

Diplomarbeit

**„Bungy Jumping“- Eine Analyse der
Herzfrequenzdynamik**

eingereicht von

Ann-Sophie Herbst

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktorin der gesamten Heilkunde
(Dr. med. univ.)**

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt am

Lehrstuhl für Physiologie & Pathophysiologie

unter der Anleitung von Betreuer*innen

Sen.Lecturer Priv.-Doz. Dipl.-Ing. Dr. Helmut Karl Lackner

Mag. rer. nat. Alexander Müller

Graz, 25.06.2024

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 25.06.2024

Ann-Sophie Herbst eh

Danksagungen

Allen voran möchte ich meinem Diplomarbeitsbetreuer, Priv.-Doz. Dipl.-Ing. Dr. Helmut K. Lackner, für seine nicht enden wollende Geduld über all die Jahre mit mir danken. Er hatte stets für all meine Fragen ein offenes Ohr, egal wie absurd sie waren, und reichte mir Hand als ich im Sumpf der Statistik unterzugehen drohte. Es war mir über all die Zeit eine große Freude, einen kleinen Teil deines riesigen Universums des Wissens kennenlernen zu dürfen. Vielen lieben Dank, Helmut!

Ebenfalls möchte ich mich bei meinem Zweitbetreuer, Mag. rer. Nat. Alexander Müller, herzlich bedanken. Er war damals von Anfang an unterstützend bei der Entstehung der Idee hinter dieser Diplomarbeit dabei.

Ein besonderer Dank gilt Oberst Mag. (FH) Michael Moser von der Theresianischen Militärakademie in Wiener Neustadt, für die Unterstützung bei der Planung und Durchführung der Studie sowie für das zur Verfügung stellen der Örtlichkeiten und der Proband*innen.

Der womöglich wichtigste Dank gilt aber meiner Familie, allen voran meinen Eltern Christina und Christoph, sowie meinen Großeltern Ingrid und Wilhelm. Ohne sie wäre es mir niemals möglich gewesen, dieses Studium bzw. diese große Reise anzutreten. Egal wie schwierig die Situation auch war, gemeinsam konnten sie mich stets motivieren und vermittelten mir immer das Gefühl, stolz auf mich zu sein.

Und last but not least gilt ein großer Dank meinem Freund Xaver, der mich fast durch mein gesamtes Studium begleitet hat, alle Höhen gefeiert sowie alle Tiefen mit mir durchtaucht hat.

Zusammenfassung

Der Umgang mit Stress spielt im Alltag des Menschen eine große Rolle. Um das Stressniveau messen und darstellen zu können, eignet sich die Herzratenvariabilität mit ihrer Vielzahl an Kennwerten. Diese Diplomarbeit befasst sich mit der Fragestellung der kardiovaskulären Reaktionsdynamik einer gesunden Proband*innengruppe, im Rahmen einer Stresssituation. Die Testungen dieser Studie wurden an zwei unterschiedlichen Messtagen durchgeführt, wobei einer der beiden Tage in einer ruhigen Woche ohne Stressor stattfand, um Vergleichswerte in einem relativ entspannten Umfeld zu ermitteln. Der zweite Messtag war jener, an dem es durch einen bevorstehenden „Bungy-Sprung“ möglich war, auch Messungen in der Antizipationsphase, dem Sprung selbst sowie danach zu generieren. Die Daten, welche im Rahmen der Studie erhoben wurden, waren die Herzfrequenz als kardiovaskuläre Größe sowie eine Auswahl der Kennwerte der Herzratenvariabilität (HRV), welche durch die kontinuierliche Messung mittels EKG erhoben wurden. Ein besonderer Aspekt dieser Diplomarbeit war auch die Messung der HF sowie der ausgewählten Kennwerte der HRV während des sogenannten Mittenecker Zeigeversuchs (MPT), welcher als Test für kognitive bzw. exekutive Fähigkeiten ebenfalls im Rahmen der Studie an beiden Messtagen durchgeführt wurde. Zusätzlich widmet sich diese Diplomarbeit auch der Interpretation der Herzfrequenzdynamik während des Bungy-Sprunges und inwiefern es einen Zusammenhang mit dem Aktivierungsniveau der Proband*innen aus dem vorher durchgeführten Mittenecker Pointing Test gibt. Untersucht wurden auch die verschiedenen Aktivierungsniveaus der Proband*innen, sowie die statistisch signifikanten Unterschiede der ausgewählten Kennwerte der HRV sowie der mittleren Herzfrequenz während des MPTs am Bungy-Sprung Tag im Vergleich zum Ruhetag. Trotz des MPTs konnten die Fährliche auch am Tag des Stressors adäquate Entscheidungen treffen. Die Übersicht über die vier Ruhephasen R0, R1, R2 und R4 an Tag A zeigte ein weitaus höheres Aktivierungsniveau in den beiden Ruhephasen vor dem Bungy-Sprung (R0 und R1) im Vergleich zu den Post-Stressor-Phasen (R2 und R4). Der Vergleich der Ruhephasen nach dem MPT, an beiden Testtagen, deckte die physischen Auswirkungen des drohenden Bungy-Sprunges im Sinne einer Antizipationsphase auf. Die letzte Analyse der Diplomarbeit galt der Herzfrequenzdynamik des Bungy-Sprunges, welche sich

graphisch im Sinne der Erholung eindrucksvoll darstellte. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass die Proband*innen verschiedene Aktivierungsniveaus aufweisen, jedoch in vielen Phasen der Messungen ähnlich auf Stress reagierten. Wie erwartet, zeigte die Antizipationsphase des Stressors an Tag A bereits bei allen Proband*innen ein erhöhtes Stressniveau mit veränderten Kennwerten der HRV im Vergleich zu Tag B. Anhand der Werte der vier Ruhephasen an Tag A zeigte sich eine Gruppe, welche mit höherem Aktivierungsniveau startete und sich auch gut erholte. Die RMSSD, als vagaler Kennwert, zeigte dass dies eine aktive Erholung zu sein scheint, da die Werte der RMSSD in dieser erwähnten Gruppe sanken.

Abstract

Dealing with stress plays a major role in people's everyday lives. Heart rate variability, with its multitude of parameters, is suitable for measuring and displaying stress levels. This thesis deals with the question of the dynamics of cardiovascular reaction of a healthy group of test subjects in a stressful situation. The tests in this study were carried out on two different measurement days, with one of the two days taking place in a quiet week without stressors in order to determine comparative values in a relatively relaxed environment. The second measurement day was the one on which an upcoming "bungee jump" made it possible to generate measurements in the anticipation phase, the jump itself and afterwards. The data collected as part of the study were heart rate as a cardiovascular variable and a selection of the parameters of heart rate variability (HRV), which were collected through continuous measurement using an ECG. A special aspect of this thesis was the measurement of the heart rate and the selected parameters of the HRV during the so-called Mittenecker Pointing Test (MPT), which was also carried out as a test for cognitive and executive skills as part of the study on both measurement days. In addition, this thesis is also devoted to the interpretation of the heart rate dynamics during the bungee jump and to what extent there is a connection with the activation level of the test subjects from the Mittenecker Pointing Test carried out previously. The different activation levels of the test subjects were also examined, as well as the statistically differences in the selected parameters of the HRV and the mean heart rate during the MPT on the bungee jump day compared to the rest day. Despite the MPT, the test subjects were able to make adequate decisions even on the day of the stressor. The overview of the four rest phases R0, R1, R2 and R4 on day A showed a much higher level of activation in the two rest phases before the bungee jump (R0 and R1) compared to the post-stressor phases (R2 and R4). The comparison of the rest phases after the MPT, on both days revealed physical effects of the impending bungee jump in the sense of an anticipation phase. The last analysis of the thesis was on the heart rate dynamics of the bungee jump, which was impressively represented graphically in terms of recovery.

The results of this study showed that the test subjects had different levels of activation, but reacted similarly to stress in many phases of the measurements. As expected, the anticipation phase of the stressor on day A already showed an

increased stress level in all test subjects with changed HRV parameters compared to day B. Based on the values of the four rest phases on day A, a group was shown that represented itself with a higher level of activation at the beginning and also recovered well. The RMSSD, as a vagal measure, showed that this seems to be an active recovery, since the values of the RMSSD decreased in this mentioned group.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen.....	3
Zusammenfassung	4
Abstract.....	6
Abkürzungen und deren Erklärung	10
Abbildungsverzeichnis	11
Tabellenverzeichnis	13
1. Einleitung	14
1.1 Das autonome Nervensystem	14
1.1.1 Herz und autonomes Nervensystem	15
1.2 Die Herzratenvariabilität	17
1.2.1 Zeitbezogene Parameter der HRV	18
1.2.2 Frequenzbezogene Parameter der HRV	20
1.3 Stress	21
1.3.1 Die Auswirkungen von Stress auf den Körper	21
1.3.2 Die Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse	22
1.3.3 Die HRV als Stress-Index	23
1.3.4 Einfluss von physischem Stress insbesondere auf die HRV	24
1.3.5 Einfluss von psychischem Stress auf die HRV	25
1.4 Die Exekutivfunktion.....	25
1.5 Psychophysiologische Erholung.....	26
1.6 Fragestellungen.....	26
2. Material und Methode	28
2.1 Stichprobe	28
2.2 Datenerhebung.....	29
2.3 Mittenecker Pointing Test (Mittenecker Zeigeversuch).....	29
2.4 Ablauf der Testtage	31
2.5 Statistische Analyse	32
3. Ergebnisse	34

3.1 Fragestellung 1: Aktivierungsniveau der Proband*innen und Gruppeneinteilung	34
3.2 Fragestellung 2a: Herzfrequenz und Kenngrößen der HRV während des MPT im Sitzen	39
3.3 Fragestellung 2b: Ergebnisse des MPT, Auswahlkriterien der Theresianischen Militärakademie	42
3.4 Fragestellung 3a: Unterschied der HRV-Kennwerte in den Ruhephasen vor und nach dem Bungy-Sprung.....	44
3.5 Fragestellung 3b: Kardiovaskuläre Veränderung in Antizipation eines Stressors im Stehen	47
3.6 Fragestellung 4: Herzfrequenzdynamik während des Bungy-Sprunges, Unterschied abhängig vom Aktivitätsniveau.....	50
4. Diskussion.....	52
4.1 Diskussion der Fragestellungen	52
4.2 Schlussfolgerung	56
Literaturverzeichnis	57

Abkürzungen und deren Erklärung

- ACTH = Adrenocorticotropin
- ANS = autonomes Nervensystem
- cAMP = cyclisches Adenosinmonophosphat
- CR = Context Redundancy
- CRH = Corticotropin-Releasing-Hormon
- EKG = Elektrokardiogramm
- HCN-Kanäle = hyperpolarisation and cyclic nucleotide activated Kanäle
- HF = Herzfrequenz
- HF = high frequency Bereich
- LF = low frequency Bereich
- LF/HF-Ratio = Verhältnis von niedrigen (LF) zu hohen Frequenzen (HF)
- MPT = Mittenecker Pointing Test, Mittenecker Zeigerversuch
- MZP = Messzeitpunkt
- PFC = präfrontaler Cortex
- PNS = parasympathisches Nervensystem
- POMC = Proopiomelanocortin
- PSD = Power Spectral Density
- RMSSD = Root Mean Square of Successive Differences
- SDNN = Standard Deviation of the NN-Intervall
- SNS = sympathisches Nervensystem
- SR = Symbol Redundancy
- VLF = very low frequency Bereich

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Die spezielle Tastatur für den MPT: die schwarz markierten Tasten können angeschlagen werden, die verbleibenden Tasten sind abgedeckt. (Schulter et al., 2010).....	30
Abbildung 2 Messphasen an Tag A und B. Die Anmeldung und EKG-Montage wurden in einem ruhigen Umfeld durchgeführt, um die Proband*innen sich akklimatisieren zu lassen.	32
Abbildung 3: Herzfrequenz der Proband*innen während des MPT an beiden Testtagen im Vergleich. Anmerkung: Einheit der Herzfrequenz [Schläge/Minute]	35
Abbildung 4: Hier ist die LF normalized units der einzelnen Proband*innen im Detail an den beiden Testtagen graphisch dargestellt. Einheit der LFnu = [%]. LFnuM1A = LFnu während des MPT an Testtag A (Testtag mit Bungy-Sprung); LFnuM1B = LFnu während des MPT an Testtag B (Testtag mit ruhiger Umgebung)	36
Abbildung 5: Differenz bei Aktivierung der einzelnen Proband*innen. $dLFnu_{AB}$ = die Differenz der Aktivierung von Tag B zu Tag A (Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung); LFnuM1B = LFnu während des MPT an Testtag B	37
Abbildung 6: graphische Darstellung des statistischen Vorgehens	38
Abbildung 7: Der Low Frequency Bereich (normalized units) der drei Gruppen während des MPT im Vergleich an beiden Messtagen. Einheit des Low Frequency normalized units Bereiches = [%]; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung	38
Abbildung 8: Die Herzfrequenz der drei Gruppen an beiden Testtagen während des MPT im Vergleich. Anmerkung: Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute]; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung	41
Abbildung 9: Die RMSSD der drei Gruppen an beiden Testtagen während des MPT im Vergleich. Anmerkung: Einheit der RMSSD = [ms]; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung	42
Abbildung 10: Die Symbol Redundancy der drei Gruppen an beiden Testtagen im Vergleich Anmerkung: SR = Symbol Redundancy; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung	43

Abbildung 11 Die Herzfrequenz der drei Gruppen während der vier Ruhephasen an Tag A, vor und nach dem Bungy-Sprung; Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute]; R0 = Ruhephase 0, R1 = Ruhephase 1, R2 = Ruhephase 2, R4 = Ruhephase 4.....	45
Abbildung 12: Herzfrequenzen der drei Gruppen in der Ruhephase 1 an den beiden Testtagen im Vergleich. Anmerkung: Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute].....	49
Abbildung 13: Die RMSSD der drei Gruppen in der Ruhephase 1 an den beiden Testtagen im Vergleich. Anmerkung: Einheit der RMSSD = [ms]; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung	50
Abbildung 14: Herzfrequenzdynamik der drei Gruppen während des Bungy-Sprunges dargestellt, die Messungen wurden 12 mal alle 5 Sekunden durchgeführt, sprich über 1 Minute. Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute]	51

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Stichprobenbeschreibung der Proband*innen; Deskriptive Statistik	29
Tabelle 2: Deskriptive Statistik der LF normalized units während des MPT an den beiden Testtagen	35
Tabelle 3: Herzfrequenz und Kennwerte der HRV der drei Gruppen während des MPT an beiden Testtagen im Vergleich. Deskriptive Statistik.	40
Tabelle 4: Deskriptive Statistik von SR und CR der drei Gruppen des MPTs an beiden Testtagen	43
Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Herzfrequenz der drei Gruppen über die vier Ruhephasen an Tag A	44
Tabelle 6: Deskriptive Statistik der RMSSD der drei Gruppen über die vier Ruhephasen von Tag A	46
Tabelle 7 Deskriptive Statistik der SDNN der drei Gruppen über die vier Ruhephasen an Tag A	46
Tabelle 8: Deskriptive Statistik der LF/HF Ratio der drei Gruppen über die vier Ruhephasen an Tag A	47
Tabelle 9: Herzfrequenz und Kennwerte der HRV der drei Gruppen während der Ruhephase 1 an beiden Testtagen im Vergleich. Deskriptive Statistik.....	48

1. Einleitung

Claude Bernard publizierte bereits im Jahre 1867 seine Arbeit, in welcher er auf eine funktionelle sowie strukturelle Verbindung des Vagusnervs zwischen Gehirn und Herz aufmerksam machte (Bernard, 1867).

So erscheint es logisch, dass sich die Herzfrequenz als eine der relevantesten kardiovaskulären Größen bei emotionalem Stress verändert (Lang et al., 1993, Lackner et al., 2010, 2011, 2013) und es auch in Erwartung eines möglichen Stressors, der Antizipationsphase, zu einer kardiovaskulären Steigerung kommt (Gregg, 1999). Diese Diplomarbeit beschäftigt sich nun einerseits damit, wie sehr sich kardiovaskuläre Größen, speziell die Herzfrequenz und die HRV, in Erwartung einer Stresssituation verändern. Zusätzlich werden diese Kennwerte auch bei der Durchführung eines kognitiven Tests vor der Stresssituation, im Vergleich zu einem weiteren Durchgang dieses kognitiven Tests an einem Tag ohne Stresssituation, erhoben. Einerseits wird die Dynamik der Herzfrequenz im Rahmen eines Bungee-Sprunges, welcher die gerade erwähnte „Stresssituation“ darstellt, untersucht. Ebenso werden die Ergebnisse des kognitiven Tests, welcher an beiden Testtagen absolviert wird, verglichen.

Wie Kim et al. 2018 publizierte, ist die HRV als „Stress-Index“ die geeignete kardiovaskuläre Größe um das Stresslevel abzubilden und laut Thayer et al. 2012 auch ein geeigneter Marker für Selbstregulationsfähigkeiten, welche die kognitiven bzw. exekutiven Funktionen widerspiegelt (Kim et al., 2018, Thayer et al., 2012).

All dies sind relevante Punkte, um zu prüfen, ob die Selektionskriterien für eine militärische Laufbahn an der Theresianischen Militärakademie in Wiener Neustadt, AUT, zutreffend sind, da die Exekutivfunktion der einzelnen Proband*innen unter dem Einfluss von psychischen und physischen Stressoren möglichst unbeeinflusst sein sollte.

1.1 Das autonome Nervensystem¹

Das autonome Nervensystem, auch vegetatives Nervensystem genannt, spielt eine wichtige Rolle bei der Steuerung verschiedener physiologischer Systeme. Es besteht aus afferenten (sensorischen) und efferenten Teilen und unterscheidet sich

¹ Grundwissen aus PAPE, H., KURTZ, A. & SILBERNAGL, S.: Physiologie

in mehrfacher Hinsicht vom somatischen Nervensystem. Die Hauptfunktion des autonomen Nervensystems (ANS) ist die Homöostase, die größtenteils durch autonome Reflexe reguliert wird und (fast) nicht unter willkürlicher Kontrolle steht. Sensorische Informationen werden häufig über afferente vegetative Nervenfasern an homöostatische Kontrollzentren übermittelt, verarbeitet und daraufhin werden spezifische Reize über efferente vegetative Fasern gesendet. Die zentrale Steuerung des vegetativen Nervensystems wurde mehreren Teilen des Hypothalamus zugeordnet, findet aber auch in anderen Hirnregionen wie den Assoziationsbereichen des limbischen Kortex, der Amygdala und des präfrontalen Kortex statt (Ernst, 2017).

Das autonome Nervensystem besteht aus drei Komponenten:

- Sympathikus
- Parasympathikus
- enterisches Nervensystem

Das autonome Nervensystem spielt vor allem bei der Regulierung der Herzfunktion eine tragende Rolle (Ernst, 2017), welche im folgenden Abschnitt thematisiert wird.

1.1.1 Herz und autonomes Nervensystem²

Das Herz wird durch sympathische und parasympathische (= vagale) Fasern versorgt bzw. beeinflusst. Noradrenalin stellt hierbei den Überträgerstoff am Herzen des Sympathikus dar, welches bei Reizung aus den terminalen Nervenendigungen freigesetzt wird. Der Herzsympathikus versorgt Vorhof- sowie Ventrikelmyokard gleichmäßig, während hingegen die vagalen Nervenfasern bevorzugt Vorhöfe, Sinus- und AV-Knoten versorgen.

Zur Veränderung der Herzfrequenz durch Sympathikus sowie Parasympathikus kommt es durch eine veränderte Aktivität von Ionenkanälen des Sinusknotens. Diese Kanäle verhindern, vereinfacht gesagt, in den Zellen des Sinus- und AV-Knotens vor allem durch einen Natriumeinstrom in die Zelle die Ausbildung eines stabilen Ruhepotentials. Moduliert wird die Wahrscheinlichkeit der Öffnung dieser Kanäle durch eine Hyperpolarisation sowie cAMP (cyclisches

² Grundwissen aus PAPE, H., KURTZ, A. & SILBERNAGL, S.: Physiologie

Adenosinmonophosphat). Kanäle dieser Art werden unter dem Begriff HCN-Kanäle (hyperpolarisation and cyclic nucleotide activated Kanäle) zusammengefasst, und sind folgendermaßen charakterisiert:

- Bei Depolarisation sinkt die Leitfähigkeit der Zellen, steigt hingegen bei Repolarisation wieder an.
- Die Bindung von cAMP an die Kanäle wird durch die Größe des Natrium-Einwärtsstroms gesteigert.

Somit stellt die Regulation der HCN-Kanäle über die intrazelluläre cAMP-Konzentration eine wesentliche Grundlage für die Modulation der Herzfrequenz durch das vegetative Nervensystem dar.

Durch eine erhöhte Aktivität des Sympathikus, z.B. bei körperlicher Anstrengung oder Stress, kommt es zur Steigerung der Herzfrequenz und somit einem positiv chronotropen Effekt. Verantwortlich dafür ist Noradrenalin, welches aus den terminalen Endigungen sympathischer Fasern ausgeschüttet wird und an den Zellen des Sinus- und AV-Knotens β -Adrenorezeptoren stimulieren. Diese aktivieren Adenylcyclase, woraufhin in Folge vermehrt cAMP gebildet wird, welches die HCN-Kanäle stimuliert, sodass der Natrium-Einstrom und die Depolarisationsrate ansteigen. Dadurch wird das Schwellenpotential schneller erreicht und die Herzfrequenz gesteigert.

Die negativ chronotrope Wirkung, sprich die parasympathische Senkung der Herzfrequenz, beruht auf einem gegenläufigen Effekt. Durch eine Ausschüttung von Acetylcholin aus den Nervenendigungen der parasympathischen Fasern kommt es zur Aktivierung muskarinerge M_2 -Rezeptoren, welche an heterotrimere G-Proteine gekoppelt sind. Deren α -Untereinheit wirkt inhibitorisch auf die Adenylcyclase, sowie die $\beta\gamma$ -Untereinheiten der G-Proteine, die einen Acetylcholin-stimulierbaren Kaliumkanal aktivieren. Als Folge der Acetylcholin-Ausschüttung kommt es somit zur Senkung des cAMP-Spiegels und einer damit einhergehenden Reduktion des Hintergrundstroms. Begünstigend wirkt auch ein erhöhter Kalium-Ausstrom der Depolarisation durch den Natrium-Einstrom entgegen. Beide Mechanismen in Kombination verlängern somit die Zeit bis zur Erreichung des Schwellenpotentials und senken somit die Herzfrequenz.

Der Vollständigkeit halber, wird auch der zweite funktionell wichtige Angriffspunkt des autonomen Nervensystems, der AV-Knoten, thematisiert. Acetylcholin führt am AV-Knoten zu einer Verzögerung der Erregungsausbreitung von den Vorhöfen auf die Ventrikel und wirkt somit zusätzlich negativ dromotrop. Erreicht werden kann dies durch eine Stimulation des N. Vagus, wobei eine sehr starke Stimulation beider Nn. vagi sogar zu einer vollständigen Blockade der Überleitung im AV-Knoten führen kann. Die direkte Folge wäre ein momentaner Herzstillstand der so lange anhält, bis nach wenigen Sekunden ein heterotropes Zentrum, z.B. die Purkinje-Fasern, eine Schrittmacherfunktion übernehmen würden.

Der Sympathikus hingegen führt am AV-Knoten hingegen zu einer der Vagusstimulation entgegengesetzten Wirkung. Durch die Ausschüttung von Noradrenalin kommt es zu einer Anstiegssteilheit des Aktionspotentials, was wiederum die Überleitungszeit vom Vorhof auf den Ventrikel beschleunigt. Somit kommt eine positiv dromotrope Wirkung zustande. Zusätzlich zur Wirkung auf die Herzfrequenz, ist auch noch die Steigerung der Herzkraft, sogenannte positive Inotropie, durch den Sympathikus zu erwähnen.

Eine Fehlregulation des autonomen Nervensystems auf das Herz-Kreislauf-System ist mit einem erhöhten sympathischen und verringerten parasymphatischen Tonus verbunden und spielt eine wichtige Rolle bei koronarer Herzkrankheit und der Entstehung potenziell tödlicher ventrikulärer Arrhythmien (Kim et al., 2018).

1.2 Die Herzratenvariabilität

Als Herzratenvariabilität (HRV; engl. „heart rate variability“) werden rhythmische Veränderungen der Herzfrequenz im zeitlichen Abstand eines Herzschlages als Reaktion auf Atemrhythmik, Blutdruckrhythmik, aber auch Emotionen und äußere Einflüsse auf den Körper bezeichnet (Billman et al., 2015). Die HRV wird unter anderem auch als Indikator für die psychische Belastung sowie die Anpassungsfähigkeit des Verhaltens eines einzelnen Individuums angesehen (Shaffer et al., 2014). Seitdem die „Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology“ 1996 erste Kennwerte der HRV definiert sowie publiziert hat (Task Force, 1996), wird diese als klinisches Untersuchungsinstrument bzw. -Tool verwendet.

Die Variationen der Herzfrequenz, also ihre Variabilität, können auf verschiedenste Weise gemessen werden. Die Herzratenvariabilität ist hierbei leicht messbar, indem sie in einem definierten Zeitintervall von zumindest 2 Minuten bestimmt wird.

Verwendet wird hierfür als Messmethode eine kontinuierliche elektrokardiographische Aufzeichnung, Elektrokardiogramm (EKG), bei der jeder QRS-Komplex erfasst und das sogenannte „normal-zu-normal“ (NN) – Intervall bestimmt wird, oder alternativ die momentane Herzfrequenz. Diese NN-Intervalle sind jene Intervalle zwischen zwei benachbarten QRS-Komplexen, welche aus einer Sinusknotendepolarisation resultieren. Berechnet werden können mehrere Zeitbereichsvariablen, zu den einfacheren zählen das mittlere NN-Intervall, die mittlere Herzfrequenz, die Differenz zwischen dem längsten und dem kürzesten NN-Intervall sowie die Differenz zwischen der Nacht- und Tagesherzfrequenz. (Task Force, 1996)

1.2.1 Zeitbezogene Parameter der HRV

Mit punktuell dokumentierten Herzfrequenzwerten oder Zyklusintervallen, insbesondere jene welche über längere Zeiträume aufgezeichnet wurden, meist via 24h-Holter-EKG, können komplexe statistische Berechnungen bzw. Auswertungen der Zeitbereiche erfolgen. Diese kann man noch in zwei Gruppen aufteilen: Jene, die aus den direkten Messungen der NN-Intervalle oder der momentanen Herzfrequenz abgeleitet werden, und diejenigen, die aus den Unterschieden zwischen den NN-Intervallen abgeleitet werden. Diese Variablen können aus der Analyse der gesamten Aufzeichnung des Elektrokardiogramms abgeleitet, oder aus definierten Zeitintervallen einer Aufzeichnung berechnet werden. Diese Methode ermöglicht den Vergleich der Herzratenvariabilität bei unterschiedlichsten Aktivitäten, sei es in Ruhe, im Schlaf oder so wie in dem Fall dieser Studie vor, und nach einem Bungy-Sprung. Während des Bungy-Sprunges ist es nicht möglich die HRV zu messen, daher wird die Herzfrequenzdynamik der Proband*innen berechnet. Jene Variable die hierbei am einfachsten zu berechnen ist, ist die Standardabweichung des NN-Intervalls (engl. „standard deviation of the NN interval“; SDNN), die Quadratwurzel der Varianz. Da die Varianz mathematisch gesehen gleich der Gesamtleistung einer Spektralanalyse gleicht, spiegelt SDNN alle zyklischen Komponenten wider, und ist somit für eine große Variabilität

verantwortlich. Bei der Verwendung der SDNN gilt es allerdings zu beachten, dass diese abhängig vom Aufzeichnungszeitraum ist. In vielen Studien wird ein Aufzeichnungszeitraum von 24h gewählt, dieser deckt sowohl kurzzeitige Hochfrequenzvariationen, als auch niedrigste Frequenzen ab. Mit abnehmender Überwachungsdauer konnte beobachtet werden, dass die SDNN immer kürzere Zykluslängen schätzt. Ebenso ist zu beachten, dass die Gesamtvarianz der HRV mit der Länge der analysierten Aufzeichnung zunimmt. So ist es auch zu erklären, warum SDNN-Messungen verschieden langer Aufzeichnungsperioden nicht miteinander verglichen werden dürfen. Somit ist die Standardabweichung des NN-Intervalls wegen seiner Abhängigkeit von der Länge der Aufzeichnungsperiode keine exakt definierte statistische Größe (Task Force, 1996). Ebenfalls muss bei der Analyse der SDNN berücksichtigt werden, dass keine Quantifizierung der autonomen Vorgänge der Kreislaufregulation oder eine Differenzierung zwischen parasymphathischer und sympathischer Aktivität möglich ist (Shaffer et al., 2014). Sollten SDNN-Werte verglichen werden, so ist es zwingend erforderlich über gleich lange Zeiträume aufzuzeichnen. Die gängigsten Intervalle für die Aufzeichnung der SDNN sind 2 Minuten, 5 Minuten sowie 24 Stunden. So wurde auch die SDANN (engl. „standard deviation of the average NN intervals“) eingeführt, welche die Standardabweichung durchschnittlicher NN-Intervalle über kurze Aufzeichnungsperioden, meist die erwähnten 5 Minuten, berechnet. (Task Force, 1996)

Ein weiterer und häufig verwendeter zeitbezogener Parameter ist die RMSSD (Root Mean Square of Successive Differences), welche die Quadratwurzel des Mittelwertes der Summe aller quadrierten Differenzen benachbarter RR- bzw. NN-Intervallen angibt (Lohninger, 2017). Dieser wird primär zur Einschätzung parasymphathischer Einflüsse, meist durch den N. vagus vermittelt, auf die Herzfrequenz herangezogen (Shaffer et al., 2014). Aufgrund der schnelleren Wirkung von Reizen über die parasymphathischen Nervenfasern mit $<1\text{ms}$, im Vergleich zu sympathischen Nervenfasern mit $>5\text{ms}$, wird die RMSSD bevorzugt verwendet (Kleiger et al., 2005).

1.2.2 Frequenzbezogene Parameter der HRV

Die Analyse der spektralen Leistungsdichte (PSD, Power Spectral Density) liefert grundlegende Informationen darüber, wie sich die Leistung als Funktion der Frequenz verteilt. Methoden zur Berechnung der PSD können allgemein in nichtparametrische und parametrische Methoden unterteilt werden – wobei beide Methoden meist vergleichbare Ergebnisse liefern.

Diese 3 Spektralkomponenten werden abhängig von der Aufzeichnungsdauer unterschieden:

- VLF: very low frequency Bereich (very low frequency components) [ms^2]
- LF: low frequency Bereich (low frequency components) [ms^2]
- HF: high frequency Bereich (high frequency components) [ms^2]

Für Kurzaufzeichnungen, 2-5 Minuten, können nur die LF und HF- Bereiche herangezogen werden, da die VLF-Komponente als eher zweifelhaftes Maß empfunden wurde und sollte bei der Interpretation der PSD von Kurzzeit-EKGs vermieden werden (Task Force, 1996).

Die Bereiche der Spektralfrequenzen der unterschiedlichen Komponenten liegen bei der VLF zwischen 0,0033 und 0,04 Hz, bei der LF zwischen 0,04 und 0,15 Hz und bei der HF zwischen 0,15 und 0,4 Hz (Shaffer et al., 2014).

Der hochfrequente Bereich spiegelt die parasympathische oder vagale Aktivität wider. Dieses wird häufig auch als „Atemband“ bezeichnet, da es den Herzfrequenzschwankungen im Zusammenhang mit dem Atemzyklus entspricht, welche auch als respiratorische Sinusarrhythmie bezeichnet wird (Eckberg, 1997). Zu berücksichtigen ist aber, dass im HF-Band mit dieser Festlegung eine Atemfrequenz von 9-24 Atemzügen pro Minute repräsentiert ist, deshalb ist es erforderlich, die Atemfrequenz der einzelnen Proband*innen zu verifizieren. Hierbei beschleunigt sich die Herzfrequenz während der Inspiration und verlangsamt sich während der Expiration. Beim Einatmen hemmt das Herz-Kreislauf-Zentrum den vagalen Einfluss, was zur Beschleunigung der Herzfrequenz führt. Umgekehrt stellt es beim Ausatmen den vagalen Einfluss wieder her, was über die Freisetzung von Acetylcholin zu einer Verlangsamung der Herzfrequenz führt. Die Ausprägung der Schwingung ist variabel, kann jedoch in den meisten Fällen durch bewusstes tiefes Atmen verstärkt werden.

Die Modulation des Vagus Tonus trägt zur Aufrechterhaltung der dynamischen autonomen Regulierung bei, die für die Herz-Kreislauf-Gesundheit wichtig ist. Eine verminderte parasympathische (Hochfrequenz-) Aktivität wurde bei einer Reihe von Herzerkrankungen und bei Proband*innen unter Stress, Panik oder Angstzuständen festgestellt. Eine verringerte parasympathische Aktivität kann in erster Linie für eine verringerte HRV im Alter verantwortlich sein. (Shaffer et al., 2014)

Sowohl das sympathische Nervensystem (SNS) als auch das parasympathische Nervensystem (PNS) modulieren die niedrigen Frequenzkomponenten, LF, (Ernst, 2017) wobei die LF unter Ruhebedingungen der vasomotorischen Aktivität der Barorezeptoren entspricht (Shaffer et al., 2014) und eine hohe LF häufig eine erhöhte sympathische Aktivität widerspiegelt. Betrachtet man das Verhältnis von LF/HF, so wurde ursprünglich angenommen, dass dieses Verhältnis dem sympathovagalen Gleichgewicht entspricht und eine niedrige LF/HF-Ratio würde einer Dominanz des Parasympathikus sowie eine höhere LF/HF-Ratio einer Dominanz des Sympathikus entsprechen (Eckberg, 1997). Diese Hypothese konnte jedoch teils widerlegt werden, zuletzt von Billman G., der somit die primäre Widerlegung von Goldberger 1999 abermals bestätigte. Beide brachten das Argument ein, dass die Wechselwirkung von Parasympathikus- und Sympathikusaktivität aufgrund der Atmung sowie den zusätzlichen komplexen Einflüssen auf die LF keine Quantifizierung der LF/HF-Ratio zulassen, sofern diese nicht mit einbezogen werden. (Billman, 2013, Goldberger, 1999) Der ebenfalls zu erwähnende sehr niedrige Frequenzbereich, VLF, wird wahrscheinlich durch das Renin-Angiotensin-System beeinflusst und ist auch mit der sympathischen Aktivität verbunden (Ernst, 2017).

1.3 Stress

1.3.1 Die Auswirkungen von Stress auf den Körper

Psychischer Stress kann das autonome Nervensystem schnell aktivieren, wobei die Aktivierung des sympathischen Nervensystems zu kardiovaskulären Reaktionen führen kann, darunter wie oben schon teils erwähnt ein Anstieg der Herzfrequenz, des Blutdrucks, des Herzzeitvolumens und des gesamten peripheren Widerstands. Physiologische Reaktionen auf psychologische Stressfaktoren entstehen aufgrund der Erwartung einer möglichen Störung der physiologischen Homöostase und nicht

aufgrund einer echten Bedrohung. Während es wichtig ist, das sympathische Nervensystem als Reaktion ausreichend zu aktivieren um eine adaptive Reaktion auf den vorhandenen Stressor zu ermöglichen, so kann jedoch eine unnötige Überaktivierung dessen zu chronischen Erkrankungen wie zum Beispiel Herz-Kreislauf-Erkrankungen oder psychischen Erkrankungen führen.

Die sogenannte „Cross-Stressor-Adaptationshypothese“ besagt, dass ein Stressor von ausreichender Intensität und/oder Dauer eine Anpassung der Stressreaktionssysteme induziert, die in anderen ähnlich belastenden Zuständen sichtbar wird. In Übereinstimmung mit dieser Hypothese kann beobachtet werden, dass ein hohes Maß an kardiorespiratorischer Fitness, durch körperliche Bewegung erreicht, als Puffer gegen die schädlichen Auswirkungen von Stress wirkt. Der allgemeine Konsens besteht also darin, dass regelmäßiges Training zur Steigerung der kardiorespiratorischen Fitness mit einer Abschwächung der kardiovaskulären Reaktion auf eine Vielzahl von Stressfaktoren verbunden ist (Jayasinghe et al., 2017).

An einer physischen Reaktion auf einen Stressor sind viele verschiedene endogene Systeme im Körper beteiligt. Zu den prominenteren Effektorsystemen gehört das autonome Nervensystem, wie bereits oben thematisiert, aber auch die Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse (HPA-Achse), das sympathoadrenerge System sowie das Renin-Angiotensin-System (Sothmann et al., 1996).

1.3.2 Die Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse

Während einer Stressreaktion setzen Signale von mehreren Signalwegen, einschließlich emotionaler Reize über das limbische System, eine Reihe koordinierter physiologischer Reaktionen in Gang, welche durch die HPA-Achse aktiviert werden. Diese Signale führen nach der Stimulation zur Sekretion des Corticotropin-Releasing-Hormons (CRH). CRH-Neurone findet man weit gestreut im Hirn, im Hypothalamus hingegen findet man sie meist im Bereich des Nucleus paraventricularis. Die CRH-Axone, welche an der Eminentia mediana im Bereich der Basis des Hypothalamus lokalisiert sind, geben CRH in das hypophysäre Pfortadersystem ab, welches den Hypothalamus mit dem Hypophysenvorderlappen, der Adenohypophyse, verbindet. CRH bewirkt die

Freisetzung des Vorläufermoleküls Proopiomelanocortin (POMC). Adrenocorticotropin (ACTH), Beta-Endorphin und andere Neuropeptide werden vom POMC-Molekül gespalten. Eine Erhöhung des zirkulierenden ACTH stimuliert die Freisetzung von Glukokortikoiden in der Nebennierenrinde, beim Menschen wird hier im Genauen Cortisol ausgeschüttet.

Präzise Veränderungen und Anpassungen der HPA-Aktivität als Reaktion auf äußere Herausforderungen sind für das Überleben des Organismus notwendig. Auf mehreren Ebenen existieren negative Rückkopplungsmechanismen, um die Ausschüttung von Releasing-Faktoren und Hormonen zu regulieren. Erhöhtes CRH oder ACTH hemmen die CRH-Freisetzung im Hypothalamus. Erhöhtes zirkulierendes Cortisol kann auch die Freisetzung von ACTH und CRH hemmen. An der Rückkopplung sind auch andere physiologische Stresssysteme beteiligt. Beispielsweise besteht eine Interaktion zwischen CRH-Neuronen und dem Immunsystem. Glukokortikoide unterdrücken die Produktion von Interleukin-1. Wohingegen Interleukin-1 umgekehrt als einer der zentralen Regulatoren der CRH-Produktion und – Freisetzung fungiert und dadurch indirekt die HPA-Achse aktivieren kann. (Sothmann et al., 1996)

1.3.3 Die HRV als Stress-Index

Seit jener Arbeit von Claude Bernard 1865 (1867 publiziert), der zu den ersten gehörte welcher eine funktionelle sowie strukturelle Verbindung des Vagusnervs zwischen Gehirn und Herz feststellte (Bernard, 1867), gab es viele weitere Studien zu dieser Thematik. Kim et al. haben nun 2018 in ihrer Studie einen neurobiologischen Nachweis für die Annahme, die HRV sei ein guter Stress-Index, geliefert. Wenn ein Organismus einen chronischen Bedrohungsstatus vermeiden soll, ist es wichtig zu bestimmen, ob eine Bedrohung vorliegt. Dies geschieht zu einem großen Teil im präfrontalen Kortex (PFC) sowie dem medialen PFC (mPFC) (Kim et al., 2018). Der mPFC, auch ventromedialer PFC (vmPFC) spielt eine wichtige Rolle im Einschätzen von Situationen, der Entscheidungsfindung sowie der Regulierung negativer Emotionen. Studien zeigen, dass die Amygdala für den Ausdruck konditionierter Angst von entscheidender Bedeutung ist und eine Stimulation des vmPFC die Aktivität der Amygdala unterdrückt (Hiser and Koenigs, 2018). Eine Manipulation des vmPFC durch eine pharmakologische Intervention

kann somit dazu beitragen, subkortikale Bedrohungskreisläufe zu hemmen und Stressreaktionen zu reduzieren. Somit steht die Aktivität des vmPFC und der Amygdala in umgekehrtem Zusammenhang. Das Ziel der Studie von Kim et al. war es, diese Beziehung zwischen HRV und neurogenem Rhythmus darzustellen, im speziellen die hemmenden präfrontalen Prozesse. Dies gelang mithilfe von Messungen der Vagusfunktion durch eine Messung der HRV (Kim et al., 2018).

1.3.4 Einfluss von physischem Stress insbesondere auf die HRV

Erfährt unser Körper eine akute körperliche Belastung, so kommt es über eine Reihe von Reflexen zu einer Verschiebung der autonomen Balance zugunsten einer Sympathikusdominanz, welche durch ihre Stärke der Ausprägung das Ausmaß der daraus resultierenden Belastungstachykardie bestimmt. Dies geschieht in zwei Phasen, einerseits durch die Aktivierung der arteriellen Barorezeptoren sowie der Abschaltung der afferenten Vagusaktivität. Bei weiterhin anhaltender und zunehmender Belastung, weiterführend durch eine Zunahme der efferenten Sympathikusaktivität (Hottenrott et al., 2006). Somit kommt es im Grunde durch die vermehrte körperliche Aktivität und den Einfluss des autonomen Nervensystems auf das Herz, zu einer Verschiebung der initial parasymphatischen Steuerung des Herzens hin zu einer sympathischen (Michael et al., 2017). Die frequenzbezogenen Parameter der HRV zeigen zudem während körperlicher Aktivität eine Veränderung. Im Genauen kam es zu einer Zunahme des HF-Bandes, einer Abnahme des LF-Bandes sowie zu einer Verringerung der LF/HF-Ratio (Pober et al., 2004).

Nach der akuten körperlichen Belastung, rückt die Erholungsfähigkeit des Organismus in den Vordergrund, wobei die Erholungs-Herzfrequenz einen bedeutenden prädiktiven Faktor der Gesamtmortalität darstellt. Die Herzfrequenz nimmt nach Belastung exponentiell ab, wohin gegen die HRV-Parameter zunehmen, was vor allem auf die wieder zunehmende efferente Aktivität des N. Vagus und einer problematischen Berechnung der HRV zurückzuführen ist (Hottenrott et al., 2006). Die exponentielle Abnahme der Herzfrequenz kann zusätzlich noch in Phasen unterteilt werden. Die „schnelle Phase“, d.h. die erste Minute, der Herzfrequenz-Erholung kann auf die oben erwähnte parasymphatische Reaktivierung zurückgeführt werden. Mit fortschreitender Erholung wird eine

allmählich „langsamere Phase“ beobachtet, die wahrscheinlich durch eine fortschreitende parasympathische Reaktivierung als auch durch einen sympathischen Rückzug vermittelt wird (Michael et al., 2017).

Zu erwähnen gilt, dass die kardiovaskuläre Reaktivität eines einzelnen Individuums von vielen Faktoren abhängt. Die kardiorespiratorische Fitness, das Alter, das Körpergewicht, Geschlecht sowie die individuelle Stresswahrnehmung sind hierbei zu berücksichtigen (Huang et al., 2013). Ebenso gilt dies auch für die Regeneration der HRV, für die keine eindeutigen Studienergebnisse vorliegen, da relevante Einflussfaktoren wie Trainingsintensität, -dauer sowie die Art des Trainings berücksichtigt werden müssen (Michael et al., 2017).

1.3.5 Einfluss von psychischem Stress auf die HRV

Im Alltag können hämodynamische Reaktionen, die während der Antizipation von Stress und Erholung auftreten, länger anhalten als der Stressor selbst. So kann ein Individuum bereits tage- oder wochenlang eine ausgeprägte Erwartungshaltung verspüren, bevor es dann dem relativ kurzzeitigen Stress ausgesetzt ist (z.B. ein kleiner chirurgischer Eingriff, ein Vorstellungsgespräch oder ein öffentlicher Vortrag).

In dieser Antizipationsphase kann es bereits zu kardiovaskulären Veränderungen wie einer Blutdruck-Steigerung (systolisch sowie diastolisch) und einem gesteigerten peripheren Widerstand kommen (Gregg, 1999). Während der Belastungsphase bzw. einer Bedrohungssituation konnte in Studien eine geringe parasympathische Aktivität in Form eines reduzierten HF-Bereiches sowie einer Zunahme des LF-Bereiches festgestellt werden (Kim et al., 2018). Hilgarter et al. konnten 2021 zusätzlich einen Anstieg der LF/HF-Ratio bei kognitivem Stress feststellen, was auf eine sympathische Aktivität zusätzlich zur Hemmung der parasympathischen Aktivität hinweist (Hilgarter et al., 2021).

1.4 Die Exekutivfunktion

Exekutivfunktionen können als Kontrollprozesse definiert werden, die umgesetzt werden, wenn die üblichen Handlungsabläufe in einem bestimmten Kontext, (d. h. neue, unbekannte, gefährliche oder widersprüchliche Situationen) nicht mehr

relevant sind und es der Person ermöglichen, sich an neue Situationen anzupassen (Diamond, 2013).

Ausführende kognitive Funktionen haben ihren Ursprung im dorsolateralen PFC. Laut Miyake et al. aus dem Jahr 2000 sind die drei am häufigsten genannten exekutiven Funktionen, die sogenannten „core executive functions“ einerseits die Kontrolle bzw. Hemmung der Impulsivität (engl. „Inhibition“), das Aufnehmen sowie Aktualisieren von Informationen im Arbeitsgedächtnis (engl. „Updating“) und die kognitive Flexibilität (engl. „Shifting“). Diese stellen entscheidende Aspekte für den Umgang mit Informationen aus der Umwelt sowie für die Ausführung alltäglicher Aufgaben dar (McCabe et al., 2010). Da die exekutive Funktion, auch kognitive Funktion genannt, relativ formbar ist (Hsu et al., 2014), könnte sie durch die vagal vermittelte HRV, die ein Marker für die Selbstregulationsfähigkeiten ist, beeinflusst werden (Thayer et al., 2012). Zeki Al Hazzouri et al. zeigten in ihrer Studie, dass Proband*innen die eine höhere HRV (SDNN) aufweisen, eine deutliche bessere Leistung im Bereich der exekutiven Funktionen sowie eine signifikant bessere Verarbeitungsgeschwindigkeit zeigten. Auch nach einer Bereinigung verhaltensbedingter Faktoren der Proband*innen blieb eine SDNN im höheren Quartil weiterhin signifikant mit einer besseren Führungsfunktion verbunden (Zeki Al Hazzouri et al., 2017).

1.5 Psychophysiologische Erholung

Psychophysiologische Erholung ist definiert als die Geschwindigkeit und/oder der Grad, mit dem sich eine Reaktion nach einer stressigen Erfahrung dem Vorstressniveau annähert (Haynes et al., 1991). Sie ist ein Teil der normalen physiologischen Reaktion auf akuten Stress, die darin besteht, adaptiv auf einen Stressor zu reagieren und nach Abklingen des Stressors diese Anpassung bzw. Reaktion wieder zu beenden (McEwen, 1998).

1.6 Fragestellungen

Zunächst wird in dieser Diplomarbeit das Aktivierungsniveau der Proband*innen an beiden Testtagen verglichen. Genauer soll der Unterschied der Herzfrequenz und auch der HRV während einer kognitiven Aufgabestellung erfasst werden. Hierbei

soll ein ruhiger Vergleichstag mit dem Tag des Bungy-Sprunges als Stressor in Relation gestellt werden.

Daraus ergibt sich nun folgende 1. Fragestellung:

*1) Ist das Aktivierungsniveau der einzelnen Proband*innen an den beiden Testtagen unterschiedlich und lassen sich die Proband*innen anhand dessen in Gruppen aufteilen?*

Ein weiterer großer Punkt dieser Studie ist es herauszufinden, ob sich die kardiovaskulären Parameter, genauer die Kenngrößen der HRV, im Sinne der Antizipationsphase eines Stressors (Bungy-Sprung) verändern, und die kognitive, exekutive Funktion ebenfalls beeinträchtigt wird. Gerade für eine militärische Laufbahn ist es von großer Relevanz, auch in anspruchsvollen Extremsituationen stets adäquat und bedacht reagieren zu können, aus diesem Grund wird hierzu der Mittenecker Zeigeversuch (MPT) als Test der kognitiven Funktion an beiden Tagen durchgeführt.

Daraus ergeben sich die folgenden Fragestellungen 2a und 2b:

2a) Wie verändern sich die kardiovaskulären Parameter sowie die Kenngrößen der HRV bei Durchführung des Mittenecker Zeigeversuchs an den beiden Tagen im Vergleich?

*2b) Beeinflusst der Stressor auch das Ergebnis des MPT selbst und somit die exekutive Funktion der Proband*innen? Lässt das Ergebnis Rückschlüsse auf die Auswahlkriterien der Theresianischen Militärakademie zu?*

Im Sinne der psychophysiologischen Erholung soll auch erhoben werden, wie sich die kardiovaskulären Parameter im Verlauf des Testtages in den Ruhephasen vor und nach dem Stressor verändern und sich erholen. Ein spezielles Augenmerk wird auch auf die Ruhephase, welche jeweils nach dem MPT an beiden Testtagen stattfindet, gelegt. Hier soll untersucht werden, ob sich die Herzfrequenz sowie die Kenngrößen der HRV im Sinne der Antizipationsphase am Tag des Bungy-Sprunges, welcher nach dieser Ruhephase stattfindet, im Vergleich zum ruhigen Testtag verändern.

Daraus ergeben sich die folgenden Fragestellungen 3a und 3b:

*3a) Wie verändern sich die Ruhephasen der Proband*innen im Sinne der Kennwerte der HRV über den gesamten Testtag vor und nach dem Bungy-Sprung bei gleicher Körperposition?*

3b) Unterscheidet sich die Ruhephase nach dem MPT, welche an beiden Testtagen stattfindet, aufgrund der Erwartung des Bungy-Sprunges?

Zusätzlich soll nun der Stressor selbst, der Bungy-Sprung, im Sinne der Herzfrequenzdynamik während des Sprunges untersucht werden. Interessant wäre es hier auch zu erheben, ob sich diese in Abhängigkeit des vorher getesteten Aktivierungsniveau präsentiert.

Daraus ergibt sich die 4. Fragestellung:

4) Unterscheidet sich die Herzfrequenzdynamik während des Bungy-Sprunges abhängig vom vorher festgestellten Aktivierungsniveau?

2. Material und Methode

2.1 Stichprobe

Für die vorliegende Diplomarbeit wurde ein gesamter Jahrgang der Theresianischen Militärakademie in Wr. Neustadt, Fähnriche im ersten Semester, rekrutiert. Initial bestand die Stichprobe aus 62 Teilnehmer*innen, wovon 58 Teilnehmer Männer waren und lediglich 4 Frauen. Von diesen 62 Teilnehmer*innen haben 47 tatsächlich den Bungy-Sprung absolviert, 8 Teilnehmer*innen sprangen nicht, 7 durften aufgrund einer Verletzung nicht springen (in der Vorwoche wurden Fallschirmsprünge absolviert). 6 Proband*innen mussten aufgrund zu geringer Signalqualität³ ausgeschlossen werden, oder weil sie aufgrund ausbildungsbedingter Verhinderung an einem der beiden Messzeitpunkte nicht teilnehmen konnten. Aufgrund der sehr geringen Frauenquote und deren

³ Die hohe Dynamik während eines Bungy-Sprunges stellt eine große Herausforderung an die EKG-Messung dar.

Körpergrößen- und Gewichtsunterschiede im Vergleich zu den Männern, wurden die 3 Frauen die schlussendlich gesprungen sind, in der statistischen Auswertung der Studie nicht berücksichtigt. So konnte ein einheitlicheres Proband*innenkontingent in Bezug auf kardiovaskuläre Faktoren gewährleistet werden.

*Tabelle 1: Stichprobenbeschreibung der Proband*innen; Deskriptive Statistik*

Bezeichnung [Einheit]	Mittelwert \pm STD [Bereich]
Alter [Jahre]	23,3 \pm 4,8 [19-42]
Körpergröße [cm]	182,1 \pm 6,6 [165-198]
Körpergewicht [kg]	79,5 \pm 9,0 [60-103]
BMI [kg/m ²]	23,9 \pm 1,8 [20,2-28,4]

Anmerkung: STD = Standardabweichung, n=41

2.2 Datenerhebung

Um eine kontinuierliche Messung der Herzfrequenzdynamik während der beiden Testtage zu gewährleisten, wurde das eMotion Faros 180®⁴ verwendet. Dieses ist ein nicht-invasives Messgerät, welches mittels EKG-Messung die Herzfrequenz aufzeichnet und während allen Phasen der Studie eine lückenlose Aufzeichnung gewährleistet.

2.3 Mittenecker Pointing Test (Mittenecker Zeigerversuch)

Der sogenannte „Mittenecker Zeigerversuch“ wurde 1958 von Erich Mittenecker entwickelt und soll das Perseverationsverhalten von Personen als Test zur motorischen Generierung von Zufallsreihenfolgen prüfen. In seiner ursprünglichen Form diente der Zeigerversuch als diagnostisches Tool für die Identifizierung von klinisch relevanten Beeinträchtigungen von Personen. Im Jahr 2010 wurde der Mittenecker Zeigerversuch von Schulter et al. weiterentwickelt, und in Form einer Computer-basierten Version publiziert. Die Vorteile der modernisierten Version sind einerseits die leichtere Anwendbarkeit, sowie die geringere Beanspruchung von

⁴ Mega Electronics Ltd, Finland

Aufmerksamkeit und Gedächtnis. Die Proband*innen der Computer-basierten Version bekommen eine Computertastatur vorgesetzt, welche jedoch an neun Tasten abgeklebte Buchstaben aufweist. Diese sollen die Proband*innen anhand eines vorgegeben Taktes (akustischer Reiz alle 0,833 Sekunden), welchen sie über Kopfhörer vorgegeben bekommen, nun drücken. Die Besonderheit ist, dass die Proband*innen diese neun Tasten im Rhythmus des Signals möglichst zufällig und ohne Systematik drücken. Im Optimalfall werden diese 180 Anschläge in der Zeit von 150 Sekunden, d.h. 2,5 Minuten, absolviert. Die beiden zentralen Kennwerte des MPT („Mittenecker Pointing Test“) sind die Symbolredundanz („symbol redundancy“; SR) und die Kontextredundanz („context redundancy“; CR). Die SR zeigt auf, wie gut die Proband*innen in der Lage sind, die Tasten zufällig zu drücken während hingegen die CR den Verlust der Kontrolle über die Perseveration laut Mittenecker und Schulter et al. darstellt (Mittenecker, 1958, Schulter et al., 2010). In dieser Studie wurde der Mittenecker Zeigerversuch zwei Mal durchgeführt, einmal am Ruhetag sowie am Tag des Bungy-Sprunges selbst.

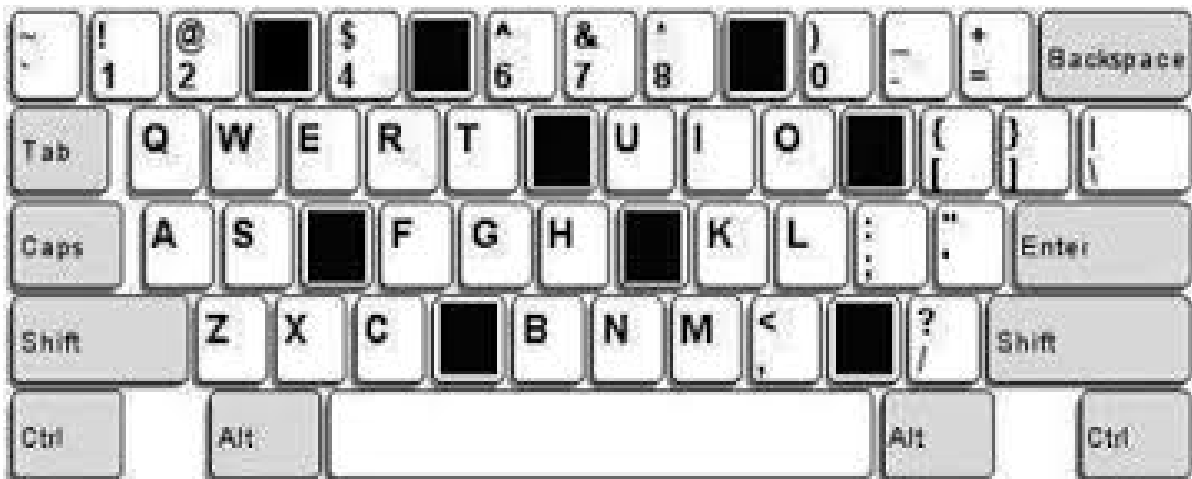


Abbildung 1: Die spezielle Tastatur für den MPT: die schwarz markierten Tasten können angeschlagen werden, die verbleibenden Tasten sind abgedeckt. (Schulter et al., 2010)

2.4 Ablauf der Testtage

Die Proband*innen bekamen am Beginn des Testtages jeweils eine Proband*innenkarte, auf dem die Zeit des Eintreffens an den jeweiligen Stationen notiert wurde. Diesen führten sie selbst von Station zu Station mit und konnten diesem auch entnehmen, wo sie als nächstes sein sollten.⁵

Tag A begann mit der Anmeldung der Proband*innen, im Zuge dessen Körpergröße sowie Gewicht ermittelt wurden und sie mit dem eMotion Faros 180® ausgestattet wurden. Danach wurden die einzelnen Personen mit ihrer Proband*innenkarte in die eigentliche Testung geschickt. Begonnen wurde mit einer „Ruhephase“-Messung (R0), wobei die Proband*innen 3 Minuten⁶ ruhig stehen sollten und welche die Baseline an diesem Tag widerspiegeln sollte. Darauffolgend wurden die Proband*innen zur nächsten Station, dem Mittenecker Zeigeversuch (M1A) geschickt, welchen sie im Sitzen absolvierten. Nach Beenden des MPT gingen die Proband*innen zur zweiten Ruhephase (R1A) über, welche wiederum im Stehen stattfand. Der folgende Zeitbereich, welcher in der untenstehenden Grafik als „1.“ bezeichnet wird, spiegelt die Zeit des Anlegens des Sicherheitsgurtes sowie den Transport auf den Sprungturm wider. Der nun durchgeführte Bungy-Sprung ist in eben dieser Grafik mit einem Pfeil markiert. Die Zeitspanne in der die Proband*innen am Bungy-Seil auspendelten und nach diesem vom Seil sowie dem Sicherheitsgurt befreit wurden, wird als „2.“ bezeichnet – diese wurde mit 5 Minuten bemessen. In dieser Zeit ab dem Bungy-Sprung sollten sich die Proband*innen bereits wieder am Checkpoint eingefunden haben, an dem es nun zur ersten von zwei „Post-Stress-Phase“ Messungen kam. Diese finden hintereinander statt, Post-Stress-Phase 1 Messung (R2) sowie Post-Stress-Phase 2 Messung (R4).

Tag B war ein Messtag in einer Woche mit geringen Belastungen der militärischen Ausbildung, um Vergleichswerte in einem entspannten Setting generieren zu können. Dieser war, wie Messtag A, für alle gleich. In der untenstehenden Grafik

⁵ An dieser Stelle sei erwähnt, dass die Messdurchführung in militärischem Umfeld erfolgte und daher entsprechend exakt organisiert war.

⁶ Für die Datenanalyse wurden jeweils 2 Minuten herangezogen, wie im Analyseteil noch erwähnt wird, um eine Vergleichbarkeit mit den einzelnen Phasen [MPT] zu erreichen.

sind mit Pfeilen jeweils der Bezug zwischen R1A und R1B sowie der zwischen M1A sowie M1B graphisch dargestellt.

Gestartet wurde dieser wiederum mit der Anmeldung und Anlage des eMotion Faros 180®. Der weitere Ablauf umfasste einen Mittenecker Pointing Test (M1B), wiederum im Sitzen, und eine Ruhephase-Messung (R1B) über 3 Minuten im Stehen. Damit war Testtag B, welcher zur Messung der Referenzwerten diente, bereits abgeschlossen.

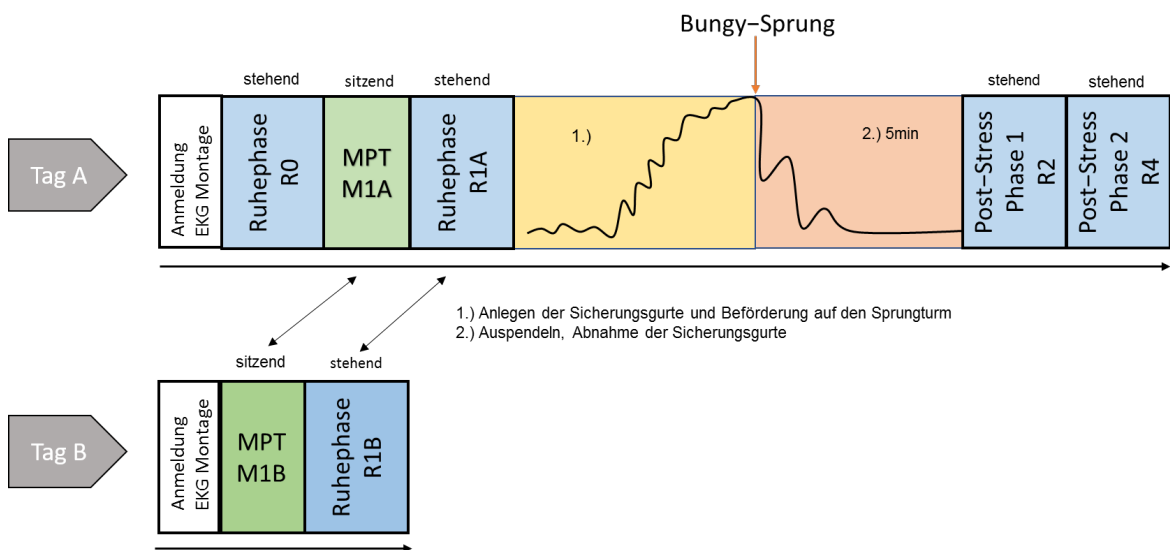


Abbildung 2 Messphasen an Tag A und B. Die Anmeldung und EKG-Montage wurden in einem ruhigen Umfeld durchgeführt, um die Proband*innen sich akklimatisieren zu lassen.

2.5 Statistische Analyse

Um die Kennwerte der HRV sowie die Herzfrequenzdynamik zu analysieren wurde eine Toolbox verwendet, welche in der Softwareumgebung Matlab®⁷ umgesetzt bzw. realisiert wurde. Weiterführend wurden die mit dieser Software berechneten Variablen in das Programm SPSS⁸ importiert, mit welchem die nachfolgenden Analysen für die verschiedenen Fragestellungen durchgeführt wurden. Für die statistischen Berechnungen in SPSS wurde ein grundlegendes Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ als statistisch signifikant bzw. relevant festgelegt.

⁷ Entwickelt vom Erstbetreuer, Priv.-Doz. Dipl.-Ing. Dr. Helmut K. Lackner

⁸ IBM SPSS Statistics 28

Für die Fragestellungen 1 und 2 wurden folgende Parameter für die HRV berechnet: Die mittlere Herzfrequenz, die SDNN, die RMSSD, die LFnu⁹, die HFnu sowie die LF/HF Ratio. Für die Fragestellung 3 wurden folgende Parameter berechnet: Die mittlere Herzfrequenz, die SDNN, die RMSSD sowie die LF/HF Ratio.

Zunächst wurde für die Herzfrequenz während des MPT eine ANOVA (Analysis of Variance) mit Messwiederholung berechnet, wobei als Innersubjektfaktor die zwei Messzeitpunkte Tag A und Tag B definiert wurden.

Zur Beantwortung der 1. Fragestellung wurde als Maß der Aktiviertheit der Proband*innen der „LF normalized units“ - Bereich eingesetzt, mit dem anhand einer deskriptiven Statistik und Grafik das Aktivierungsniveau der Proband*innen an den beiden Tagen im Vergleich dargestellt werden konnte.

Der Unterschied zwischen den beiden Testtagen wurde als Gruppierungskriterium¹⁰ verwendet.

Für die Beantwortung der 2. Fragestellung, inwiefern sich die Herzfrequenz sowie die Kenngrößen der HRV bei der Durchführung des MPT an beiden Tagen im Vergleich verhalten, wurde wieder eine ANOVA mit Messwiederholung verwendet. Diese wurde wieder 2-stufig, für die beiden Messtage A und B gestaltet. Nun wurden die Parameter, welche im zweiten Absatz erwähnt wurden, berechnet.

Weiters wurde eine ANOVA mit Messwiederholung für Überprüfung der Frage nach einem Unterschied der MPT-Ergebnisse durchgeführt. Hier wurde wiederum eine ANOVA mit Messwiederholung verwendet, als within-subject-factor „Messzeitpunkt“ sowie als between-subject-factor „Gruppen“¹¹.

⁹ Im statistischen Sinne ist die Analyse der LFnu und HFnu eine Redundanz.

¹⁰ Zur Darstellung der Differenz bei Aktivierung, wurde eine neue Variable berechnet. dLFnuAB wurde folgendermaßen berechnet: LFnuROA – LFnuM1A.

Somit konnte die Differenz der Aktivierung im Low Frequency Bereich der einzelnen Personen von Tag A zu B als Diagramm mit den beiden Variablen dLFnuAB und LFnuM1B dargestellt werden. Anhand dieser Delta-Variable konnten die Proband*innen in drei Gruppen nach definierten Zahlenbereichen eingeteilt werden.

¹¹ Die Variable „Messzeitpunkt“ als within-subject-factor sowie die Variable „Gruppen“ als between-subject-factor werden für sämtliche Berechnungen mittels ANOVA in Fragestellung 2 und 3 verwendet.

Zur Beantwortung von Fragestellung 3 wurde wiederum eine ANOVA mit Messwiederholung verwendet, welche in diesem Fall 4-stufig war (Ruhephase 0, Ruhephase 1, Ruhephase 2, Ruhephase 4). Veranschaulicht wurden die Ergebnisse mittels deskriptiver Statistik und graphischer Darstellung. Für die genauere Untersuchung der Ruhephase 1 an Tag A und dem Vergleich mit Ruhephase 1 an Tag B wurde hier wiederum eine ANOVA mittels 2-stufiger Messwiederholung ausgewertet für die Herzfrequenz, die LFnu, die HFnu, die RMSSD, die SDNN sowie für das Verhältnis von LF zu HF.

Zur Darstellung der Herzfrequenzdynamik und Beantwortung von Fragestellung 4 wurde wiederum eine ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt, welche in diesem Fall 12-stufig war¹² (Mittlere Herzfrequenz für jeweils 5 Sekunden über ein Zeitintervall von einer Minute). Diese wurde wiederum graphisch dargestellt. Es sei an dieser Stelle erwähnt, dass eine Berechnung der HRV für derart kurze Zeitintervalle bzw. in einem Zeitbereich wo eine hohe Dynamik herrscht, aus mathematischen Gründen nicht möglich bzw. nicht interpretierbar ist.

3. Ergebnisse

3.1 Fragestellung 1: Aktivierungsniveau der Proband*innen und Gruppeneinteilung

Die erste Frage war, ob sich die Herzfrequenzwerte im Hinblick auf die erste Fragestellung während der beiden Mittenecker Pointing Tests von Testtag A und B unterscheiden. Hier zeigte sich ein signifikanter Unterschied bzw. Anstieg zwischen den beiden Testtagen ($F(1,40) = 93,04$; $p < ,001$), wie in Abbildung 3 ersichtlich.

¹² Als within-subject-factor wurde zur Beantwortung der Fragestellung 4 die Variable „Messphase“ sowie als between-subject-factor die Variable „Gruppen“ verwendet.

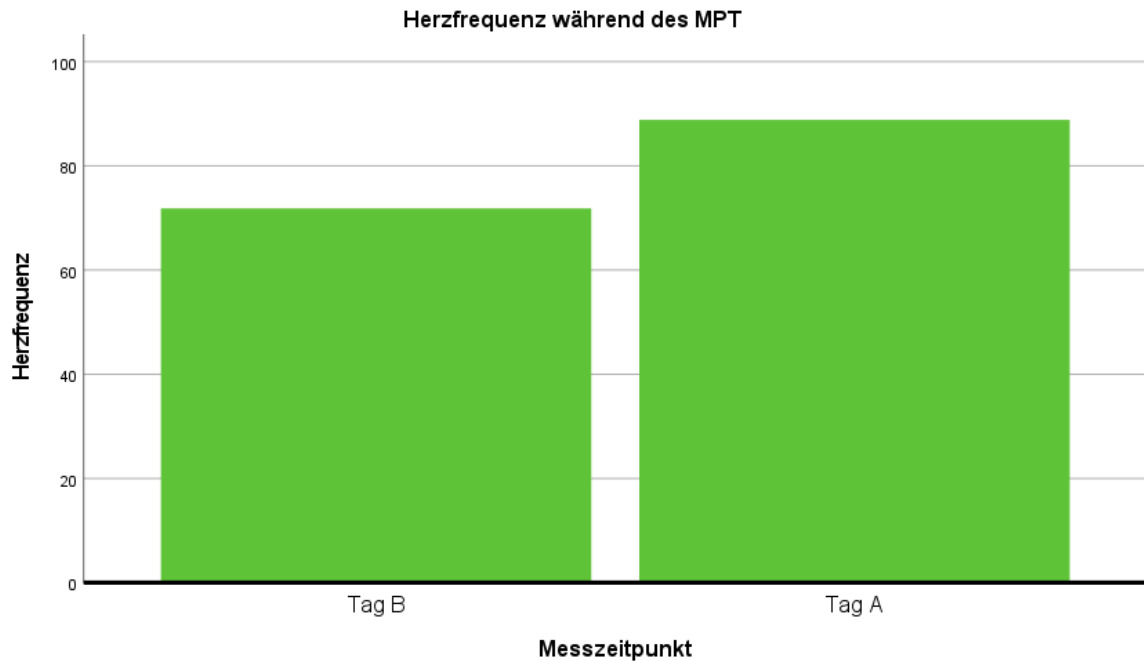


Abbildung 3: Herzfrequenz der Proband*innen während des MPT an beiden Testtagen im Vergleich. Anmerkung: Einheit der Herzfrequenz [Schläge/Minute]

Als das Maß der Aktiviertheit wurde die „low frequency normalized units“ gewählt. Diese sieht, anhand einer deskriptiven Statistik in Tabelle 2 ersichtlich, für die Proband*innen während des MPT von Tag A und Tag B im Vergleich wie folgt aus.

Tabelle 2: Deskriptive Statistik der LF normalized units während des MPT an den beiden Testtagen

Bezeichnung [Einheit]	Mittelwert \pm STD [Bereich]
LFnuM1A [%]	76,69 \pm 13,96 [21,28-96,17]
LFnuM1B [%]	62,04 \pm 17,04 [26,62-94,71]

In der folgenden Abbildung 4 sieht man die Aktivierung, angegeben als LFnu, der einzelnen Proband*innen im Detail an den verschiedenen Testtagen.

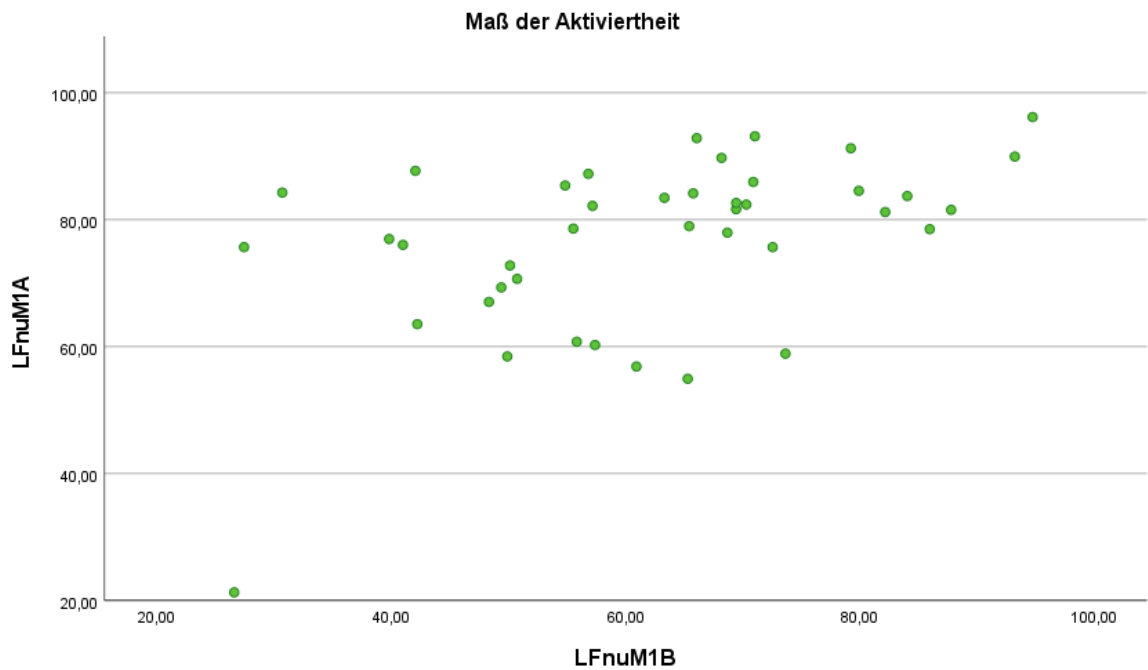


Abbildung 4: Hier ist die LF normalized units der einzelnen Proband*innen im Detail an den beiden Testtagen graphisch dargestellt. Einheit der LFnu = [%]. LFnuM1A = LFnu während des MPT an Testtag A (Testtag mit Bungy-Sprung); LFnuM1B = LFnu während des MPT an Testtag B (Testtag mit ruhiger Umgebung)

Nun war der nächste Schritt, das definitive Aktivierungsniveau, genauer gesagt die Differenz der Aktivierung der einzelnen Personen anhand der berechneten Variable dLFnuAB widerzuspiegeln. In der unten ersichtlichen Abbildung 5 sieht man die Differenz bei Aktivierung der einzelnen Proband*innen, welche zeigt wieviel höher die Aktivierung an Tag A, der Tag mit dem Stressor Bungy-Sprung, ist.

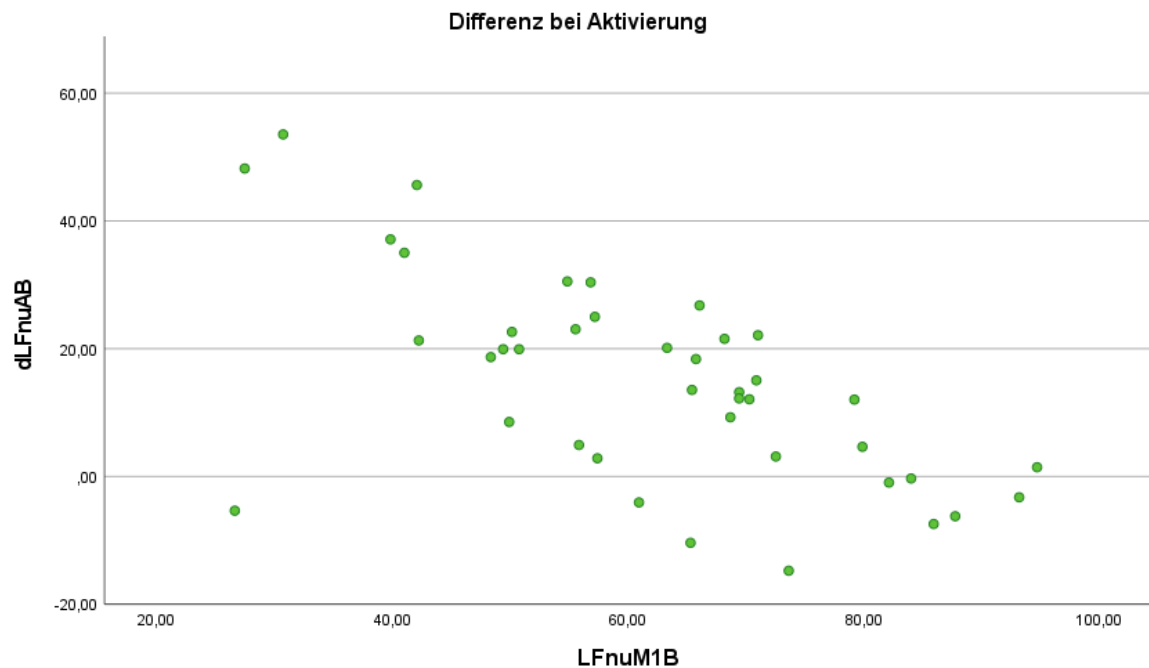


Abbildung 5: Differenz bei Aktivierung der einzelnen Proband*innen. dLFnuAB = die Differenz der Aktivierung von Tag B zu Tag A (Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung); LFnuM1B = LFnu während des MPT an Testtag B

Die Proband*innen lassen sich aufgrund der dLFnuAB, welcher zu 100% den sympathischen Anteil und die Differenz der Aktivierung von Tag A & B widerspiegelt, in drei Gruppen einteilen.¹³

- Gruppe 0: $\leq 0\%$; niedrige Aktivierung; n = 9
- Gruppe 1: $0 \leq 24,99\%$; moderate Aktivierung; n = 23
- Gruppe 2: $\geq 25\%$; hohe Aktivierung; n = 9

In der nachfolgenden Abbildung 6 ist schematisch das weitere Vorgehen zur Überprüfung der statistischen Signifikanz der Messzeitpunkte, sowie der Gruppen für die Messungen während des MPT dargestellt.

¹³ Eine komplexere statistische Möglichkeit wäre, die Änderung des Aktivierungsniveaus als Covariate zu betrachten, davon wurde aufgrund der deutlich komplexeren Statistik in dieser Diplomarbeit Abstand genommen.

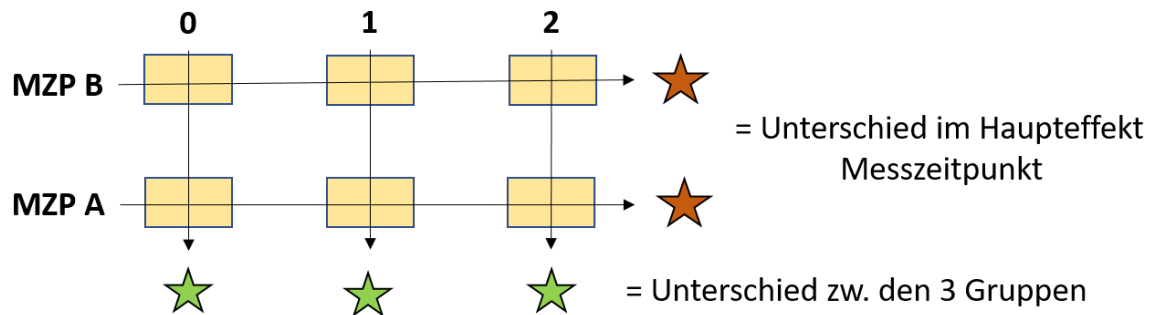


Abbildung 6: graphische Darstellung des statistischen Vorgehens

Anmerkung: MZP A = Messzeitpunkt an Tag A (Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung); MZP B = Messzeitpunkt an Tag B (Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung), 0 = Gruppe 0; 1 = Gruppe 1; 2 = Gruppe 2; Die orangefarbene Sterne spiegeln den Unterschied im Messzeitpunkt über die drei Gruppen gesehen wider, während die grünen Sterne das Untersuchen des Verhaltens der eigenen Gruppen selbst an beiden Messzeitpunkten darstellt.

ANOVA für Messwiederholung; within-subject-factor "Messzeitpunkt"; between-subject-factor "Gruppen"

Der Haupteffekt „Messzeitpunkt“ ist für LFnu statistisch signifikant ($F(1,38) = 138,40$; $p < ,001$). Wie man in der nachfolgenden Abbildung 7 sehen kann, verhalten sich die drei Gruppen optisch geringfügig unterschiedlich, der Effekt „Gruppe“ ist mit $F(2,38) = 0,70$; $p < ,501$ aber nicht statistisch signifikant.

Die Wechselwirkung (Messzeitpunkt x Gruppe), d.h. das Änderung der drei Gruppen, ist hingegen wiederum statistisch hoch signifikant ($F(2,38) = 74,88$; $p < ,001$).

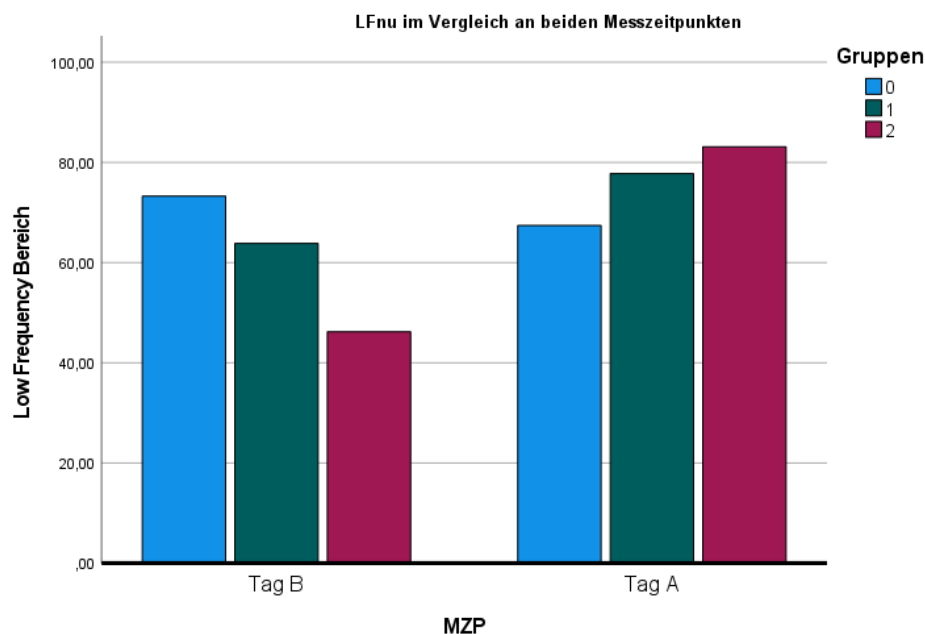


Abbildung 7: Der Low Frequency Bereich (normalized units) der drei Gruppen während des MPT im Vergleich an beiden Messtagen. Einheit des Low Frequency normalized units Bereiches = [%]; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung

3.2 Fragestellung 2a: Herzfrequenz und Kenngrößen der HRV während des MPT im Sitzen

ANOVA für Messwiederholung; within-subject-factor "Messzeitpunkt"; between-subject-factor "Gruppen"

Die ANOVA zeigt im Haupteffekt „Messzeitpunkt“ einen statistisch signifikanten Effekt für die LFnu ($F(1,38) = 138,40$; $p < ,001$). Dieses gilt ebenso für die HFnu (High Frequency Bereich, normalized units) ($F(1,38) = 138,40$; $p < ,001$), RMSSD ($F(1,38) = 36,81$; $p < ,001$), SDNN ($F(1,38) = 9,64$; $p < ,004$), die LF/HF Ratio ($F(1,38) = 137,53$; $p < ,001$) sowie allen voran der Herzfrequenz ($F(1,38) = 73,370$; $p < ,001$). Daraus lässt sich ableiten, dass die Proband*innen im Sinne des bevorstehenden Stressors und der damit einhergehenden Antizipationsphase an Tag A bereits ein erhöhtes Stressniveau bei der Durchführung des Mittenecker Zeigeversuchs aufweisen.

Die RMSSD ist der einzige Kennwert der HRV, welcher für den Haupteffekt „Gruppen“ einen statistisch signifikanten Effekt zeigt ($F(2,38) = 3,66$; $p < ,035$).

Keinen statistischen Effekt gibt es für folgende Parameter: Herzfrequenz ($F(2,38) = 1,91$; $p < ,463$), SDNN ($F(2,38) = 1,93$; $p < ,159$), LFnu ($F(2,38) = 0,70$; $p < ,501$), HFnu ($F(2,38) = 0,70$; $p < ,501$), LF/HF Ratio ($F(2,38) = 0,45$; $p < ,640$).

Die Wechselwirkung (Messzeitpunkt x Gruppe) ergibt für die folgenden Parameter einen statistisch signifikanten Effekt: RMSSD ($F(2,38) = 5,63$; $p < ,007$), LF/HF Ratio ($F(2,38) = 77,25$; $p < ,001$), LFnu ($F(2,38) = 74,88$; $p < ,001$) sowie HFnu ($F(2,38) = 74,88$; $p < ,001$). Für die SDNN ($F(2,38) = 1,07$; $p < 0,352$) sowie die Herzfrequenz ($F(2,38) = 0,79$; $p < ,463$) konnte kein signifikanter Effekt errechnet werden.

In Tabelle 3 sind die einzelnen Werte für die Herzfrequenz sowie für die Kenngrößen der HRV angeführt.

Tabelle 3: Herzfrequenz und Kennwerte der HRV der drei Gruppen während des MPT an beiden Testtagen im Vergleich. Deskriptive Statistik.

Bezeichnung [Einheit]	Testtag	Gruppe 0	Gruppe 1	Gruppe 2
Herzfrequenz [Schläge/Minute]	B	78,0 ± 13,0	71,7 ± 9,7	66,2 ± 9,3
	A	91,0 ± 13,7	89,2 ± 10,7	85,6 ± 11,0
SDNN [ms]	B	41,2 ± 11,3	59,5 ± 26,2	62,6 ± 25,0
	A	37,2 ± 24,2	41,8 ± 16,0	49,0 ± 20,7
RMSSD [ms]	B	32,1 ± 13,6	52,0 ± 22,0	69,2 ± 31,7
	A	27,6 ± 17,8	25,9 ± 12,7	30,1 ± 13,9
LFnu [%]	B	73,28 ± 20,45	63,84 ± 12,47	46,22 ± 13,12
	A	67,43 ± 21,66	77,79 ± 10,84	83,14 ± 5,95
HFnu [%]	B	26,72 ± 20,47	36,16 ± 12,47	53,78 ± 13,12
	A	32,57 ± 21,66	22,21 ± 10,84	16,86 ± 5,95
LF/HF [-]	B	1,19 ± 1,07	0,64 ± 0,67	0,16 ± 0,86
	A	0,84 ± 1,06	1,39 ± 0,73	1,66 ± 0,47

Anmerkung: Mittelwert ± STD; SDNN = Standardabweichung aller RR-Intervalle einer Messung, RMSSD = mittlere Herzfrequenzvariabilität (Quadratwurzel des quadrierten Mittelwerts der Änderung der Herzfrequenz von einem Herzschlag zum nächsten), LFnu = low frequency Bereich normalized units, LF = low frequency Bereich, HFnu = high frequency Bereich normalized units, HF = high frequency Bereich, LF/HF = das Verhältnis zwischen low- & high frequency Bereich
 Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung

In der folgenden Abbildung 8 lässt sich ein ähnliches Bild erkennen, in dem die Herzfrequenz der Gruppe 0, d.h. der Gruppe, welche im Vergleich keine relative Erhöhung der Aktivierung am stressreichen Tag (Bungy Sprung) gezeigt hatte, bereits am ruhigeren Testtag B im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen erhöht ist. Weiters zeigt sich der größere Unterschied zwischen den beiden Testtagen in Gruppe 2, welche sich a Tag B wieder vergleichsweise entspannt im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen präsentierten.

Insbesondere zeigt die Wechselwirkung, dass die beobachteten Effekte primär auf den (reduzierte) vagalen Tonus zurückzuführen sind, d.h. die Proband*innen der Gruppe 0 zeigen z.B. für RMSSD geringere Werte am Testtag B, das Änderungsverhalten der HRV-Parameter spiegelt sich in der Wechselwirkung wider

(siehe auch Abb. 9) wohingegen sich dieses Änderungsverhalten in der Herzfrequenz nicht zeigen lässt und damit die Relevanz der HRV-Analyse dokumentiert.

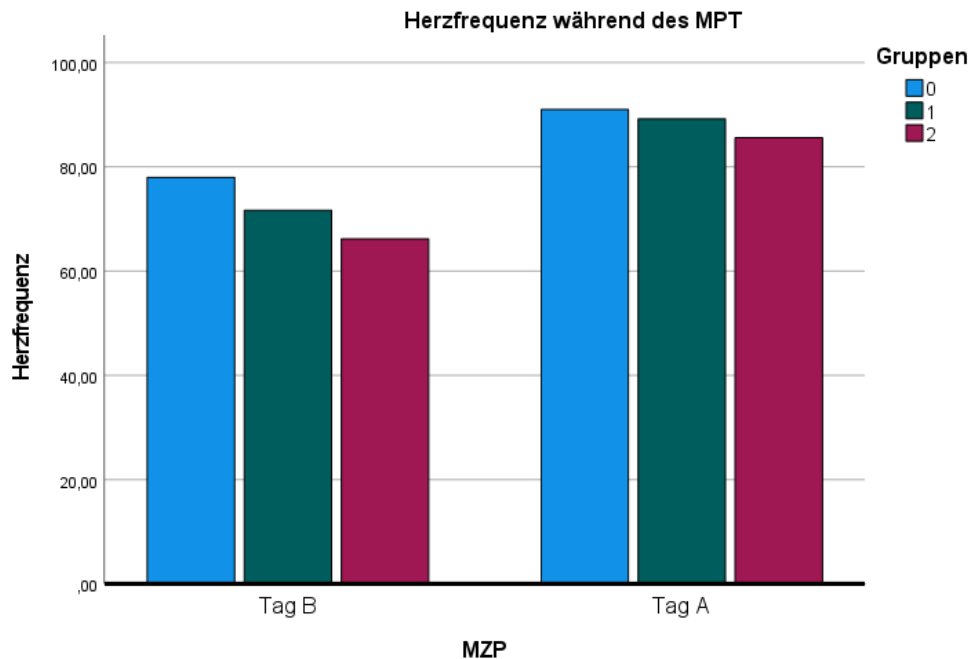


Abbildung 8: Die Herzfrequenz der drei Gruppen an beiden Testtagen während des MPT im Vergleich. Anmerkung: Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute]; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung

In der nachstehenden Abbildung 9 sieht man wie bereits ausgeführt die Abnahme der RMSSD, welche die parasympathische Aktivität widerspiegelt, für alle drei Gruppen am Tag des Bungy-Sprunges (Tag A). Hier befinden sich die Proband*innen bereits mitten in der Antizipationsphase des Stressors, durch den der Parasympathikus bereits heruntergefahren wird und in den Hintergrund rückt. Besonders bei der Gruppe 2, welche an Tag B sehr entspannt scheinen, ist der Unterschied zu Tag A beeindruckend. Gruppe 0 startet im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen bereits mit einer niedrigeren RMSSD, welche bereits auf vermehrten Stress auch am Vergleichstag B schließen lässt, und zeigen daher keine so beeindruckende Veränderung zu Tag A.

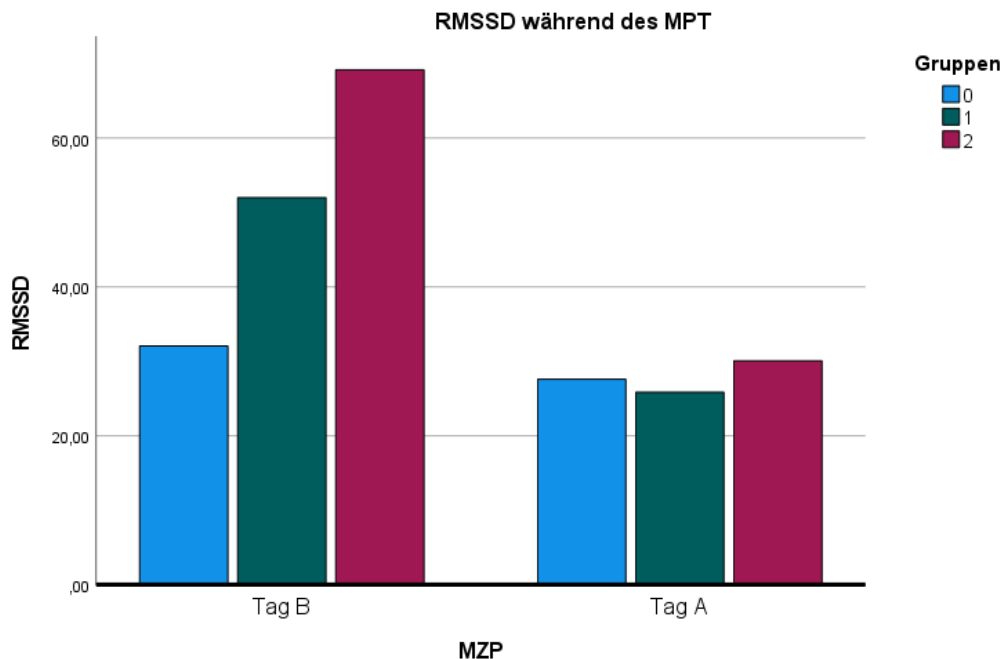


Abbildung 9: Die RMSSD der drei Gruppen an beiden Testtagen während des MPT im Vergleich. Anmerkung: Einheit der RMSSD = [ms]; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung

3.3 Fragestellung 2b: Ergebnisse des MPT, Auswahlkriterien der Theresianischen Militärakademie

ANOVA für Messwiederholung; within-subject-factor "Messzeitpunkt"; between-subject-factor "Gruppen"

Die Frage, ob die Ergebnisse des MPT selbst beeinflusst wurden, wurde mit einem Test der Innersubjekteffekte überprüft. Einerseits wurde die SR (Symbol Redundancy), andererseits die CR (Context Redundancy) an beiden Testtagen miteinander verglichen. Mittels allgemeinem linearem Modell mit Messwiederholung konnten die folgenden Werte in Tabelle 4 erhoben werden.

Tabelle 4: Deskriptive Statistik von SR und CR der drei Gruppen des MPTs an beiden Testtagen

Bezeichnung	Testtag	Gruppe 0	Gruppe 1	Gruppe 2
SR	B	0,102 ± 0,005	0,010 ± 0,006	0,009 ± 0,005
	A	0,008 ± 0,004	0,008 ± 0,004	0,007 ± 0,003
CR	B	0,190 ± 0,028	0,204 ± 0,090	0,181 ± 0,029
	A	0,193 ± 0,029	0,231 ± 0,161	0,180 ± 0,036

Anmerkung: SR = Symbol Redundancy; CR = Context Redundancy; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung

Für die SR konnte für den Haupteffekt des Messzeitpunktes ein signifikanter Unterschied gezeigt werden mit $F(1,38) = 4,23$; $p < ,047$. Zwischen den drei unterschiedlichen Gruppen gibt es keinen signifikanten Unterschied ($F(2,38) = 0,12$; $p < ,887$). Auch die Wechselwirkung (Messzeitpunkt x Gruppe) zeigte keinen statistisch signifikanten Effekt auf ($F(2,38) = 0,12$; $p < ,887$).

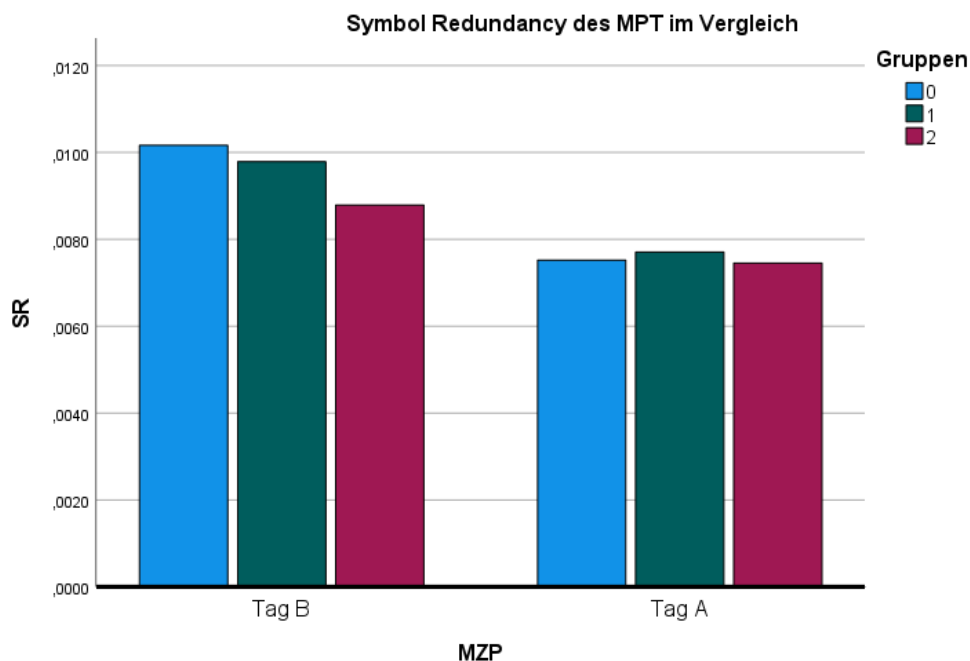


Abbildung 10: Die Symbol Redundancy der drei Gruppen an beiden Testtagen im Vergleich
Anmerkung: SR = Symbol Redundancy; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung

Die CR wies weder für den Messzeitpunkt ($F(1,38) = 0,29$; $p < ,596$), die unterschiedlichen Gruppen ($F(2,38) = 0,21$; $p < ,809$) oder die Wechselwirkung (Messzeitpunkt x Gruppe) ($F(2,38) = 0,21$; $p < ,809$) einen signifikanten Effekt auf.

Daraus lässt sich schließen, dass die Auswahlkriterien für die Theresianische Militärakademie adäquat sind. Die Proband*innen bewiesen, dass sie auch in Erwartung einer Stresssituation gut performen und entsprechende Entscheidungen treffen können.

3.4 Fragestellung 3a: Unterschied der HRV-Kennwerte in den Ruhephasen vor und nach dem Bungy-Sprung

ANOVA für Messwiederholung; within-subject-factor "Messphase"; between-subject-factor "Gruppen"

Angewandt wurde die erwähnte ANOVA für die Herzfrequenz, die RMSSD und das Verhältnis vom Low Frequency zum High Frequency Bereich. Der Haupteffekt „Messphase“ war 4-stufig (Ruhephase 0, Ruhephase 1, Ruhephase 2, Ruhephase 4).

Die Herzfrequenz, Werte in Tabelle 5 ersichtlich, zeigt für die Messphase einen statistisch signifikanten Effekt mit $F(3,114) = 13,22$; $p < ,001$. Für den Effekt „Gruppe“ zeigte sich ebenfalls eine statistische Signifikanz ($F(2,38) = 0,94$; $p < ,040$). Die Wechselwirkung (Messphase x Gruppe) erreichte es keine statistische Signifikanz ($F(6,114) = 1,99$; $p < ,072$), jedoch einen tendenziellen Unterschied.

Tabelle 5: Deskriptive Statistik der Herzfrequenz der drei Gruppen über die vier Ruhephasen an Tag A

Ruhephasen	Gruppe 0	Gruppe 1	Gruppe 2
R0A	100,8 ± 8,8	95,4 ± 10,8	93,5 ± 7,2
R1A	101,0 ± 8,8	101,4 ± 11,9	94,9 ± 9,8
R2A	96,2 ± 7,5	91,5 ± 8,5	93,3 ± 9,3
R4A	94,7 ± 8,0	90,7 ± 8,2	90,4 ± 6,2

Anmerkung: Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute]

Dieser signifikante Effekt bezüglich der Messzeitpunkte ist in der nachfolgenden Abbildung 11 zur Verdeutlichung dargestellt.

Was jedoch beim Betrachten der deskriptiven Statistik (Tabelle 5) bereits auffällt, ist R1A, welcher durch alle drei Gruppen hindurch den höchsten Wert aufweist. Diese Phase wird in Fragestellung 3b noch genauer im untersucht.

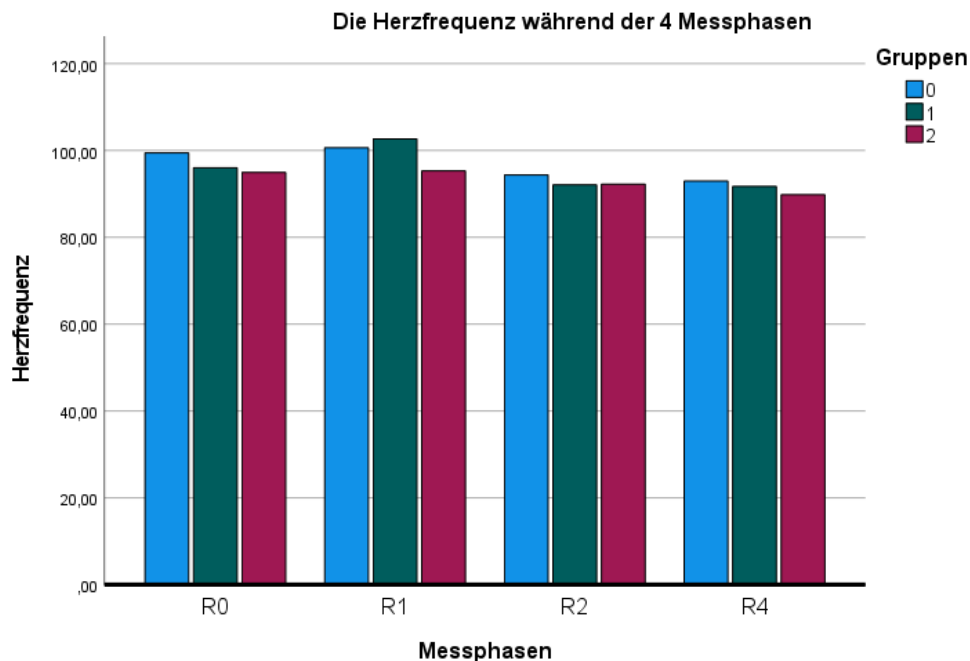


Abbildung 11 Die Herzfrequenz der drei Gruppen während der vier Ruhephasen an Tag A, vor und nach dem Bungy-Sprung; Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute]; R0 = Ruhephase 0, R1 = Ruhephase 1, R2 = Ruhephase 2, R4 = Ruhephase 4

Für die RMSSD (siehe Tabelle 6) konnte für die Messphase ($F(3,114) = 1,44$; $p < ,234$), wie auch für den Effekt „Gruppe“ ($F(2,38) = 2,38$; $p < ,106$) kein signifikanter Effekt gezeigt werden. Für die Wechselwirkung (Messphase x Gruppe) hingegen konnte mit $F(6,114) = 2,38$; $p < ,034$ ein statistisch signifikantes Ergebnis festgestellt werden.

Tabelle 6: Deskriptive Statistik der RMSSD der drei Gruppen über die vier Ruhephasen von Tag A

Ruhephasen	Gruppe 0	Gruppe 1	Gruppe 2
R0A	26,5 ± 15,0	29,1 ± 14,1	30,9 ± 15,8
R1A	25,0 ± 15,4	27,4 ± 10,6	33,8 ± 12,8
R2A	18,3 ± 6,3	32,3 ± 21,2	27,8 ± 8,0
R4A	15,0 ± 3,3	33,1 ± 16,9	24,4 ± 8,0

Anmerkung: Einheit der RMSSD = [ms]

Die SDNN (Tabelle 7) zeigte im Haupteffekt „Messphase“ ein statistisch signifikantes Ergebnis von $F(3,153) = 15,28$; $p < ,001$. Der Effekt „Gruppe“ hingegen liefert kein statistisch signifikantes Ergebnis ($F(2,51) = 0,88$; $p < ,421$), genauso wie die Wechselwirkung zwischen Messphase und Gruppe ($F(6,153) = 1,72$; $p < ,119$).

Tabelle 7 Deskriptive Statistik der SDNN der drei Gruppen über die vier Ruhephasen an Tag A

Ruhephasen	Gruppe 0	Gruppe 1	Gruppe 2
R0A	60,10 ± 19,58	59,39 ± 20,08	60,36 ± 23,17
R1A	67,17 ± 24,11	67,57 ± 25,02	75,14 ± 26,60
R2A	44,14 ± 18,06	56,64 ± 21,91	56,59 ± 21,16
R4A	38,66 ± 10,45	56,94 ± 21,14	47,98 ± 15,62

Anmerkung: Einheit der SDNN = [ms]

Für das Verhältnis von LF zu HF (Tabelle 8) zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt „Messphase“ ($F(3,114) = 12,59$; $p < ,001$), jedoch kein signifikanter Effekt zwischen den einzelnen Gruppen ($F(2,38) = 0,07$; $p < ,929$) sowie für die Wechselwirkung (Messphase x Gruppe) ($F(6,114) = 1,26$; $p < ,281$).

Tabelle 8: Deskriptive Statistik der LF/HF Ratio der drei Gruppen über die vier Ruhephasen an Tag A

Ruhephasen	Gruppe 0	Gruppe 1	Gruppe 2
R0A	1,70 ± 0,71	1,71 ± 0,72	1,88 ± 0,54
R1A	1,59 ± 1,06	1,84 ± 0,83	1,65 ± 0,36
R2A	2,28 ± 0,57	2,01 ± 0,53	2,16 ± 0,44
R4A	2,35 ± 0,71	2,10 ± 0,62	2,23 ± 0,38

Anmerkung: Einheit der LF/HF Ratio [-] (keine)

3.5 Fragestellung 3b: Kardiovaskuläre Veränderung in Antizipation eines Stressors im Stehen

ANOVA für Messwiederholung; within-subject-factor "Messzeitpunkt"; between-subject-factor "Gruppen"

Mit Hilfe der angeführten Statistik wurden die beiden Phasen R1A sowie R1B miteinander verglichen. Diese Phasen stellen jeweils die Ruhephase dar, welche direkt nach dem MPT in stehender Position an beiden Testtagen gemessen wurde. In Tabelle 9 ist die deskriptive Statistik der drei Gruppen für die Herzfrequenz sowie die Kennwerte der HRV für die Ruhephase 1 an Testtag A sowie Testtag B ersichtlich. Für den Messzeitpunkt gab es bei der Herzfrequenz einen statistisch signifikanten Effekt, welcher sich wie folgt darstellt: $F(1,38) = 61,93$; $p < ,001$. Einen ebenfalls signifikanten Unterschied lieferten die Ergebnisse der RMSSD der Ruhephase 1 mit $F(1,38) = 5,46$; $p < ,025$.

Keinen signifikanten Effekt gab es hingegen bei der SDNN ($F(1,38) = 0,00$; $p < ,947$), beim LFnu Bereich ($F(1,38) = 1,80$; $p < ,187$), beim HFnu Bereich ($F(1,38) = 1,80$; $p < ,187$), sowie beim Verhältnis vom Low Frequency zum High Frequency Bereich ($F(1,38) = 3,90$; $p < ,056$).

Für den Effekt „Gruppe“ zeigt sich bei keinem der Parameter ein statistisch signifikanter Effekt. Herzfrequenz ($F(2,38) = 1,13$; $p < ,334$), RMSSD ($F(2,38) = 0,86$; $p < ,433$), SDNN ($F(2,38) = 0,47$; $p < ,627$), LFnu ($F(2,38) = 0,23$; $p < ,793$), HFnu ($F(2,38) = 0,23$; $p < ,793$), LF/HF Ratio ($F(2,38) = 0,63$; $p < ,536$)

Für die Wechselwirkung (Messzeitpunkt x Gruppe), gab es für die LFnu ($F(2,38) = 3,32$; $p < ,047$), die HFnu ($F(2,38) = 3,32$; $p < ,047$), sowie für die LF/HF Ratio ($F(2,38) = 3,73$; $p < ,033$) einen statistisch signifikanten Effekt.

Die Herzfrequenz ($F(2,38) = 0,36$; $p < ,701$), die RMSSD ($F(2,38) = 0,13$; $p < ,877$) sowie die SDNN ($F(2,38) = 0,49$; $p < ,618$) zeigten keinen statistisch signifikanten Effekt.

Tabelle 9: Herzfrequenz und Kennwerte der HRV der drei Gruppen während der Ruhephase 1 an beiden Testtagen im Vergleich. Deskriptive Statistik.

Bezeichnung [Einheit]	Testtag	Gruppe 0	Gruppe 1	Gruppe 2
Herzfrequenz [Schläge/Minute]	B	83,7 ± 10,0	82,0 ± 10,4	79,7 ± 7,0
	A	101,0 ± 8,8	101,4 ± 11,9	94,9 ± 9,8
SDNN [ms]	B	75,4 ± 26,8	66,1 ± 27,7	72,3 ± 31,8
	A	65,7 ± 25,1	69,2 ± 25,0	77,6 ± 23,5
RMSSD [ms]	B	32,9 ± 16,6	37,4 ± 20,7	39,9 ± 18,54
	A	25,0 ± 15,4	27,4 ± 10,6	33,7 ± 12,8
LFnu [%]	B	89,58 ± 8,49	84,37 ± 9,20	80,36 ± 12,46
	A	78,88 ± 16,23	83,75 ± 10,62	83,39 ± 5,02
HFnu [%]	B	10,42 ± 8,50	15,63 ± 9,20	19,64 ± 12,46
	A	21,12 ± 16,23	16,25 ± 10,62	16,61 ± 5,02
LF/HF [-]	B	2,41 ± 0,86	1,89 ± 0,86	1,58 ± 0,83
	A	1,59 ± 1,06	1,84 ± 0,82	1,65 ± 0,36

Anmerkung: Mittelwert ± STD; SDNN = Standardabweichung aller RR-Intervalle einer Messung, RMSSD = mittlere Herzfrequenzvariabilität (Quadratwurzel des quadrierten Mittelwerts der Änderung der Herzfrequenz von einem Herzschlag zum nächsten), LFnu = low frequency Bereich normalized units, HFnu = high frequency Bereich normalized units, LF/HF = das Verhältnis zwischen low- & high frequency Bereich; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung

In Abbildung 12 sieht anhand des Balkendiagrammes den signifikanten Unterschied zwischen den Testtagen A und B. Obwohl die untersuchte Phase eine Ruhephase ist, so lässt sich doch deutlich die Anspannung im Sinne der Erhöhung der Herzfrequenz an Tag A erkennen. Dieser Effekt lässt sich damit erklären, dass diese Ruhephase 1 an Tag A jene Phase ist, in der die Proband*innen auf ihren bevorstehenden Bungy-Sprung warten und sich somit in der Antizipationsphase des Sprunges befinden.

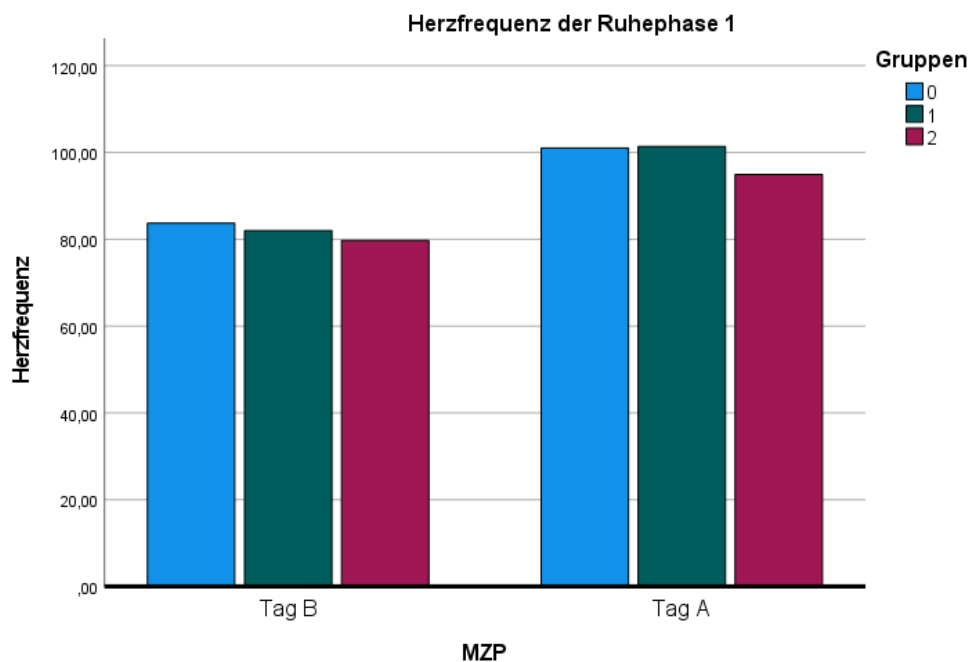


Abbildung 12: Herzfrequenzen der drei Gruppen in der Ruhephase 1 an den beiden Testtagen im Vergleich. Anmerkung: Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute]

In der nachfolgenden Abbildung 13 sieht man deutlich den signifikanten Effekt, den diese Antizipationsphase auch auf die RMSSD hat. Im Vergleich zu Tag B kommt es an Tag A zu einer Abnahme der RMSSD, welche bekanntlich die parasympathische Aktivität abbildet, durch die alleinige Erwartung des Stressors.

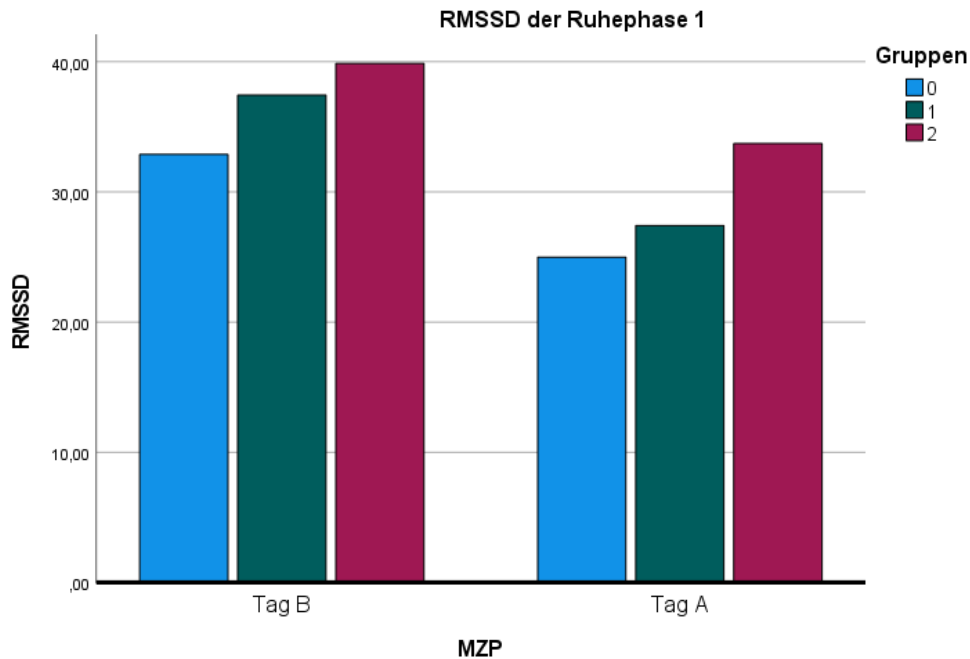


Abbildung 13: Die RMSSD der drei Gruppen in der Ruhephase 1 an den beiden Testtagen im Vergleich. Anmerkung: Einheit der RMSSD = [ms]; Testtag B = Testtag mit ruhiger Umgebung, Testtag A = Testtag mit Bungy-Sprung

3.6 Fragestellung 4: Herzfrequenzdynamik während des Bungy-Sprunges, Unterschied abhängig vom Aktivitätsniveau

Die Herzfrequenzdynamik wurde wieder mittels einer ANOVA mit Messwiederholung ermittelt.

Der Effekt der Erholung, Haupteffekt „Zeitverlauf“, ist statistisch signifikant $F(11,418) = 23,21$; $p < ,001$. Teil zwei der Fragestellung 4, ob es einen Unterschied in der Herzfrequenzdynamik abhängig vom zuvor festgestellten Aktivitätsniveau und der daraus resultierenden Einteilung in die drei Gruppen gibt (Haupteffekt „Gruppe“), konnte nicht nachgewiesen werden. Statistisch gesehen gibt es hier keinen signifikanten Effekt ($F(2,38) = 0,26$; $p < ,774$).

Die Dynamik der Herzfrequenz ist in Abbildung 14 veranschaulicht und unterstreicht den signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Messzeitpunkten, zeigt aber auch auf, dass sich die Gruppen ähnlich verhalten. Auch die Wechselwirkung (Gruppe x Zeitverlauf) ist nicht signifikant ($F(22,418) = 0,358$; $p < ,997$).

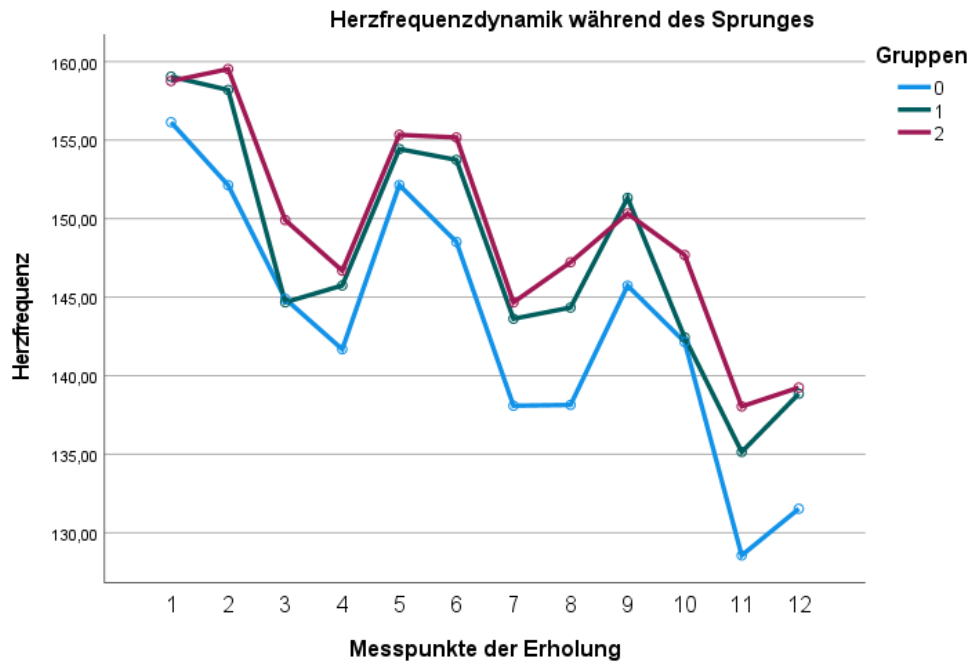


Abbildung 14: Herzfrequenzdynamik der drei Gruppen während des Bungy-Sprunges dargestellt, die Messungen wurden 12 mal alle 5 Sekunden durchgeführt, sprich über 1 Minute. Einheit der Herzfrequenz = [Schläge/Minute]

4. Diskussion

Im Rahmen dieser Diplomarbeit, wurden, wie in 1.5. angeführt, mehrere Fragestellungen geprüft. Einerseits wurde die Auswirkung eines Stressors auf die kardiovaskulären Parameter bzw. Kennwerte der HRV überprüft und mit einem Tag verglichen, an dem dieser Stressor nicht vorhanden war. Weiters wurde auch geprüft, wie sich die Proband*innen vor und nach dem Sprung im Sinne der kardiovaskulären Reaktionsdynamik verändern bzw. erholen. Ein weiterer Fokus dieser Diplomarbeit war es, den erwähnten Stressor selbst, einen Bungy-Sprung, auf die Herzfrequenzdynamik zu untersuchen. Ergänzend wurde auch untersucht, wie sich die Proband*innen im Rahmen des MPT kardiovaskulär präsentieren, und ob sich die Ergebnisse des MPT selbst sowie die Kennwerte der HRV am Tag des Bungy-Sprunges zu einem ruhigen Vergleichstag unterscheiden.

4.1 Diskussion der Fragestellungen

In Fragestellung 1, welche sich um das Aktivierungsniveau der einzelnen Proband*innen drehte, konnte im Vergleich der mittleren Herzfrequenzwerte während des MPTs ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Versuchstagen festgestellt werden. Das alleinige Wissen der Proband*innen, dass diese an Versuchstag A wenige Minuten nach dem Mittenecker Pointing Test einen Bungy-Sprung absolvieren müssen, ließ die Herzfrequenz bereits signifikant ansteigen. Dass in dieser Messphase des Versuchstages A bereits die Herzfrequenz so ansteigt, obwohl die Proband*innen der eigentlichen Stressphase noch gar nicht ausgesetzt sind, entspricht der Erwartung bzw. der Literatur.

Schon 1999 konnten Gregg et al. (Gregg, 1999) in einer Studie einen ähnlichen physiologischen Effekt im Sinne der Antizipationsphase nachweisen.

Betrachtet man die Zunahme des Low Frequency Bereiches von Tag A, Tag mit dem Bungy-Sprung, im Vergleich zum Ruhetag, Tag B, so spiegelt dies eindrucksvoll die geringere Aktivität des Parasympathikus am Tag des Stressors wider, wie es schon Kim et al. in ihrer Studie nachweisen konnten (Kim et al., 2018).

Die graphische Darstellung der $dLFnuAB^{14}$ gegen $LFnu1B$ zeigt ein eindrucksvolles Muster, welches die theoriegeleitete Grundlage für die Einteilung Proband*innen in drei Aktivitätsgruppen repräsentiert und die Basis der weiteren Auswertung bildet.

In Fragestellung 2a wurde die Herzfrequenz sowie mehrere Kenngrößen der HRV¹⁵ im Sinne der beiden Messzeitpunkte des MPTs, der drei Gruppen und der Wechselwirkung zwischen Messzeitpunkt und Gruppen ausgewertet. Hierbei zeigten sämtliche Parameter im Haupteffekt des Messzeitpunktes einen signifikanten Unterschied. Die mittlere Herzfrequenz stieg bei allen drei Gruppen am Tag des Bungy-Sprunges signifikant an währenddessen die RMSSD sowie die SDNN sanken. Bei Gruppe 1 und 2 kam es im Vergleich auch zu einem Anstieg der LFnu, sowie einem Abfall der HFnu und einem Ansteigen des LF/HF Verhältnisses. Diese Veränderungen der HRV-Parameter gehen mit Messergebnissen von Kim et al. (Kim et al., 2018), welche ebenfalls eine Zunahme des LF-Bereiches sowie Abnahme des HF-Bereiches, sowie Hilgarter et al. (Hilgarter et al., 2021), welche zusätzlich auch noch einen Anstieg der LF/HF Ratio feststellten, einher (siehe auch Pober et al. 2004). Der Anstieg der LF/HF Ratio zeigt eine zusätzliche sympathische Aktivität zur Hemmung der parasympathischen Aktivität.

Dies zeigt das erhöhte Stress-Niveau der Proband*innen am Tag des Bungy-Sprunges, bereits vor eigentlichen „Phase des Stressors“ und unterstreicht bereits nach wenigen Messungen die Relevanz der HRV als Stress-Index, wie es bereits Bernard (Bernard, 1867) Ende des 19. Jahrhunderts publizierte. Zur Dynamik der LFnu, HFnu und LF/HF Ratio lässt sich noch sagen, dass die „Gruppe 0“ welche vorher nicht mit erwähnt wurde, anhand der Werte wie auch der Grafik bereits an Tag B, dem entspannten Vergleichstag, ein weitaus höheres Stressniveau zeigte. Die SDNN ist bereits an Tag B deutlich niedriger, die LFnu deutlich erhöht, die HFnu erniedrigt sowie die LF/HF-Ratio weitaus höher als bei den beiden anderen Gruppen.¹⁶

¹⁴ $dLFnuAB$ spiegelt die Differenz der Aktivierung der Proband*innen zwischen den beiden MPT-Phasen an Tag A und B wider.

¹⁵ RMSSD, SDNN, LFnu, HFnu und LF/HF Ratio

¹⁶ Werte siehe deskriptive Statistik in Tabelle 3

Um den MPT, welcher primär ein Test der Exekutivfunktion bzw. der Fähigkeit auf eine Herausforderung adäquat zu reagieren ist, auszuwerten, legen wir nun in Fragestellung 2b Augenmerk auf die Ergebnisse des MPT selbst. Die Symbol Redundancy im Haupteffekt Messzeitpunkt wies als einziger Wert einen statistisch signifikanten Effekt auf, dies ist aber primär dem Studiendesign geschuldet, da es im Rahmen der Ausbildung an der Theresianischen Militärakademie nicht möglich war, ein klassisches Cross-Over-Design durchzuführen. Dies ist daher als Limitierung der Studie anzuführen. Im Effekt „Gruppe“ sowie der Wechselwirkung zwischen Messzeitpunkt und Gruppe waren die Ergebnisse nicht statistisch signifikant.

Die Context Redundancy wies für keinen der beiden Effekte oder die Wechselwirkung eine statistische Signifikanz auf.

Thayer et al. (Thayer et al., 2012) berichteten bereits 2012 über die Beeinflussung der Exekutivfunktion durch Stress, welche sich in veränderten Kennwerten der HRV widerspiegelte. Auch in unserer Studie konnte für den Messzeitpunkt, sowie für die Wechselwirkung zwischen Messzeitpunkt und Gruppe ein signifikanter Effekt festgestellt werden. Wie erwähnt, wirkte sich jedoch der Stress an Tag A, welcher durch die Gewissheit des folgenden Bungy-Sprunges entstand, nicht wie erwartet auf die Ergebnisse des MPT selbst, mit Ausnahme eines statistisch signifikanten Effektes der SR, aus.

Fragestellung 3a widmete sich dem Testtag A, konkret den vier Ruhephasen, R0 vor dem MPT, R1 nach dem MPT bzw. vor dem Bungy-Sprung am Tag des Bungy-Sprunges. Die untersuchten Parameter¹⁷ zeigten, mit Ausnahme der RMSSD, einen signifikanten Effekt für die Messphase und lässt eine kardiovaskuläre Reaktionsdynamik beobachten. Die Gruppen selbst zeigten nur einen signifikanten Effekt im Rahmen der Herzfrequenz und die Wechselwirkung (Messphase x Gruppe) war nur statistisch signifikant für die RMSSD.

Im Sinne der psychophysiologischen Erholung (Haynes et al., 1991, McEwen, 1998) ließ sich beobachten, wie die Proband*innen vom höchsten Stress-Niveau in Phase R1 hin zu den Phasen R2 und R4 langsam sogar auf einen Wert unter dem Ausgangsniveau von R0, welche ebenfalls über dem Stress-Niveau der Post-

¹⁷ Mittlere Herzfrequenz, RMSSD, SDNN und LF/HF Ratio

Stress-Phasen liegt, gekommen sind. Relevant ist, dass Gruppe 0 bereits mit einem höheren Ausgangsniveau startet, sich jedoch aber scheinbar auch gut erholt. Allerdings sieht man anhand der RMSSD, dass dies primär eine „aktive“ Erholung ist, da die vagalen Kennwerte (RMSSD) in der Gruppe 0 sinken. Begründen lässt sich dies aufgrund der Tatsache, dass das Verhältnis von LF zu HF steigt, aber die Wechselwirkung nicht signifikant ist.

In Fragestellung 3b widmete sich diese Diplomarbeit dem Vergleich der beiden Ruhephasen 1A und 1B, welche die Ruhephase direkt nach dem MPT an beiden Testtagen widerspiegelt. Hier wurden wiederum ausgewählte Kennwerte der HRV¹⁸ sowie die mittlere Herzfrequenz der drei Gruppen an beiden Tagen im Vergleich betrachtet. Für den Effekt Messzeitpunkt konnte für die Herzfrequenz sowie die RMSSD ein statistisch signifikanter Effekt festgestellt werden. Die RMSSD sank über alle drei Gruppen gesehen an Testtag A, die Herzfrequenz stieg wiederum an Tag A im Vergleich an. Auch hier präsentierte sich somit ein erhöhtes Stress-Niveau der Proband*innen an Tag A. Dies könnte sich mit der Tatsache, dass die Phase R1A jene Phase direkt vor dem Bungy-Sprung bzw. dem Anlegen des Sicherheitsgurtes und dem Transport auf den Sprungturm ist, erklären lassen. Hier kommt es nach dem Prinzip der Antizipationsphase, wie bei Fragestellung 1 bereits erwähnt, zu einer kardiovaskulären Reaktionsdynamik im Sinne des Erwartens des Stressors. Die Wechselwirkung (Messzeitpunkt x Gruppe) liefert für die LFnu, die HFnu sowie für das Verhältnis von LF zu HF ein wiederum statistisch signifikantes Ergebnis. Somit lässt sich sagen, dass sich die Ruhephase 1 direkt nach dem MPT an Tag A auf Grund der Erwartung des Bungy-Sprunges in einigen Punkten signifikant zur Ruhephase 1B unterscheidet.

Der Bungy-Sprung selbst wurde im Rahmen der 4. Fragestellung im Hinblick auf seine Herzfrequenzdynamik im Sinne der Erholung der Herzfrequenz untersucht. Die Messwerte für die Herzfrequenz, welche alle 5 Sekunden über einen Zeitraum von einer Minute erhoben wurden, zeigen für die Erholung bzw. den Effekt „Zeitverlauf“ statistisch signifikante Ergebnisse. Diese Erholung der Herzfrequenz, zeigt sich graphisch beeindruckend im Sinne einer Annäherung an das Bild der

¹⁸ RMSSD, SDNN, LFnu, HFnu, LF/HF Ratio

Pendelschwingungen des Bungy-Sprunges. Der Effekt „Gruppe“ sowie die Wechselwirkung zwischen Zeitverlauf und Gruppe lieferten keinen statistisch signifikanten Effekt.

4.2 Schlussfolgerung

Diese Diplomarbeit hat die allgemeinen Annahmen der kardiovaskulären Reaktionsdynamik sowie den Stellenwert der HRV als Stress-Index durch die vielen durchgeführten Messungen in unterschiedlichen Untersuchungs-Settings bestätigt. Ein wichtiger Key-Point dieser Arbeit bzw. der Studie war es, zusätzlich zu den Messungen der HRV auch den Mittenecker Zeigeversuch als Tool für die Bestimmung der kognitiven bzw. exekutiven Funktion einzusetzen. Durch ihn war es möglich, die direkte Auswirkung eines erhöhten Stress- bzw. Aktivierungsniveaus auf die Exekutivfunktion der Proband*innen zu messen.

Dadurch konnte durch diese Studie eindrucksvoll gezeigt werden, dass die Fähnriche der Theresianischen Militärakademie trotz Stressor an Tag A während des MPTs immer noch leistungsfähig sind. obwohl sich die Proband*innen auf einem deutlich unterschiedlichen Aktivierungsniveau befinden und sich in den körperlichen Komponenten unterscheiden, blieb die Fähigkeit adäquate Entscheidungen in schwierigen bzw. stressbehafteten Situationen zu treffen, erhalten.

Literaturverzeichnis

- BERNARD, C. 1867. *Lecture on the Physiology of the Heart and Its Connections with the Brain: Delivered at the Sorbonne, the 27th March, 1865*, Purse.
- BILLMAN, G. E. 2013. The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Front Physiol*, 4, 26.
- BILLMAN, G. E., HUIKURI, H. V., SACHA, J. & TRIMMEL, K. 2015. An introduction to heart rate variability: methodological considerations and clinical applications. *Front Physiol*, 6, 55.
- DIAMOND, A. 2013. Executive functions. *Annu Rev Psychol*, 64, 135-68.
- ECKBERG, D. L. 1997. Sympathovagal balance: a critical appraisal. *Circulation*, 96, 3224-32.
- ERNST, G. 2017. Heart-Rate Variability-More than Heart Beats? *Front Public Health*, 5, 240.
- GOLDBERGER, J. J. 1999. Sympathovagal balance: how should we measure it? *Am J Physiol*, 276, H1273-80.
- GREGG, M. E., JAMES, J. E., MATYAS, T. A. & THORSTEINSSON, E. B. 1999. Hemodynamic profile of stress induces anticipation and recovery. *International Journal of Psychology*, 34, 147-162.
- HAYNES, S. N., GANNON, L. R., ORIMOTO, L., O'BRIEN, W. H. & BRANDT, M. 1991. Psychophysiological assessment of poststress recovery. *Psychological Assessment* 3, 356-365.
- HILGARTER, K., SCHMID-ZALAUDEK, K., CSANADY-LEITNER, R., MORTL, M., ROSSLER, A. & LACKNER, H. K. 2021. Phasic heart rate variability and the association with cognitive performance: A cross-sectional study in a healthy population setting. *PLoS One*, 16, e0246968.
- HISER, J. & KOENIGS, M. 2018. The Multifaceted Role of the Ventromedial Prefrontal Cortex in Emotion, Decision Making, Social Cognition, and Psychopathology. *Biol Psychiatry*, 83, 638-647.
- HOTTENROTT, K., HOOS, O. & ESPERER, H. D. 2006. [Heart rate variability and physical exercise. Current status]. *Herz*, 31, 544-52.
- HSU, N. S., NOVICK, J. M. & JAEGGI, S. M. 2014. The development and malleability of executive control abilities. *Front Behav Neurosci*, 8, 221.

- HUANG, C. J., WEBB, H. E., ZOURDOS, M. C. & ACEVEDO, E. O. 2013. Cardiovascular reactivity, stress, and physical activity. *Front Physiol*, 4, 314.
- JAYASINGHE, S. U., TORRES, S. J., HUSSEIN, M., FRASER, S. F., LAMBERT, G. W. & TURNER, A. I. 2017. Fitter Women Did Not Have Attenuated Hemodynamic Responses to Psychological Stress Compared with Age-Matched Women with Lower Levels of Fitness. *PLoS One*, 12, e0169746.
- KIM, H. G., CHEON, E. J., BAI, D. S., LEE, Y. H. & KOO, B. H. 2018. Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature. *Psychiatry Investig*, 15, 235-245.
- KLEIGER, R. E., STEIN, P. K. & BIGGER, J. T. 2005. Heart Rate Variability: Measurement and Clinical Utility. *Ann Noninvasive Electrocardiol.*, 10 (1), 88-101.
- LACKNER, H. K., GOSWAMI, N., HINGHOFER-SZALKAY, H., PAPOUSEK, I., SCHARFETTER, H., FURLAN, R. & SCHWABERGER, G. 2010. Effects of Stimuli on Cardiovascular Reactivity Occuring at Regular Intervals During Mental Stress. *Journal of Psychophysiology* 24, 48-60.
- LACKNER, H. K., PAPOUSEK, I., BATZEL, J. J., ROESSLER, A., SCHARFETTER, H. & HINGHOFER-SZALKAY, H. 2011. Phase synchronization of hemodynamic variables and respiration during mental challenge. *Int J Psychophysiol*, 79, 401-9.
- LACKNER, H. K., WEISS, E. M., SCHULTER, G., HINGHOFER-SZALKAY, H., SAMSON, A. C. & PAPOUSEK, I. 2013. I got it! Transient cardiovascular response to the perception of humor. *Biological Psychology* 93, 33-40.
- LANG, P. J., GREENWALD, M. K., BRADLEY, M. M. & HAMM, A. O. 1993. Looking at pictures: Affective, facial, visceral, and behavioral reactions. *Psychophysiology*, 30, 261-273.
- LOHNINGER, A. 2017. *Herzratenvariabilität - Das HRV Praxis-Lehrbuch*, Facultas Verlags- und Buchhandels AG.
- MCCABE, D. P., ROEDIGER, H. L., MCDANIEL, M. A., BALOTA, D. A. & HAMBRICK, D. Z. 2010. The relationship between working memory capacity and executive functioning: evidence for a common executive attention construct. *Neuropsychology*, 24, 222-243.
- MCEWEN, B. S. 1998. Protective and damaging effects of stress mediators. *New England Journal of Medicine* 338, 171-179.

- MICHAEL, S., GRAHAM, K. S. & DAVIS, G. M. O. 2017. Cardiac Autonomic Responses during Exercise and Post-exercise Recovery Using Heart Rate Variability and Systolic Time Intervals-A Review. *Front Physiol*, 8, 301.
- MITTENECKER, E. 1958. Die Analyse "zufälliger" Reaktionsfolgen [The analysis of "random" action sequences]. *Zeitschrift für Experimentelle und Angewandte Psychologie*, 5, 45-60.
- POBER, D. M., BRAUN, B. & FREEDSON, P. S. 2004. Effects of a single bout of exercise on resting heart rate variability. *Med Sci Sports Exerc*, 36, 1140-8.
- SCHULTER, G., MITTENECKER, E. & PAPOUSEK, I. 2010. A computer program for testing and analyzing random generation behavior in normal and clinical samples: the Mittenecker Pointing Test. *Behav Res Methods*, 42, 333-41.
- SHAFFER, F., MCCRATY, R. & ZERR, C. L. 2014. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Front Psychol*, 5, 1040.
- SOTHMANN, M. S., BUCKWORTH, J., CLAYTOR, R. P., COX, R. H., WHITE-WELKLEY, J. E. & DISHMAN, R. K. 1996. Exercise training and the cross-stressor adaptation hypothesis. *Exerc Sport Sci Rev*, 24, 267-87.
- TASK FORCE, O. T. E. S. O. C. A. T. N. A. S. O. P. A. E. 1996. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17, 354-381.
- THAYER, J. F., AHS, F., FREDRIKSON, M., SOLLERS, J. J., 3RD & WAGER, T. D. 2012. A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neurosci Biobehav Rev*, 36, 747-56.
- ZEKI AL HAZZOURI, A., ELFASSY, T., CARNETHON, M. R., LLOYD-JONES, D. M. & YAFFE, K. 2017. Heart Rate Variability and Cognitive Function In Middle-Age Adults: The Coronary Artery Risk Development in Young Adults. *Am J Hypertens*, 31, 27-34.