Außerdem wurden sie gewählt, weil eine kardiovaskuläre Beeinflussung durch den Druck am Sternum nicht ausgeschlossen werden konnte bzw. war es zum Zeitpunkt der Durchführung fraglich ob es zu einer Steigerung oder Senkung der Herzratenvariabilität kommen würde.

- Hypertonie: (vom Arzt diagnostizierte Hypertonie). Laut Haus et al. (1993) kann Bluthochdruck die HRV beeinflussen.
- Hypotonie: (vom Arzt diagnostizierte Hypotonie). Laut Kamath und Fallen (1993), Malliani et al. (1991), Rimoldi et al. (1990) und Task Force; (1996) kommt es bei einem Blutdruckabfall zu einem Ansteigen der LF.
- Dysfunktionen des Herzens: Herzschrittmacher, Defibrillatoren, Herzoperationen bzw. Herztransplantation, Herzentzündungen, Herzinsuffizienzen und koronare Herzkrankheiten. Laut Kamath und Fallen (1993), Malliani et al. (1991) und der Task Force (1996) wird die HRV bei Dysfunktionen des Herzens reduziert. Durch eine Zunahme der Sympathikusaktivität wird die Herzrate höher und die Time Domain Parameter werden dabei deutlich reduziert (Kienzle, Ferguson, Birkett, Myers, Berg & Mariano, 1992).

Bei Herzrhythmusstörungen hat die Firma HeartMath (2014) von der Verwendung des Herzratenvariabilitätsmessgerätes Emwave Desktop abgeraten (siehe Kapitel 3.3.).

- Myokardinfarkt: Die HRV sinkt nach einem Myokardinfarkt durch die Abnahme der Vagusaktivität und es kommt zu einer Steigerung der Sympathikusaktivität. Während eines akuten Myokardinfarkts kommt es zu einer Reduktion der SDNN (Casolo et al., 1992).

- Cardiovasculäre Medikamente wie zum Beispiel Betablocker, Antiarrhythmika und Muscarinrezeptorblocker (Atropine und Scopolamine) verändern die HRV (Task Force, 1996).
- Offene Lungenembolie und Thrombose, nicht abgeklärte Thoraxschmerzen oder Druckgefühl in der Brust, sowie nicht abgeklärte Dyspnoe, wegen der Gefahr von koronaren Herzkrankheiten, Lungenembolien oder Thrombosen (Task Force, 1996).
- Psychogene Krankheitsbilder: Durch den Druck am Sternum könnten Panikattacken ausgelöst werden da hier eine sehr emotional behaftete Region liegt und es laut Crevenna (2010) eine enge „Psyche-Herz-Interaktion“ gibt. Haus et al. (2013) erwähnt die Auswirkungen von Emotionen und Gedanken, bzw. von Stress und Depressionen auf die HRV.
- Medikamente allgemein (Hottenrott, 2002)  
Nicht-steroidale Antirheumatika und Antikoagulantien können eine erhöhte Blutungsneigung hervorrufen (Deutsche Rheuma-Liga, 2013; Task Force, 1996).
- Frische Frakturen von Rippen und Sternum und Osteoporose: Laut Chauffour und Prat (2002) ist es zwar kein Ausschlußkriterium, aber diese wurden nicht wissenschaftlich belegt.
- Schnittverletzungen und Durchblutungsstörungen der Finger, weil es zu Messfehlern durch den Fingersensor kommen kann.

Laut Hottenrott (2002) beeinflussen das Renin-Angiotensin-System, das Alter und das Geschlecht die HRV (siehe Kapitel 2.2.3. und 2.3.). Das ANS wird vom Hypothalamus kontrolliert und gesteuert welcher auch gleichzeitig für die hormonelle Steuerung zuständig ist. Für die Studie wurde weder ein Blutbild noch ein Hormonstatus erhoben. Weiters wurde das Alter und das Geschlecht nicht berücksichtigt (siehe Kapitel 2.1.).

Die Probanden/innen wurden nicht nach der momentanen psychischen Belastung oder nach mentalem Stress gefragt, welche sich aber laut Malliani et al. (1991), Crevenna (2010) und Seller (1994) auf die HRV auswirkt

Die Probanden/innen waren vor der Messung nicht nüchtern. Sie wurden nach den Medikamenten gefragt, aber die Einnahme anderer psychoaktiver Substanzen (wie Drogen, Alkohol oder Nikotin) wurden nicht recherchiert. Laut Hottenrott (2002) wirken sich aber Medikamente, Kaffee, Alkohol und Nikotin auf die HRV aus.

### **6.2.5. Recoil (Versuchsgruppe)**

Das respiratorische System wurde nicht berücksichtigt. Laut Mück-Weymann (2007) ist die HRV durch die Tiefe der Atemzüge, den Atemrhythmus und dem Atemtyp (Brust- oder Bauchatmung) und die Atemlage beeinflussbar. Der Recoil selbst wurde mit tiefen Atemzügen durchgeführt, deshalb kann man den Faktor Atmung, welcher zusätzlich auf das Ergebnis Einfluss nimmt, nicht vernachlässigen.

### **6.2.6. Messgerät**

Die Untersuchung wurde mit dem Messinstrument Emwave Desktop von der Firma HeartMath durchgeführt. Dieses Messgerät hat den Vorteil, dass es portabel ist und eine kostengünstige Variante für die HRV-Messung darstellt. Es ist hauptsächlich dafür ausgerichtet, dass es Coherence Ratios misst. Laut der Firma HeartMath können valide Messungen durchgeführt werden, jedoch gibt es dazu keine öffentlich zugänglichen Studien. Laut dem Emailverkehr mit dem Forschungsdirektor der Firma HeartMath McCraty (2014) steht die Validität bei Herzratenvariabilitätsmessungen nicht im Vordergrund sondern die Taktfrequenz (Messfrequenz ist 100 Hz), mit der jede einzelne Messung durchgeführt wird. Dies bedeutet, dass nach alle 10 ms ein Messwert aufgenommen wird. Dazu gibt es keine veröffentlichten Studien. Bei einmaligen Arrhythmien idealisiert das Programm die Aufnahme und integriert die Arrhythmie in die Aufzeichnung. Bei wiederholtem Auftreten von Arrhythmien während einer Messperiode kann dieser Messvorgang nicht verwendet werden. (Institute of HeartMath, 2014) (siehe Kapitel 3.3.).

Laut Pinna, Maestri, Di Cesare, Colombo & Minuco (1994) liegt die optimale Bandbreite der Messfrequenz zwischen 250 und 500 Hz oder eventuell sogar höher. Ist die Messrate jedoch niedriger ( $\geq 100$  Hz) muß ein Interpolationsalgorithmus zur Anwendung kommen um Messartefakte ausschließen zu können (Bianchi, Mainardi, Petrucci, Signorini, Mainardi & Cerutti, 1993). Laut Bianchi et al. (1993) ist eine 100 Hz Sampling-Rate für die Aussagekraft einer Studie ausreichend.

## **6.3. Statistik**

### **6.3.1. Berechnung der HRV-Parameter**

Nachdem das Messgerät primär für die Ausgabe von Coherence Ratios entwickelt wurde, mussten die HRV-Kenndaten aus den Rohdaten berechnet werden. Dazu wurde von

Woisetschläger das „R“-Software-Paket „RHRV“ (R Core Team, 2013, Mendez et al, 2014) verwendet, wobei dieser vorwiegend vorgeschlagene Standardwerte verwendete. Insbesondere die automatische Filterung, die notwendig ist, um zu lange RR-Perioden durch fehlende Herzschläge oder zu kurze durch Messartefakte zu entfernen, stellt laut Woisetschläger einen „Blackbox-Prozess“ dar. Die Ergebnisse stimmen jedoch laut Woisetschläger sowohl in den Wertebereichen, aber auch Verteilungsformen gut mit Mayer (2012) überein, welche die Kennzahlen direkt über das Messgerät und die damit verbundene professionelle Software erhielt.

### **6.3.2. Statistische Methodik**

Aufgrund der einseitigen Begrenzung der HRV, dadurch, dass keine Werte unter null auftreten können, jedoch nach oben hin ein hoher Spielraum besteht, liegen die Variablen nur in Ausnahmefällen normalverteilt vor. Insbesondere bei den Frequency-Domain Variablen TP, LF, HF und VLF liegt eine annähernde logarithmische Normalverteilung vor (Woisetschläger, 2014). Dementsprechend sind statistische Verfahren, die eine Normalverteilung voraussetzen, aufgrund der geringen Stichprobengröße zumeist nicht anwendbar. Nachdem verteilungsunabhängige Verfahren, die nicht auf der Normalverteilung beruhen, zumeist eine geringere Trennschärfe aufweisen, als verteilungsabhängige, wurde, wenn die Grundvoraussetzungen (Normalverteilung der Residuen, Varianzhomogenität, Sphärität) gegeben waren, eine Varianzanalyse nach dekadisch logarithmischer Transformation durchgeführt. Bei Fehlen dieser Grundvoraussetzungen wurden verteilungsunabhängige Verfahren angewandt.

Zur Plausibilitätsuntersuchung wurden zusätzlich zur ANOVA jedenfalls verteilungsunabhängige Verfahren durchgeführt welche gleich lautende Ergebnisse erbrachten. Zusätzlich wurden Korrelationsuntersuchungen der Total Power mit dem SDNN und der LF mit dem RMSSD durchgeführt, die zeigen, dass die Aussage der durch Spektralanalyse (Frequency-Domain-Analyse) gewonnenen Informationen mit jenen der Time-Domain Analyse gut korrelieren (Spearman's Rho: RMSSD vs. HF:  $\rho=0,87$ ; SDNN vs. TP:  $\rho=0,94$ ). Nach der Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology (1996) geben sowohl die TP, als auch der SDNN die Gesamtvarianz der Herzrhythmen wieder, während RMSSD und HF korrespondierende Informationen liefern (siehe Kapitel 4.4.).

Letztlich wurde die Coherence Ratio, die vom Messgerät direkt ausgegeben wurde, für die aber keine Algorithmen zur Selbstberechnung in selbstbestimmten Zeitintervallen verfügbar sind (Institute of HeartMath, 2014), untersucht (siehe Kapitel 2.3.2.3.). Auch hier konnten

keine Unterschiede zwischen der Recoilgruppe und den anderen drei Gruppen festgestellt werden, wobei in diesem Fall nur die Coherence Ratios über das gesamte Messintervall von sieben Minuten verglichen werden konnten. Dadurch konnte einerseits kein Vergleich der Grundlinien vor der Intervention durchgeführt werden, andererseits sind kurzfristige Veränderungen noch weniger erkennbar, als in den 2-Minuten-Intervallen.

Dadurch, dass für die Berechnung der HRV-Parameter eine Mindestmessdauer von zwei Minuten nötig ist, können, wie zuvor bei der Coherence Ratio erwähnt, kürzer andauernde Effekte der unterschiedlichen Interventionen verschleiert werden.

Ein anderer Aspekt der Kurzzeitmessung ist, dass besonders niederfrequente Zyklen (VLF) nur selten erfasst werden und die damit zusammenhängenden Parameter daher fehleranfällig sind, indem Unterschiede leicht überinterpretiert werden können. Dieses Problem könnte mit einer Langzeitmessung aus dem Weg geräumt werden (siehe Kapitel 2.3.2.2.).

Aus diesem Grund wurden lediglich die Variablen LF/HF, SDNN, RMSSD, LF (n.u.) und HF (n.u.) zur Interpretation herangezogen die nicht auf den VLF-Werten basieren.

### **Reliabilitätsuntersuchung**

Eine Reliabilitätsuntersuchung der Messung wurde nach Rücksprache mit Dr. Woisetschläger nicht durchgeführt. Die Begründungen dafür sind vielseitig. Laut Woisetschläger ist der zu hohe Aufwand der Messung für die aktuelle Studie und die wahrscheinlich sehr geringen Erfolgsaussichten zu erwähnen. Die Gründe dafür liegen beim nötigen Ausschluss tageszeitlicher Einflüsse auf die HRV. Weiters können emotionale Einflüsse nicht kontrolliert werden. Vor einer weiteren Messung würden einige Probanden/innen durch die entstandene Wartezeit mit Nervosität reagieren, weil es eventuell zu lange dauert. Eventuell wieder andere Probanden/innen reagieren mit Gelassenheit und sind somit in einem sehr entspannten Zustand.

## **7. KONKLUSION**

### **7.1. Zusammenfassung**

Im Rahmen der vorliegenden Studie ergab eine umfangreiche datenbankgestützte Literaturrecherche, dass es zu dem Thema Recoil am Sternum mit der Auswirkung auf die HRV keine publizierten wissenschaftlichen Arbeiten gab.

In einem theoretischen Teil wurden die Themenbereiche des autonomen Nervensystems mit dem Spezialgebiet des Herzens und die Herzratenvariabilität erklärt. Weiters wurde der osteopathische Recoil nach Mechanical Link von Chauffour und Prat (2002) genauer dargestellt.

Danach wurde eine empirische und quasi-randomisierte Studie an 56 Probanden/innen durchgeführt. Es gab vier Gruppen zu je 14 Probanden/innen, eine Versuchsgruppe (Recoilgruppe) und drei Kontrollgruppen.

Die Messung der HRV erfolgte mit dem Herzratenvariabilitätsmessgerät Emwave Desktop der Firma HeartMath. Damit wurden über einen Fingersensor sieben Minuten der HRV aufgezeichnet.

Die Statistik wurde von Dr. Woisetschläger ausgewertet. Von allen bestimmten HRV-Parametern stieg die SDNN durch die Anwendung der Recoil-Technik signifikant an (von Phase 1 zu Phase 2, während der die Recoil-Technik angewandt wurde,  $p=0,05$ ). Allerdings unterscheidet sich die Veränderung zwischen diesen beiden Phasen nicht signifikant von den anderen drei Gruppen (Recoil- vs. Sham-Technik  $p=0,11$ ; Recoil-Technik vs. tiefe Atmung:  $p=0,43$  und Recoil-Technik vs. keine Intervention:  $p=0,19$ ). Nachdem bei keinem der einzelnen HRV-Parameter, die unterschiedliche Frequenzbereiche der HRV erfassen, signifikante Veränderungen durch die Recoil-Technik zu erkennen sind, ist davon auszugehen, dass diese erst in Summe zur beobachteten signifikanten Steigerung der HRV führen, einzeln jedoch zu gering sind.

### **7.2. Schlussfolgerung**

Da sich die SDNN innerhalb der Recoilgruppe (von Phase 1 zu Phase 2) signifikant ( $p=0,05$ ) verändert hat, wurde die Alternativhypothese dieser Studie verifiziert. Aus diesem Grund kann von einer Auswirkung des osteopathischen Recoils auf die HRV und somit auf das autonome Nervensystem gesprochen werden. Nachdem die SDNN ein Maß für die Gesamtvariabilität der Herzrhythmen darstellt, sind darin alle zyklischen Komponenten (d.h. sowohl kurzfristige als auch langfristige Veränderungen) erfasst. Nachdem bei keinem der

einzelnen HRV-Parameter, die unterschiedliche Frequenzbereiche der HRV erfassen, signifikante Veränderungen durch die Recoil-Technik zu erkennen sind, ist davon auszugehen, dass diese erst in Summe zur beobachteten signifikanten Steigerung der HRV führen, einzeln jedoch zu gering sind. Im Vergleich zu den Kontrollgruppen gab es keine signifikanten Veränderungen. Mit dieser Studie können nur kurzfristige Veränderungen des autonomen Nervensystems betrachtet werden.

### **7.3. Ausblick**

Eine weiterführende Reliabilitätsstudie wäre empfehlenswert, welche die Reliabilität des Messgerätes Emwave Desktop von der Firma HeartMath und der untersuchenden Person verifizieren soll.

Außerdem wäre eine Langzeitmessung (24-Stunden-Messung) erstrebenswert mit der man weitere Herzratenvariabilitätsparameter untersuchen könnte und dann eine noch genauere Aussage bezüglich der Auswirkung auf das ANS treffen könnte. Ein professionelles Herzratenvariabilitätsmessgerät wäre dafür empfehlenswert, damit die Validität mit wissenschaftlichen Studien belegt werden kann. Unter anderem wäre eine größere Anzahl von Probanden/innen pro Gruppe zielführender, und die Ausschlusskriterien sollten noch genauer definiert werden (Alter, körperliche Aktivität, Ernährung,...). Diese Studie sollte unter Laborbedingungen stattfinden.

Abschließend ist zu erwähnen, dass diese Studie eine der ersten Untersuchungen ist, welche sich mit dem direkten Einfluss einer osteopathischen Recoiltechnik am Sternum auf das autonome Nervensystem beschäftigt. Deshalb sollten weitere Grundlagenforschungen zu diesem Thema angestrebt werden, damit osteopathische Techniken wissenschaftlich verifiziert werden können.

## 8. LITERATURVERZEICHNIS

- Barral, J.P. (2005) *Lehrbuch der Viszeralen Osteopathie*. Bd. 2, 2. Aufl., S 16-19, München: Urban & Fischer Verlag
- Beck, M. Prof. Dr. (2011) Das autonome Nervensystem und seine neuroanatomischen und neurobiologischen Komponenten. *Zeitschrift Osteopathische Medizin*, 3, S 13–22
- Bianchi, A., Mainardi, L., Petrucci, E., Signorini, M., Mainardi, M., Cerutti, S. (1993) Time-variant power spectrum analysis for the detection of transient episodes in HRV signal. *Trans Biomed Eng*, 40, S 136-144
- Birkhofer, A., Schmidt, G. & Förstl, H. (2005) Herz und Hirn – Die Auswirkungen psychischer Erkrankungen und ihrer Therapie auf die Herzfrequenzvariabilität. *Fortschritte der Neurologie und Psychiatrie*, S 192–205.
- Budgel, B. & Polus, B. (2006) *The effects of thoracic manipulation on heart rate variability: a controlled crossover trial*. Verfügbar unter: [www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1704509](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1704509). [Zugriff am: 4.8.2013]
- Casolo, G., Stroder, P., Signorini, C., Calzolari, F., Zucchini, M., Balli, E., Sulla, A., Lazzerini, S. (1992) Heart rate variability during the acute phase of myocardial infarction. *Circulation*, 85, S 2073-2079
- Chauffour, P. & Prat, E. (2002) *Mechanical Link: Fundamental Principles, Theory, and Practice Following an Osteopathic Approach*. S 43-53, California: North Atlantic Books
- Chauffour, P., Prat, E. & Michaud, J. (2008) Die osteopathische Dysfunktion der Arterien. *Deutsche Zeitschrift für Osteopathie*, 1, S 16-19
- Chiropractic history blog (2010) *Chiropractic Recoil Technique Adjustment* 17.3.2010. Verfügbar unter: <http://chiropractichistory.blogspot.co.at/2010/03/palmer-toggle-recoil-adjustment.html>. [Zugriff am: 14.7.2013]
- Corr, P.B., Yamada, K.A. & Witkowski, F.X. (1986) Mechanisms controlling cardiac autonomic function and their relation to arrhythmogenesis. In Fozzard, H.A., Haber, E., Jennings, R.B., Kratz, A.N., Morgan, H.E. (Hrsg.). *The heart and cardiovascular system*. S 134–143. New York: Raven
- Craig, A.D. (2003) Pain mechanism: labeled lines versus convergence in central processing. *Annu Rev Neuroscience*, 26, S 1-30
- Crevenna, R. (2010) *Biofeedback: Basics und Anwendungen*. S 70, S 150–157. Wien: Wilhelm Maudrich Verlag
- Deutsche Rheuma-Liga (2013) *Nicht-steroidale Antirheumatika*. Verfügbar unter: <https://www.rheuma-liga.de/hilfe-bei-rheuma/therapie/medikamente/schmerzmedikamente/nsar>. [Zugriff am: 10.5.2014]

- Fanghänel, J., Pera, F., Anderhuber, F., Nitsch, R. (2003) *Waldeyer – Anatomie des Menschen*, 17. Auflage. S 98–111. Berlin: Walter de Gruyter GmbH & Co.KG
- Firsova, S. (2006) *Effets d'une technique ostéopathique thoracique de „recoil“ sur le système cardiovasculaire et la ventilation pulmonaire*. Lausanne: Masterthesis. Ecole Suisse d'Ostéopathie
- Haines, D.E. (2006) *Fundamental Neuroscience for Basic and Clinical Applications*. S 483 ff, Philadelphia: Churchill Livingstone
- Hainsworth, R. (1995) The Control and Physiological Importance of Heart Rate. In Marek Malik, A.J.C., *Heart Rate Variability*. S 3–20. New York: Futura Publishing Company
- Haus, K.M., Held, C., Kowalski, A., Krombholz, A., Nowak, M., Schneider, E., Strauß, G., Wiedemann, M. (2013) *Praxisbuch Biofeedback und Neurofeedback*. S 30–33. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag
- HeartMath Benelux (2010) *Emwave Desktop stress relief system, Gebrauchsanweisung für PC und Mac*. S 11–12. Meerssen
- Henley, C.E., Ivins, D., Mills, M., Wen, F.K. & Benjamin, B.A. (2008) *Osteopathic manipulative treatment and its relationship to autonomic nervous system activity as demonstrated by heart rate variability: a repeated measures study*. Verfügbar unter: <http://www.om-pc.com/content/2/1/7>. [Zugriff am 4.8.2013]
- Hottenrott, K. (2002) Herzfrequenzvariabilität im Sport, *Sportwissenschaft DVf*. S 9–27. Hamburg: Czwalina
- Hottenrott, K. (2004) Herzfrequenzvariabilität im Fitness- und Gesundheitssport. *Sportwissenschaften DVf*. Hamburg: Czwalina Verlag
- Hoos, O. (2004) Spektralanalyse der Herzfrequenzvariabilität im Sport – Methoden und Anwendungen, Möglichkeiten und Grenzen. In: Hottenrott, *Herzfrequenzvariabilität: Methoden und Anwendungen in Sport und Medizin*. S 28–63. Hamburg: Czwalina
- Institute of HeartMath (1999) *Forschungsberichte zur Herzintelligenz-Methode*. Kirchzarten bei Freiburg: VAK Verlags GmbH
- Institute of HeartMath (2014) *Heart rate variability relationship to coherence scores*. Verfügbar unter: <http://store.heartmath.org/s.nl/ctype.KB/it.l/id.585/KB.623/f>. [Zugriff am 1.3.2014]
- Kamath, M. & Fallen, E. (1993) Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function. *Crit Rex Biomed Eng*, 21, S 245-311
- Kienzle, M., Ferguson, D., Birkett, C., Myers, G., Berg, W., Mariano, D. (1992) Clinical hemodynamic and sympathetic neural correlates of heart rate variability in congestive heart failure. *Am J Cardiol*, 69, S 482-485

- Liem, T. (2010) *Kraniosakrale Osteopathie – Ein praktisches Lehrbuch*, 5. Auflage, Stuttgart: Hippokrates Verlag
- Malik, M., Camm, J., Bigger, T., Breithardt, G., Cerutti, S., Cohen, R. J., Coumel, P., Fallen, E. L., Kennedy, H. L., Kleiger, R. E., Lombardi, F., Malliani, A., Moss, A. J., Rottmann, J. N., Schmidt, G., Schwartz, P. J., Singer, D. H. (1996) Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*, 93, S 1043–1065
- Malliani, A., Pagani, M., Lombardi, F., Cerutti, S. (1991) Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation*, 84, S 1482-1492
- Mancia, G., Fagard, R., Narkiewicz, K., Redon, J., Zanchetti, A., Böhm, M., Christiaens, T., Cifkova, R., De Backer, G., Dominiczak, A., Galderisi, M., Grobbee, D., Jaarsma, T., Kirchhof, P., Kjeldsen, S., Laurent, S., Manolis, A., Nilsson, P., Ruilope, L., Schmieder, R., Sirnes, P., Sleight, P., Viigimaa, M., Waeber, B., Zannad, F. (2013) 2013 ESH/ESC Guidelines for the management of arterial hypertension- The task force for the management of arterial hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC), *Journal of Hypertension* 2013, 31, S 1281-1357
- Mayer, N. (2012): *Yoga Asanas und Herzratenvariabilität (HRV)*. Masterthesis. Graz: Interuniversitären Kolleg für Gesundheit und Entwicklung.
- Meert, G.F. (2006) *Das Becken aus osteopathischer Sicht*, 2. Auflage, S 286, München: Urban & Fischer
- Mendez, A., Rodriguez-Linares, L., Otero, A., Garcia, C.A., Vila, X. und Lado, M. (2014). *RHRV: Heart rate variability analysis of ECG data. R package version 4.0*. Verfügbar unter: <http://CRAN.R-project.org/package=RHRV>. [Zugriff am 2.2.2014]
- Mück-Weymann, M. (2002) Die Variabilität der Herzschlagfolge. Ein globaler Indikator für Adaptivität in bio-psychosozialen Funktionskreisen. *Praxis Klinische Verhaltensmedizin und Rehabilitation*, 60, S 324–330
- Mück-Weymann, M. (2007) Herzratenvariabilitätsbiofeedback. *Forum Stressmedizin*, 1, S 1-7
- Pinna, G., Maestri, R., Di Cesare, A., Colombo, R., Minuco, G. (1994) The accuracy of power-spectrum analysis of heart-rate variability from annotated RR list generated by Holter systems. *Physiol Meas*, 15, S 163-179
- R Core Team (2013): *R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria*. Verfügbar unter: <http://www.R-project.org/>. [Zugriff am 2.2.2014].

- Rimoldi, O., Pierini, S., Ferrari, A., Cerutti, S., Pagani, M., Malliani, A. (1990) Analysis of short-term oscillations of R-R and arterial pressure in conscious dogs. *Am J Physiol*, 258, S 967-976
- Saul, J., Rea, R., Eckberg, D., Berger, R., Cohen, R. (1990) Heart rate and muscle sympathetic nerve variability during reflex changes of autonomic activity. *Am J Physiol*, 258, S 713-721
- Schrader, J. (1994) Das Herz. In Klinker Rainer und Silbernagel Stefan, *Lehrbuch der Physiologie*. S 99–134. Stuttgart und New York: Georg Thieme Verlag
- Seller, H. (1994) Neurovegetative Regulationen. In Klinker Rainer und Silbernagel Stefan, *Lehrbuch der Physiologie*. S 687-703. Stuttgart und New York: Georg Thieme Verlag
- Slater, H. (2005) Vegetatives Nervensystem. In *Angewandte Physiologie 2, Organsysteme verstehen*. S 401–425. Stuttgart: Thieme Verlag
- Swensen, D, DC, FACO, MAppSc (2011) *Heart Rate Variability and Spinal Manipulation: A Review of the Literature*. Verfügbar unter: [http://www.dorthoacademy.com/journal/journal\\_11/dec\\_11/research\\_dec11.php](http://www.dorthoacademy.com/journal/journal_11/dec_11/research_dec11.php). [Zugriff am 11.1.2014]
- Sztajzel, J. (2004) *Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system*. [http://www.firstbeat.fi/userData/firstbeat/download/Heart-rate-variability\\_a-noninvasive-electrocardiographic-2004.pdf](http://www.firstbeat.fi/userData/firstbeat/download/Heart-rate-variability_a-noninvasive-electrocardiographic-2004.pdf). [Zugriff am 1.3.2014]
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology (1996) *Circulation*. Verfügbar unter: <http://circ.ahajournals.org/content/93/5/1043.full>. [Zugriff am 15.2.2014]
- Weiler, J. (2008) *The Influence of the Application of a Sternal Recoil Technique on Spirometric Parameters in Smokers*, Albershausen: Masterthesis, Wiener Schule für Osteopathie, Donau Universität Krems
- Wehrstein, U. (2000) Herz. In Frans van den Berg, *Angewandte Physiologie 2, Organsysteme verstehen*. 2. Auflage. S 136–157. Stuttgart und New York: Thieme Verlag
- Wieser, R. (2006) *Can vital capacity be improved by osteopathic treatment of the mediastinum?*, Masterthesis, Wiener Schule für Osteopathie, Donau Universität Krems
- Zhang, J., Dean, D., Nosco, D., Strathopoulos, D. & Floros, M., (2006) Effect of chiropractic care on heart rate variability and pain in a multisite clinical study, *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, Mai 2006, S 267–274

## 9. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Darstellung von sympathischen und parasympathischen Anteilen des autonomen Nervensystems. (aus Angewandte Physiologie 2, Organsysteme verstehen, 2 Auflage 2005, S.407) .....	4
Abbildung 2: Schematische Darstellung der Untersuchung (eigene Darstellung, 2014). ....	21
Abbildung 3: Handhaltung der Osteopathin während der Durchführung des Recoils. (eigene Darstellung, 2014).....	22
Abbildung 4: Handhaltung der Osteopathin während der Durchführung des Recoils aus einem kranialen Blickwinkel (eigene Darstellung, 2014).....	23
Abbildung 5: Verteilung der Werte der Variable SDNN (2 Minuten) während der drei Phasen in der Recoilgruppe anhand der 5-, 25-, 50-, 75- und 95% Perzentile. ....	31
Abbildung 6: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der dekadisch logarithmisch transformierten Variable SDNN (2 Minuten) während der drei Phasen in der Recoilgruppe.....	32
Abbildung 7: Veränderung des LF/HF-Verhältnisses zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte $LF/HF_{Phase\ 2} - LF/HF_{Phase\ 1}$ ). ....	34
Abbildung 8: Veränderung des LF/HF-Verhältnisses zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte $LF/HF_{Phase\ 3} - LF/HF_{Phase\ 1}$ ). ....	35
Abbildung 9: Veränderung der LF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte $LF\ (n.u.)_{Phase\ 2} - LF\ (n.u.)_{Phase\ 1}$ ). ....	36
Abbildung 10: Veränderung der LF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte $LF\ (n.u.)_{Phase\ 3} - LF\ (n.u.)_{Phase\ 1}$ ). ....	37
Abbildung 11: Veränderung der HF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte $HF\ (n.u.)_{Phase\ 2} - HF\ (n.u.)_{Phase\ 1}$ ). ....	38
Abbildung 12: Veränderung der HF (n.u.)-Werte zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte $HF\ (n.u.)_{Phase\ 3} - HF\ (n.u.)_{Phase\ 1}$ ). ....	39
Abbildung 13: Veränderung der SDNN-Werte [ms] zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte $SDNN_{Phase\ 2} - SDNN_{Phase\ 1}$ ). ....	40
Abbildung 14: Veränderung der SDNN-Werte [ms] zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte $SDNN_{Phase\ 3} - SDNN_{Phase\ 1}$ ). ....	41

Abbildung 15: Veränderung der RMSSD-Werte [ms] zwischen den Phasen 1 und 2 in den vier Gruppen (Differenzwerte $RMSSD_{Phase\ 2} - RMSSD_{Phase\ 1}$ ). .....	42
Abbildung 16: Veränderung der RMSSD-Werte [ms] zwischen den Phasen 1 und 3 in den vier Gruppen (Differenzwerte $RMSSD_{Phase\ 3} - RMSSD_{Phase\ 1}$ ). .....	43
Figure 17: Recoil-technique on the sternum (own illustration). .....	67
Figure 18: variable SDNN during phase 1-3 in the recoilgroup (5 <sup>th</sup> , 25 <sup>th</sup> , 50 <sup>th</sup> , 75 <sup>th</sup> , and 95 <sup>th</sup> percentile).....	71
Figure 19: Mean and 95% Confidence intervals (CI) of the decadic logarithmic transformed variable SDNN (2 minutes) in the recoil group during phase 1-3.....	72
Figure 20: Changes of the SDNN values (ms) between phase 1 and 2 in all four groups (difference value $SDNN_{Phase\ 2} - SDNN_{Phase\ 1}$ )......	73
Figure 21: Changes of the SDNN values (ms) between phase one and three in all four groups (difference value $SDNN_{Phase\ 3} - SDNN_{Phase\ 1}$ ).....	74

## 10. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Veränderungen der HRV-Parameter innerhalb der Recoil-Gruppe anhand der Ergebnisse von Friedman-Tests. ....	30
Tabelle 2: Veränderungen der HRV-Parameter TP, VLF und SDNN innerhalb der Recoil-Gruppe anhand der Ergebnisse der Wilcoxon Vorzeichen-Rangsummentests.....	30
Tabelle 3: Deskriptive Daten für die Variable SDNN (2 Minuten) während der drei Phasen innerhalb der Recoilgruppe (*nach Rücktransformation der logarithmischen Werte). ....	32
Tabelle 4: Ergebnisse der Kruskal-Wallis-Tests der Differenzwerte der HRV-Parameter zwischen Phase 2 und Phase 1, sowie zwischen Phase 3 und Phase 1 als abhängige Variable und der Variable „Gruppe“ als unabhängige Variable.....	33
Tabelle 5: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte des LF/HF-Verhältnisses, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD). (grau hinterlegt...aufgrund Abweichungen von der Normalverteilung und der Stichprobengröße nicht aussagekräftig).....	35
Tabelle 6: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte der LF (n.u.)-Werte, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD).....	37
Tabelle 7: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte der HF (n.u.)-Werte, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD). (grau hinterlegt...aufgrund Abweichungen von der Normalverteilung und der Stichprobengröße nicht aussagekräftig). ....	39
Tabelle 8: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte der SDNN, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD). (grau hinterlegt...aufgrund Abweichungen von der Normalverteilung und der Stichprobengröße nicht aussagekräftig).....	41
Tabelle 9: 5%-, 25%-, 50%- 75%- und 95%-Perzentile der Differenzwerte der RMSSD-Werte, sowie Mittelwert (M) und Standardabweichung (SD). (grau hinterlegt...aufgrund Abweichungen von der Normalverteilung und der Stichprobengröße nicht aussagekräftig). ....	43
Table 10: Changes of HRV variables in the recoil group .....	70
Table 11: Descriptive data for the variable SDNN (2 minutes) in the recoil group during phase 1-3 (*after back-transformation of the logarithmically values).....	72
Tabelle 13: Ergebnisse der Tests zur Untersuchung der Übereinstimmung der Gruppen hinsichtlich der HRV-Parameter in der Phase vor der Intervention (Phase 1; ANOVA	

Original...Varianzanalyse mit nicht transformierten Werten, ANOVA log. Transf.... ANOVA mit dekadisch logarithmierten Werten).....	80
---	----

Tabelle 14: Ergebnisse der statistischen Tests (s. Spalte „Grundlage“) zur Identifizierung von Unterschieden in der Veränderung der HRV-Parameter in den vier Gruppen. ....	81
--	----

## 11. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

<b>ANS</b>	Autonomes Nervensystem
<b>C</b>	Cervicalsegment
<b>HF</b>	High frequency
<b>HF n.u.</b>	Prozentuelles Verhältnis der HF-Power zur um die VLF-Power verminderte Total Power
<b>HRV</b>	Heart rate variability
<b>Hz</b>	Hertz
<b>L</b>	Lumbalsegment
<b>LF</b>	Low frequency
<b>LF/HF</b>	Ratio of low-high frequency power
<b>LF n.u.</b>	Prozentuelles Verhältnis der LF-Power zur um die VLF-Power verminderte Total Power
<b>N.</b>	Nervus
<b>Nn</b>	Nervi
<b>ms</b>	Millisekunde
<b>RMSSD</b>	Root mean square of successive differences
<b>SDNN</b>	Standard deviation of all NN intervals
<b>Task Force</b>	Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology
<b>Th</b>	Thorakalsegment
<b>Total Power</b>	Variance of all NN intervals
<b>ULF</b>	Ultra low frequency
<b>VLF</b>	Very low frequency

## 12. ENGLISCHE KURZFASSUNG

# THE INFLUENCE OF THE STERNAL OSTEOPATHIC RECOIL TECHNIQUE ON THE AUTONOMIC NERVOUS SYSTEM

### INTRODUCTION

The interest in the topic of the osteopathic recoil technique on the sternum started when this technique in clinical practice was used. After a treatment session, one of the patients had an unexpected reaction in regards to their heart rhythm. During the treatment, a sudden tachycardia occurred with increased blood pressure and palpitation as well as changes in the autonomic nervous system such as increased sweating and redness of the head and upper limb.

This has resulted in a review of the literature regarding the recoil technique which has revealed that there have been some investigations in this area to date. Additionally, others investigate the effects of manual therapies on heart rate variability. Weiler (2008) investigated the influence of the sternal recoil technique on spirometric parameters in smokers and found no significant change. Similarly, Wieser (2006) investigated the influence of the sternal recoil on lung capacity via a forced expiration test. The findings did not reveal a significant increase of lung capacity via pulmonary functional testing.

The effects of the osteopathic sternal recoil technique on heart rate variability; however, has not been investigated to date. Therefore, the objective of this study is to investigate the effects of this technique on autonomic nervous system.

### Hypothesis

Null hypothesis: The recoil has no effect on the time domain and frequency domain parameters of the heart rate variability.

Alternative hypothesis: The recoil has an effect on the time domain or frequency domain parameters of the heart rate variability

## LITERATURE REVIEW

### The autonomic nervous system (ANS)

The human being is always in interaction with the environment. This is however only possible, if the organism's internal milieu is intact and if a balance exists within the dynamic regulation. The ANS controls the internal organism of the body. It builds the foundation of health, and any restriction in the regulation has a direct effect on the salutogenetic resource of an individual. The ANS controls the activity of the smooth musculature, the heart, and the exocrine and endocrine secretion (Craig, 2003; Haines, 2006).

The ANS consists of three parts. The parts are the sympathetic, parasympathetic and the enteric nervous system. The central parts of the sympathetic and parasympathetic nervous system lie within the brainstem and the spinal cord. This is also where vital functions such as breathing and cardio-vascular regulations are coordinated receiving afferent information from the periphery. In order to reach the appropriate part of the body, efferent axons leave the cranial cavity via the cranial nerves and peripheral nerves leave from the spinal cord. Efferent information is being transmitted via a preganglionic neuron (localized at the brainstem or spinal cord) and via a postganglionic neuron. The last control mechanism is located in the hypothalamus which is responsible for both the autonomic system and the endocrine system. The hypothalamus is therefore responsible for the entire function of the human body, including each individual cell. Due to the close connection between the hypothalamus and the limbic system, the emotional and endocrine regulation is also influenced as well as the entire ANS (Seller, 1994).

### Heart rate variability (HRV)

*„The phenomenon that is the focus of this report is the oscillation in the interval between consecutive heartbeats as well as the oscillations between consecutive instantaneous heart rates. Heart rate variability has become the conventionally accepted term to describe variations of both instantaneous heart rate and RR intervals.“* (Task Force, 1996, p 1).

The heart is well supplied with sympathetic and parasympathetic fibers (Schrader, 1994, Wehrstein, 2000). The sympathetic fibers originate from the first to the fourth thoracic segment (or from the fifth to the sixth thoracic segment) and are changed to postganglionic fibers in both stellate ganglia. According to Wehrstein (2000) heart function is continuously influenced by the ANS.

The intrinsic activity of the pacemaker can be influenced by pull, pressure, temperature and hormones. However, sympathetic and parasympathetic have the highest regulation on the sinus node depolarisation. Therefore, the ANS controls directly the heart activity and the

heart frequency can be adapted to the ever changing environment (e.g. rest, physical and mental activity). This results in the ongoing change of the heart beat rhythm is regulated via the ANS (Hottenrott, 2004).

The modulation of the heart rate is done via baro-receptors and chemo-receptors (Hainsworth, 1995). Additional factors are the renin-angiotension system, the thermo-regulation system, age, sex, time, medications, alcohol, nicotin, caffeine, as well as the body positioning in space (Hottenrott, 2002). The respiratory system including breathing has a major influence on the heart rate. This phenomenon is called respiratory sinus arrhythmia (Mück-Weymann, 2007, Hainsworth, 1995).

### **Methods to investigate HRV**

Measurement of HRV is performed either via time domain analyses or frequency domain analyses. Those measures are used as indicators for the activity of the autonomous nervous system.

#### **Time domain analysis**

With this method, HRV is established either via measurement at certain point in times, or measurement of intervals between accumulative normal complexes. This analysis is based on the beat-to-beat or NN intervals. It is based on measurement of the distance of two regular, consecutive QRS complexes via Echocardiogram (ECG). The distance between the R-waves is measured, which is based on the depolarization of the sinoatrial node.

The preferred calculation is either over a 5-minute or a 24 hour period. The most common measurable variable is the standard deviation of the NN intervals (SDNN). The SDNN shows all cyclic components which are responsible for the variability of the duration of the measurement, hence the overall variability. The shorter the measurement time the shorter also the length of the SDNN cycle. Additionally, it should be noted that the overall variance of the HRV increases with length of time of measurement. It is crucial that the length of time of the SDNN measurement needs to be standardized prior comparison between SDNN cycles. The root mean square of successive differences (RMSSD) is the square root of the mean of the sum of the squares of the successive differences between adjacent NNs and is the most used measurement of differences between NN intervals (Task Force, 1996).

#### **Frequency domain analysis**

This analysis measures frequency patterns that are repeating and quantifies those harmonic patterns during the heart activity. Frequency domain methods assign frequency bands and then count the number of NN intervals that match each band.

Frequency dependent oscillations can be correctly analyzed. Various frequency distances can be gathered and calculated via 'Fast Fourier' transformations. However, this analysis can be erroneous and therefore set criteria need to be met in order to guarantee the quality of the analysis. These requirements include consistency of the mean, consistency of the variance, minimal length of segments, and completeness of data. Total power is divided into different frequency bands consisting of high frequency (HF), low frequency (LF), and very low frequency (VLF). Allocation towards each frequency band is depended on whether sympathetic or parasympathetic activities predominate (Task Force, 1996; Birkhofer, 2005).

The high frequency power bands usually range from 0.15-0.4 Hz and are mainly assigned to the parasympathetic (Vagus) (Task Force, 1996; Hottenrott, 2002).

The low frequency power bands range between 0.04 and 0.15 Hz. Research exists which suggest both sympathetic and parasympathetic influence in the LF band (Task Force, 1996). HF/LF ratio suggests the balance between parasympathetic and sympathetic or the influence of the sympathetic during long duration measurements (Mück-Weymann, 2002). LF is known to be dominant during the day, whereas HF is dominant at night (Birkhofer, 2005).

In comparison, the very low frequency band ranges between  $<0.003 - 0.04$  Hz. It can be inferred that the responsible factors are the hormone system, vasomotor system as well as the thermo-regulation. Additionally influence of the renin-angiotensin-aldosterone-system is also suggested (Hoos, 2004).

Standardized measuring times range from two to five minutes (short-term) or can include the 24 hour measurement (long-term); however, the latter is less common. When short-term measurements are used, the working group of Task Force prefers frequency domain methods rather than time domain methods (Task Force, 1996).

### **Coherence ratio**

The coherence ratio is established via 'Emwave Desktop' of the company HeartMath. Coherence ratio is defined as coherence values in percentage values across the entire measuring time. Those values are established from the heart rhythm pattern and are updated every five seconds. Coherence levels are divided into three groups: the low coherence level, the medium level, and the high coherence level. The 'Emwave Desktop' establishes the pulse every five seconds and calculates the mean pulse. The exact formula of this calculation cannot be determined, as this formula has not been released to date (HeartMath Benelux, 2010).

## **Recoil**

The recoil technique is commonly used as an alternative to other thrust techniques both in osteopathy and also chiropractic (Toggle Recoil after Palmer). (Chiropractic history blog, 2010).

In osteopathy, the recoil technique is used not only for diagnostic purposes but also as a treatment technique (Barral, 2005). Meert (2006) describes this technique as an indirect technique, which effect is based on the tissue's elastic restoring force. This is identical to the thrust, which has the aim to correct a pathologic barrier. Firsova (2006) investigated the effects of the recoil technique on cardiovascular and respiratory systems and showed a significant effect on the systolic blood pressure. In comparison, Prat and Michaud (2008) investigated osteopathic dysfunctions of arteries and found that the recoil technique has a positive effect on the vegetative nervous system. The authors suggested an influence on the sympathicus via the costovertebral joints as well as the parasympathicus via the vagus nerve. The reason for this effect is thought to be due to the close connection between the fibers of the vegetative nervous system and the arteries.

In the present study, the recoil technique after Mechanical link from Chauffour and Prat (2002) was used and therefore, will be described in more detail.

According to Chauffour and Prat (2002) the recoil technique can be used for all tissues, no matter which body structure is affected. The authors were inspired by the chiropractic recoil; however, the only aspect they have in common is their terminology, which describes the fast and visible rebound or release of the treating hand once the correction took place.

The recoil after Mechanical Link is much easier, less intensive, very precise, three-dimensional, and a very quick maneuver. The correction takes place via the burst of the barrier (implosion). It is a direct correction which means working against the tissue's barrier but it is not a manipulative technique, hence not a thrust technique either. Therefore, it can be used for very fragile structures (e.g. osteoporotic structures, fractures, acute diseases, or disc hernia). The recoil is one of the most important and efficient osteopathic techniques. It can be used for various lesions, regardless of the severity of the lesion or its stage and length. Furthermore, the recoil technique is independent of the position and can release articular, visceral, or intraosseous barriers as well as barriers of the arteries and other osteopathic fixations.

Chauffour and Prat (2002) have established different phases of the recoil technique. In the present study, three phases were used, which will be described more in detail in the next chapter 'Methods'.

Phase 1: The first part of the maneuver includes pressure and traction in order to identify the osteopathic lesion.

Phase 2: The tissue barrier is localized three-dimensional and subsequently a three-dimensional impulse is set against this barrier.

Phase 3: This phase includes the combination with breathing.



Figure 17: Recoil-technique on the sternum (own illustration).

## **METHODS**

### **Study design**

This study was an empiric and quasi-randomized trial with a pre- and posttest design.

### **Participants and recruitment**

A total of 56 people were invited to take part in the study via verbal invitation. Participants included friends, family members and previous working colleagues of the researcher. Participants were blinded.

### **Inclusion criteria**

Participants were included if they were healthy and between 20 and 60 years of age. Health was established via self-report.

### **Exclusion criteria**

The following exclusion criteria were defined and assessed verbally:

- Hypertension
- Hypotension
- Recent rib or sternum fractures

- Osteoporosis: this condition could cause rib or sternum fractures when using the recoil technique
- Pacemaker, defibrillator, myocardial infarct, previous heart operation (e.g. heart transplantation), inflammatory disorder of the heart, heart insufficiency, coronary heart disease
- Embolism or thrombosis
- Psychological disorders
- Medications
- Cuts or blood flow disturbances of the finger, as this could cause measurement errors of the finger sensor

### **Intervention**

Data collection took place in the period from the 20<sup>th</sup> October 2013 to the 10<sup>th</sup> January 2014. Intervention took place in a private practice room in Zwettl, Austria. Data collection was performed during one session per participant, which lasted seven minutes. During this time, participants were lying on their backs on a therapy plinth and were randomly assigned to one of the four groups:

- 1) Treatment group (recoil group) – recoil technique performed on the sternum
- 2) Breathing group (deep breathing) – performance of two deep breaths (inspiration and expiration) of the participants
- 3) Sham group (contact on the sternum) – after the initial two minutes, the therapist placed their hand on the participants' sternum for one minute
- 4) Control group (no intervention) – participants were lying on their backs for seven minutes

The intervention for the recoil group (treatment group), the breathing group and the control group was performed by the osteopath Daniela Mayrhofer. Treatment for the sham group was performed by a different therapist, Michael Mayer (physiotherapist).

### **Outcome measures**

The measuring tool 'Emwave Desktop' from the company HeartMath was used to assess HRV (Institute of HeartMath, 2014). Data is collected via a finger sensor and assessed via the 'Emwave Desktop' software. Time-domain variables (SDNN and RMSSD) and frequency-domain variables (total power, VLF, LF, HF, HF(n.u.), LF(n.u.), and HF/LF relationship) were calculated (HF n.u.: The percentage ratio of TP reduced by VLF; LF n.u.: The percentage ratio of TP reduced by VLF.)

A reliability test of the current study's measurement was not performed as this would have exceeded the scope of this project. Whilst the company HeartMath suggested that the measuring tool had been tested for validity, no published studies could be found that confirmed this statement. Advantages of the HRV measuring tool include its portability and the fact that it is an affordable option for measuring HRV. Its main purpose is to measure coherence ratios.

### **Statistical analysis**

The statistical analysis was performed by Dr. Gebhard Woisetschlaeger (2014) using the statistical software "R" (R Core Team, 2013). Calculation of the variables retrieved from raw data was performed using the "R" package "RHRV" (Mendez et al., 2014). Raw data was exported into a Microsoft® Excel® database. Additionally, coherence-ratios were also exported into the database.

The significance level for this study was set with  $\alpha=0.05$ .

Intervals between the individual heart beats were divided into three phases, which each consisted of two minutes:

Phase 1) 0-120 seconds: time prior intervention

Phase 2) 120-240 seconds: time during intervention

Phase 3) 240-360 seconds: time after intervention

Furthermore, heart beat positions were calculated during these periods via accumulative counting of intervals between each of the heart beats.

These data were subsequently edited with statistic software "R" (R Core Team, 2013), particularly the package "RHRV" (Mendez et al., 2014).

Changes of HRV variables were assessed via the 'Friedman' test.

## RESULTS

A total of 56 participants were included in the study. The range of age was between 20 and 55 years (33 females and 23 males).

The HRV parameter SDNN, has increased significantly ( $p=0,05$ ) during the recoil intervention (from phase 1 to phase 2). The difference from the phase 1 to the phase 2 is in relation to the three control groups not significant (recoil- versus sham-technique:  $p =0,11$ ; recoil-technique versus deep breath:  $p=0,43$  and recoil-technique versus no intervention:  $p=0,19$ ).

In table 10, changes of all HRV variables in the recoil group are described, which were assessed via the Friedman-Test. Results from the Friedman-test show that in the recoil group the variables TP, SDNN, and VLF are significantly changed during two phases.

Table 10: Changes of HRV variables in the recoil group

Variable	Friedman- $\chi^2$	Df	P-value
TP	6,1429	2	<b>0,046</b>
VLF	7	2	<b>0,030</b>
LF	1	2	0,61
HF	4,4	2	0,11
VLF (%)	2,7143	2	0,26
LF (%)	3	2	0,22
HF (%)	1,2857	2	0,53
LF (n.u.)	0,4286	2	0,81
HF (n.u.)	0,4286	2	0,81
LF/HF	0,4286	2	0,81
SDNN	9,1429	2	<b>0,010</b>
RMSSD	1,2857	2	0,53

Figure 18 below shows that the values of the SDNN variable increase during the second phase and decrease again afterwards. There was no significant difference between phase 1 and 3. There were no differences in parameters TP and VLF.

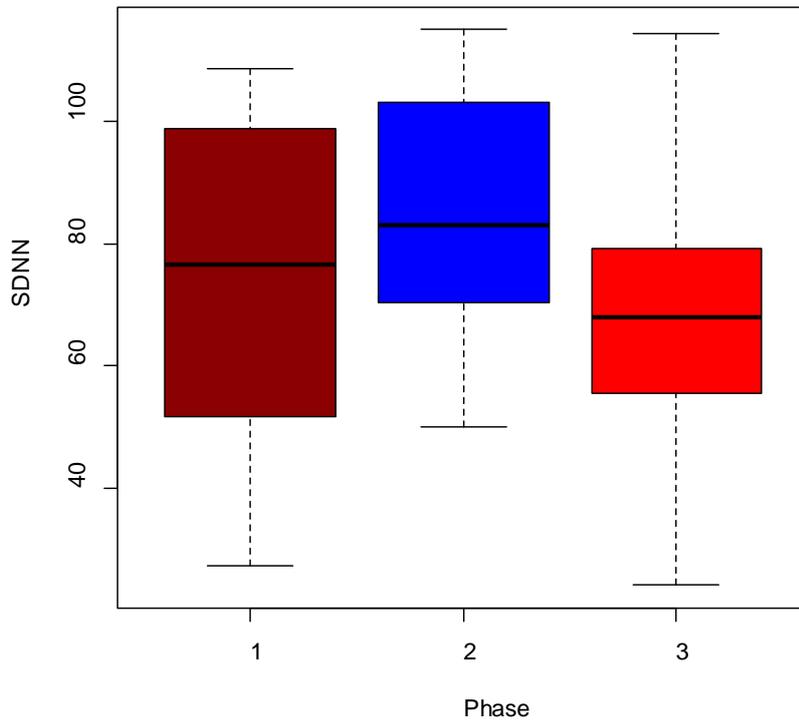


Figure 18: variable SDNN during phase 1-3 in the recoilgroup (5<sup>th</sup>, 25<sup>th</sup>, 50<sup>th</sup>, 75<sup>th</sup>, and 95<sup>th</sup> percentile)

The central region of the data decreased from phase 1 to phase 2 and a stark decrease to the phase 3. The averages from the SDNN are very easy to interpret, because of the Gaussian distribution (figure 19).

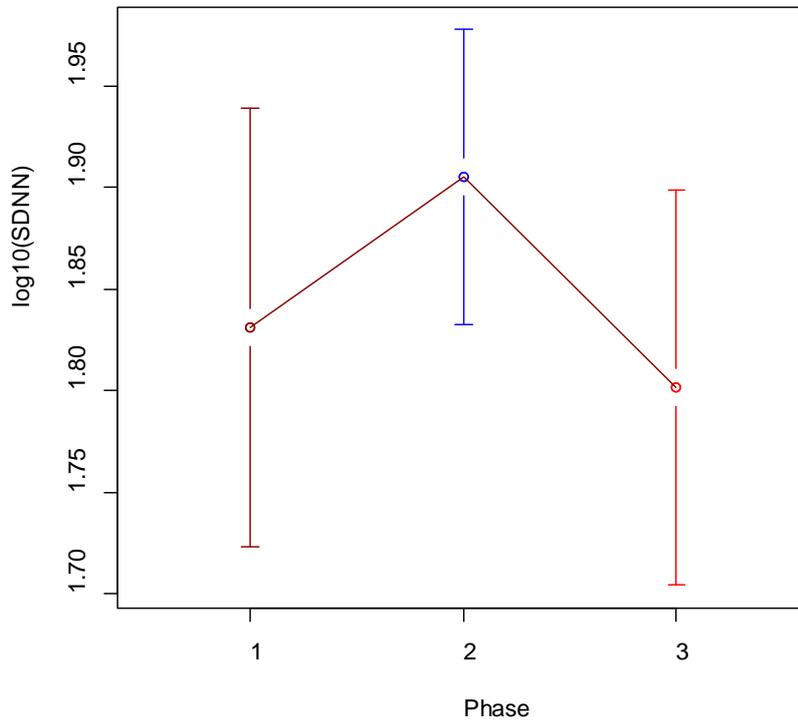


Figure 19: Mean and 95% Confidence intervals (CI) of the decadic logarithmic transformed variable SDNN (2 minutes) in the recoil group during phase 1-3

Table 11: Descriptive data for the variable SDNN (2 minutes) in the recoil group during phase 1-3 (\*after back-transformation of the logarithmically values)

SDNN (2 minutes)	Phase 1	Phase 2	Phase 3
N	14	14	14
Minimum	27,2	50	24
Maximum	108,7	115	114,4
Range	81,5	65	90,4
Mean *	<b>67,8</b>	80,4	<b>63,3</b>
95% CI (lower range)*	52,9	<b>68,0</b>	50,6
95% CI (upper range)*	86,8	<b>95,0</b>	79,3

SDNN values increase in phase 2, in which the recoil technique occurred, and subsequently decrease again in phase 3. Additionally, a decrease of the distribution of the values of the mid-50% of participants can be noticed over all three phases. SDNN means in phases one and three (MP1=67,8 ms; MP3=63,3 ms) lie outside the 95% confidence interval whereas SDNN mean in phase two lies at 80,4 ms.

Figure 20 below shows the SDNN between the recoil group and all three control groups during phase one and two. It shows that the recoil group results in a significant increase in SDNN, which is however not significantly different from all other three groups.

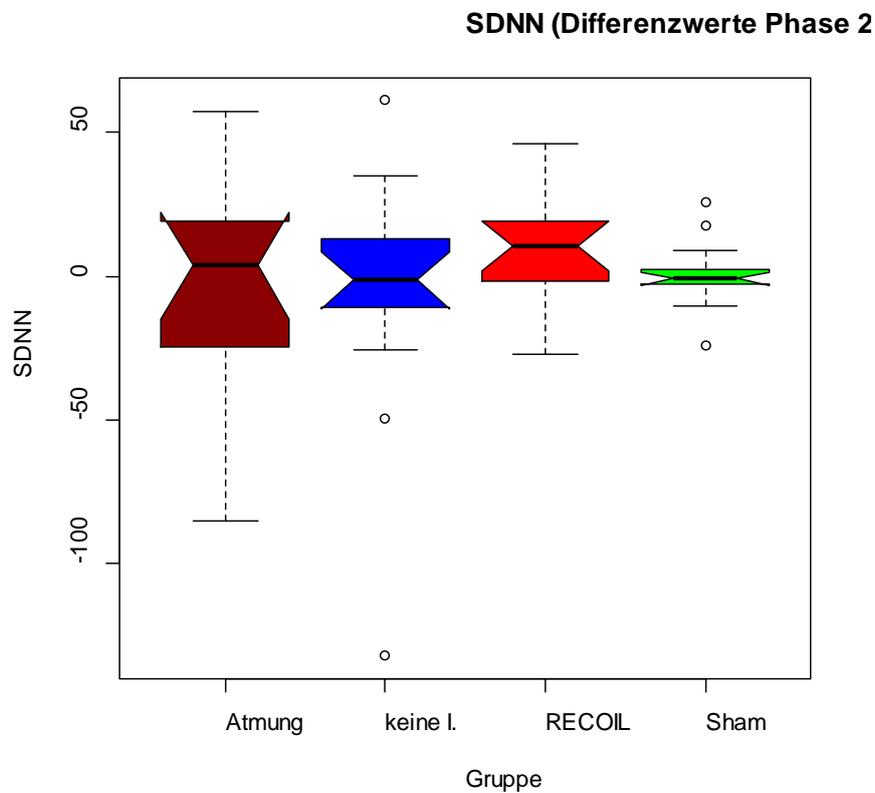


Figure 20: Changes of the SDNN values (ms) between phase 1 and 2 in all four groups (difference value  $SDNN_{Phase\ 2} - SDNN_{Phase\ 1}$ ).

The significant change on the SDNN values in the recoil group is not confirmed in the third phase (refer to figure 21). The median does not differ significantly from null.

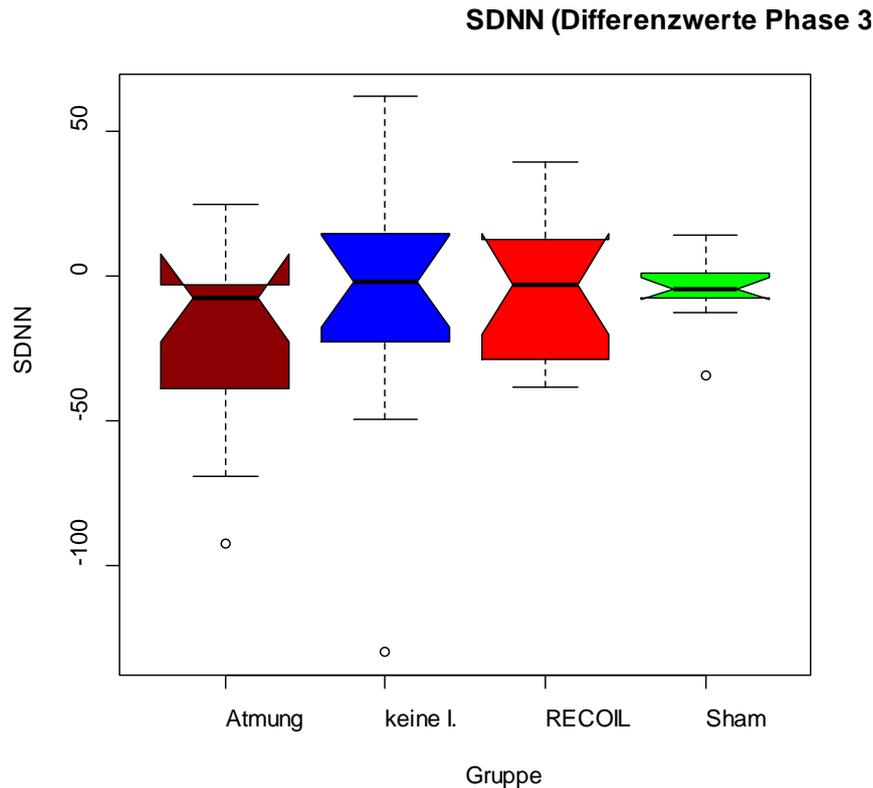


Figure 21: Changes of the SDNN values (ms) between phase one and three in all four groups (difference value  $SDNN_{Phase\ 3} - SDNN_{Phase\ 1}$ )

## DISCUSSION

Out of all parameters, the SDNN increases significantly in the recoil group (during the application from phase 1 to phase 2). However, the difference from phase 1 to phase 2 in relation to the three control groups was not significant. In the SDNN (total variability) all cyclic long and short heart rhythms are included. In the recoil group there were no significant effects on both the frequency-domain and time-domain single parameters, which included different frequency ranges of the HRV. Therefore, it can be assumed that only the summary of these single parameters led to a significant change in the HRV, but when measured separately, they were too low.

However, it appears that the current study is one of the first studies which investigated the influence of the sternal osteopathic recoil technique on the autonomic nervous system and further research into this topic is needed to make sound comparisons.

## Methodology

Due to the fact that our measuring tool was developed primarily for the measurement of coherence ratios, the calculation of HRV parameters required using raw data. Variables

however, seldom have a normal distribution and therefore, statistical analyses, which require normal distribution, are often not useful when only a small data-set is available.

According to Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology (1996) both TP and SDNN reflect the total variance of the heart rhythm in comparison to RMSSD and HF which indicate corresponding information. Finally, in the current study the coherence ratio was calculated, which is directly exported from the measuring tool. With this calculation, the results showed no differences between the recoil group and all other three control groups, although in this case, coherence ratios could only be compared over the entire measurement period of a total of seven minutes.

The first six minutes of the HRV measurement time was used for all data analyses because of the easier comparison of two-minute intervals. The seventh minute was purely used as resting phase afterwards, without any data collection.

As with short-term measurements, low-frequency cycles, VLF can hardly be gathered, and subsequently, the associated parameters are prone to bias. Therefore, only the variables LF/HF, SDNN, RMSSD, LF (n.u.) and HF (n.u.) were used for interpretation.

With regards to the location of the data collection, it should be noted that that it occurred in a private practice setting, which was influenced by various outside factors arising from the environment. A laboratory setting was not possible due to financial and time constraints.

The small number of participants (total n=56) limits the generalizability of this study and future research with a higher number of participants is recommended. Participants indicated that they had troubles lying flat on their backs for seven minutes or even staying in the still position at all. Additionally, participants felt distracted by noises of the surroundings.

Data were gathered during various times throughout the day and over a three-week period. Therefore, participants were on different activity levels during their testing, depending on the time of the day.

According to Hottenrott (2004), the HRV is influenced by the renin-angiotensin-system, age and sex and the ANS is controlled via the hypothalamus which is also responsible for the hormonal control. The current project did not include baseline testing of bloods and hormone status and analyses did not take age or sex into consideration. Additionally, participants were not questioned about their current psychological status, which is known to affect HRV (Crevenna, 2010; Seller, 1994). Furthermore, Hottenrott (2002) suggests that medication intake, caffeine, alcohol, and nicotine influences HRV. In the present project, participants were not asked to be fasting prior to their testing. Whilst medication intake was documented, possible intake of other psychoactive substances (e.g. drugs, alcohol or nicotine) was not assessed prior to the testing. All these factors would be important for comparison of data with other results (Hottenrott, 2002; Task Force, 1996).

## **Recoil**

The respiratory system was not taken into consideration in the present study's analyses. According to Mück-Weymann (2007), the HRV can be influenced by deep breathing, breathing rhythm, and type of breathing (chest or abdominal breathing). The fact that treatment was performed in conjunction with deep breathing, the effect of the recoil technique on HRV cannot purely be attributed to the recoil technique and is possibly a combination effect of both the intervention and breathing technique.

## **STUDY LIMITATIONS**

The reliability of the present measurement was not assessed as this would have exceeded the scope of this project.

The company HeartMath verbally confirmed the validity of the measuring tool, however, this could not be rectified via published research.

The location of this study did not involve a laboratory and was located in a private practice room. Some participants had problems lying still on their backs throughout the seven minute intervention. Additionally, participants advised that outside noise has interrupted them.

The generalisability of this study is limited due to the small sample size, and further studies should include more participants.

## **CONCLUSION**

The alternative hypothesis of the current project was confirmed because the HRV parameter SDNN has increased significantly ( $p=0,05$ ) during the recoil intervention (from phase 1 to phase 2). In the SDNN (total variability) all cyclic long and short heart rhythms are included. This result shows that the osteopathic recoil-technique has an immediate effect on heart rate variability and consequently, an effect on the autonomic nervous system. However, the difference from phase 1 to phase 2 in relation to all three control groups was not significant. Additionally, there were no significant effects on the single parameters of both the frequency-domain and time-domain parameters in the recoil group, which suggests that only the summary of these single parameters leads to the significant change in the HRV.

This study shows only short term changes of the autonomic nervous system. The long term variations should be analyzed in a 24-hour measurement.

## **FUTURE IMPLICATIONS**

Future studies should be carried out with a wider range and a higher number of participants. A further reliability study would be recommended, which verifies the reliability of the measuring instrument 'Emwave Desktop' and of the examiner. Future long-term observational studies under laboratory conditions are recommended.

## REFERENCES

- Barral, J.P. (2005) *Lehrbuch der Viszeralen Osteopathie*. Bd. 2, 2. Aufl., p 16-19, Munich: Urban & Fischer Verlag
- Birkhofer, A., Schmidt, G., Förstl, H. (2005). *Herz und Hirn – Die Auswirkungen psychischer Erkrankungen und ihrer Therapie auf die Herzfrequenzvariabilität*. Fortschritte der Neurologie und Psychiatrie. p 192 –205. Stuttgart: Thieme
- Chauffour, P., & Prat, E. (2002) *Mechanical Link: Fundamental Principles, Theory, and Practice Following an Osteopathic Approach*. p 43-53 California: North Atlantic Books
- Chauffour, P., Prat, E. & Michaud, J. (2008) Die osteopathische Dysfunktion der Arterien. *DO Deutsche Zeitschrift für Osteopathie*, 1, p 16 –19
- Chiropractic history blog (2010) *Chiropractic Recoil Technique Adjustment* 17.3.2010. From: <http://chiropractichistory.blogspot.co.at/2010/03/palmer-toggle-recoil-adjustment.html>. [Retrieved: 14.7.2013]
- Craig, A.D. (2003) Pain mechanism: labeled lines versus convergence in central processing. *Annu Rev Neuroscience*, 26, p 1–30
- Crevenna, R. (2010) *Biofeedback: Basics und Anwendungen*. p 70, 150–157. Vienna: Wilhelm Maudrich Verlag
- Firsova, S. (2006) *Effets d'une technique ostéopathique thoracique de „recoil“ sur le système cardiovasculaire et la ventilation pulmonaire*. Lausanne: Masterthesis, Ecole Suisse d'Ostéopathie
- Haines, D.E. (2006) *Fundamental Neuroscience for Basic and Clinical Applications*. p 483. Philadelphia: Churchill Livingstone
- Hainsworth, R. (1995) The Control and Physiological Importance of Heart Rate. In: Marek Malik AJC, eds. *Heart Rate Variability*, p 3–20 New York: Futura Publishing Company
- HeartMath Benelux (2010) *Emwave Desktop stress relief system, Gebrauchsanweisung für PC und Mac*. p 11 –12. Meerssen
- Hottenrott, K. (2002) *Herzfrequenzvariabilität im Sport*. Sportwissenschaft DVf. p 9–27. Hamburg: Czwalina
- Hottenrott, K. (2004) *Herzfrequenzvariabilität im Fitness- und Gesundheitssport*. Sportwissenschaften DVf. Hamburg: Czwalina Verlag
- Institute of HeartMath (2014) *Heart rate variability relationship to coherence scores*. From: <http://store.heartmath.org/s.nl/ctype.KB/it.l/id.585/KB.623/f>. [Retrieved 1.3.2014]
- Meert, G.F. (2006) *Das Becken aus osteopathischer Sicht*. 2. Auflage. p 286. Munich: Urban & Fischer

- Mendez, A., Rodriguez-Linares, L., Otero, A., Garcia, C.A., Vila, X., und Lado, M. (2014). *RHRV: Heart rate variability analysis of ECG data. R package version 4.0*. From <http://CRAN.R-project.org/package=RHRV>. [Retrieved 2.2.2014]
- Mück-Weymann, M. (2002) Die Variabilität der Herzschlagfolge. Ein globaler Indikator für Adaptivität in bio-psychozialen Funktionskreisen. *Praxis Klinische Verhaltensmedizin und Rehabilitation*, p 324–330
- Mück-Weymann, M. (2007) *Herzratenvariabilitäts Biofeedback*. Forum Stressmedizin, 1, p 1-7
- R Core Team (2013): R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL. From: <http://www.R-project.org/>. [Retrieved 2.2.2014].
- Schrader, J. (1994) Das Herz. In: Klinke Rainer und Silbernagel Stefan, *Lehrbuch der Physiologie*. p 99–134. Stuttgart und New York: Georg Thieme Verlag
- Seller, H. (1994) Neurovegetative Regulationen. In Klinke Rainer und Silbernagel Stefan, *Lehrbuch der Physiologie*. p 687–703. Stuttgart and New York: Georg Thieme Verlag
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing Electrophysiology (1996) *Circulation*. From: <http://circ.ahajournals.org/content/93/5/1043.Full>. [Retrieved 15.2.2014]
- Weiler, J. (2008) *The Influence of the Application of a Sternal Recoil Technique on Spirometric Parameters in Smokers*, Masterthesis: Albershausen, Wiener Schule für Osteopathie, Donau Universität Krems
- Wehrstein, U. (2000) Herz. In Frans van den Berg, *Angewandte Physiologie 2, Organsysteme verstehen*, 2. Auflage. p 136–157. Stuttgart and New York: Thieme Verlag
- Wieser, R. (2006) *Can vital capacity be improved by osteopathic treatment of the mediastinum?*, Masterthesis: Wiener Schule für Osteopathie, Donau Universität Krems

## 13. ANHANG

### 13.1. Vorlage Einverständniserklärung

# Einverständniserklärung

Ich, ....., bin damit einverstanden, dass meine Daten für die wissenschaftliche Arbeit von Daniela Mayrhofer verwendet werden.

Unterschrift

## 13.2. Statistik

Tabelle 12: Ergebnisse der Tests zur Untersuchung der Übereinstimmung der Gruppen hinsichtlich der HRV-Parameter in der Phase vor der Intervention (Phase 1; ANOVA Original... Varianzanalyse mit nicht transformierten Werten, ANOVA log. Transf.... ANOVA mit dekadisch logarithmierten Werten).

Phase 1	Ergebnis					Grundlage
TP	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	0,516	0,1719	0,881	0,46	
Residuals	52	10,142	0,195			
VLF	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	1,369	0,4562	3,041	<b>0,037</b>	
Residuals	52	7,801	0,15			
LF	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	0,654	0,218	0,788	0,51	
Residuals	52	14,391	0,2767			
HF	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	0,487	0,1623	0,471	0,70	
Residuals	52	17,904	0,3443			
VLF (%)	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	0,552	0,184	1,912	0,14	
Residuals	52	5,004	0,09624			
LF (%)	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	0,0529	0,01762	0,321	0,81	
Residuals	52	52	2,8553	0,055		
HF (%)	Kruskal-Wallis chi-squared = 0,637, df = 3, p= 0,89					Kruskal Wallis Test
LF (nu)	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA Original
Gruppe	3	174	57,9	0,122	0,95	
Residuals	52	24694	474,9			
HF (nu)	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA Original
Gruppe	3	174	57,9	0,122	0,95	
Residuals	52	24694	474,9			
LF/HF	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	0,087	0,02907	0,145	0,93	
Residuals	52	10,396	0,19992			
SDNN	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	0,1271	0,04237	0,914	0,44	
Residuals	52	2,4108	0,04636			
RMSSD	Df	Sum Sq	Mean Sq	F	P	ANOVA log. Transf.
Gruppe	3	0,114	0,03809	0,611	0,61	
Residuals	52	3,24	0,0623			

Tabelle 13: Ergebnisse der statistischen Tests (s. Spalte „Grundlage“) zur Identifizierung von Unterschieden in der Veränderung der HRV-Parameter in den vier Gruppen.

	Ergebnis				Grundlage
<b>TP</b>	numDF	denDF	F	P	ANOVA log. Transf.
(Intercept)	1	88	788,220	<,0001	
Phase	2	88	1,882	0,16	
Gruppe	3	44	1,213	0,32	
Phase:Gruppe	6	88	1,229	0,30	
<b>VLF</b>	numDF	denDF	F	P	ANOVA log. Transf.
(Intercept)	1	88	476,419	<,0001	
Phase	2	88	1,199	0,31	
Gruppe	3	44	1,882	0,15	
Phase:Gruppe	6	88	0,654	0,69	
<b>LF</b>	numDF	denDF	F	P	ANOVA log. Transf.
(Intercept)	1	88	344,875	<,0001	
Phase	2	88	0,442	0,64	
Gruppe	3	44	0,815	0,49	
Phase:Gruppe	6	88	0,881	0,51	
<b>HF</b>	Ph2-Ph1	chi <sup>2</sup> = 3,3094, df = 3, p-value = 0,35			Kruskal Wallis Test
	Ph3-Ph1	chi <sup>2</sup> = 1,3196, df = 3, p-value = 0,72			
<b>VLF (%)</b>	Ph2-Ph1	chi <sup>2</sup> = 6,8672, df = 3, p-value = 0,076			Kruskal Wallis Test
	Ph3-Ph1	chi <sup>2</sup> = 4,8668, df = 3, p-value = 0,18			
<b>LF (%)</b>	Ph2-Ph1	chi <sup>2</sup> = 1,9737, df = 3, p-value = 0,58			Kruskal Wallis Test
	Ph3-Ph1	chi <sup>2</sup> = 1,0122, df = 3, p-value = 0,80			
<b>HF (%)</b>	numDF	denDF	F	P	ANOVA Original
(Intercept)	1	88	25,935	<,0001	
Phase	2	88	1,337	0,27	
Gruppe	3	44	0,062	0,98	
Phase:Gruppe	6	88	1,209	0,31	
<b>LF (n.u.)</b>	numDF	denDF	F	P	ANOVA Original
(Intercept)	1	88	69,008	<,0001	
Phase	2	88	0,299	0,74	
Gruppe	3	44	0,116	0,95	
Phase:Gruppe	6	88	0,375	0,89	
<b>HF (n.u.)</b>	numDF	denDF	F	P	ANOVA Original
(Intercept)	1	88	44,299	<,0001	
Phase	2	88	0,299	0,74	
Gruppe	3	44	0,116	0,95	
Phase:Gruppe	6	88	0,375	0,89	
<b>LF/HF</b>	numDF	denDF	F	p	ANOVA log. Transf.
(Intercept)	1	88	0,623	0,43	
Phase	2	88	0,132	0,88	
Gruppe	3	44	0,129	0,94	
Phase:Gruppe	6	88	0,305	0,93	
<b>SDNN</b>	Ph2-Ph1	chi <sup>2</sup> = 2,4719, df = 3, p-value = 0,48			Kruskal Wallis Test

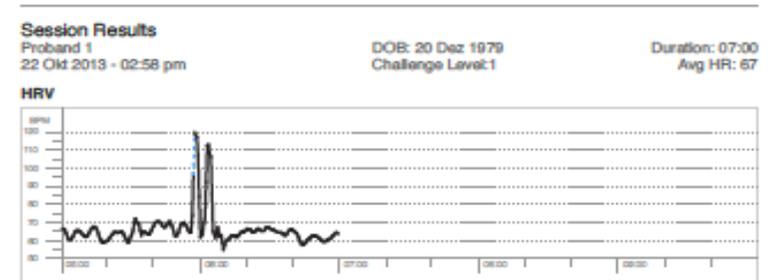
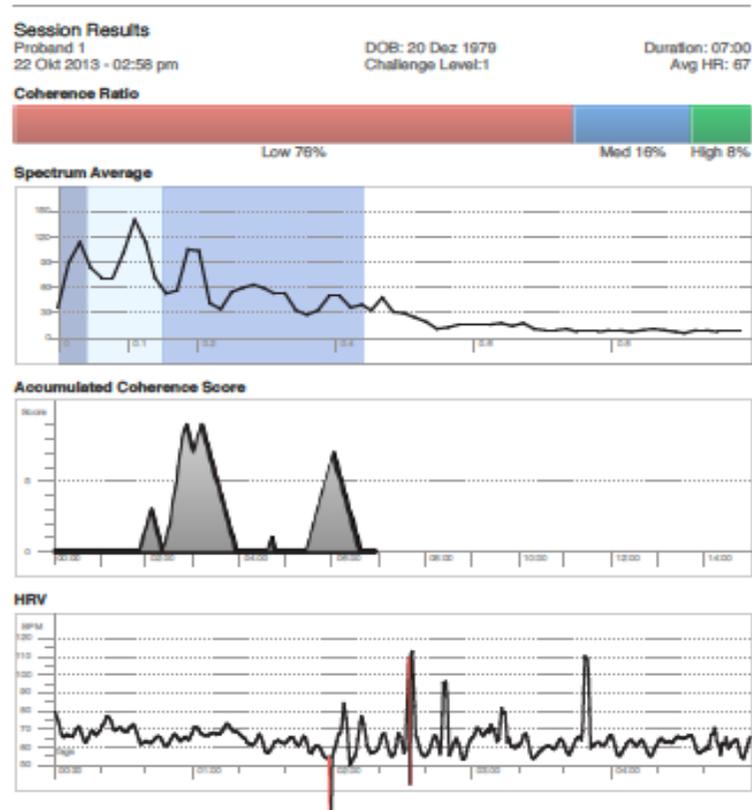
	Ph3-Ph1	$\chi^2 = 2,2111, df = 3, p\text{-value} = 0,53$	
<b>RMSSD</b>	Ph2-Ph1	$\chi^2 = 2,4719, df = 3, p\text{-value} = 0,48$	Kruskal Wallis Test
	Ph3-Ph1	$\chi^2 = 3,0205, df = 3, p\text{-value} = 0,39$	

### 13.3. Daten CD

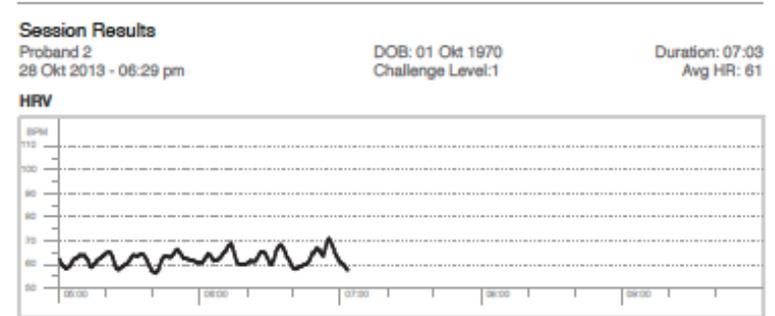
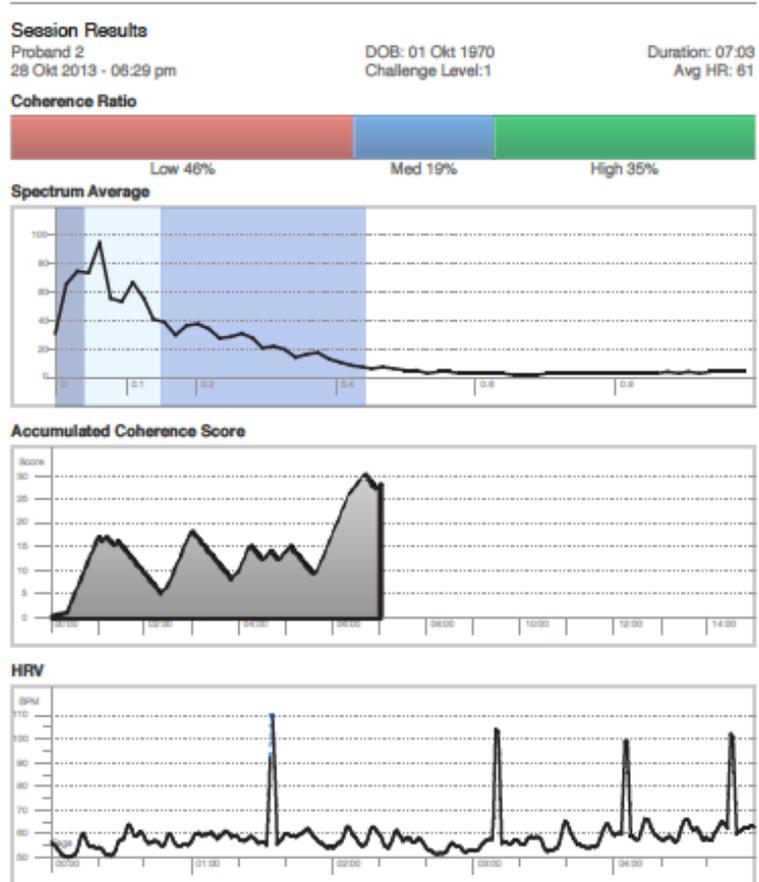
Auf der Daten CD befinden sich alle Rohdaten, statistischen Auswertungen, Berechnungen und alle Datenblätter in digitaler Form.

## 13.4. Datenblätter

Proband 1



Proband 2



# Proband 3

## Session Results

Proband 3  
20 Okt 2013 - 07:39 pm

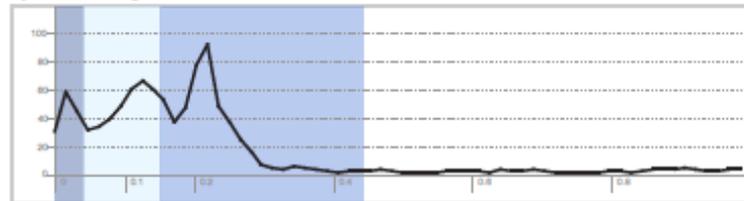
DOB: 18 Jul 1984  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 72

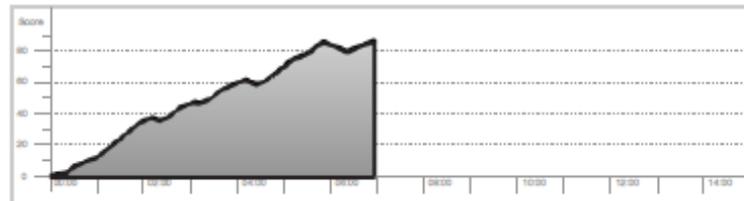
### Coherence Ratio



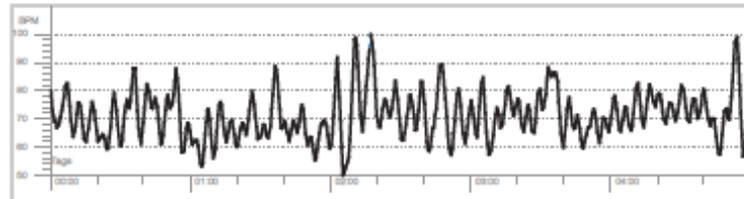
### Spectrum Average



### Accumulated Coherence Score



### HRV



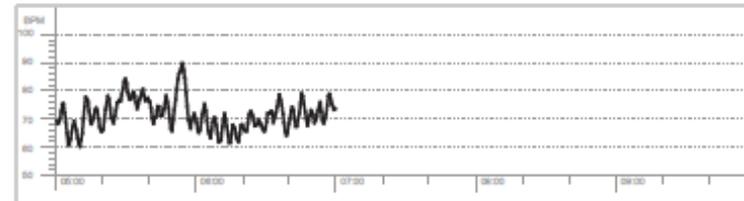
## Session Results

Proband 3  
20 Okt 2013 - 07:39 pm

DOB: 18 Jul 1984  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 72

### HRV



# Proband 4

## Session Results

Proband 4  
29 Okt 2013 - 04:49 pm

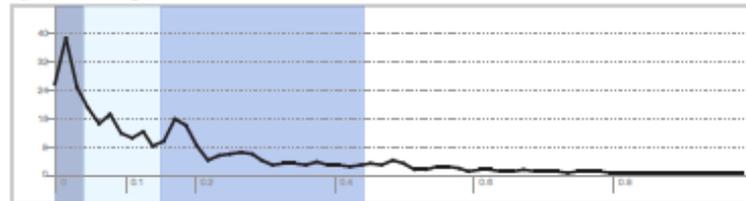
DOB: 09 Dez 1965  
Challenge Level:1

Duration: 07:02  
Avg HR: 59

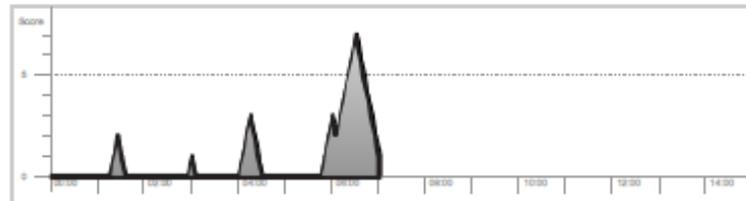
### Coherence Ratio



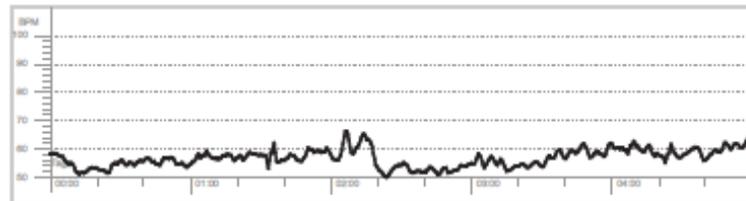
### Spectrum Average



### Accumulated Coherence Score



### HRV



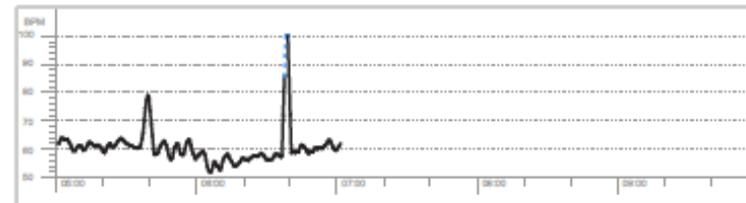
## Session Results

Proband 4  
29 Okt 2013 - 04:49 pm

DOB: 09 Dez 1965  
Challenge Level:1

Duration: 07:02  
Avg HR: 59

### HRV



Proband 5

Session Results

Proband 5  
29 Okt 2013 - 03:52 pm

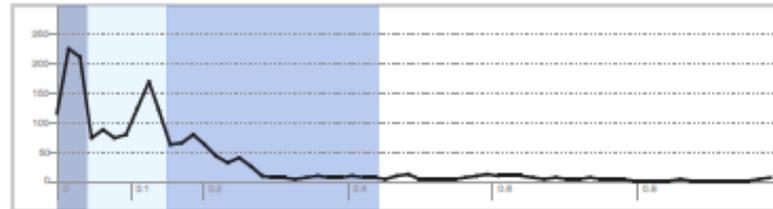
DOB: 15 Jän 1994  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 54

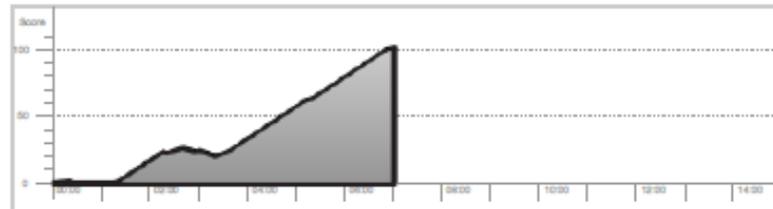
Coherence Ratio



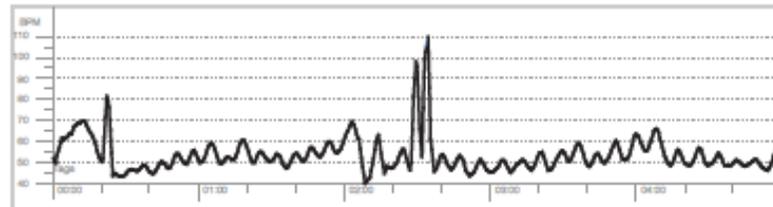
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



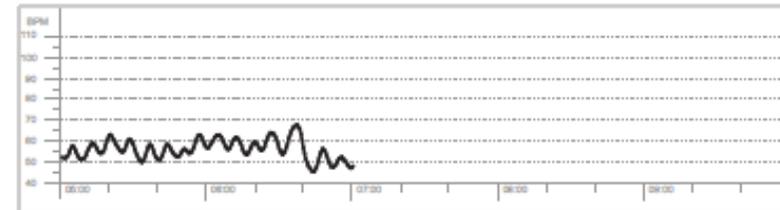
Session Results

Proband 5  
29 Okt 2013 - 03:52 pm

DOB: 15 Jän 1994  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 54

HRV



Proband 6

Session Results

Proband 6  
28 Okt 2013 - 05:44 pm

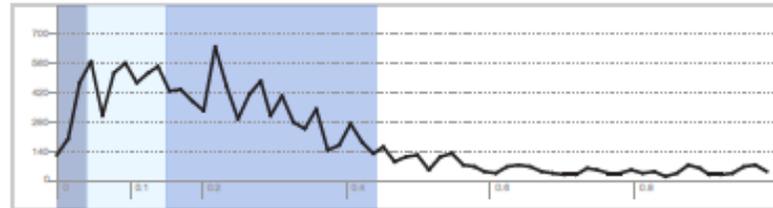
DOB: 16 Dez 1988  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 60

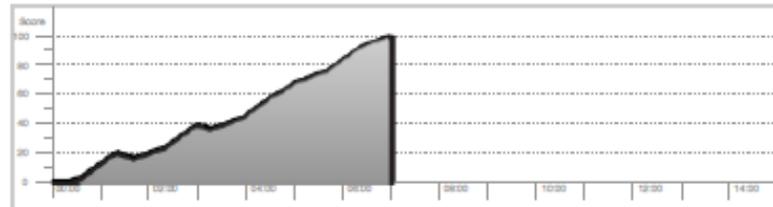
Coherence Ratio



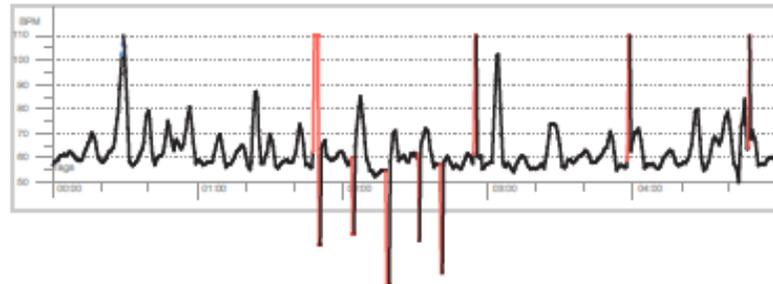
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



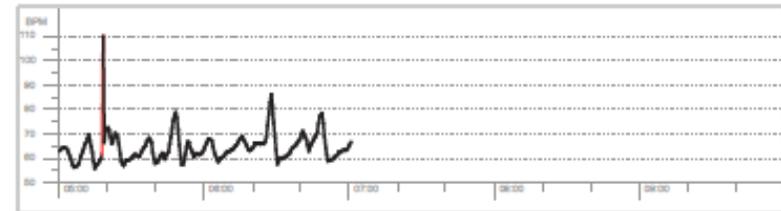
Session Results

Proband 6  
28 Okt 2013 - 05:44 pm

DOB: 16 Dez 1988  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 60

HRV



Proband 7

Session Results

Proband 7  
20 Okt 2013 - 11:33 am

DOB: 17 Sep 1981  
Challenge Level:1

Duration: 06:57  
Avg HR: 45

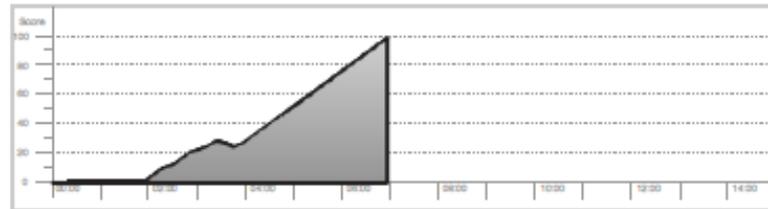
Coherence Ratio



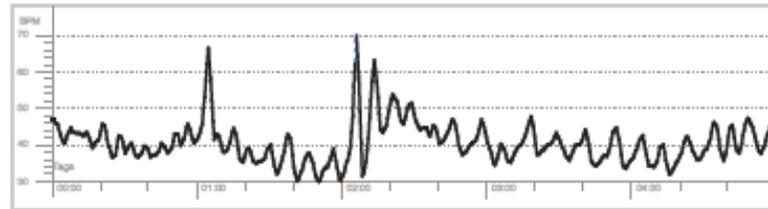
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



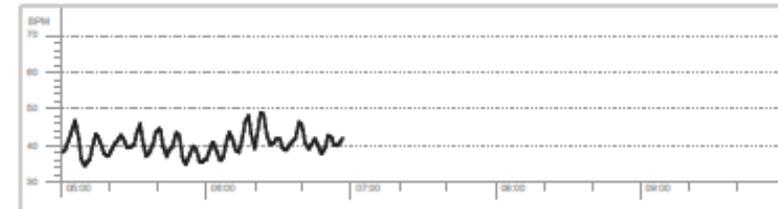
Session Results

Proband 7  
20 Okt 2013 - 11:33 am

DOB: 17 Sep 1981  
Challenge Level:1

Duration: 06:57  
Avg HR: 45

HRV



# Proband 8

## Session Results

Proband 8  
20 Okt 2013 - 02:03 pm

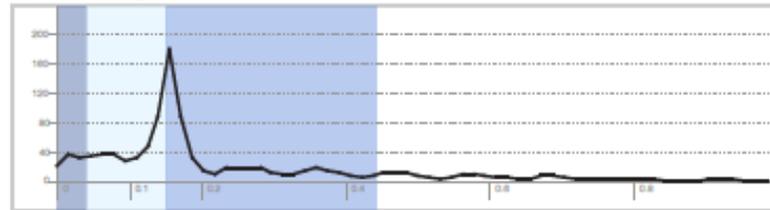
DOB: 14 Jul 1989  
Challenge Level: 1

Duration: 07:05  
Avg HR: 78

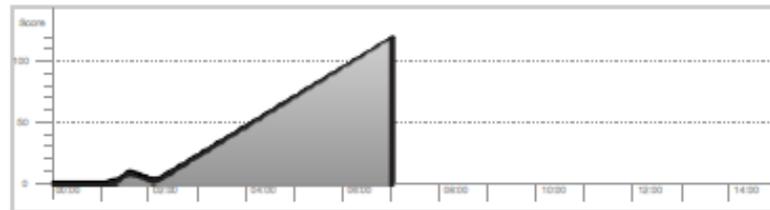
### Coherence Ratio



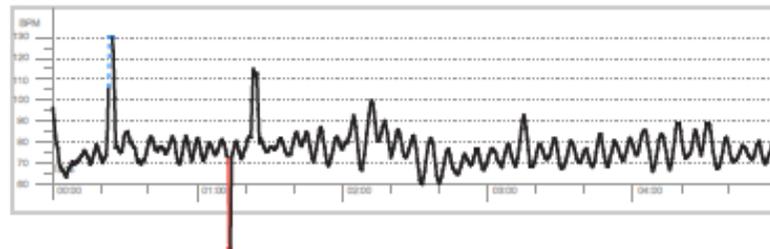
### Spectrum Average



### Accumulated Coherence Score



### HRV



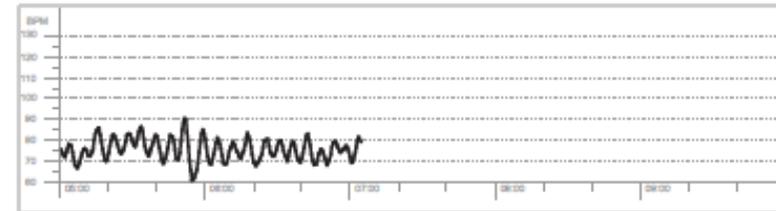
## Session Results

Proband 8  
20 Okt 2013 - 02:03 pm

DOB: 14 Jul 1989  
Challenge Level: 1

Duration: 07:05  
Avg HR: 78

### HRV



# Proband 9

## Session Results

Proband 9  
20 Okt 2013 - 02:35 pm

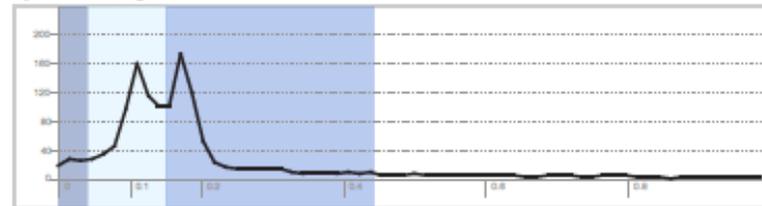
DOB: 16 Sep 1987  
Challenge Level: 1

Duration: 06:59  
Avg HR: 74

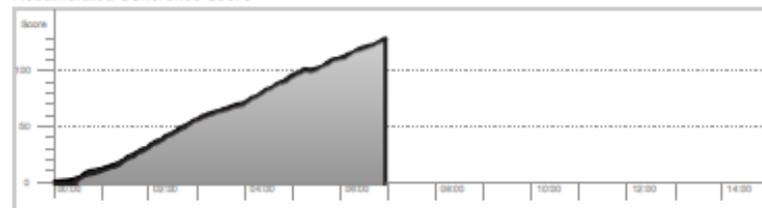
### Coherence Ratio



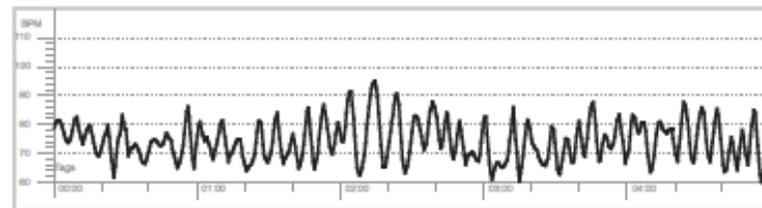
### Spectrum Average



### Accumulated Coherence Score



### HRV



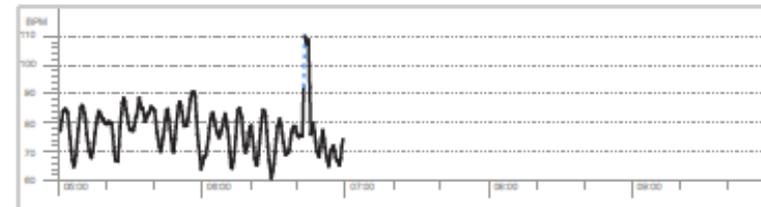
## Session Results

Proband 9  
20 Okt 2013 - 02:35 pm

DOB: 16 Sep 1987  
Challenge Level: 1

Duration: 06:59  
Avg HR: 74

### HRV



Proband 10

Session Results

Proband 10  
22 Okt 2013 - 12:56 pm

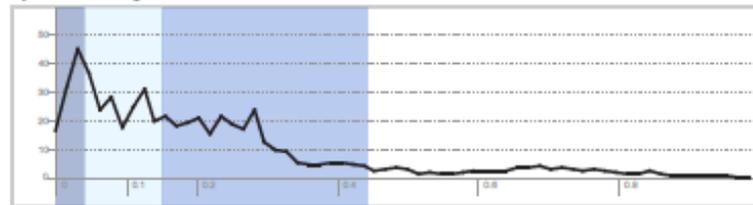
DOB: 22 Okt 1975  
Challenge Level: 1

Duration: 07:00  
Avg HR: 56

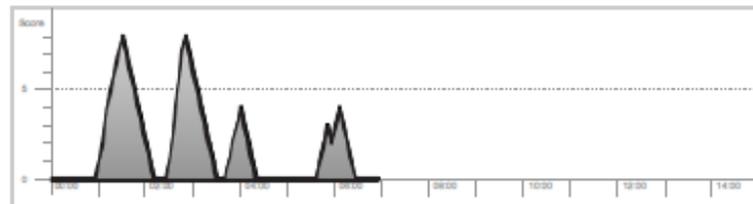
Coherence Ratio



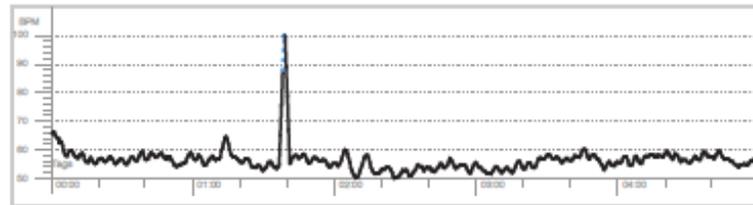
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



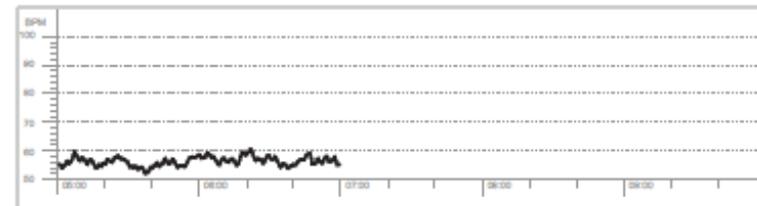
Session Results

Proband 10  
22 Okt 2013 - 12:56 pm

DOB: 22 Okt 1975  
Challenge Level: 1

Duration: 07:00  
Avg HR: 56

HRV



# Proband 11

## Session Results

Proband 11  
22 Okt 2013 - 04:04 pm

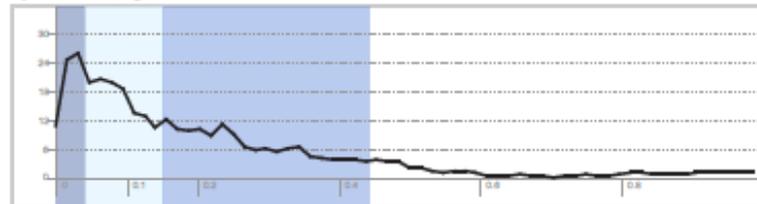
DOB: 12 Mär 1966  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 61

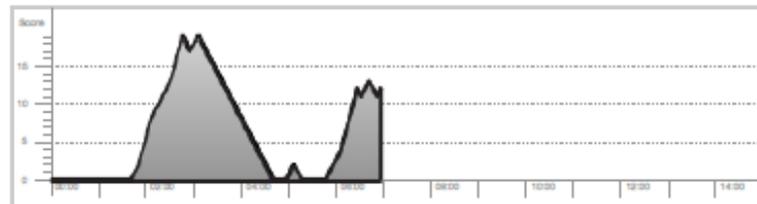
### Coherence Ratio



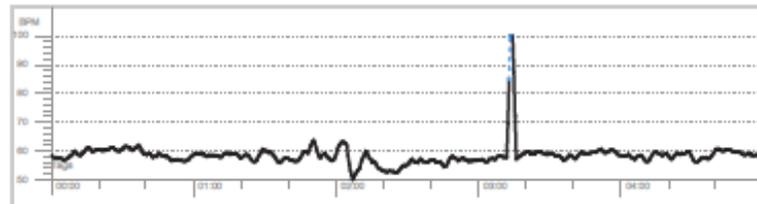
### Spectrum Average



### Accumulated Coherence Score



### HRV



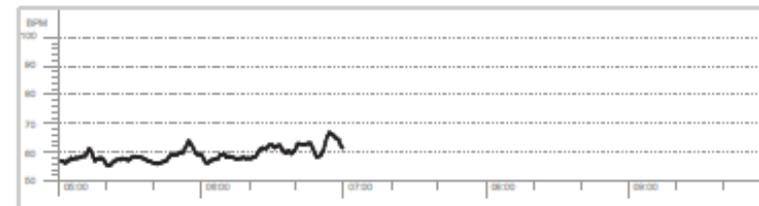
## Session Results

Proband 11  
22 Okt 2013 - 04:04 pm

DOB: 12 Mär 1966  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 61

### HRV



Proband 12

Session Results

Proband 12  
14 Jän 2014 - 09:40 am

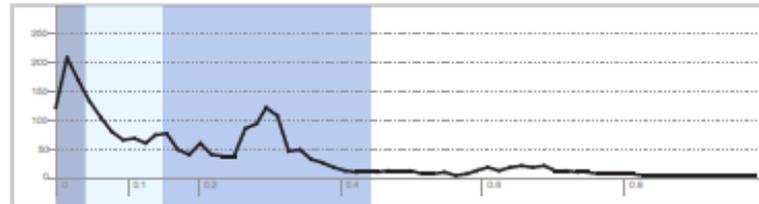
DOB: 02 Feb 1984  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 61

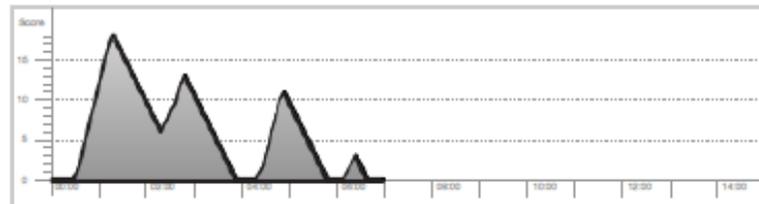
Coherence Ratio



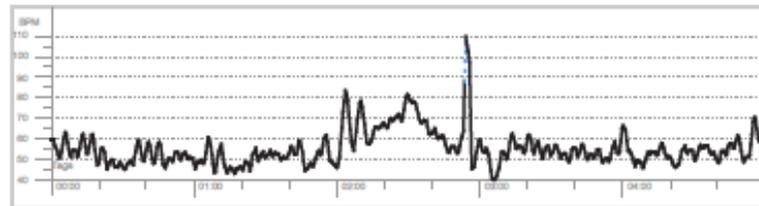
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



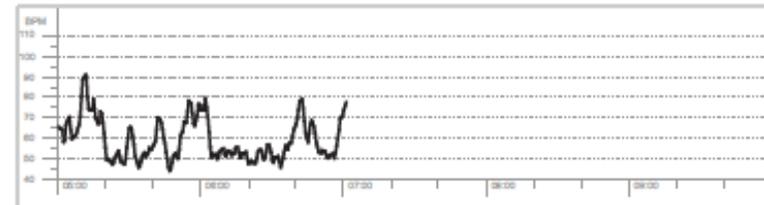
Session Results

Proband 12  
14 Jän 2014 - 09:40 am

DOB: 02 Feb 1984  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 61

HRV





Proband 14

Session Results

Proband 14  
13 Jän 2014 - 09:47 am

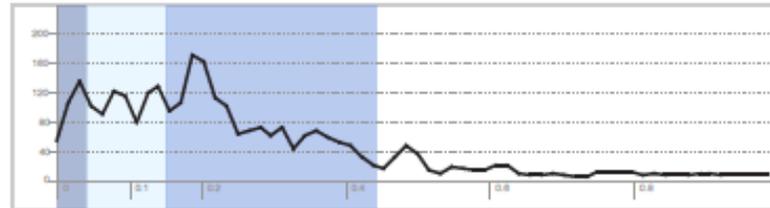
DOB: 05 Jän 1977  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 62

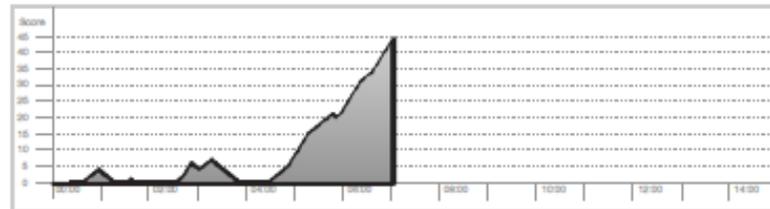
Coherence Ratio



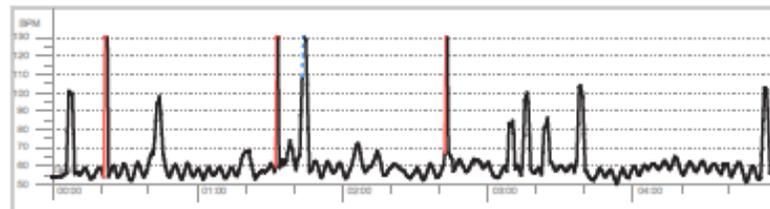
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



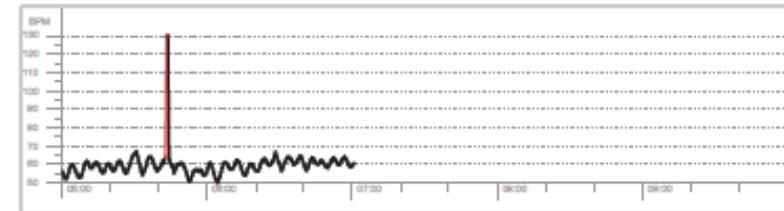
Session Results

Proband 14  
13 Jän 2014 - 09:47 am

DOB: 05 Jän 1977  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 62

HRV



Proband 15

Session Results

Proband 15  
13 Jän 2014 - 12:50 pm

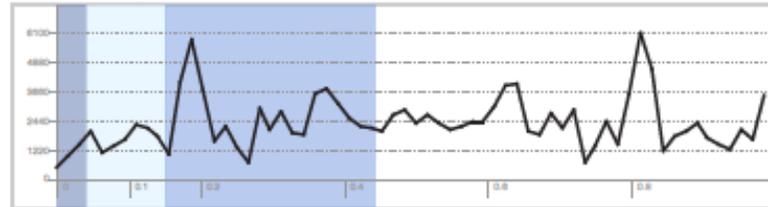
DOB: 11 Sep 1969  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 47

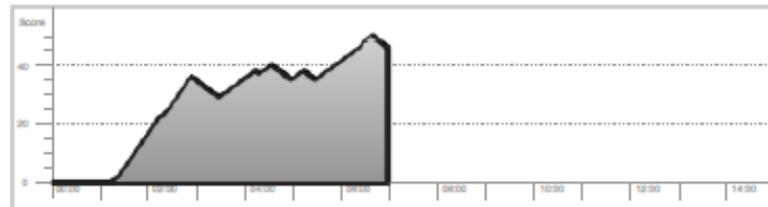
Coherence Ratio



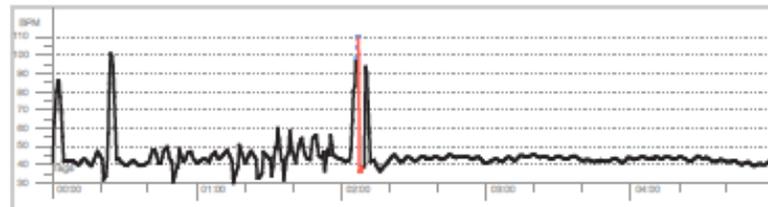
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



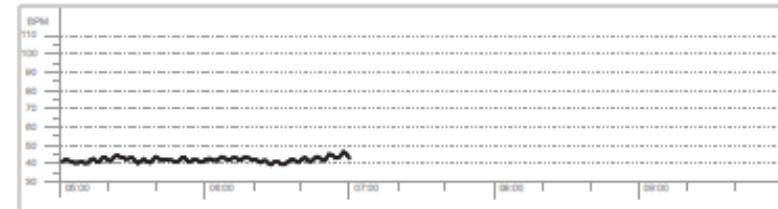
Session Results

Proband 15  
13 Jän 2014 - 12:50 pm

DOB: 11 Sep 1969  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 47

HRV



Proband 16

Session Results

Proband 16  
10 Dez 2013 - 09:14 am

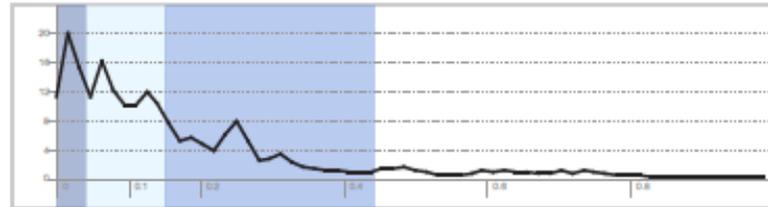
DOB: 09 Sep 1969  
Challenge Level: 1

Duration: 07:01  
Avg HR: 60

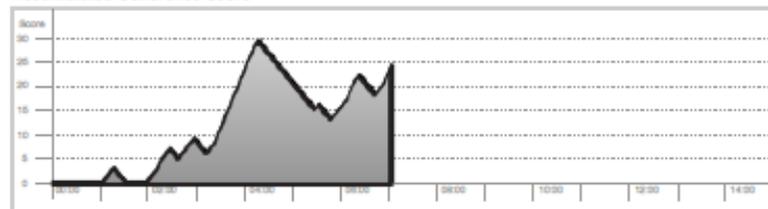
Coherence Ratio



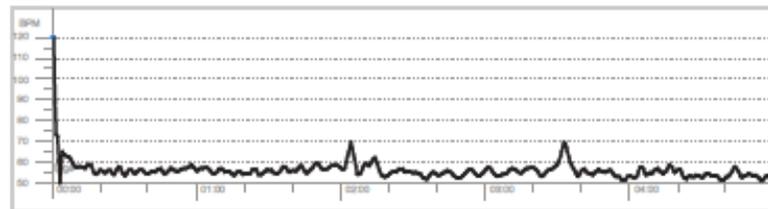
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



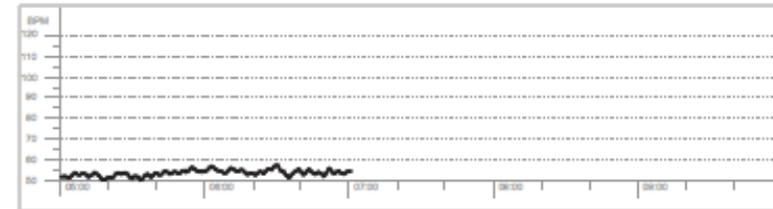
Session Results

Proband 16  
10 Dez 2013 - 09:14 am

DOB: 09 Sep 1969  
Challenge Level: 1

Duration: 07:01  
Avg HR: 60

HRV



Proband 17

Session Results

Proband 17  
09 Dez 2013 - 09:39 am

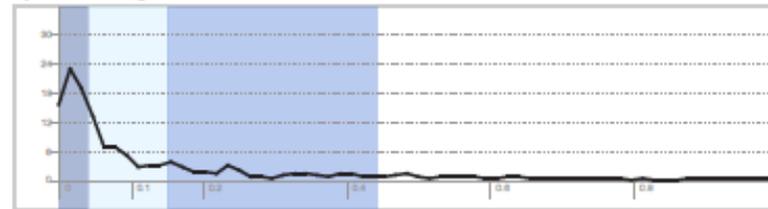
DOB: 20 Jul 1965  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 66

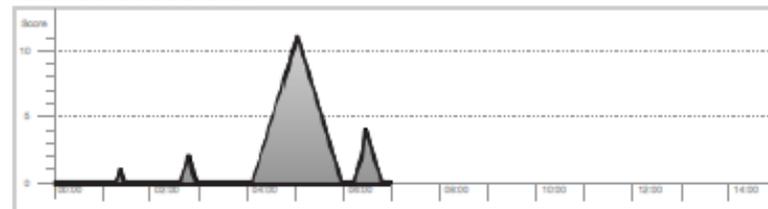
Coherence Ratio



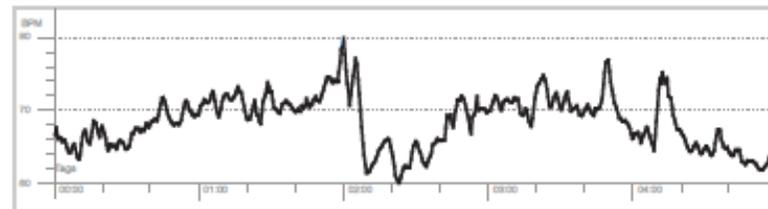
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



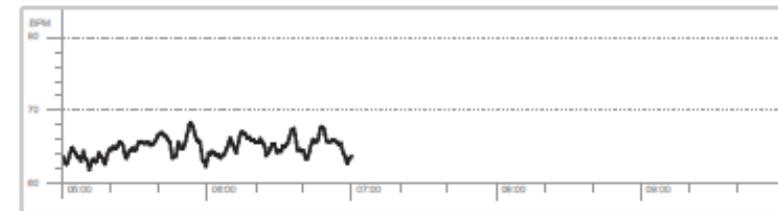
Session Results

Proband 17  
09 Dez 2013 - 09:39 am

DOB: 20 Jul 1965  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 66

HRV



Proband 18

Session Results

Proband 18  
14. Jän 2014 - 11:48 am

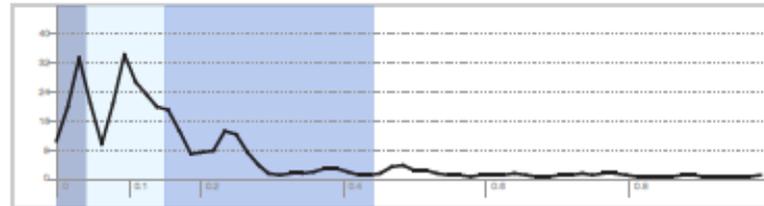
DOB: 20 Dez 1967  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 71

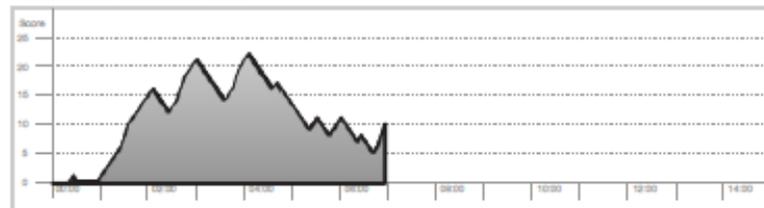
Coherence Ratio



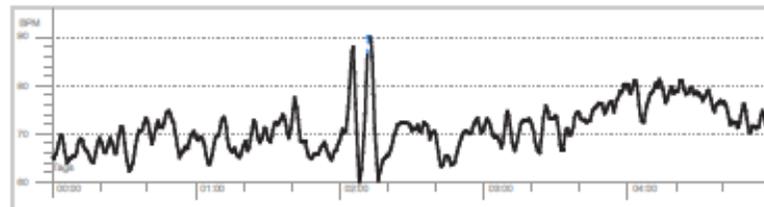
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



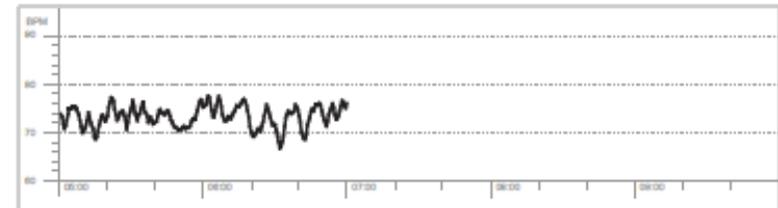
Session Results

Proband 18  
14. Jän 2014 - 11:48 am

DOB: 20 Dez 1967  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 71

HRV



Proband 19

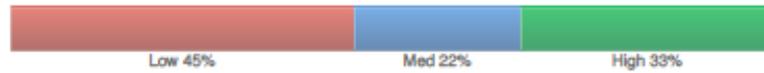
Session Results

Proband 19  
17 Dez 2013 - 02:04 pm

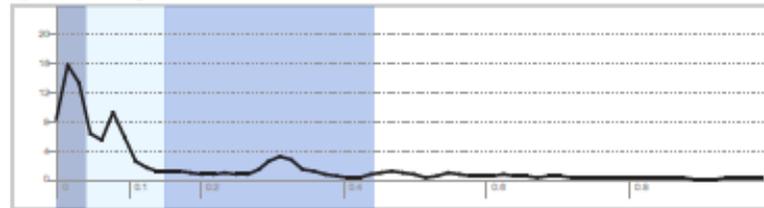
DOB: 18 Mär 1966  
Challenge Level:1

Duration: 07:02  
Avg HR: 79

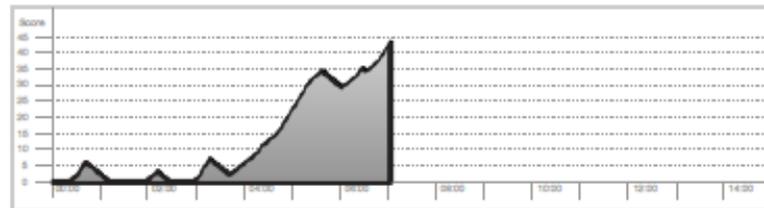
Coherence Ratio



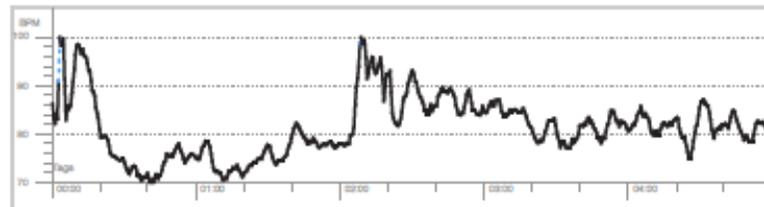
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



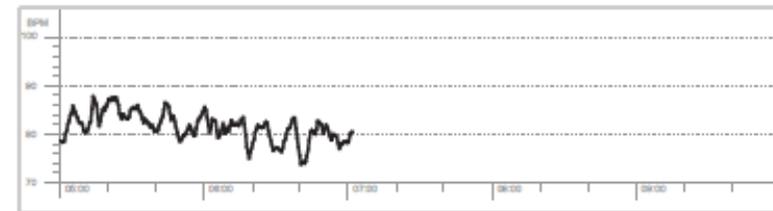
Session Results

Proband 19  
17 Dez 2013 - 02:04 pm

DOB: 18 Mär 1966  
Challenge Level:1

Duration: 07:02  
Avg HR: 79

HRV



Proband 20

Session Results

Proband 20  
20 Okt 2013 - 02:14 pm

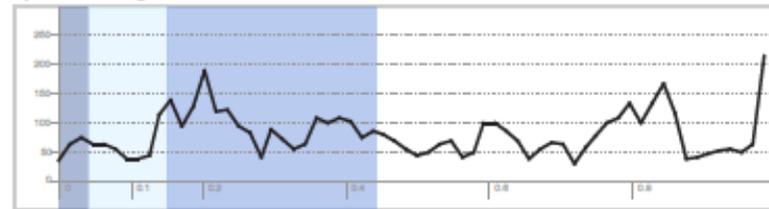
DOB: 06 Jul 1964  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 72

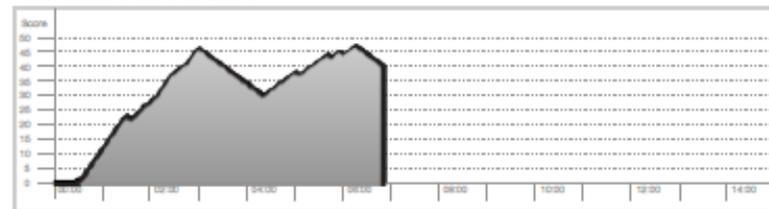
Coherence Ratio



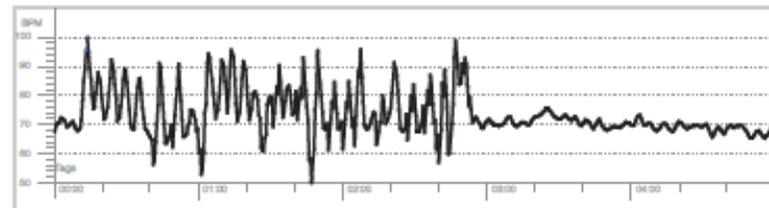
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



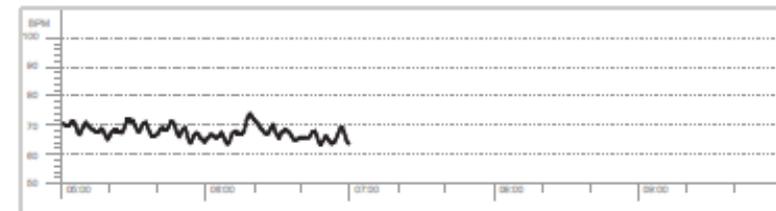
Session Results

Proband 20  
20 Okt 2013 - 02:14 pm

DOB: 06 Jul 1964  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 72

HRV



Proband 21

Session Results

Proband 21  
21 Okt 2013 - 09:43 am

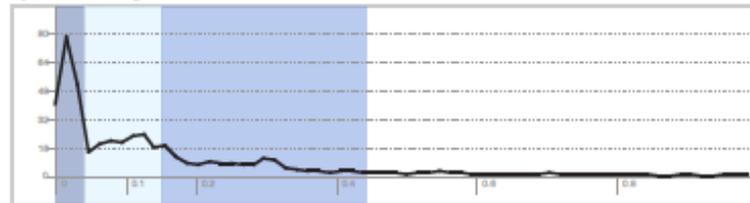
DOB: 08 Okt 1964  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 65

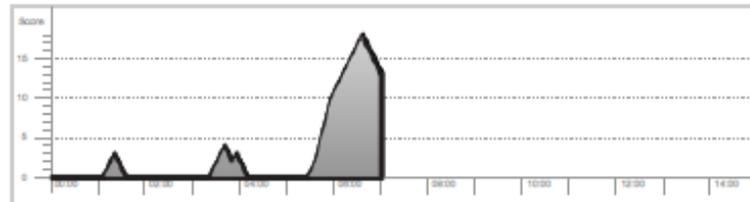
Coherence Ratio



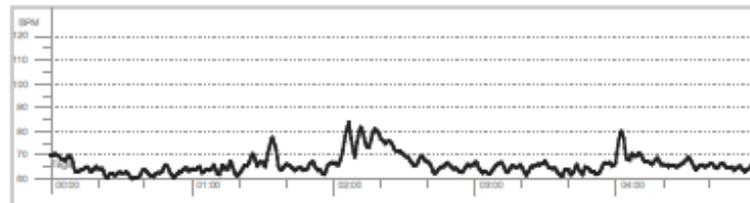
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



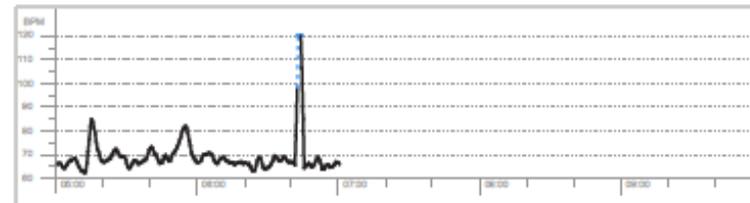
Session Results

Proband 21  
21 Okt 2013 - 09:43 am

DOB: 08 Okt 1964  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 65

HRV



Proband 22

Session Results

Proband 22  
31 Okt 2013 - 07:50 am

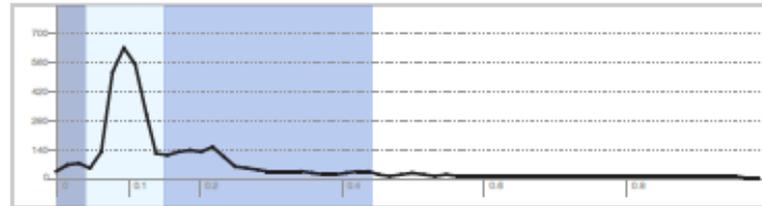
DOB: 18 Nov 1981  
Challenge Level: 1

Duration: 07:01  
Avg HR: 54

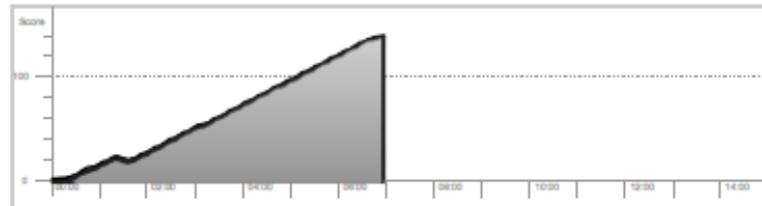
Coherence Ratio



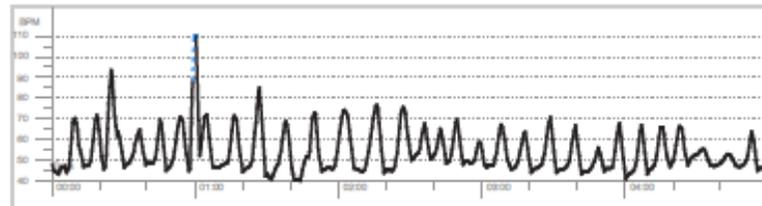
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



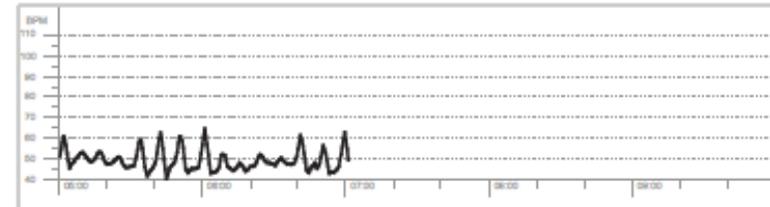
Session Results

Proband 22  
31 Okt 2013 - 07:50 am

DOB: 18 Nov 1981  
Challenge Level: 1

Duration: 07:01  
Avg HR: 54

HRV



Proband 23

Session Results

Proband 23  
16 Dez 2013 - 01:42 pm

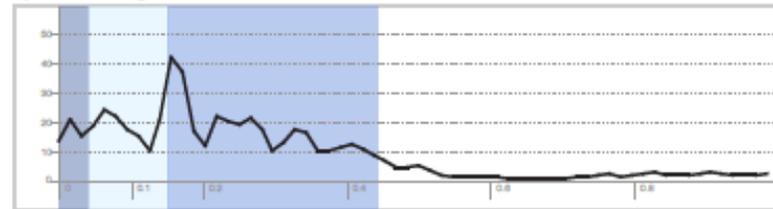
DOB: 01 Jul 1966  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 56

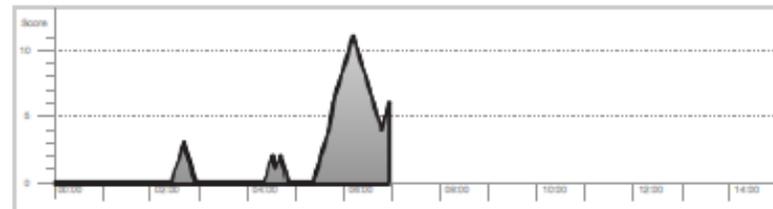
Coherence Ratio



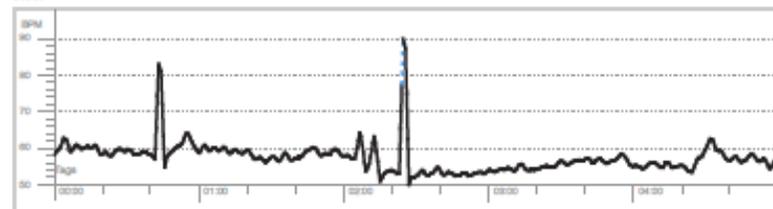
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



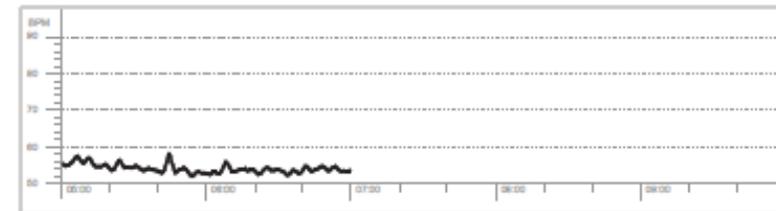
Session Results

Proband 23  
16 Dez 2013 - 01:42 pm

DOB: 01 Jul 1966  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 56

HRV



Proband 24

Session Results

Proband 24  
26 Nov 2013 - 03:09 pm

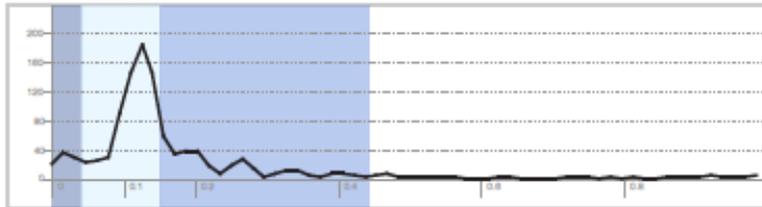
DOB: 02 Mär 1989  
Challenge Level:1

Duration: 07:02  
Avg HR: 71

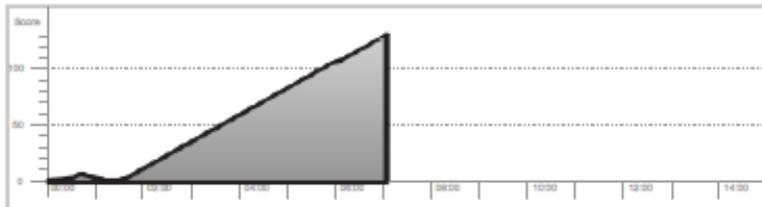
Coherence Ratio



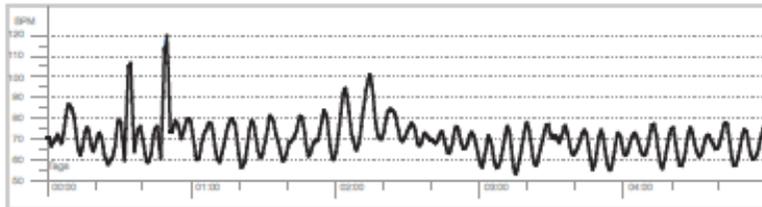
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



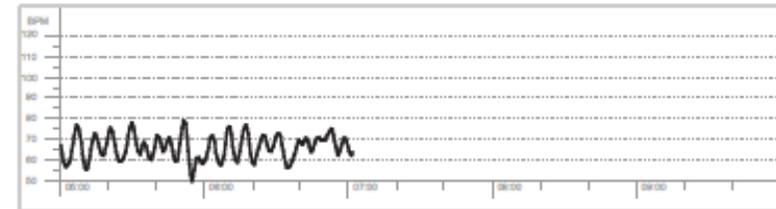
Session Results

Proband 24  
26 Nov 2013 - 03:09 pm

DOB: 02 Mär 1989  
Challenge Level:1

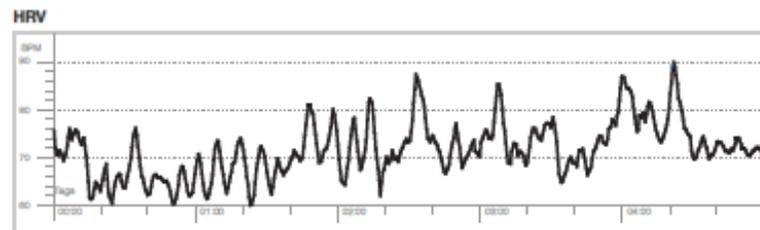
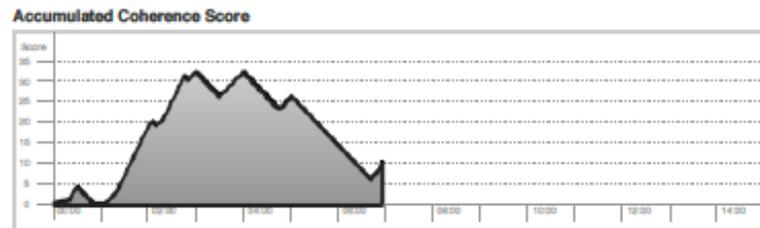
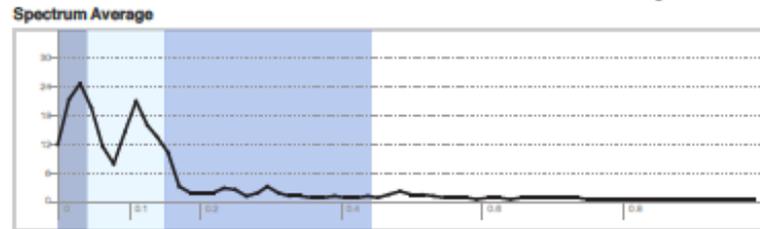
Duration: 07:02  
Avg HR: 71

HRV

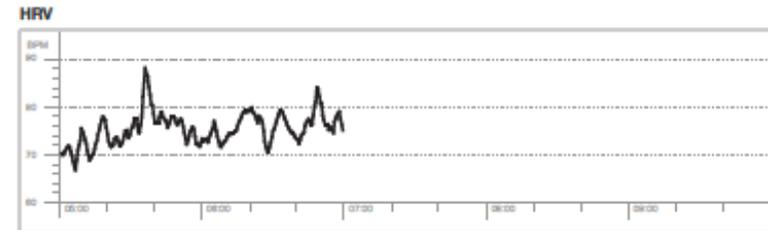


Proband 25

**Session Results**  
Proband 25  
21 Okt 2013 - 08:19 am  
DOB: 01 Jun 1974  
Challenge Level:1  
Duration: 07:00  
Avg HR: 73



**Session Results**  
Proband 25  
21 Okt 2013 - 08:19 am  
DOB: 01 Jun 1974  
Challenge Level:1  
Duration: 07:00  
Avg HR: 73



Proband 26

Session Results

Proband 26  
09 Dez 2013 - 01:51 pm

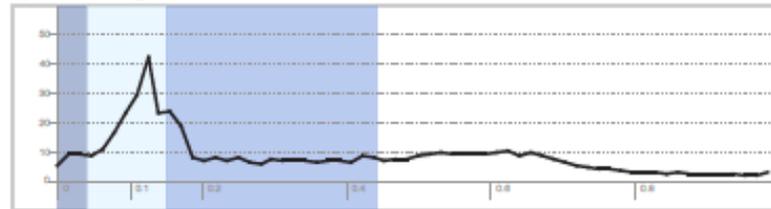
DOB: 02 Okt 1990  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 99

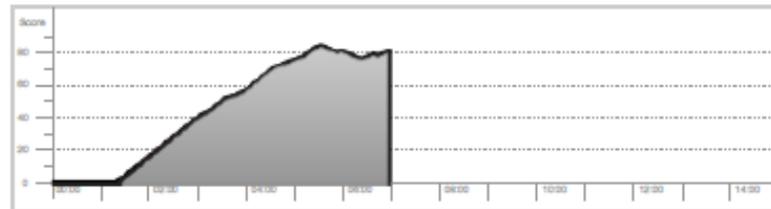
Coherence Ratio



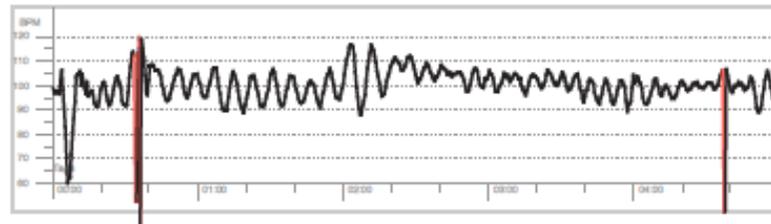
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



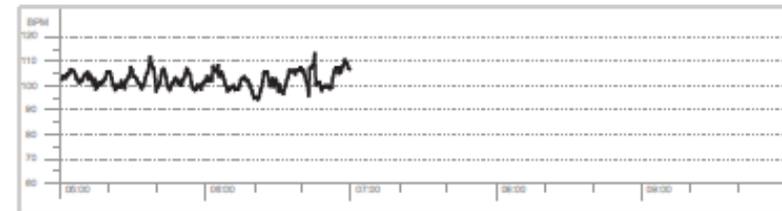
Session Results

Proband 26  
09 Dez 2013 - 01:51 pm

DOB: 02 Okt 1990  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 99

HRV



Proband 27

Session Results

Proband 27  
09 Dez 2013 - 08:44 am

DOB: 28 Jän 1975  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 71

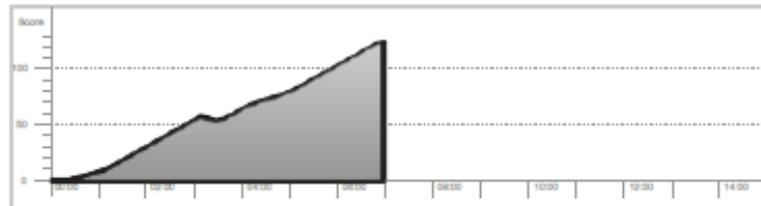
Coherence Ratio



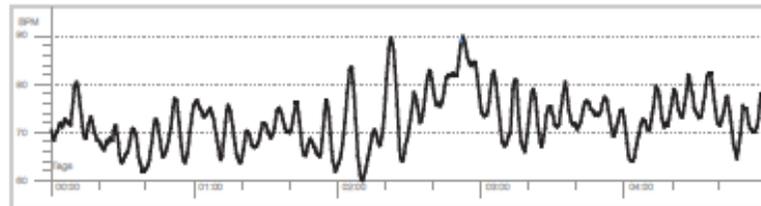
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



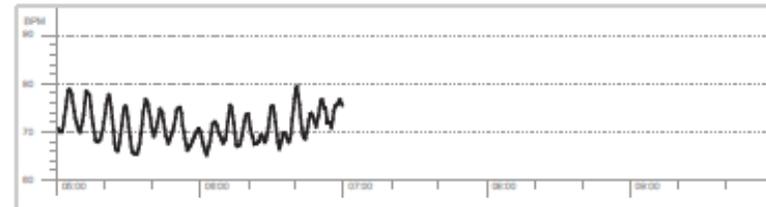
Session Results

Proband 27  
09 Dez 2013 - 08:44 am

DOB: 28 Jän 1975  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 71

HRV



Proband 28

Session Results

Proband 28  
20 Okt 2013 - 06:36 pm

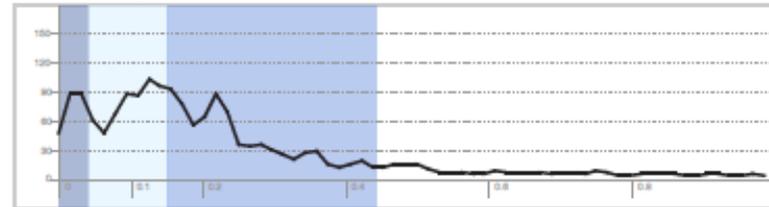
DOB: 06 Mär 1981  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 59

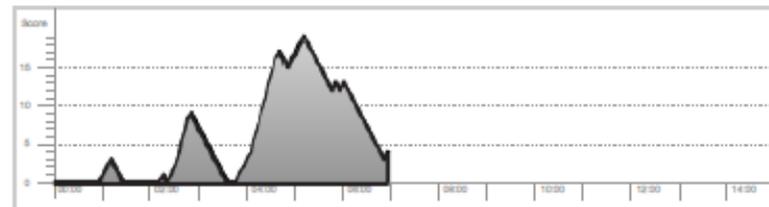
Coherence Ratio



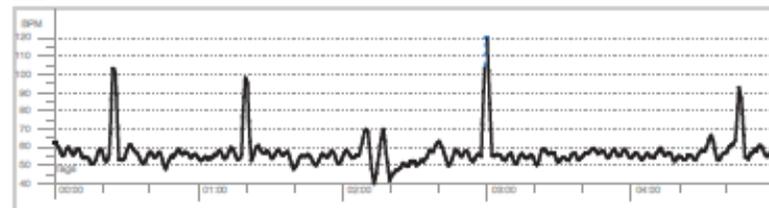
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



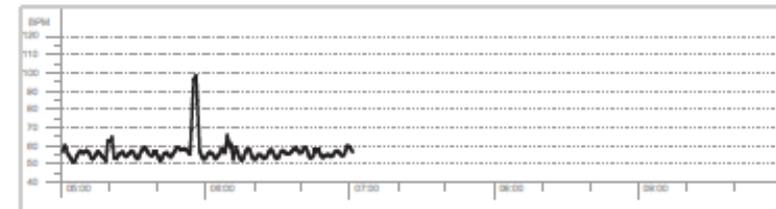
Session Results

Proband 28  
20 Okt 2013 - 06:36 pm

DOB: 06 Mär 1981  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 59

HRV



Proband 29

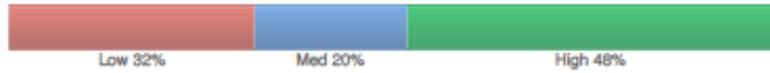
Session Results

proband 29  
22 Okt 2013 - 04:50 pm

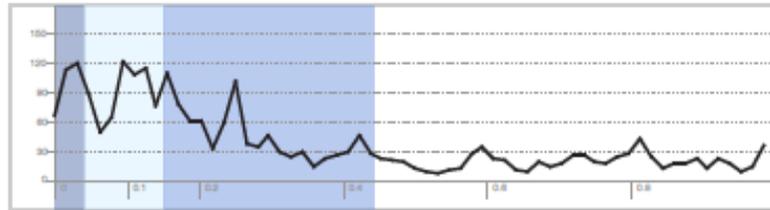
DOB: 19 Jun 1968  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 72

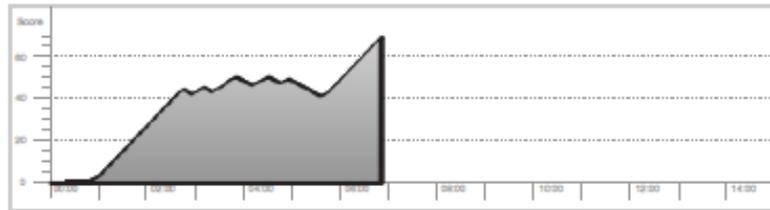
Coherence Ratio



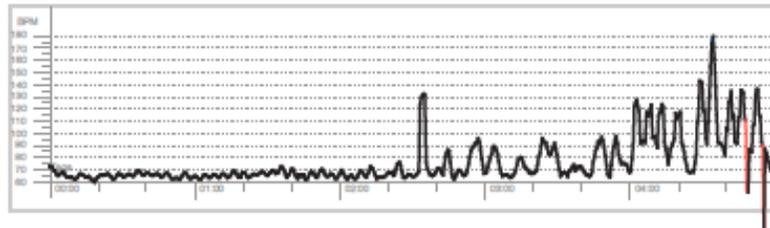
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



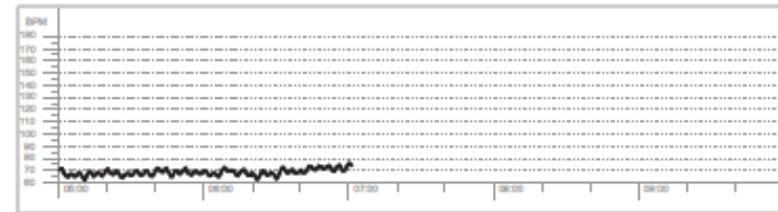
Session Results

proband 29  
22 Okt 2013 - 04:50 pm

DOB: 19 Jun 1968  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 72

HRV



Proband 30

Session Results

proband 30  
24 Okt 2013 - 01:06 pm

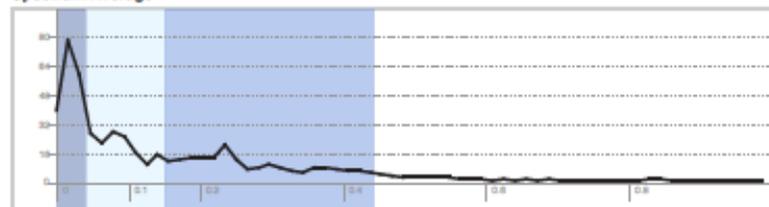
DOB: 05 Dez 1966  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 65

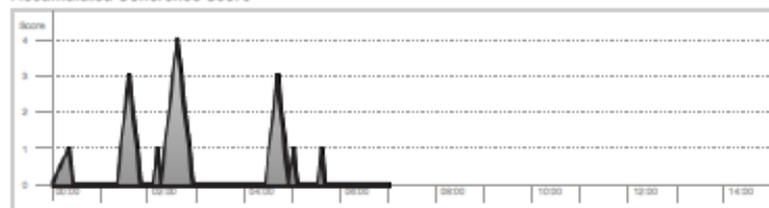
Coherence Ratio



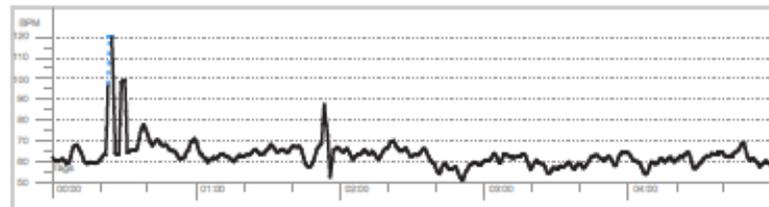
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



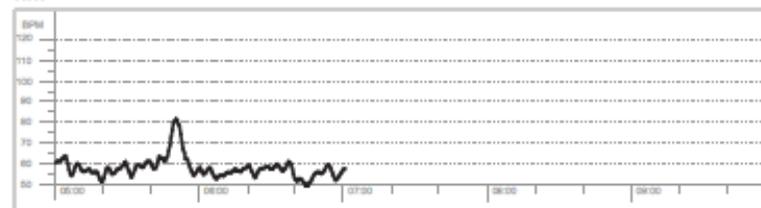
Session Results

proband 30  
24 Okt 2013 - 01:06 pm

DOB: 05 Dez 1966  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 65

HRV



Proband 31

Session Results

proband 31  
28 Okt 2013 - 09:43 am

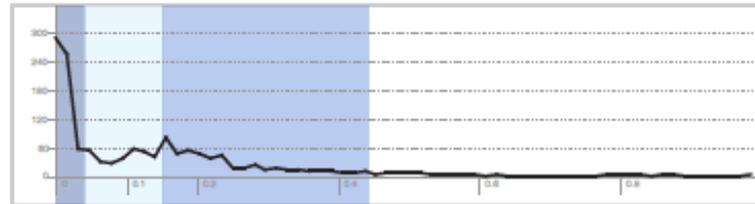
DOB: 15 Mai 1972  
Challenge Level:1

Duration: 07:26  
Avg HR: 59

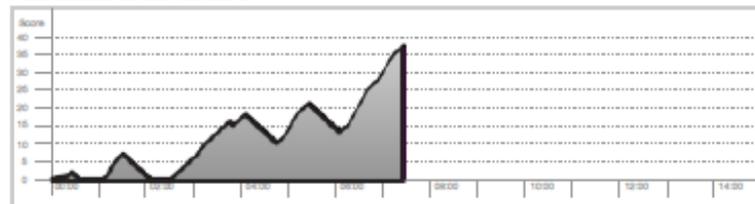
Coherence Ratio



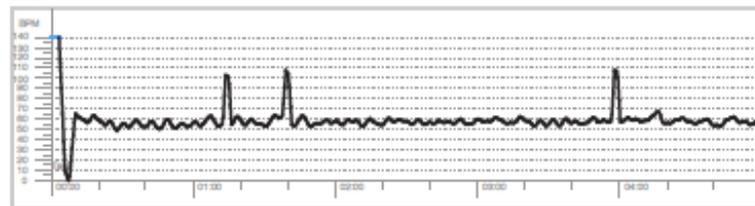
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



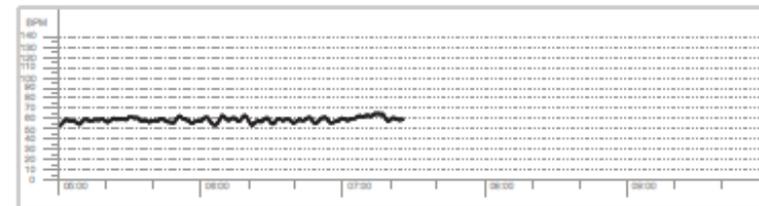
Session Results

proband 31  
28 Okt 2013 - 09:43 am

DOB: 15 Mai 1972  
Challenge Level:1

Duration: 07:26  
Avg HR: 59

HRV



Proband 32

Session Results

proband 32  
09 Dez 2013 - 12:03 pm

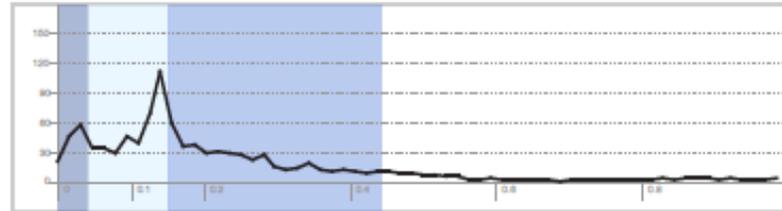
DOB: 01 Jän 1996  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 60

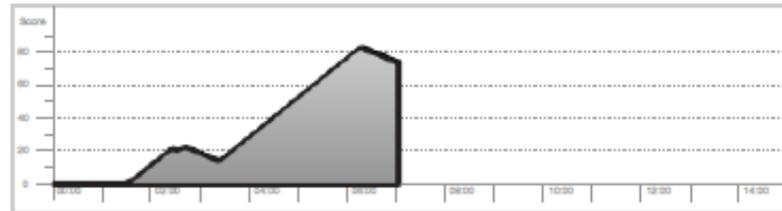
Coherence Ratio



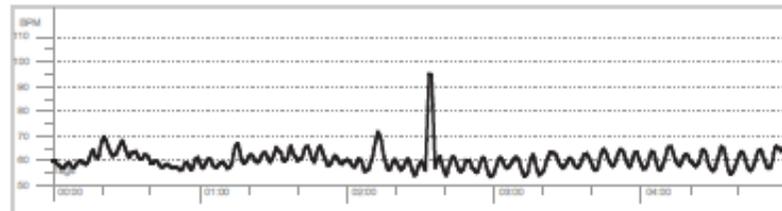
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



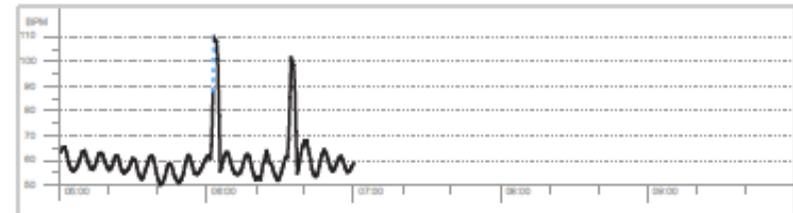
Session Results

proband 32  
09 Dez 2013 - 12:03 pm

DOB: 01 Jän 1996  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 60

HRV



Proband 33

Session Results

Proband 33  
28 Okt 2013 - 06:41 pm

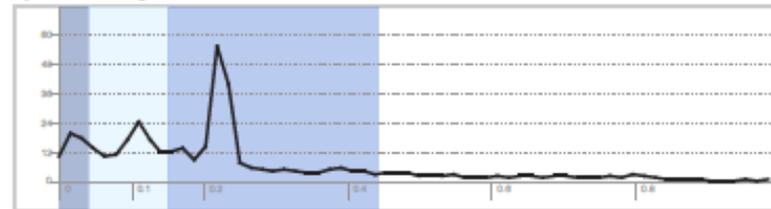
DOB: 27 Mär 1971  
Challenge Level:1

Duration: 06:59  
Avg HR: 62

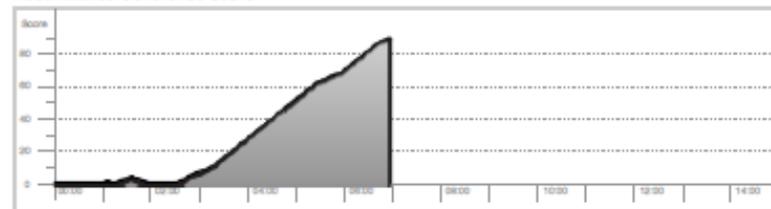
Coherence Ratio



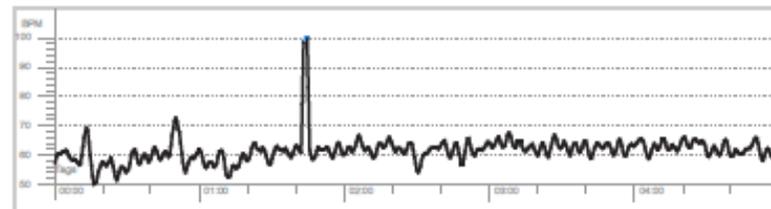
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



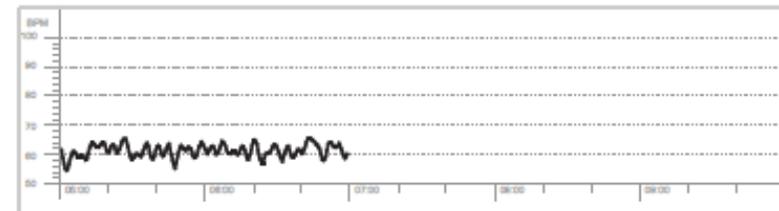
Session Results

Proband 33  
28 Okt 2013 - 06:41 pm

DOB: 27 Mär 1971  
Challenge Level:1

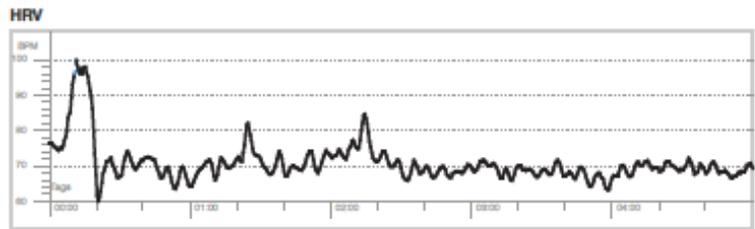
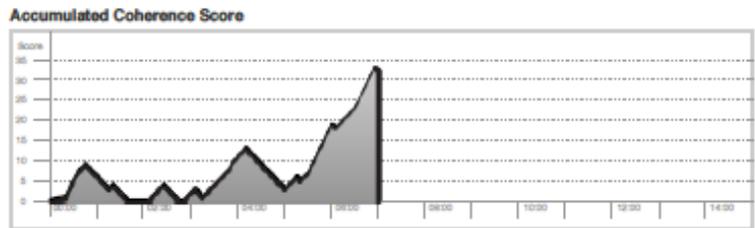
Duration: 06:59  
Avg HR: 62

HRV

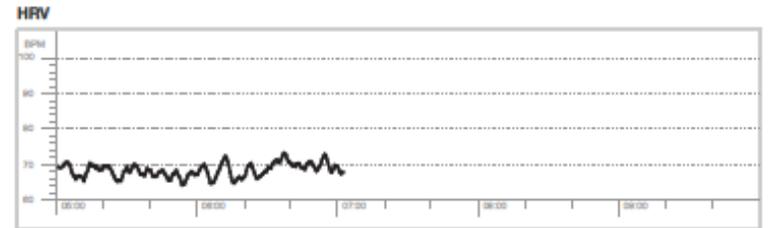


Proband 34

**Session Results**  
Proband 34  
29 Okt 2013 - 01:52 pm  
DOB: 13 Aug 1965  
Challenge Level:1  
Duration: 07:03  
Avg HR: 73



**Session Results**  
Proband 34  
29 Okt 2013 - 01:52 pm  
DOB: 13 Aug 1965  
Challenge Level:1  
Duration: 07:03  
Avg HR: 73





Proband 36

Session Results

Proband 36  
28 Okt 2013 - 10:53 am

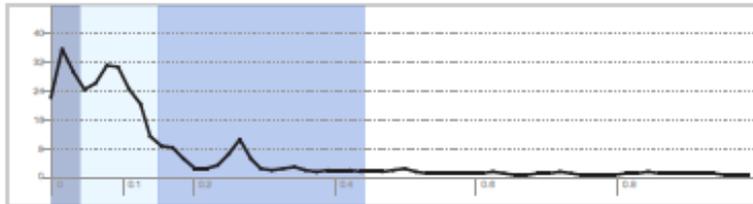
DOB: 01 Mai 1973  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 62

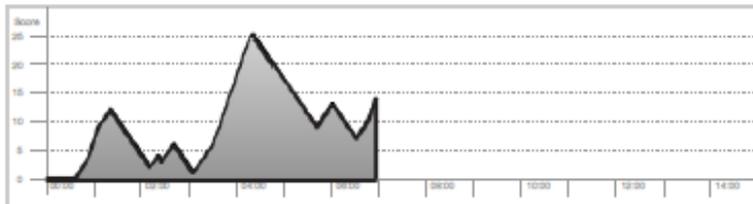
Coherence Ratio



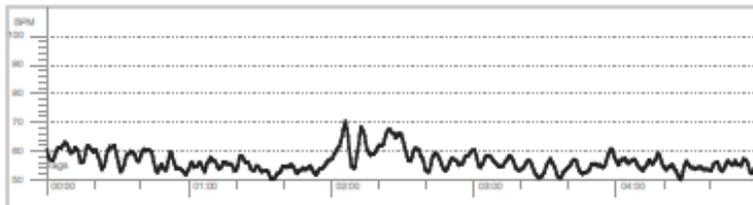
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



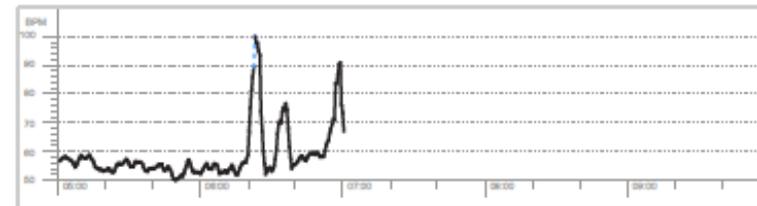
Session Results

Proband 36  
28 Okt 2013 - 10:53 am

DOB: 01 Mai 1973  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 62

HRV



Proband 37

Session Results

Proband 37  
04 Nov 2013 - 04:50 pm

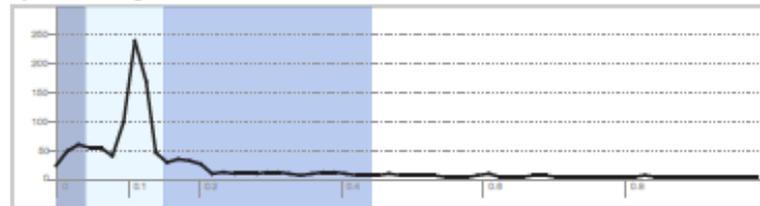
DOB: 05 Feb 1984  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 68

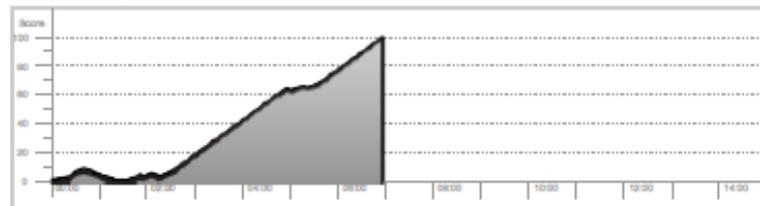
Coherence Ratio



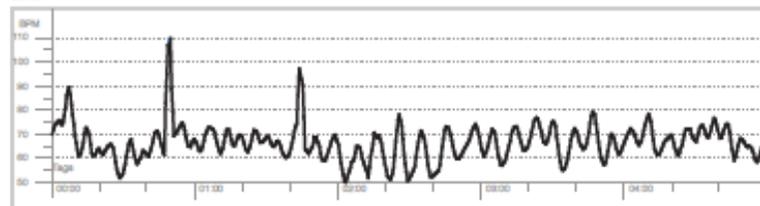
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



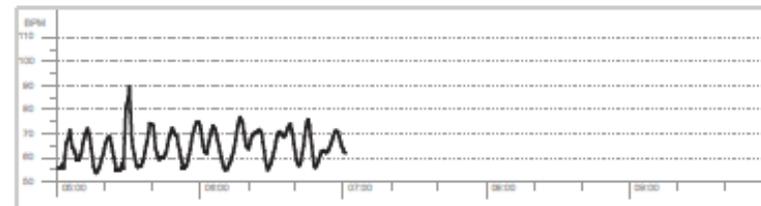
Session Results

Proband 37  
04 Nov 2013 - 04:50 pm

DOB: 05 Feb 1984  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 68

HRV



Proband 38

Session Results

Proband 38  
22 Okt 2013 - 01:38 pm

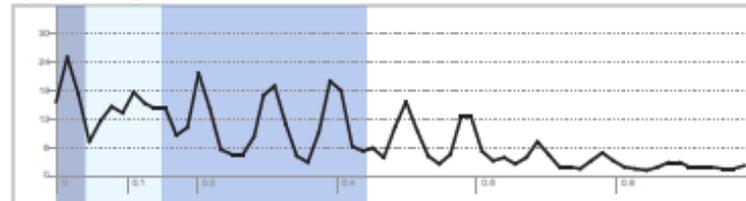
DOB: 01 Jän 1976  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 76

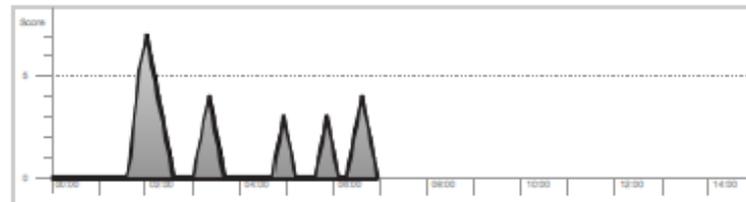
Coherence Ratio



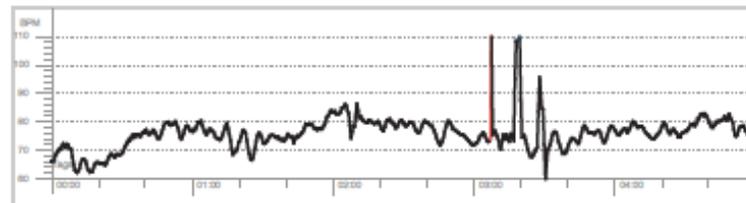
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



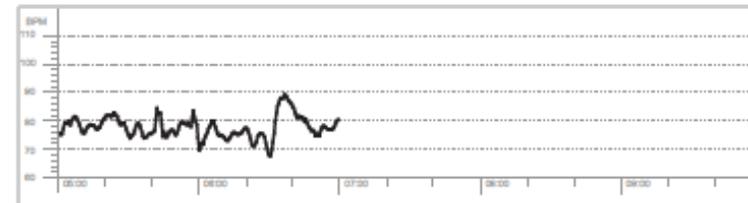
Session Results

Proband 38  
22 Okt 2013 - 01:38 pm

DOB: 01 Jän 1976  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 76

HRV



Proband 39

Session Results

Proband 39  
21 Okt 2013 - 01:58 pm

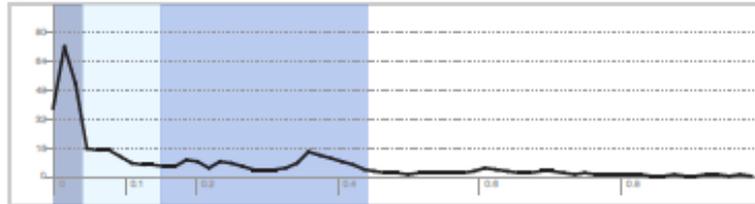
DOB: 24 Apr 1983  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 61

Coherence Ratio



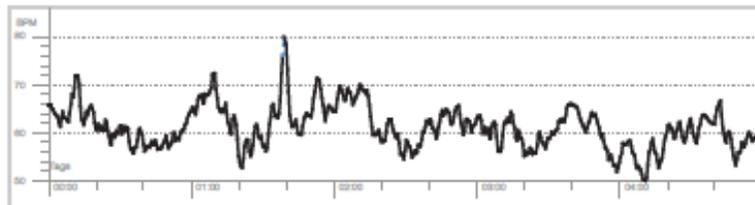
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



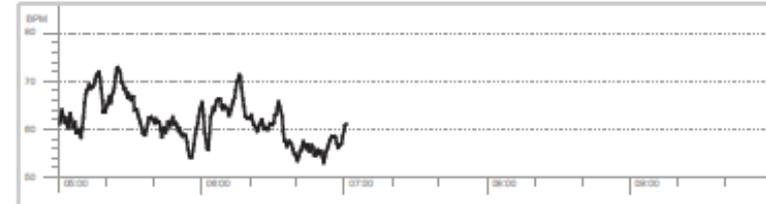
Session Results

Proband 39  
21 Okt 2013 - 01:58 pm

DOB: 24 Apr 1983  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 61

HRV



Proband 40

Session Results

Proband 40  
04 Nov 2013 - 10:04 am

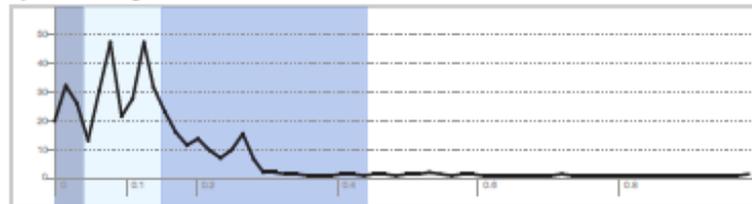
DOB: 30 Aug 1974  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 77

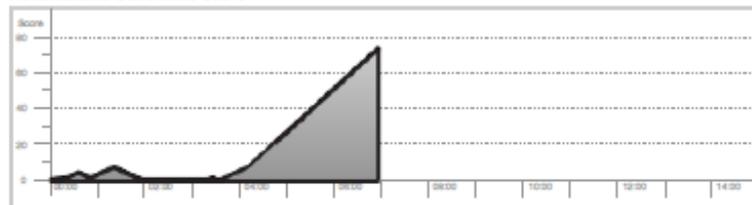
Coherence Ratio



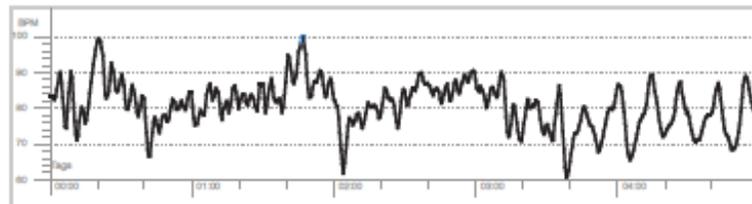
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



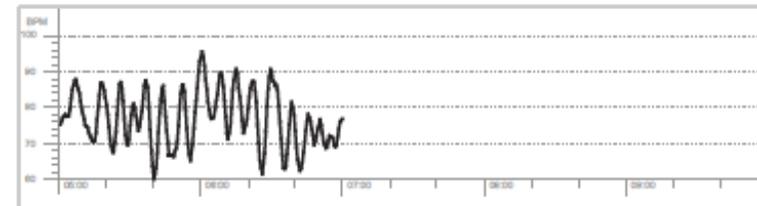
Session Results

Proband 40  
04 Nov 2013 - 10:04 am

DOB: 30 Aug 1974  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 77

HRV



Proband 41

Session Results

Proband 41  
31 Okt 2013 - 08:14 am

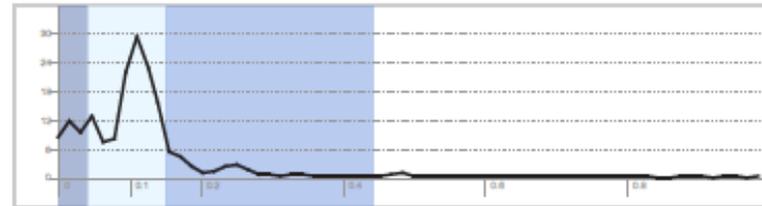
DOB: 18 Dez 1974  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 71

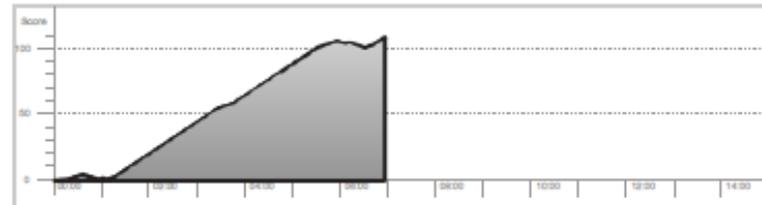
Coherence Ratio



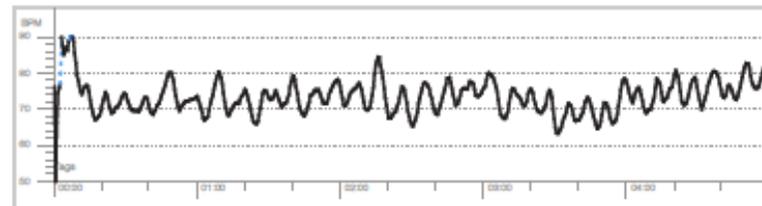
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



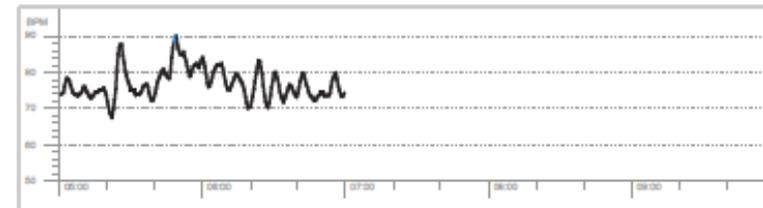
Session Results

Proband 41  
31 Okt 2013 - 08:14 am

DOB: 18 Dez 1974  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 71

HRV





# Proband 43

## Session Results

Proband 43  
15 Dez 2013 - 01:05 pm

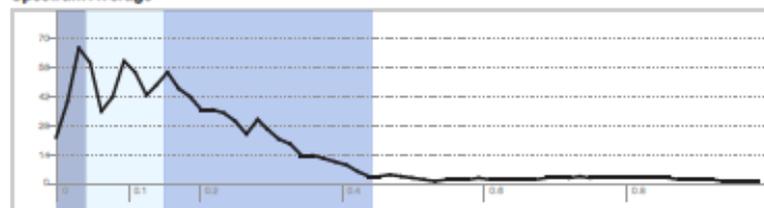
DOB: 14 Apr 1970  
Challenge Level: 1

Duration: 07:01  
Avg HR: 52

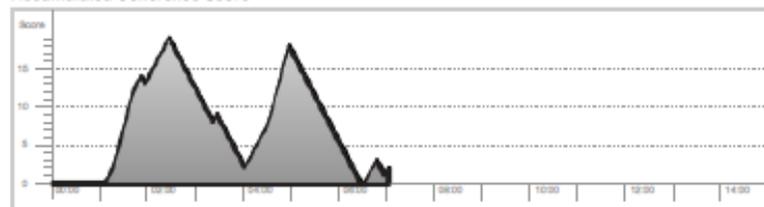
### Coherence Ratio



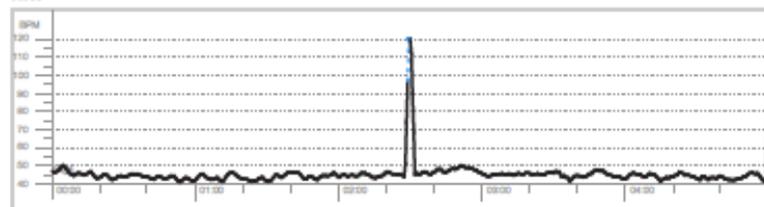
### Spectrum Average



### Accumulated Coherence Score



### HRV



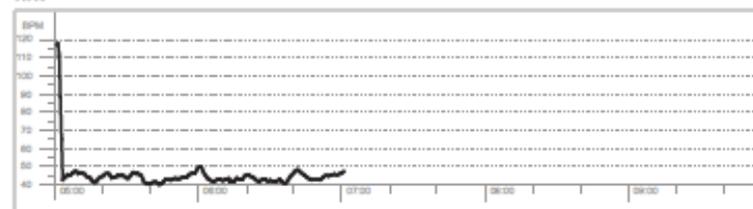
## Session Results

Proband 43  
15 Dez 2013 - 01:05 pm

DOB: 14 Apr 1970  
Challenge Level: 1

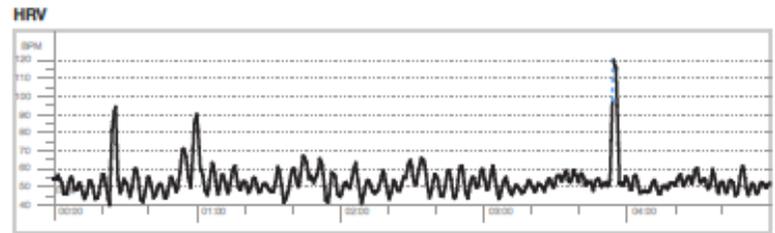
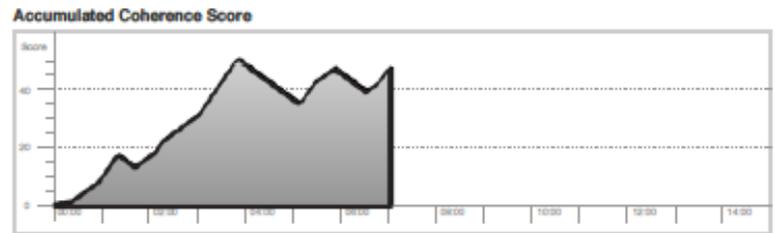
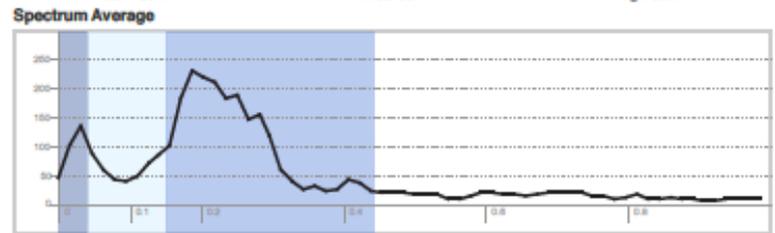
Duration: 07:01  
Avg HR: 52

### HRV

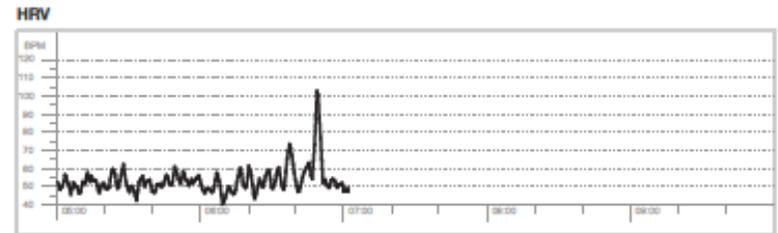


Proband 44

**Session Results**  
Proband 44  
14 Dez 2013 - 04:08 pm  
DOB: 23 Okt 1987  
Challenge Level:1  
Duration: 07:02  
Avg HR: 58



**Session Results**  
Proband 44  
14 Dez 2013 - 04:08 pm  
DOB: 23 Okt 1987  
Challenge Level:1  
Duration: 07:02  
Avg HR: 58



Proband 45

Session Results

Proband 45  
08 Jän 2014 - 11:42 am

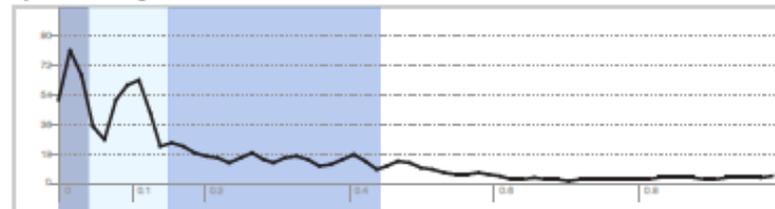
DOB: 02 Jän 1980  
Challenge Level: 1

Duration: 07:03  
Avg HR: 57

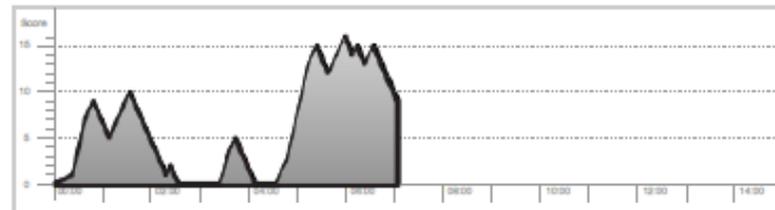
Coherence Ratio



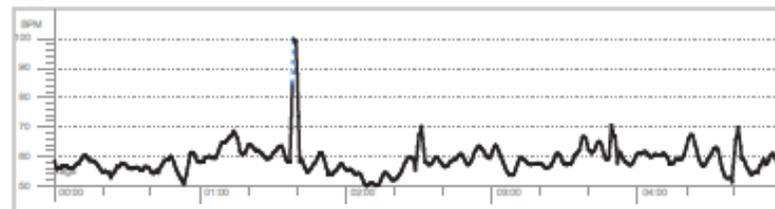
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



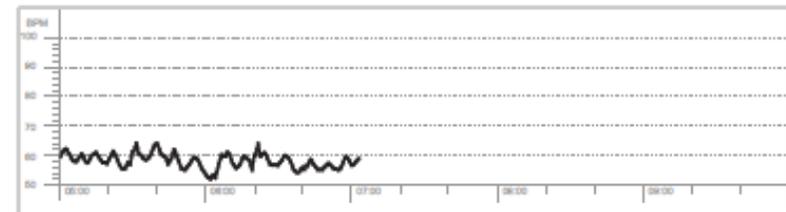
Session Results

Proband 45  
08 Jän 2014 - 11:42 am

DOB: 02 Jän 1980  
Challenge Level: 1

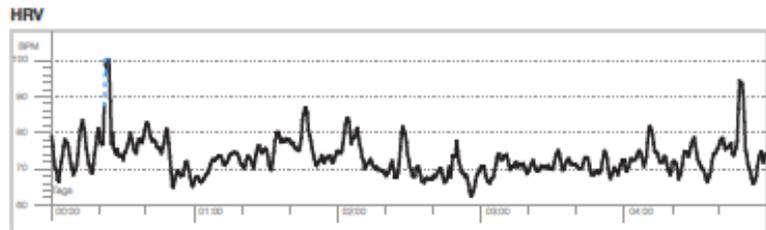
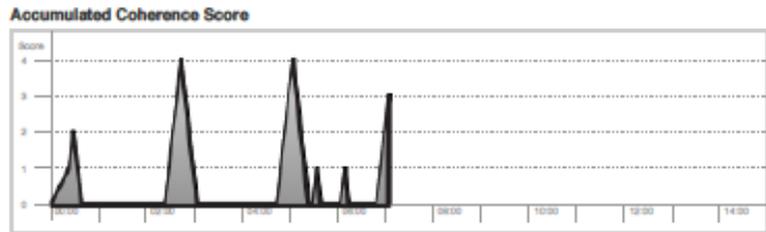
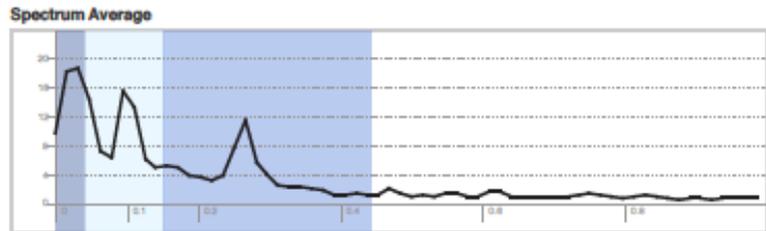
Duration: 07:03  
Avg HR: 57

HRV

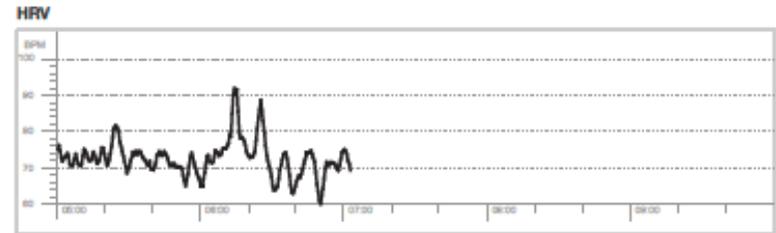


Proband 46

Session Results  
Proband 46  
14 Dez 2013 - 02:04 pm  
DOB: 31 Aug 1987  
Challenge Level:1  
Duration: 07:03  
Avg HR: 78



Session Results  
Proband 46  
14 Dez 2013 - 02:04 pm  
DOB: 31 Aug 1987  
Challenge Level:1  
Duration: 07:03  
Avg HR: 78



Proband 47

Session Results

Proband 47  
14 Dez 2013 - 02:14 pm

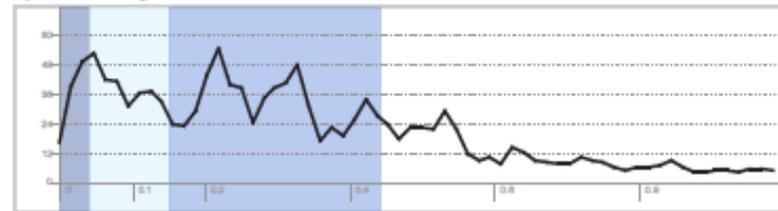
DOB: 29 Sep 1975  
Challenge Level: 1

Duration: 07:02  
Avg HR: 68

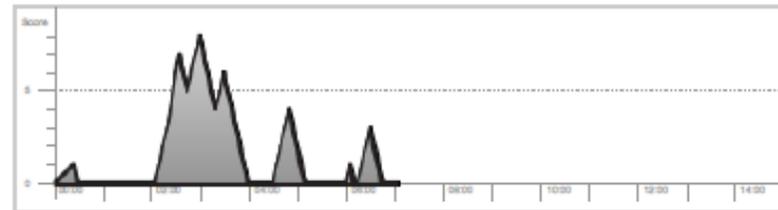
Coherence Ratio



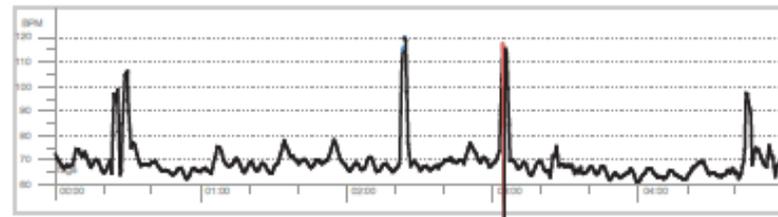
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



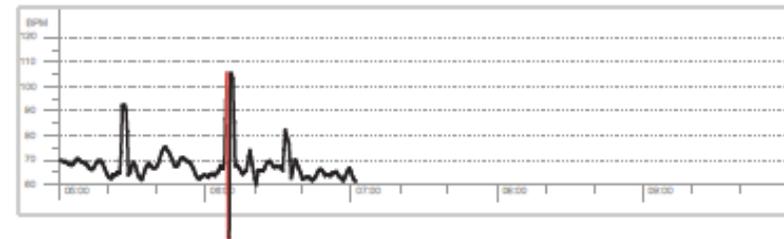
Session Results

Proband 47  
14 Dez 2013 - 02:14 pm

DOB: 29 Sep 1975  
Challenge Level: 1

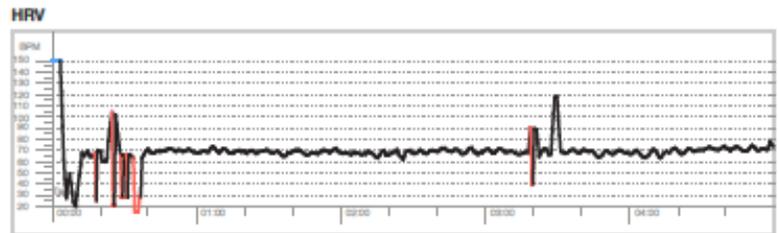
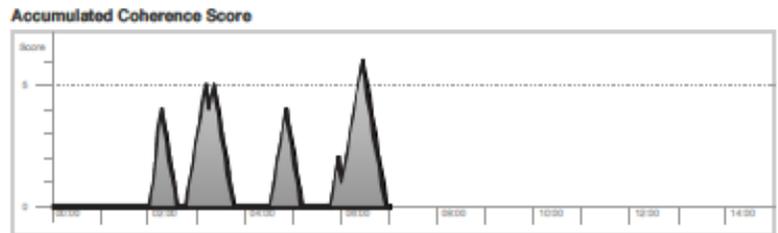
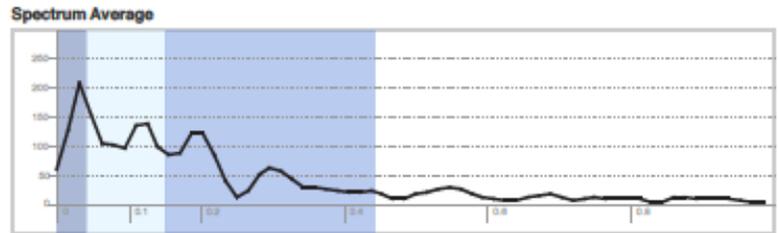
Duration: 07:02  
Avg HR: 68

HRV

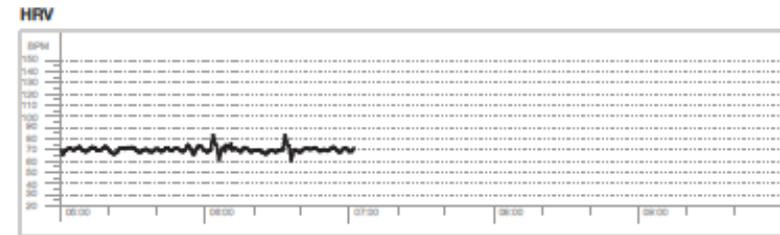


Proband 48

**Session Results**  
 Proband 48  
 17 Dez 2013 - 08:13 am  
 Female  
 Challenge Level:1  
 Duration: 07:02  
 Avg HR: 72

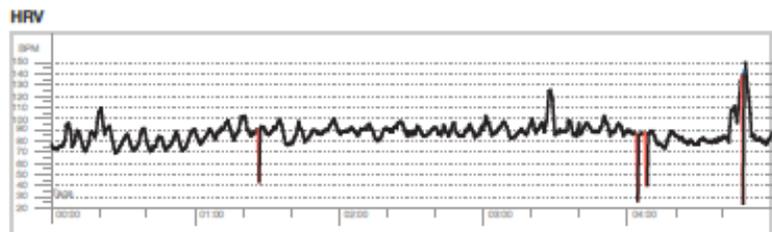
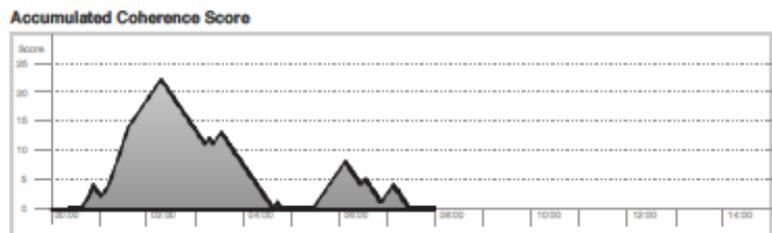


**Session Results**  
 Proband 48  
 17 Dez 2013 - 08:13 am  
 Female  
 Challenge Level:1  
 Duration: 07:02  
 Avg HR: 72

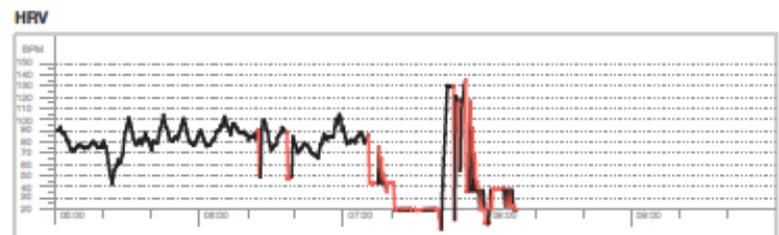


Proband 49

**Session Results**  
 Proband 49 DOB: 01 Feb 1978 Duration: 08:13  
 07 Nov 2013 - 10:48 am Challenge Level:1 Avg HR: 75



**Session Results**  
 Proband 49 DOB: 01 Feb 1978 Duration: 08:13  
 07 Nov 2013 - 10:48 am Challenge Level:1 Avg HR: 75



Proband 50

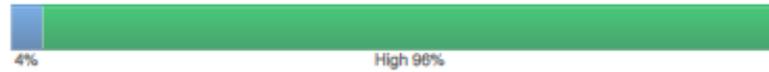
Session Results

Proband 50  
10 Jän 2014 - 01:30 pm

DOB: 25 Jul 1977  
Challenge Level:1

Duration: 07:03  
Avg HR: 66

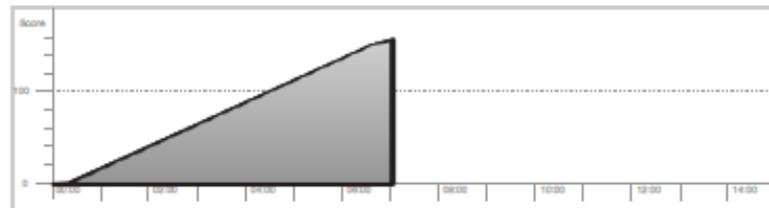
Coherence Ratio



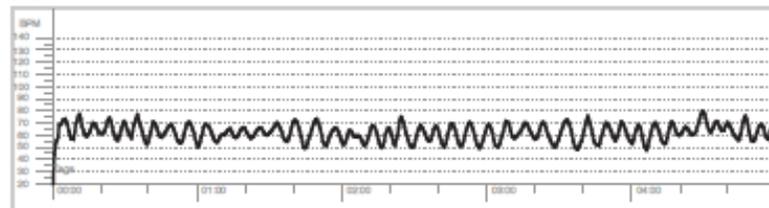
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



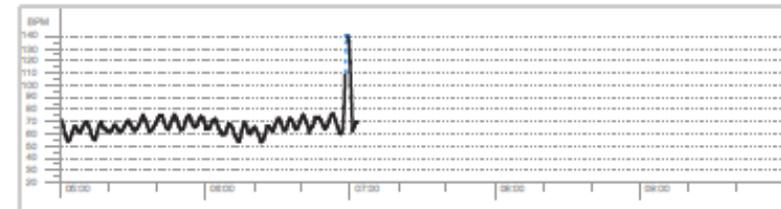
Session Results

Proband 50  
10 Jän 2014 - 01:30 pm

DOB: 25 Jul 1977  
Challenge Level:1

Duration: 07:03  
Avg HR: 66

HRV



Proband 51

Session Results

Proband 51  
13 Jän 2014 - 11:48 am

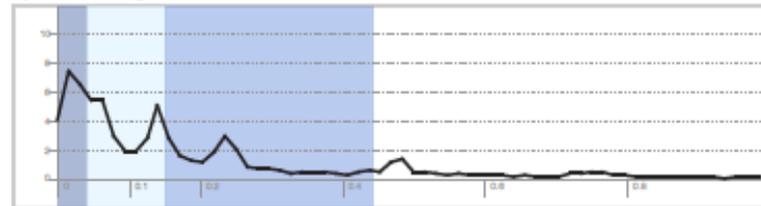
DOB: 01 Feb 1974  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 75

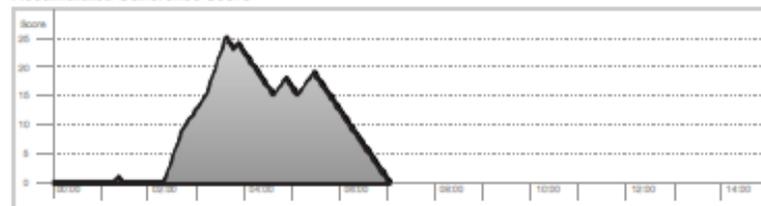
Coherence Ratio



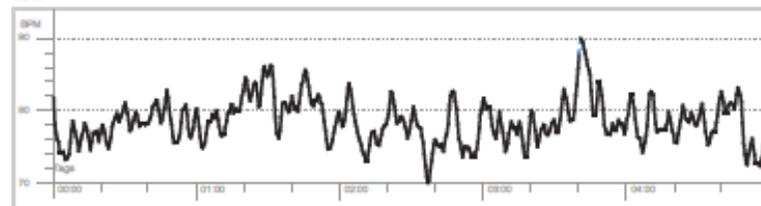
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



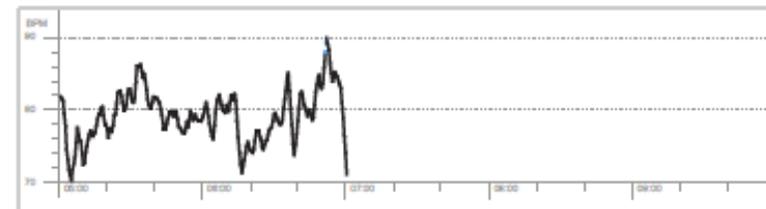
Session Results

Proband 51  
13 Jän 2014 - 11:48 am

DOB: 01 Feb 1974  
Challenge Level:1

Duration: 07:01  
Avg HR: 75

HRV



Proband 52

Session Results

Proband 52  
19 Dez 2013 - 08:35 am

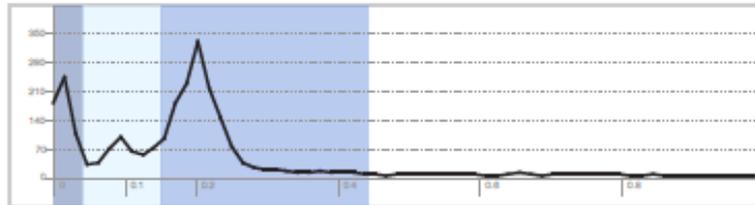
DOB: 13 Mai 1974  
Challenge Level:1

Duration: 07:00  
Avg HR: 61

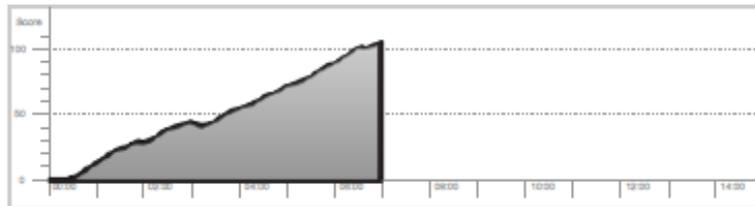
Coherence Ratio



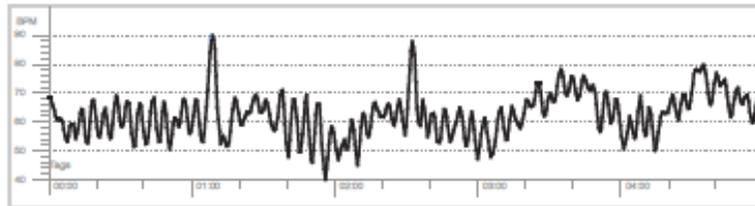
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



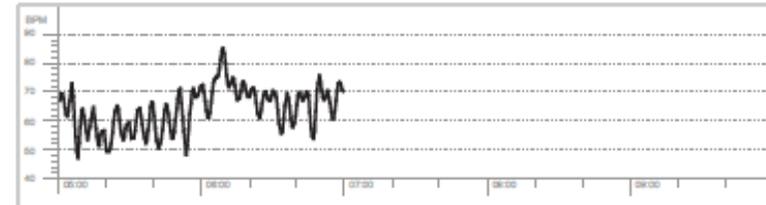
Session Results

Proband 52  
19 Dez 2013 - 08:35 am

DOB: 13 Mai 1974  
Challenge Level:1

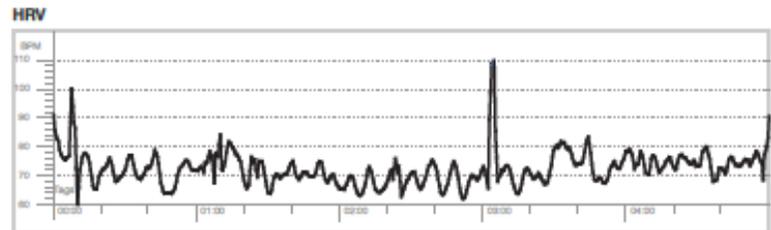
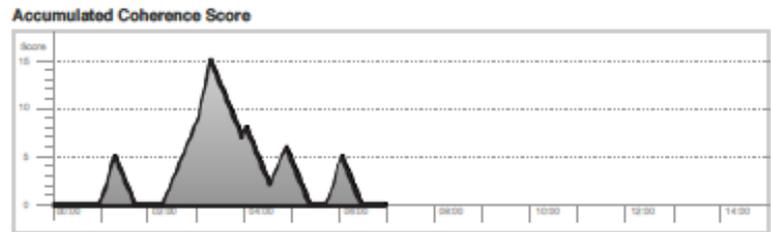
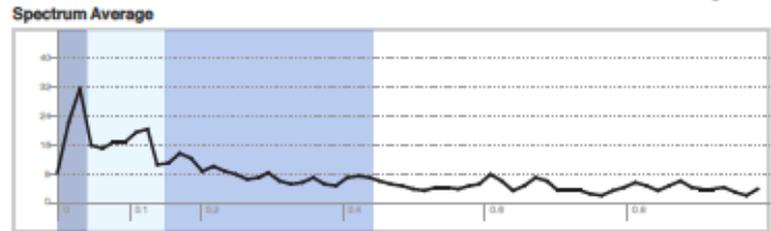
Duration: 07:00  
Avg HR: 61

HRV

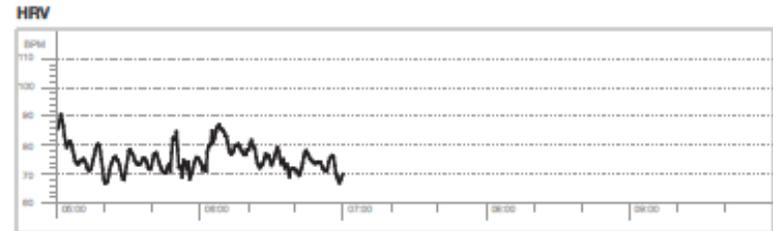


Proband 53

**Session Results**  
Proband 53  
16 Dez 2013 - 09:44 am  
DOB: 10 Mär 1977  
Challenge Level:1  
Duration: 07:00  
Avg HR: 77



**Session Results**  
Proband 53  
16 Dez 2013 - 09:44 am  
DOB: 10 Mär 1977  
Challenge Level:1  
Duration: 07:00  
Avg HR: 77



Proband 54

Session Results

Proband 54  
21 Dez 2013 - 04:14 pm

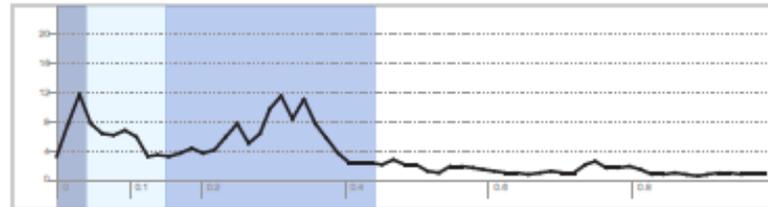
DOB: 04 Feb 1977  
Challenge Level:1

Duration: 07:02  
Avg HR: 67

Coherence Ratio



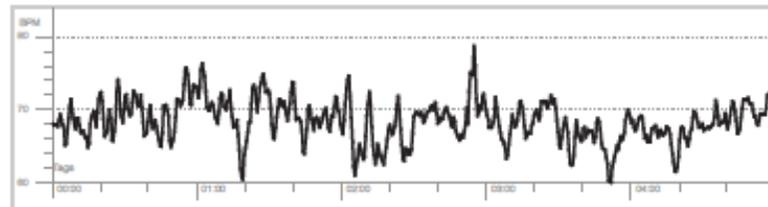
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



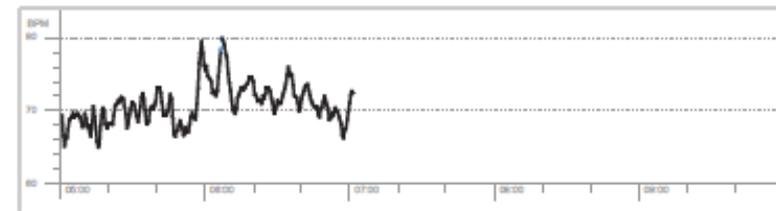
Session Results

Proband 54  
21 Dez 2013 - 04:14 pm

DOB: 04 Feb 1977  
Challenge Level:1

Duration: 07:02  
Avg HR: 67

HRV



Proband 55

Session Results

Proband 55  
08 Jän 2014 - 09:36 am

DOB: 12 Jän 1968  
Challenge Level:1

Duration: 07:02  
Avg HR: 56

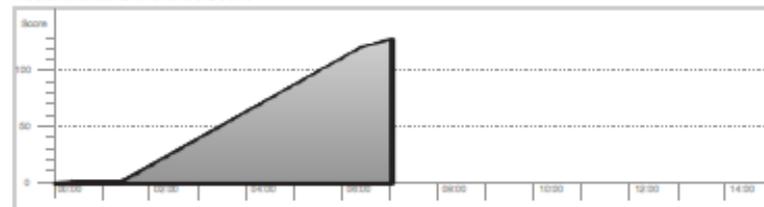
Coherence Ratio



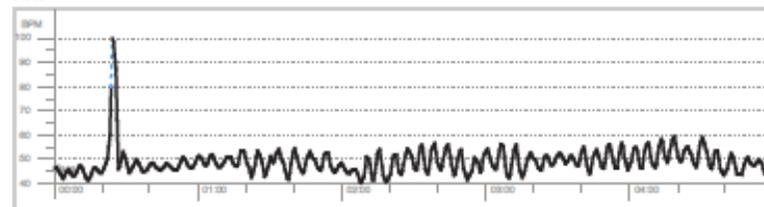
Spectrum Average



Accumulated Coherence Score



HRV



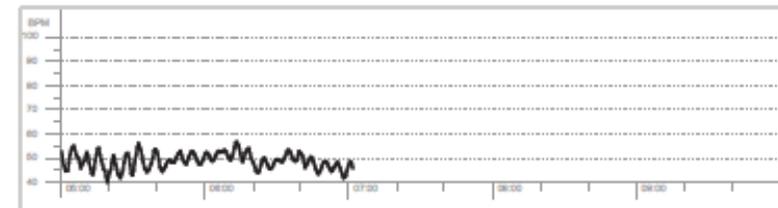
Session Results

Proband 55  
08 Jän 2014 - 09:36 am

DOB: 12 Jän 1968  
Challenge Level:1

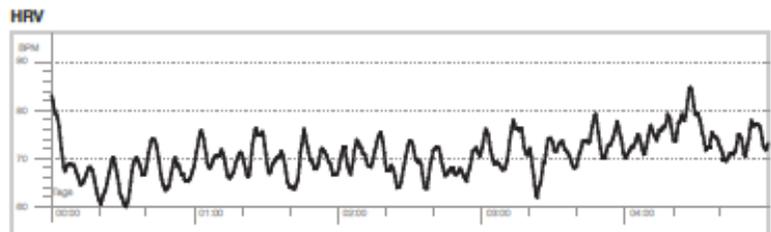
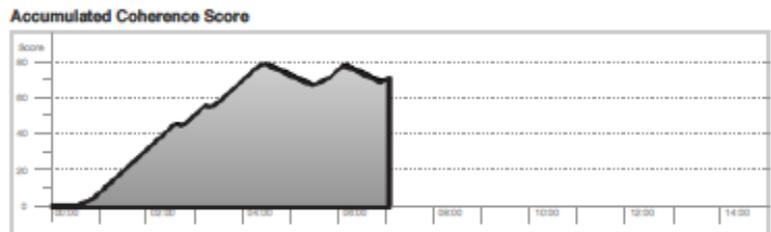
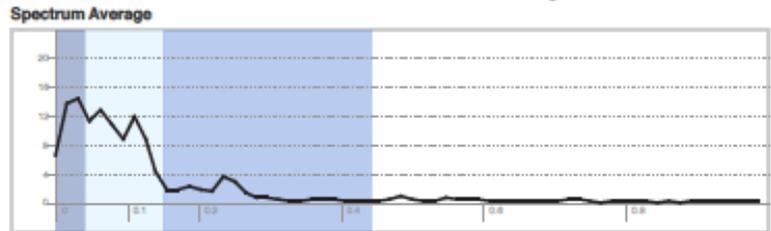
Duration: 07:02  
Avg HR: 56

HRV



Proband 56

**Session Results**  
Proband 56  
19 Dez 2013 - 10:09 am  
DOB: 30 Sep 1979  
Challenge Level:1  
Duration: 07:01  
Avg HR: 73



**Session Results**  
Proband 56  
19 Dez 2013 - 10:09 am  
DOB: 30 Sep 1979  
Challenge Level:1  
Duration: 07:01  
Avg HR: 73

