

Aus der Klinik für Psychiatrie und Psychotherapie
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. Tilo Kircher

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

MUSE - Musik und Stresserleben

**Eine fMRT-Studie zur Stressantwort und dem stressreduzierenden Effekt
von Musik - eine Analyse anhand physiologischer und neuronaler Daten**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten
Humanmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Jan Otto Heiland aus Darmstadt
Marburg, 2024

Originaldokument gespeichert auf dem Publikationsserver der
Philipps-Universität Marburg (<http://archiv.ub.uni-marburg.de>)



Dieses Werk bzw. Inhalt steht unter einer Creative Commons
Namensnennung 4.0 Deutschland Lizenz.

Die vollständige Lizenz finden Sie unter:
<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/legalcode.de>

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
am: 30.01.2024

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin.

Dekanin: Frau Prof. Dr. D. Hilfiker-Kleiner

Referent: Herr Prof. Dr. A. Jansen

1. Koreferent: Herr Prof. Dr. H. Kessler

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	i
Tabellenverzeichnis	iv
Abbildungsverzeichnis	vi
Abkürzungsverzeichnis	viii
1 Einleitung	1
1.1 Forschungsinteresse	2
2 Stand der Forschung	3
2.1 Stress	3
2.1.1 Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse	3
2.1.2 Das sympathische System	4
2.1.3 Alpha-Amylase	7
2.2 Elektrodermale Aktivität (EDA) - Hautleitfähigkeit	8
2.3 Neuronale Korrelate	9
2.4 Psycho-soziale Stressinduktion	10
2.5 Musik	10
2.5.1 Die Bedeutung von Musik	10
2.5.2 Vom Innenohr zum auditorischen Kortex	11
2.5.3 Musikwahrnehmung	12
2.5.4 Musik und Emotion	14
2.5.5 Musik und Stress	15
2.6 Naturgeräusche (Natural Sounds)	17
2.7 Forschungsdesign	19
2.7.1 Experimentelle Umsetzung	19
2.7.2 Ziele und Hypothesen der Studie	20
3 Methodik	21
3.1 Der MR-Stresstest	21
3.2 Zeitlicher Ablauf	24
3.3 Akustischer Stimulus	25
3.4 Studienteilnahme	25
3.5 Software	26
3.6 funktionelle Magnetresonanztomografie (fMRT)	26
3.6.1 Scanner	27

3.6.2	Vorverarbeitung der fMRT-Daten	28
3.6.3	Masken	30
3.6.4	First-Level Analyse	31
3.6.5	Registrierung und Normalisierung	33
3.6.6	Second-Level Analyse	35
3.6.7	Integration der physiologischen Parameter in das GLM	36
3.7	Physiologische und hormonelle Daten	37
3.7.1	Atmung und Puls	37
3.7.2	Elektrodermalen Aktivität (EDA) - Hautleitfähigkeit . .	38
3.7.3	Hormonelle Messung (Cortisol & Alpha-Amylase) . . .	38
3.8	Mehrfaktorielle Varianzanalyse	40
3.9	Fragebögen	42
3.9.1	Beck-Depressions-Inventar-2 (BDI-2)	42
3.9.2	Trier Inventory for the Assessment of chronic stress (TICS-SSCS)	42
3.9.3	State Trait Anxiety Inventory (STAI)	43
3.9.4	Positive and Negative Affect Schedule (PANAS)	43
3.9.5	Visuelle Analogskala (VAS)	43
4	Ergebnisse	44
4.1	Puls	44
4.2	Atmung	48
4.3	Elektrodermale Aktivität (EDA)- Hautleitfähigkeit	51
4.4	Cortisol	55
4.5	Alpha-Amylase	56
4.6	Funktionelle Magnetresonanztomografie (fMRT)	57
4.7	Fragebögen	60
5	Diskussion	62
5.1	Diskussion der Aktivierung des autonomen Nervensystems . .	62
5.2	Diskussion der Aktivierung der HPA-Achse	63
5.2.1	Der Einfluss von Musik und Naturgeräuschen auf die Stressreaktion	64
5.3	Einordnung und Diskussion der neuronalen Daten	66
5.3.1	Unter Stressbedingungen involvierte Gehirnstrukturen .	66
5.3.2	Unter Ruhebedingungen involvierte Gehirnstrukturen .	67
5.3.3	In der Bewertung des Gremiums involvierte Gehirnstrukturen	68

6	Methodenkritik	69
6.1	Kritische Betrachtung des rekrutierten Studienkollektivs	69
6.2	Bewertung des MR-Stresstestes	70
6.2.1	Der Einfluss des Scanners auf die Untersuchung	70
6.2.2	Habituationseffekte	71
6.2.3	Aspekte des Aufgabentyps	71
6.3	Kritische Betrachtung der Datenverarbeitung	72
6.3.1	Integration der physiologischen Parameter in das GLM - kritische Aspekte	72
6.3.2	Diskussion des statistischen Modells	72
6.3.3	Fazit	73
7	Zusammenfassung	74
8	summary	75
	Literatur	77
.1	Puls-Anhang	95
.2	Atmung-Anhang	100
.3	EDA-Anhang	105
.4	Cortisol-Anhang	110
.5	Alpha-Amylase-Anhang	114
.6	MRT-Anhang	120
.7	Instruktion des Gremiums - Anhang	123
.8	Fragebögen-Anhang	125
A	Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen	143
B	Danksagung	144
C	Ehrenwörtliche Erklärung	145

Tabellenverzeichnis

1	Zeitlicher Ablauf	24
2	Datenaufbereitung	41
3	Effekte Tabelle (Puls)	45
4	Deskriptive Statistik (Puls)	45
5	Vergleich, Stress/Ruhe (Atmung)	49
6	Paarweise Vergleiche (EDA)	52
7	Vergleich, Stress/Ruhe (EDA)	52
8	Cluster Tabelle fMRT	58
9	Verteilung (Puls)	95
10	Levene Test (Puls)	96
11	Mauchly Test (Puls)	96
12	Verteilung (Puls)	97
13	Greenhouse-Geissner Korrektur (Puls)	97
14	Post-hoc Test (Puls)	97
15	Paarweise Vergleiche (Puls)	98
16	ANOVA (Puls)	99
17	Verteilung (Atmung)	100
18	Levene Test (Atmung)	101
19	Mauchly Test (Atmung)	101
20	Greenhouse-Geissner Korrektur (Atmung)	102
21	Post-hoc Test, Ruhe (Atmung)	102
22	Post-hoc Test, Stress (Atmung)	102
23	ANOVA (Atmung)	103
24	Paarweise Vergleiche, Ruhe (Atmung)	104
25	Paarweise Vergleiche, Stress (Atmung)	104
26	Verteilung (EDA)	105
27	Levene Test (EDA)	106
28	Mauchly Test (EDA)	106
29	ANOVA (EDA)	107
30	Post-hoc Test (EDA)	108
31	Greenhouse-Geissner Korrektur (EDA)	108
32	Paarweise Vergleiche (EDA)	109
33	Shapiro-Wilk (Cortisol)	110
34	Deskriptive Statistik (Cortisol)	111
35	Levene Test (Cortisol)	111
36	Mauchly Test (Cortisol)	112

37	Box Test (Cortisol)	112
38	Statistik bei gepaarten Stichproben (Cortisol)	112
39	Differenzen bei gepaarte Stichproben (Cortisol)	113
40	Korrektur der Freiheitsgrade (Cortisol)	113
41	Verteilung (Alpha-Amylase)	114
42	Levene Test (Alpha-Amylase)	115
43	Deskriptive Statistik (Alpha-Amylase)	115
44	Greenhouse-Geissner Korrektur (Alpha-Amylase)	116
45	Box Test (Alpha-Amylase)	116
46	Mauchly Test (Alpha-Amylase)	116
47	Paarweise Vergleiche (Alpha-Amylase)	117
48	Statistik bei gepaarten Stichproben (Alpha-Amylase)	118
49	Messzeitpunkte (Alpha-Amylase)	118
50	Test bei gepaarten Stichproben, 1 (Alpha-Amylase)	119
51	Test bei gepaarten Stichproben, 2 (Alpha-Amylase)	119
52	Test bei gepaarten Stichproben, 3 (Alpha-Amylase)	119
53	Cluster Tabelle, + Atmung & Puls (fMRT)	120

Abbildungsverzeichnis

1	Stress Reaktionswege	6
2	Tagesschwankungen / Cortisol und Alpha-Amylase	7
3	Hormonprofil Alpha-Amylase / TSST	7
4	EDA Signal	8
5	Studienablauf	21
6	Paradigma	22
7	Versuchsaufbau	23
8	Masken	30
9	Designmatrix	32
10	Normalisierung	34
11	Pulsdaten	44
12	Effekte plot (Puls)	47
13	Atmungsdaten	48
14	Interaktionen (Atmung)	50
15	Daten (EDA)	51
16	Effekte (EDA)	53
17	Profil (Cortisol)	55
18	Profil (Alpha-Amylase)	56
19	Cluster plot (fMRT)	57
20	Vergleich der Runs (fMRT)	59
21	PANAS & VAS	61
22	Verteilung (Puls)	98
23	Transformation (Cortisol)	113
24	Cluster plot, +Atmung, Puls (fMRT)	120
25	Workflow preprocessing	121
26	Workflows der weiteren Analyseschritte	122
27	State Trait Angst Inventar (STAI)	125
28	TICS-SSCS (Trier Inventory for the Assessment of chronic Stress)	126
29	BDI-2 (Beck-Depressions-Inventar)	130
30	Positive and Negative Affect Schedule (PANAS)	131
31	Visuelle Analogskala (VAS)	132
32	Datenschutzerklärung	136
33	Einverständniserklärung	137
34	Fragebogen: Händigkeit	139
35	Händigkeit nach Otfield	140
36	Metallanamnese	141

37 Open Brain Consent 142

Abkürzungsverzeichnis

ACTH Adrenocorticotropin

BIDS Brain Imaging Data Structure

BOLD Blood oxygenation level dependent

cAMP cyclisches Adenosinmonophosphat

CRF Corticotropin-Releasing-Faktor

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine

DMN Default Mode Network

FDR False Discovery Rate

fMRT funktionelle Magnetresonanztomographie

FSL FMRIB's Software Library

IQR Interquartilabstand

MCR₂ Melanocortin Rezeptor 2

MNI Montreal Neurological Institut

PANAS positive affect negative affect schedule

PTSD Posttraumatic Stress Disorder

ROI Region of interest

SCN Nucleus suprachiasmaticus

SD Standardabweichung

SEM Standardfehler

SPM Statistical Parametric mapping

TSST Trier Social Stress Test

VAS Visuelle Analogskala

1 Einleitung

Wir alle sind täglich unterschiedlichen Stressoren ausgesetzt. Damit sind innere und äußere Reize gemeint, die uns körperlich oder geistig fordern. Es gibt verschiedene physiologische Systeme, mit denen unser Körper auf diese Anforderungen reagiert und versucht, die Homöostase aufrechtzuerhalten (McEwen, 2007). Zwei Mechanismen sind besonders hervorzuheben. Über das autonome Nervensystem und die Erhöhung des Sympathikotonus ist der Körper in der Lage, schnell auf das Auftreten eines Stressors zu reagieren. Der Blutdruck, die Herzfrequenz und die Auswurfleistung des Herzens werden beispielsweise als Folge dieses Anpassungsvorgangs gesteigert. Über eine neuroendokrine Signalkaskade zwischen Hypophyse und Nebenniere (HPA-Achse) können metabolische Prozesse gesteuert werden, die weitere Energiereserven bereitstellen. Eine exzessive oder inadäquate Stressantwort kann zu einem Ungleichgewicht in unserem Stress-System führen und unsere mentale und physische Gesundheit gefährden (Agorastos & Chrousos, 2021). Dies trägt zur Entwicklung und Aufrechterhaltung von Erkrankungen wie Depression und posttraumatischer Belastungsstörung bei (Yehuda, Halligan, Golier, Grossman & Bierer, 2004). Das bessere Verständnis für Möglichkeiten der Stressreduktion ist deswegen von medizinischem Interesse.

Unterschiedliche Mittel wie das Hören von Musik oder Naturgeräuschen tragen zur Stressreduktion bei (Nilsson & Berglund, 2006). Musik rückt dabei zunehmend in den Fokus der Wissenschaft. Wir nutzen Musik als abstraktes Kommunikationsmittel. So treten wir mit Mitmenschen in Kontakt und interagieren mit unserer Umwelt. Da sich Musik aus verschiedenen Einzelfaktoren wie Klangfarbe, Frequenz und Lautstärke zusammensetzt, liegen der Verarbeitung komplexe neuronale Prozesse zugrunde. Musik nimmt auch Einfluss auf unsere Emotionen und unser Stresserleben. So kommt es beim Hören von Musik zu einem schnelleren Absinken von Stresshormonen als bei Stille (Khalifa, Bella, Roy, Peretz & Lupien, 2003). Auch unsere emotionalen Empfindungen sind von neuroendokrinen Mechanismen abhängig, welche von Musik beeinflusst werden (Salimpoor, Benovoy, Larcher, Dagher & Zatorre, 2011). Im klinischen Setting wird Musik deswegen zunehmend als unterstützende Therapieform angewandt. Auch das Hören von Naturgeräuschen führt zu einer Stressreduktion. Naturgeräusche werden dabei als besonders angenehm empfunden. Sie beeinflussen das autonome Nervensystem und die neuroendokrinen Systeme bei Stress (Nilsson & Berglund, 2006; Thoma et al., 2013).

Zur Messung und Quantifizierung der körpereigenen Stressantwort wer-

den unterschiedliche Messwerte betrachtet. Neben biochemischen, hormonellen und behavioralen Daten kann vor allem das nicht invasive Schnittbildverfahren der funktionellen Magnetresonanztomografie Einblicke in die Funktionsabläufe unseres Stresserlebens geben. Mithilfe der unterschiedlichen magnetischen Eigenschaften von oxygeniertem und desoxygeniertem Blut können damit neuronal aktive Gehirnregionen dargestellt werden. Das so gewonnene Wissen kann ein Schlüssel zur Entwicklung neuer Therapieansätze sein.

1.1 Forschungsinteresse

In dieser Dissertationsarbeit soll untersucht werden, inwieweit sich die Stressantwort vor und nach einer Entspannungsphase des Musikhörens (bzw. des Hörens von Naturgeräuschen als Kontrollstimulus) unterscheidet. Hierfür werden Stress- und Ruhebedingungen eines Stresstestes (MR-Stresstest) miteinander verglichen. Der Test ist an die Untersuchungsumgebung des MRT-Scanners angepasst. Die Daten geben somit Einblick in die neuronalen Aktivierungsmuster bei Stressinduktion. Neben den MRT-Daten fließen auch behaviorale, physiologische und biochemische Daten in die Analyse mit ein. Somit soll ein möglichst umfassender Einblick in die Stressantwort der Proband*innen gewonnen werden. Studienergebnisse von Thoma et al. zeigen die Wirkung von Musik auf das menschliche Stress-System (Thoma et al., 2013). Ziel dieser Arbeit ist es, die wissenschaftlichen Erkenntnisse mit funktionellen MRT-Daten zu flankieren. Der hierbei genutzte MR-Stresstest soll eine Möglichkeit der Stressinduktion unter MRT-Untersuchungsbedingungen darstellen. Durch die Komplementierung mit umfassenden Daten zur biophysiologicalen Stressantwort soll ein besseres Verständnis des Stress reduzierenden Effektes von Musik erreicht werden.

Im Folgenden soll auf die Mechanismen der körpereigenen Stressantwort eingegangen werden. Außerdem wird der Forschungsstand zu Musik und Naturgeräuschen dargestellt und ihr Einflussvermögen auf Emotionen und unser Stressempfinden herausgearbeitet. Im Rahmen der bildgebenden Diagnostik wird ein Schwerpunkt auf die neuronalen Verarbeitungsprozesse gelegt.

2 Stand der Forschung

2.1 Stress

2.1.1 Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse

Ein wichtiger neuroendokriner Mechanismus zur Stressbewältigung ist die Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse (HPA-Achse). Hierunter versteht man einen Regelkreis, welcher die Sekretion von Hormonen kontrolliert. Zu diesen Hormonen zählen Stresshormone wie Glukokortikoide. Als Reaktion auf die Hormonausschüttung können wir körpereigene Ressourcen mobilisieren und Energiereserven umverteilen (Radley et al., 2013). Dieser Prozess ist überlebenswichtig und deswegen stark reguliert. Er integriert verschiedene sensorische Informationen und ermöglicht eine schnelle kontextspezifische hormonelle Antwort auf einen internen oder externen Stimulus (Myers, Mcklveen & Herman, 2015). Eine inadäquate oder lang anhaltende Stressantwort ist unter anderem mit Erkrankungen wie Depression oder posttraumatischer Belastungsstörung (PTSD) assoziiert (Yehuda et al., 2004).

Die Organe Hypothalamus, Hypophyse und Nebennierenrinde sind in der Regulation der Stressantwort besonders wichtig und stehen in Interaktion zueinander (siehe Abb.1, S.6). Im Hypothalamus wird der Corticotropin-Releasing-Faktor (CRF) ausgeschüttet, welcher die Sekretion vom adrenokortikotropen Hormon (ACTH) in der Hypophyse kontrolliert (Saffran & Schally, 1955). CRF ist ein Peptid, das aus 41 Aminosäuren besteht und von Neuronen im Nucleus paraventricularis (PVH) des Hypothalamus freigesetzt wird (Swanson, Sawchenko, Rivier & Vale, 1983). CRF und andere Hormone wie Vasopressin gelangen über das hypothalamo-hypophysäre Pfortadersystem zur Adenohypophyse (Herman et al., 2016). CRF bindet an die Rezeptortypen CRFR₁ und CRFR₂, welche an unterschiedlichen Stellen im Körper exprimiert werden (Chang, Pearce, O'Connell & Rosenfeld, 1993). Während CRFR₁ primär bei der initialen Stressantwort wichtig ist, vermittelt CRFR₂ vorwiegend die spätere Phase der Stressantwort. Über G-Protein gekoppelte Prozesse werden zyklisches Adenosinmonophosphat (cAMP) und Adenylylcyclase abhängige Signalkaskaden angestoßen. In deren Folge werden bestimmte Target Gene transkribiert. So kann das Prohormon Proopiomelanocortin (POMC) exprimiert werden, von dem in der Adenohypophyse ACTH abgespalten wird (Vasconcelos, Stein, Gallas-lopes, Almeida & Landau, 2020). Über die systemische Blutzirkulation erreicht ACTH die Nebennierenrinde. Dort bindet ACTH

an den Melanocortin Rezeptor 2 (MCR2). Über eine cAMP abhängige Signalkaskade wird primär in der Zona fasciculata das Glukokortikoid Cortisol produziert (Simpson E., 1988). Neben Glukokortikoiden werden in der Nebennierenrinde auch Mineralokortikoide wie Aldosteron und Androgene synthetisiert (Beardwell, Robertson, Heath & Marx, 1985). Die Aktivität der Nebennierenrinde unterliegt einem Regelkreis. So verringert Cortisol über einen negativen Feedback-Mechanismus die Ausschüttung von CRF im Hypothalamus und die Sekretion von ACTH in der Hypophyse (Jones, Hillhouse & Burden, 1977). Die Aktivität des Hypothalamus wird von neuronalen Netzwerken und Kerngebieten beeinflusst. Die Cortisolproduktion unterliegt außerdem einer tageszeitlichen Rhythmik (siehe Abb.2, S.7). Ein wichtiger Taktgeber hierbei ist der Nukleus suprachiasmaticus (SCN) (Krieger, Allen, Rizzo & Krieger, 1971). Außerdem erhält der Hypothalamus viszerale und nozizeptive Afferenzen, welche zum Beispiel bei Schmerzzuständen aktiviert werden (Herman et al., 2003). Neben physikalischen Stressoren spielen auch psychische Faktoren eine wichtige Rolle. Limbische Regionen haben Einfluss auf die Aktivität des Hypothalamus. Diese Regionen sind mit Netzwerken verknüpft, die unsere Erinnerungen und unser Belohnungssystem repräsentieren. Erfahrungen und Erwartungen nehmen also Einfluss auf unsere Stressantwort (Ulrich-Lai & Herman, 2009). Zusammengefasst wird über die HPA-Achse die Produktion von Stresshormonen wie Cortisol kontrolliert. Durch Cortisol werden Energiereserven bereitgestellt und der Blutzuckerspiegel erhöht. Dadurch kann der Körper besser mit der Stresssituation umgehen.

2.1.2 Das sympathische System

Das sympathische System ist ein wichtiger Bestandteil der kurzfristigen Stressantwort. Es kontrolliert die Ausschüttung von Adrenalin und Noradrenalin und ist an der Innervation unserer Organe beteiligt. Somit können wir in sekundenschnelle beispielsweise den Blutdruck steigern oder die Herzfrequenz erhöhen (Llewellyn-Smith Verberne, 2011). Im frühen 20. Jahrhundert erforschte der US-Amerikaner Cannon die Ursachen und Auswirkungen dieser überlebenswichtigen Körperreaktion. Mit seinen Arbeiten prägte er den Begriff der 'fight-or-flight' Reaktion (Kampf- oder Fluchtreaktion). Verschiedene Stressoren wie Schmerz oder auch Emotionen führen zu Anpassungsreaktionen, die uns ein besseres Flucht- oder Kampfverhalten ermöglichen (Cannon, 1914). Die Sympathikusaktivierung und damit die Erhöhung der Adrenalinsekretion ist an dieser Reaktion maßgeblich beteiligt.

Der Sympathikus bildet mit dem Parasympathikus und dem enterischen

Nervensystem das autonome Nervensystem. Der sympathische Grenzstrang liegt neben der Wirbelsäule und setzt sich aus vegetativen Ganglien zusammen. Dort werden aus dem Rückenmark kommende Nervenfasern auf das 2. Neuron umgeschaltet. Diese Nervenfasern innervieren Strukturen wie Herz, Lunge, Magen, Darm, Leber, Gallenblase, die Sexualorgane, Blase, verschiedenen Drüsen (z.B. die Schweißdrüsen), glatte Muskulatur und die innere Augenmuskulatur. Wichtige Vitalfunktionen, der Stoffwechsel und unsere Verdauung werden so reguliert (Kandel, Schwartz, Jessell, Siegelbaum & Hudspeth, 2012). Die Funktionen laufen dabei weitestgehend unwillkürlich ab.

Die Schnittstelle zwischen vegetativem und endokrinem System bildet das Nebennierenmark (siehe Abb.1, S.6). Dieses wird von präsynaptischen sympathischen Nervenzellen innerviert. In chromaffinen Zellen werden dort die Katecholamine Adrenalin und Noradrenalin hergestellt (Rosol, Yarrington, Latendresse & Capen, 2001). Eine Sympathikusaktivierung kann die Folge physiologisch bedrohlicher Zustände sein. Neben emotionalem Stress ist hier die Hypovolämie, Hypoxie und Hypoglykämie zu nennen. Auch höhere kortikale Strukturen wie das limbische System haben Einfluss auf die Sympathikusaktivität. Nach der Stimulation des Hypothalamus kann ein Anstieg von Adrenalin und Noradrenalin im Blut festgestellt werden (Stoddard-Apter, Siegel & Levin, 1983). Die Ausschüttung von Katecholaminen in den Blutkreislauf hat verschiedene Auswirkungen: Der Blutdruck, die Herzfrequenz und die Auswurfleistung des Herzens werden erhöht (Guyenet, 2006). Dem Körper wird Zucker bereitgestellt, in dem die Gluconeogenese und Glycogenolyse in der Leber aktiviert werden. Die Sauerstoffaufnahme wird erhöht, in dem es zu einer Erweiterung der Bronchien und einem Anstieg der Atemfrequenz kommt (Kunzelmann & Thews, 2011). Es kommt zu einer Änderung des Tidalvolumens. Die CO₂-Werte im Blut und in den Alveolen sinken im Vergleich zu ihrem Basiswert (Grossman, 1983). Wir sind in der Lage, uns besser zu konzentrieren. In der Niere wird Natrium zurückgehalten und darüber das Blutvolumen erhöht. Die Durchblutung und Motilität des Magendarmtraktes wird reduziert (Goldstein, 1987).

Zusammenfassend werden bei einer Sympathikusaktivierung alle lebensnotwendigen Körperfunktionen im Sinne einer "fight-or-flight" Reaktion kurzfristig unterstützt. Auslöser hierfür sind unterschiedliche Stressoren, wie emotionaler Stress, oder Zustände, die eine akute Bedrohung für den Körper darstellen. Eine langanhaltende und übermäßige Aktivierung des Sympathikus kann jedoch auch zur Entwicklung von Krankheiten wie der koronaren Herzkrankheit beitragen (Rozanski, Blumenthal & Kaplan, 1999).

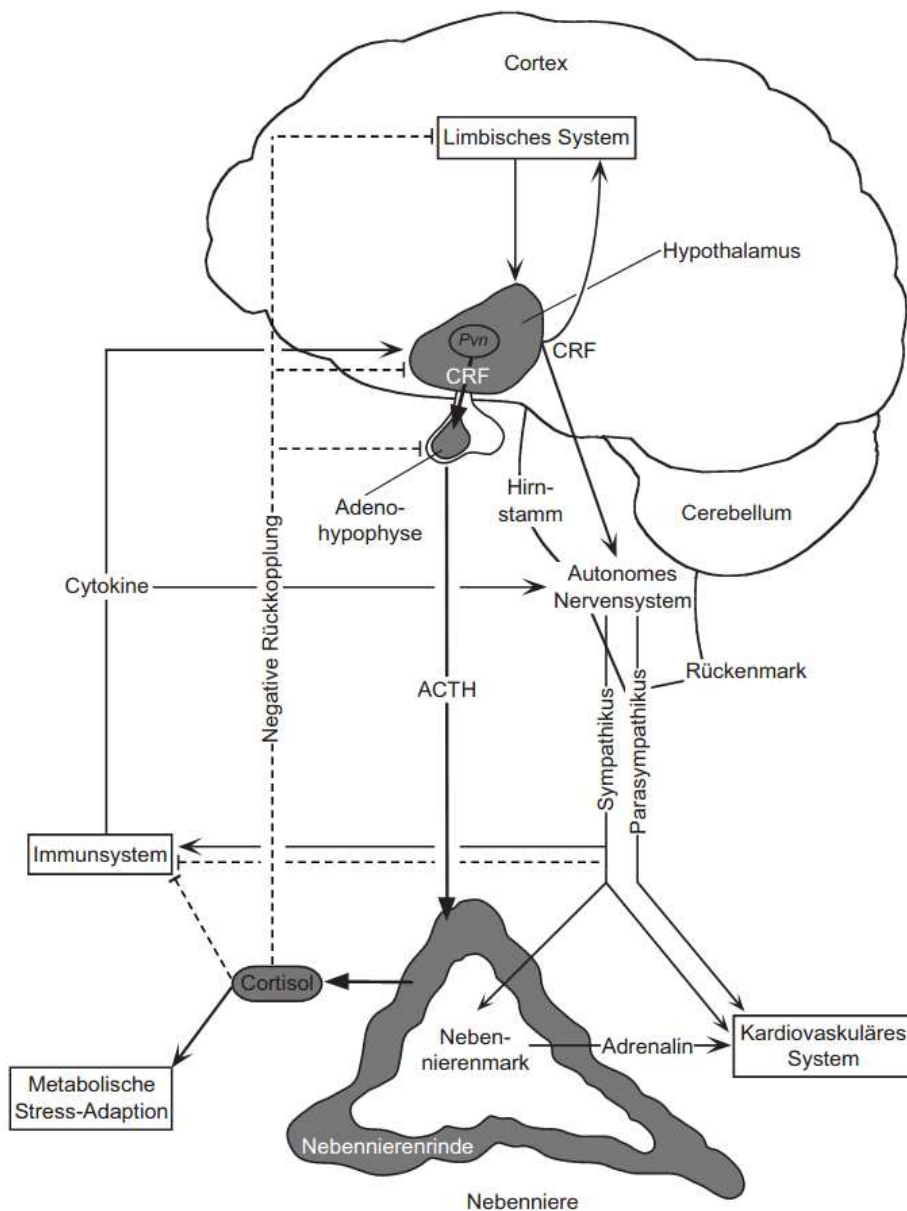


Abbildung 1: Stress Reaktionswege; übernommen aus (Jahn, 2002). mit Genehmigung des Cuvillier Verlages

Aktivierende Effekte sind durchgezogen, inhibierende gestrichelt gezeichnet. Die Komponenten der HPA-Achse sind dunkel unterlegt. CRF = Corticotropin-Releasing Factor; ACTH = Adrenocorticotropes Hormon; PVN = Nucleus paraventricularis.

Abgebildet ist die Signalkaskade zwischen Hypothalamus, Hypophyse und Nebennierenmark. Im Hypothalamus wird das Releasing Hormon CRF freigesetzt, welches die Ausschüttung von ACTH in der Adenohypophyse stimuliert. Eine steigende ACTH-Konzentration führt zu einer vermehrten Freisetzung von Cortisol aus der Nebennierenrinde. Das Nebennierenmark wird von sympathischen Nervenfasern innerviert. Abhängig vom Sympathikotonus kommt es zur Freisetzung von Katecholaminen wie Adrenalin. Das Stresssystem steht in enger Wechselbeziehung zum Immunsystem. Cortisol wirkt immunsuppressiv und wirkt über einen negativen Feedbackmechanismus hemmend auf Hypophyse und Hypothalamus ein. Zytokine können wiederum afferente Nervenbahnen auf der Ebene des Hirnstamms und des Hypothalamus beeinflussen. Über das limbische System können verschiedene Faktoren integriert, Stressoren bewertet und die Aktivität des Hypothalamus beeinflusst werden.

2.1.3 Alpha-Amylase

Neben Adrenalin und Noradrenalin wurde auch das Enzym Alpha-Amylase als Indikator einer stressinduzierten Erhöhung der Sympathikusaktivität identifiziert (Chatterton, Vogelsong, Lu, Ellman & Hudgens, 1996). Alpha-Amylase wird von Speicheldrüsen sezerniert. Diese gehören zur Gruppe der exokrinen Drüsen und werden über das autonome Nervensystem innerviert (Baum, 1993). Zu den wichtigen Funktionen des Enzyms gehört die Verdauung von Kohlenhydraten. Weiterhin spielt Alpha-Amylase eine wichtige Rolle in der Immunantwort von pathogenen Keimen der Mundhöhle (Scannapieco, Torres & Levine, 1993). Die Sekretion von Alpha-Amylase ist tageszeitlichen Schwankungen unterworfen. Das Profil steigt im Laufe des Tages und erreicht seinen Höhepunkt am späten Nachmittag (siehe Abb.2, S.7). Die Konzentration von Alpha-Amylase korreliert dabei mit der Konzentration von Katecholaminen im Blutplasma (Chatterton et al., 1996)(siehe Abb.3, S.7). In der basalen Alpha-Amylase Aktivität zeigt sich kein Unterschied zwischen den Geschlechtern. Körperliche oder psychische Erkrankungen können die Konzentration von Alpha-Amylase hingegen stark beeinflussen (Henskens et al., 1996).

Aufgrund der verschiedenen Funktionen von Alpha-Amylase ist auch die Variabilität der Enzymkonzentration höher als bei Cortisol. Als Reaktion auf einen akut einsetzenden Stressor steigt die Konzentration der Alpha-Amylase an (siehe Abb.3, S.7). Die Reaktion fällt dabei schneller aus als bei Cortisol (Rohleder & Nater, 2009).

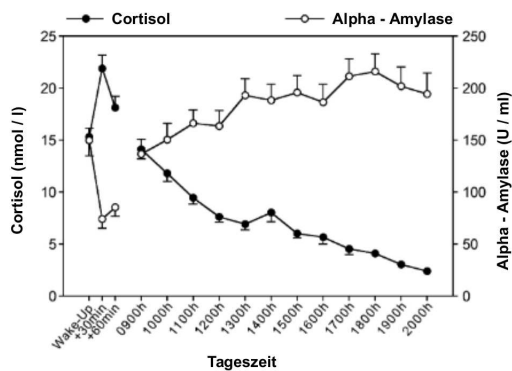


Abbildung 2: Tagesschwankung von Alpha-Amylase und Cortisol im Speichel von n=76 gesunden Männern und Frauen (Nater, Rohleder, Schlotz, Ehlert & Kirschbaum, 2007), mit Genehmigung von Elsevier

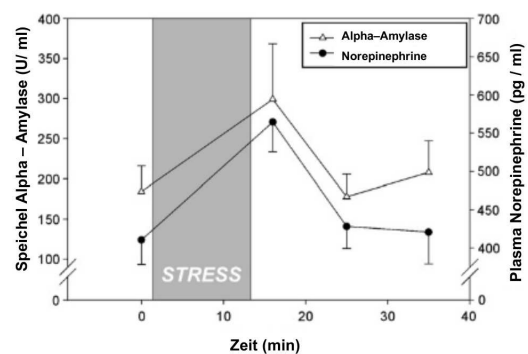


Abbildung 3: Akute Antwort von Speichel Alpha-Amylase und Plasma-Norepinephrinen auf das Stress-Paradigma TSST (Rohleder, Nater, Wolf, Ehlert & Kirschbaum, 2004), mit Genehmigung von Wiley-Blackwell

2.2 Elektrodermale Aktivität (EDA) - Hautleitfähigkeit

Neben der Aktivität der Alpha-Amylase ist auch die Hautleitfähigkeit ein Marker für die Aktivität des autonomen Nervensystems. Die Messung der Hautleitfähigkeit ist ein nicht invasives, sensitives Verfahren, welches Einblicke in den psychologischen Zustand einer Person gewährt. Eine erhöhte Schweißsekretion, wie sie zum Beispiel bei einer Stressreaktion entsteht, führt zu einer Zunahme der Hautleitfähigkeit (Turpin & Grandfield, 2007). Es gibt zwei Hauptarten von Schweißdrüsen, apokrine und merokrine Drüsen. Apokrine Drüsen kommen größtenteils in der Achsel- und Genitalregion vor, während merokrine Drüsen über den gesamten Körper verteilt sind. Hauptsächlich dient die Schweißsekretion der Regulation des Wärmehaushaltes. Es kommt allerdings auch bei anderen Auslösern wie Stress, körperlicher Bewegung und starken Emotionen zu einer erhöhten Schweißsekretion. Die Hautleitfähigkeit ist dabei abhängig von der Aktivität des autonomen Nervensystems. Beispielsweise moduliert eine erhöhte sympathische Aktivität unter Stress die Aktivität der Schweißdrüsen und führt zu einer verbesserten Hautleitfähigkeit. Dieser Prozess steht nicht unter bewusster, willentlicher Kontrolle und es ist ein Habituationseffekt zu beobachten (Bagshaw, Kimblet & Pribram, 1965). Bei einer Wiederholung des stressauslösenden Reizes schwächt sich die Reaktion mit der Zeit ab.

Es wird zwischen phasischen und tonischen Anteilen der Hautleitfähigkeit unterschieden. Unter der tonische Komponente wird die langzeitliche Potenzialänderung verstanden. Diese Komponente wird im Hautleitfähigkeitsniveau (Skin Conductance Level: SCL) wiedergespiegelt. Phasische Veränderungen beschreiben die kurzfristige Reaktion auf einen Reiz und werden in der Hautleitfähigkeitsreaktion (Skin Conductance Response: SCR) gemessen. Die Reizantwort lässt sich durch verschiedene Kenngrößen charakterisieren (siehe Abb.4, S.8). Hierzu zählt die Latenzzeit, die Anstiegszeit bis zum Hochpunkt der Kurve und die Erholungszeit (Mertens, 2016).

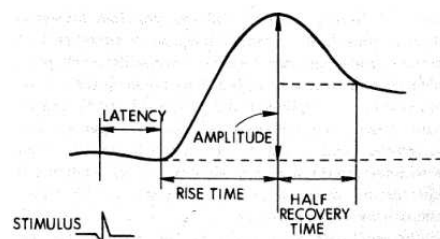


Abbildung 4: EDA Signal (Cacioppo, Tassinary & Berntson, 2007)

Es gibt verschiedene Methoden, die elektrodermale Hautleitfähigkeit zu messen. Eine gängige Methode nutzt eine konstant angelegte Spannung zwischen zwei an der Hand angebrachten Elektroden von 0.5 V. Die Messung wird in der Einheit Siemens (S) angegeben und ist ein Anhaltspunkt für die Sympathikusaktivität (Critchley, 2002). Durch die Messung der elektrodermalen Hautleitfähigkeit können somit Rückschlüsse auf stressinduzierte psychische Prozesse hergestellt werden.

2.3 Neuronale Korrelate

Stress löst auf neuronaler Ebene nicht nur die Aktivierung der beschriebenen zwei Hormonachsen aus. Es sind mehrere Kerngebiete und neuronale Netzwerke bei der Verarbeitung eines stressauslösenden Reizes beteiligt. Außerdem gibt es Übereinstimmungen mit Regionen, welche in der Verarbeitung von Musik und Naturgeräuschen eine Rolle spielen.

Als Reaktion auf einen stressauslösenden Reiz werden Neuronen im Thalamus rekrutiert (Schiff, 2008). Der Thalamus nimmt eine zentrale Rolle in der Regulation von Aufmerksamkeit und der Aktivierung (engl. arousal) des zentralen Nervensystems ein (Portas et al., 1998). Er ist Teil verschiedener neuronaler Netzwerke, unter anderen des Salience-Netzwerkes (SN), welches bei der Reorientierung und Energiebereitstellung unter stressigen bzw. unsicheren Situation aktiviert wird (Hermans, Henckens, Joëls & Fernández, 2014).

Außerdem ist der Thalamus Teil des phylogenetisch alten Belohnungssystems, welches durch die emotionale Wirkung von Musik aktiviert wird (Sescousse, Caldú, Segura & Dreher, 2013)(siehe Kapitel 2.5.4, S.14). Im mesolimbischen Belohnungssystem sind neben dem Thalamus auch andere Kerngebiete wichtig. Hierzu zählen der Nucleus Accumbens, die Amygdala und der Hippocampus (Koelsch, 2014). Neben der Rolle im Belohnungssystem sind diese Regionen zudem Teil eines neuronalen Netzwerkes bei Stressinduktion und stehen in enger Wechselbeziehung zur Aktivität der HPA-Achse (Akdeniz et al., 2014; Tsigos & Chrousos, 2002).

Aufgrund der engen Verknüpfung dieser Kerngebiete und ihrer Rolle im Belohnungs- und Stresssystem sind sie für die weitere Analyse von Interesse (siehe Kapitel 3.6.3, S.30).

2.4 Psycho-soziale Stressinduktion

Das soziale Ansehen unserer Person in der Umwelt ist uns wichtig und wir versuchen deswegen, es zu schützen. Kommt es zu einer Bedrohung unserer sozialen Integrität, reagieren wir mit physiologischen und psychologischen Anpassungsreaktionen (Dickerson & Kemeny, 2004). Die Aktivierung der HPA-Achse bei sozialem Stress stellt eine solche Anpassungsreaktion dar (Kollack-Walker, Watson & Akil, 1997). Es ist bekannt, dass unser Selbstwertgefühl maßgeblich von der Bewertung anderer abhängig ist. Dickerson et al. vermuten, dass besonders die Bewertung einer eigenen schlechten Leistung als Angriff auf unser Selbst wahrgenommen wird und dies eine Stresssituation auslöst (Dickerson & Kemeny, 2004). Der MR-Stresstest nutzt diese sozialen Faktoren zur Stressinduktion. Auch andere Testverfahren wie der ScanSTRESS oder der Montreal-Imaging-Stress-Task (MIST) greifen auf dieses Verfahren zurück (Dedovic et al., 2005).

2.5 Musik

2.5.1 Die Bedeutung von Musik

Musik ist eine Kunstform, ein Produkt unserer Kulturgeschichte, ein Teil unserer Evolution (Clauson & Merriam, 1967). In allen uns bekannten Kulturen wird Musik praktiziert. Im Laufe der Menschheitsgeschichte haben sich weltweit eine Vielzahl musikalischer System entwickelt. Archäologische Fundstücke von Knochenflöten in Deutschland werden auf ein Alter von 35.000 Jahren geschätzt. Die Tradition von Gesang, Tanz und manuell perkussiven Musikformen ist wahrscheinlich noch älter, lässt sich jedoch archäologisch nicht nachweisen (Errico et al., 2003). In der Entwicklungsgeschichte spielt Musik also eine wichtige Rolle.

So ist es nicht verwunderlich, dass Musik in einer evolutionsbiologischen darwinistischen Art und Weise verstanden werden kann. Ein Blick ins Tierreich soll diesen Gedankengang verdeutlichen. Auch Tiere produzieren komplexe Klangabfolgen, denen eine kommunikative Bedeutung beigemessen wird. Während der Balz machen viele Tiere mit Klängen, welche die Paarungsbereitschaft, Individualität und die Gesundheit des Tieres herausstellen, auf sich aufmerksam. Wird Musik als Teil eines solchen Adaptationsvorganges betrachtet, können viele Gemeinsamkeiten mit den tierischen Verhaltensweisen festgestellt werden (Miller, 2001).

In dem Buch "How the Mind Works" von Steven Pinkler wird Musik aus

einer anderen Perspektive betrachtet. Musik erfüllt demnach keine eigenen biologisch-adaptiven Funktionen. Sie nutzt vielmehr evolutionäre Funktionen anderer kognitiver Mechanismen und ist nur als Randerscheinung dieser zu verstehen (Pinker, 1997).

Neben Biolog*innen, Psycholog*innen und Musikforscher*innen setzen sich auch Neurowissenschaftler*innen und Linguist*innen zunehmend mit Musik auseinander. Der Grund hierfür ist, dass Musik Einfluss darauf hat, wie wir die Welt bewusst wahrnehmen, sie interpretieren und mit ihr interagieren (Errico et al., 2003). Frühe musikalische Erfahrungen formen die Entwicklung unseres auditorischen Kortexes. Neben der Sprache nutzen wir Musik, um mit unseren Mitmenschen in Kontakt zu treten und mit ihnen zu kommunizieren. In der Sprache können wir unsere Gedanken und Informationen direkt mitteilen. Musik ist hingegen ein abstrakteres Kommunikationssystem (Peretz I., 2006). Obwohl Musik schwer zu definieren ist, erkennen Mitglieder eines Kulturkreises bestimmte Klänge als Musik, auch wenn sie diese Klänge vorher noch nie gehört haben (Hauser & McDermott, 2003). Ein Großteil der Bevölkerung ist in der Lage, ein Lied nachzusingen. Diese weit verbreiteten musikalischen Fähigkeiten beeinflussen unsere kognitiven und sozialen Eigenschaften (Dalla Bella, Deutsch, Giguère, Peretz & Deutsch, 2007). Wir können mit Musik auf vielfältige, expressive Art und Weise in soziale Interaktion treten, unsere Erfahrungen teilen und Rituale gemeinsam erleben (Schulkin & Raglan, 2014). Musik kann auch als eine Art der Kooperation zwischen Gruppen bzw. eine Form der sozialen Organisation in einer solchen verstanden werden (Bryant & Hagen, 2003). Dem Aufbau gemeinschaftlicher Beziehungen kommt eine besondere Bedeutung zu.

2.5.2 Vom Innenohr zum auditorischen Kortex

Aus physikalischer Sicht betrachtet, ist Musik ein Schallereignis mit einer bestimmten Struktur. Ein schwingendes Objekt überträgt Schwingungsenergie auf die Moleküle eines Mediums, von dem es umgeben wird. Diese periodische Druckänderung breitet sich in Form von Sinuswellen aus und wird von uns auditiv wahrgenommen. Ein Ton wird dabei durch eine Wellenlänge bzw. Frequenz charakterisiert. Klänge und Geräusche umfassen hingegen mehrere Frequenzanteile (Karnath & Thier, 2012).

Trifft ein akustisches Signal auf die inneren Haarzellen des Cortiorgans im Innenohr, wird eine Signalkaskade ausgelöst. Auf dem Weg zum auditorischen Kortex durchläuft der Reiz mehrere Stationen bzw. Kerngebiete unserer afferenten Hörbahn. Über das Ganglion ciliare und den Nervus cochlearis er-

reicht der Reiz die Nuclei cochlearis anterior und posterior, wo er auf das zweite Neuron umgeschaltet wird. Im Folgenden findet eine Verarbeitung über mehrere Kerngebiete des Hirnstamms statt. Zu nennen sind hier der Nucleus olivaris superior und der Nuclei colliculi inferiores (Koelsch, 2011). Verknüpfungen zwischen Thalamus und Orbitofrontalkortex tragen zur Evaluation des Gehörten und zur Kontrolle emotionalen Verhaltens bei (Kaas, Hackett & Tramo, 1999). Der Thalamus hat außerdem direkte Verbindungen zur Amygdala, eines der Kerngebiete, dem eine Schlüsselrolle im emotionalen Netzwerk unseres Gehirns zukommt (LeDoux & Phelps, 2008). Über den Nucleus corporis geniculati medialis wird die Hörinformation nun an den primären auditorischen Kortex geleitet. Der auditorische Kortex ist hierarchisch strukturiert. Der primäre auditorische Kortex (Gyri temporales transversi) wird konzentrisch von der sekundären (Gyrus temporalis superior) und tertiären Hörrinde umgeben. Die Gliederung dieser Areale wird anhand der Zytoarchitektur, der cochleotopen Organisation und der Konnektivität vorgenommen (Kaas et al., 1999).

2.5.3 Musikwahrnehmung

Für die komplexen Verarbeitungsprozesse der Musikwahrnehmung sind unterschiedliche, sich teilweise überlappende neuro-auditorische Netzwerke zuständig. Für das Verständnis dieser Prozesse ist zunächst von Relevanz, dass sich Musik, als komplexe auditive Gestalt, aus verschiedenen Grundelementen zusammensetzt. Die Wahrnehmung von Musik beruht auf dem Zusammenspiel der Einzelfaktoren Tonhöhe, Tonfarbe, Klangfarbe, Tondauer und der Lautstärke. Diese Eigenschaften des Klanges werden im primären und sekundären auditorischen Kortex verarbeitet (Koelsch, 2011). Vor allem im primären auditorischen Kortex gibt es spezifisch „gestimmte“ Neurone, welche genaue Frequenzanalysen ermöglichen (Tramo, Shah & Braida, 2002). Die Wahrnehmung der Klangfarbe, Lautstärke und der Grundfrequenz stehen in direkter Wechselwirkung zueinander (Siedenburg, 2020). Komplexe und abstrakte Anteile der Musik werden eher in höheren auditorischen Feldern analysiert (Pandya, Rathbun, Moucha, Engineer & Kilgard, 2008). Aus Klangabfolgen werden musikalische Gestalten, die über unser auditives Kurzzeitgedächtnis in das auditive Arbeitsgedächtnis gelangen. Dort werden sie als musikalische Muster verarbeitet (Karnath & Thier, 2012). Der Gyrus temporalis superior ist bei der Wahrnehmung von auditiven Mustern besonders wichtig (Rauschecker & Tian, 2000). Über die Zeit speichern wir die musikalischen Muster in unserem auditiven Langzeitgedächtnis ab. Neue Klän-

ge können somit mit bekannten musikalischen Mustern verglichen werden (Karnath & Thier, 2012). Die Melodie, Akkordführung, Dynamik und Zeitstruktur sind wichtige Teilaspekte eines musikalischen Musters. Um diese Aspekte als solches erkennen zu können, müssen sie zu musikalischen Gestalten formiert und gruppiert werden. Die von Albert S. Bregmann im Jahre 1994 beschriebene auditorische Szenenanalyse beschreibt den Prozess, wie unser auditorisches System aus einem komplexen Schallereignis einzelne Quellen segregiert. Hierbei werden die Melodielinien (Streams) anhand unterschiedlicher Parameter unterschieden. Dazu zählen die Klangfarbe, die Tonhöhe, die horizontale Dynamik, die räumliche Lokalisation der Schallquelle, das zeitliche Auftreten und die Richtung der Melodieführung (Bregman & McAdams, 1994; Cusack & Roberts, 2000). Diese Einzelbestandteile werden in unserem auditorischen Arbeitsgedächtnis analysiert, welches sich vor allem in neuronalen temporofrontalen Netzwerken repräsentiert (Zatorre, Evans & Meyer, 1994). Diese neuronalen Netzwerke zeigen sich beispielsweise in Verbindungen zwischen dem Gyrus temporalis superior, den assoziativen auditorischen Arealen und den weiter distal gelegenen Bereichen wie dem Frontallappen (Chavis & Pandya, 1976).

Eine viel diskutierte Frage beschäftigt sich mit der Rolle der einzelnen Hemisphären an den kognitiven Verarbeitungsprozessen. Die Prädominanz der rechten und linken Hemisphäre ist dabei abhängig von der Information, die verarbeitet wird (Breitling, Guenther & Rondot, 1987). Die rechte Hemisphäre scheint eine wichtige Rolle in der Analyse von Klangspektren und Intervallen zu spielen. Außerdem ist insbesondere der rechte temporale Neokortex und der untere fronto laterale Kortex für die höheren Verarbeitungsprozesse von Melodie und musikalischer Syntax unerlässlich (Koelsch & Einleitung, 2005; Zatorre et al., 1994). Die rechte Hemisphäre ist ein wichtiger Teil unseres auditorischen Langzeitgedächtnisses und speichert beispielsweise Informationen über die Harmonik und die melodische Kontur eines Musikstücks (Beisteiner, Lang, Lindinger, Deecke & Altenmüller, 1994).

Die linke Hemisphäre nimmt ebenfalls eine wichtige Rolle bei der Wahrnehmung von Musik, insbesondere von Rhythmus, ein. Wichtige anatomische Strukturen sind dabei der präfrontale Kortex, der eine zentrale Struktur des Arbeitsgedächtnisses darstellt, und das Cerebellum. Das Cerebellum spielt unter anderem bei motorischen Abstimmungsprozessen, oder bei der Wahrnehmung von Rhythmus eine wichtige Rolle. In der Parkinson-Forschung konnte gezeigt werden, welche positiven therapeutischen Effekte Rhythmus auf die motorischen Symptome der Patient*innen haben kann (Raglio, 2015).

Musik ist also mehr als nur eine abstrakte Kunst. Ihrer Wahrnehmung liegen komplexe kognitive Vorgänge zugrunde. Die Erforschung dieser Vorgänge bringt uns dem Verständnis des menschlichen Gehirns näher.

Bisher wurde die Wahrnehmung des akustischen Stimulus, die Segregation einzelner Musikbestandteile, die Integration musikalischer Muster und die höheren Verarbeitungsprozesse von Melodien und Rhythmik näher beleuchtet. Deren neuronale Korrelate sind erfahrungsabhängig. Es spielt also eine wichtige Rolle, wie wir gelernt haben, Musik zu hören und zu spielen. Mit der Fähigkeit der Neuroplastizität kann sich unser Gehirn an die individuellen Anforderungen anpassen (Karnath & Thier, 2012). Musik ist aber auch eng mit der Wahrnehmung von Sprache verknüpft und hat Einfluss auf unsere Emotionen und unser Hormonsystem. Im Folgenden soll noch einmal besonders auf den Einfluss von Musik auf unsere Emotionen eingegangen werden.

2.5.4 Musik und Emotion

“Music as the language of emotion”, mit diesem Titel erschien 1950 das Buch von Carrol C. Pratt, welches sich mit der emotionalen Wirkung von Musik auseinandersetzt. Mit bildgebenden Verfahren konnten Forschergruppen den Zusammenhang von Emotionen, Musik und deren neuronale Korrelate näher beschreiben. Dabei scheinen verschiedene Emotionen auch mit unterschiedlichen Aktivierungsmustern zerebraler Strukturen assoziiert zu sein. Diese Gehirnregionen unterscheiden sich von jenen, die bei der Wahrnehmung von Musik und Angst eine wichtige Rolle spielen (Blood, Zatorre, Bermudez & Evans, 1999). Bei emotionalen Prozessen spielen unter anderem paralimbische und neokortikale Regionen eine wichtige Rolle. Hierzu zählen Strukturen wie Amygdala, Hippocampus, der parahippocampale Gyrus und der Temporalpol (Koelsch, Fritz, Cramon, Müller & Friederici, 2006). Die Aktivierung korreliert dabei mit dem Grad der Dissonanz von Intervallen und Akkorden (Blood et al., 1999). In einem fMRT-Experiment konnte gezeigt werden, dass glückliche, traurige oder neutrale Musikstücke ebenfalls zu einem unterschiedlichen Anstieg des BOLD-Signals führen und eine unterschiedliche neuronale Aktivierung hervorrufen (Mitterschiffthaler, Fu, Dalton, Andrew & Williams, 2007).

Unsere Empfindungen sind dabei von neuroendokrinen Mechanismen abhängig. Emotionale Aktivität durch Musik führt zu einer dopaminergen Antwort im Gehirn. Dopamin ist ein wichtiges Hormon bei adaptiven Handlungen, bei der Konditionierung von Verhaltensweisen und ist aus dem Motivations-

und Selbstbelohnungssystem bekannt (Salimpoor et al., 2011). Ein wichtiger Teil dieser Systeme ist die Vorhersage des Ergebnisses bzw. unsere Erwartungshaltung. Wird unsere Erwartung erfüllt, schütten Neurone im Gehirn Dopamin aus. Weicht das Erhaltene von dem erwarteten Ergebnis ab, handelt es sich um einen Vorhersagefehler, welcher uns das Lernen ermöglicht (Niv, Edlund, Dayan & O'Doherty, 2012). Diese phylogenetisch alten neuronalen Systemen sind für die Entwicklung unserer Verhaltensweise zentral. So ist es nicht verwunderlich, dass sich auch das korrespondierende neuronale Netzwerk über mehrere Kerngebiete erstreckt (O'Doherty, 2004). Für die Verarbeitung unserer Erwartungshaltung sind Verbindungen zwischen Gyrus temporalis superior und frontalem Kortex mitverantwortlich (Zatorrea & Salimpoor, 2013). Amygdala und der Nucleus accumbens verarbeiten Informationen über die Vorhersage der erwarteten Belohnung (O'Doherty, 2004). Hören wir Musik, die uns gefällt, kommt es zu einer Zunahme der Konnektivität zwischen dem Nucleus accumbens, dem ventralen Striatum und anderen subkortikal limbischen Regionen (Salimpoor et al., 2011). Dopaminerge Neurone im Mittelhirn spielen bei der neuronalen Verarbeitung von Vorhersagefehlern eine wichtige Rolle (Glimcher & Bayer, 2005). In Bezug auf Musik ist unsere Erwartungshaltung von unseren bisherigen musikalischen Erfahrungen abhängig. Die dort enthaltenen komplexen Informationen werden im präfrontalen Kortex, einem wichtigen Teil des Arbeitsgedächtnisses, integriert und koordiniert (Stuss, 2011). So bildet sich unser Verständnis der musikalischen Grammatik aus. Anhand dieser Repräsentationen und Regeln formiert sich auch unsere Erwartungshaltung (Zatorrea & Salimpoor, 2013). Mit der Zeit lernen wir beispielsweise, wie sich eine musikalische Kadenz harmonisch auflöst. Folgt ein Stück diesen Regeln, wird unsere Erwartungshaltung erfüllt und es bereitet uns Vergnügen.

Auf der anderen Seite nutzen wir diese Mechanismen, um mit Musik unsere Emotionen zu beeinflussen. Die situativ gewählte Musik passt dabei oft zu unserer emotionalen Grundstimmung. Einerseits modulieren Emotionen also unsere Musikwahrnehmung. Andererseits ist unser Stressempfinden geprägt von der Art und Weise, wie wir unsere Emotionen kontrollieren (Thoma, Ryf, Mohiyeddini, Ehlert & Nater, 2012).

2.5.5 Musik und Stress

Das Hören von Musik steht im Zusammenhang mit unserem Stresserleben. Dabei äußert sich die Stressantwort in neuroendokrinen, autonomen, kognitiven und emotionalen Prozessen. Die Herzfrequenz, die Atemfrequenz,

die Hautleitfähigkeit, der Blutdruck und die hormonelle Antwort sind relevante Kenngrößen (Ellis & Thayer, 2010).

In Bezug auf die hormonelle Antwort wird insbesondere das Hormon Cortisol als Anhaltspunkt für die Aktivierung der HPA-Achse betrachtet. Der Forschungsstand zu dem Effekt von Musik auf die stressinduzierte Aktivierung der HPA-Achse zeigt widersprüchliche Ergebnisse. In einer Studie von Khalfa et al. zeigen Proband*innen nach dem Trier Social Stress Test (TSST) beim Hören von Musik ein schnelleres Absinken von Cortisol im Speichel als bei Stille (Khalfa et al., 2003). Die stressreduzierende Wirkung von Musik wird auch in der Studie von Thoma und Nater et al. aus dem Jahre 2013 untersucht. In dieser Studie sind die Proband*innen vor der Durchführung des TSST einer von drei akustischen Bedingungen ausgesetzt (Musik, Naturgeräusche oder Stille). Die Cortisol Konzentration wird vor und nach dem TSST bestimmt (Thoma et al., 2013). Sowohl in der Musikgruppe als auch in der Naturgeräuschegruppe zeigt sich nach dem TSST ein signifikanter Anstieg der Cortisol-Konzentration. In der Musikgruppe zeigt sich die höchste, in der Naturgeräuschegruppe hingegen die niedrigste Konzentration an Cortisol im Speichel. In der Musikgruppe konnte eine Verringerung des Cortisolspiegels nach der Stressinduktion nicht beobachtet werden. Thoma et al. vermuten, dass das Hören von Musik seine stressreduzierende Wirkung nur in Bezug zu einem milden Stressor entfaltet. Der TSST stelle eventuell einen zu starken Stressor dar, um den stressreduzierenden Effekt nach dem Hören von Musik zu zeigen (Thoma et al., 2013).

Weiterhin beschäftigen sich verschiedene Studien mit der Interaktion von Musik und Stress im klinischen Kontext. Patient*innen, denen die Information über eine anstehende Operation mitgeteilt wurde, zeigen schneller absinkende Cortisolspiegel im Speichel, wenn sie Musik hörten, verglichen zur Kontrollgruppe ohne Musikintervention (Miluk-Kolasa et al., 1994). Patient*innen, die während einer Koloskopie Musik hörten, zeigten geringere Werte in einem Schmerzscore, als solche, die keine Musik hörten (Uedo et al., 2004). Außerdem verbessert Musik die Stimmung hospitalisierter Patient*innen und verringert Angstgefühle im Krankenhaus. Dieser Effekt zeigt sich jedoch hauptsächlich bei milden und weniger bei starken Stressoren (Evans, 2002). Die postoperative Aufenthaltsdauer im Krankenhaus konnte durch Musikinterventionen jedoch nicht verkürzt werden (Evans, 2002).

Die Erholung von einem Stressor durch Musikhören zeigt sich nicht nur in der endokrinen Antwort der HPA-Achse, sondern auch in Veränderungen des autonomen Nervensystems. Der Sympathikus wird gehemmt, während

die Aktivität des Parasympathikus gesteigert wird. Patienten zeigen bei einer Hernienoperation unter epidural Anästhesie ein signifikantes Absinken der Alpha-Amylase-Aktivität im Speichel. Dieser Effekt während der Operation zeigt sich sowohl beim Hören von Musik als auch beim Hören von Naturgeräuschen (Arai et al., 2008). Die Herzfrequenzvariabilität nach Myokardinfarkt konnte nach Musikhören gesteigert werden, während die Herz- und Atemfrequenz abnimmt (White, 1999).

Musik nimmt also Einfluss auf unser psycho-biologisches System und kann zu einer Reduktion der Stressantwort beitragen. Die Musiktherapie kann deswegen ein wichtiger und hilfreicher Baustein eines erfolgreichen ganzheitlichen Therapieansatzes sein.

2.6 Naturgeräusche (Natural Sounds)

Wir alle stehen in Verbindung mit unserer Umwelt und Umgebung. Klänge und Geräusche helfen uns dabei, uns mit der Umgebung zu identifizieren, uns in diese einzuordnen. Natürliche Klanglandschaften sind zunehmend bedroht. Viele Menschen verbringen ihre Zeit zunehmend in Städten. Trotzdem haben Naturgeräusche Einfluss auf unser Verhalten, unsere Stimmung und unsere Gesundheit (Benfield, Taff, Newman & Smyth, 2014). Die Naturumgebung beeinflusst unser Wohlbefinden und unsere Emotionen auf eine positive Art und Weise (Bowler, Buyung-Ali & Pullin, 2010). Naturgeräusche werden dabei als besonders angenehm empfunden (Nilsson & Berglund, 2006). Es konnte gezeigt werden, dass wir uns schneller von einem psychologischen Stressor erholen, wenn wir Naturgeräusche hören, als wenn wir Lärm ausgesetzt sind. Gesundheitsschädlicher Lärm in Großstädten kann beispielsweise durch Wasserrauschen maskiert bzw. überdeckt werden (Jeon, Lee, You & Kang, 2010). Grund für den Erholungseffekt ist die Regulierung durch das autonome Nervensystem. Die Aktivierung des Sympathikus erholt sich beim Hören von Naturgeräuschen schneller (Alvarsson, Wiens & Nilsson, 2010). Dies konnte anhand der Alpha-Amylase-Aktivität im Speichel nach einer epidural Anästhesie bei Hernienoperationen nachgewiesen werden (siehe Kapitel 2.5.5, S.15). Es zeigt sich weiterhin ein Anstieg der Parasympathikusaktivität während des Hörens von Naturgeräuschen. Die Herzfrequenz sinkt, während die Herzfrequenzvariabilität ansteigt (Gould Van Praag et al., 2017). Neben dem autonomen Nervensystem wird auch die Antwort der HPA-Achse durch Naturgeräusche beeinflusst. Die stressinduzierte Ausschüttung von Cortisol fällt nach dem Hören von Naturgeräuschen geringer

aus (Thoma et al., 2013). Die kognitiven Verarbeitungs- und Wahrnehmungsprozesse von Naturgeräuschen sind nur in Teilen erforscht. Sie umfassen die Transformation und Weiterleitung des eingehenden akustischen Signals und die kognitiven höheren Verarbeitungsprozesse wie beispielsweise die Repräsentation des Klangbildes. Naturgeräusche bestehen aus komplexen zeitlichen Mustern unterschiedlicher Frequenzen (Moerel, De Martino & Formisano, 2012). Wie auch bei der Wahrnehmung von Musik kommt es beim Hören von Naturgeräuschen zur Aktivierung des auditorischen Kortexes. Dieser ist tonotopisch gegliedert. Bestimmte Frequenzen sind umschriebenen kortikalen Regionen zugewiesen (Merzenich & Brugge, 1973). Dort werden frequenzspezifische Neuronencluster aktiviert. Verändern sich die Amplituden in verschiedenen Frequenzbereichen zeitlich parallel, können diese gemeinsam ausgewertet werden. Somit können wir Geräusche, wie auch Naturgeräusche, gruppieren und voneinander trennen. Andere Signale bzw. Klänge können somit in Bezug zum Grundgeräusch hervorgehoben werden. Diesen Mechanismus bezeichnet man als *comodulation masking release* (Hall, Haggard & Fernandes, 1984).

Wie bereits erwähnt, kommt es beim Hören von Naturgeräuschen zu einer Aktivierung des Parasympathikus. Dies korreliert mit Veränderungen der Konnektivität in Hirnregionen des Default Mode Networks (DMN) (Gould Van Praag et al., 2017). Das Default Mode Network ist ein neuronales Netzwerk, welches aktiviert wird, wenn sich unser Gehirn im Ruhezustand befindet - wenn wir also keine spezifischen Aufgaben lösen (Gusnard & Raichle, 2001).

Zusammenfassend reduziert das Hören von Naturgeräuschen und Musik die Stressantwort und wirkt sich positiv auf unser Wohlbefinden und unsere Gesundheit aus. Ein Vergleich der beiden akustischen Stimuli hat in bisherigen Forschungsarbeiten wenig Betrachtung gefunden und soll in dieser Arbeit näher beleuchtet werden.

2.7 Forschungsdesign

In dieser Arbeit soll mittels funktioneller Magnetresonanztomografie sowie biochemischer, physiologischer und behavioraler Daten untersucht werden, inwieweit Musik zu einer Reduktion der Stressantwort beiträgt.

2.7.1 Experimentelle Umsetzung

Als Orientierung für diese Studie wird das bereits durchgeführte Studiendesign zum Einfluss von Musik auf die menschliche Stressantwort von Thoma et al. (2013) herangezogen. Der hierfür verwendete Stresstest basiert auf dem Trier Social Stress Test (TSST), der eine hormonelle Ausschüttung von Cortisol, GH und Prolactin induziert und die Herzfrequenz erhöht (Kirschbaum, Pirke & Hellhammer, 1993). Im Experiment sollen unter anderem die neuronalen Prozesse der Stressantwort dargestellt werden. Deswegen muss der Stresstest auch im MRT Scanner durchführbar sein. Der ScanSTRESS Test, der von Streit et al. (2014) entwickelt wurde, passt den TSST an die Bedingungen einer MRT Untersuchung an (Streit et al., 2014). Der in dieser Studie entwickelte MR-Stresstest greift auf das ScanSTRESS Paradigma zurück und wurde an das konkrete Studiendesign angepasst.

Über das Experiment hinweg werden sechs Speichelproben entnommen, in denen die Konzentration von Cortisol und Alpha-Amylase bestimmt wird. Außerdem werden Puls, Atmung und Hautleitfähigkeit detektiert. Das Stressempfinden der Proband*innen wird mittels subjektiver Fragebögen erhoben. Zwischen den Stressphasen erfolgt eine akustische Intervention, in der ausschließlich Musik oder Naturgeräusche vorgespielt werden. Anschließend wird die Stressantwort zwischen diesen Untersuchungsgruppen (Musik oder Naturgeräusche) verglichen.

2.7.2 Ziele und Hypothesen der Studie

Zur Beantwortung der Forschungsfrage wurden folgende Ziele und Hypothesen formuliert:

1. Validierung des MR-Stresstestes und Erschließung neuer Anwendungsbereiche.
2. Eine vergleichende Analyse der Stress- und Ruhebedingungen auf neuronaler, biochemischer und physiologischer Ebene.

Hypothese 1: *Es ist ein Anstieg der Herzfrequenz, der Atemfrequenz und der Hautleitfähigkeit in den Stressbedingungen im Vergleich zu den Ruhebedingungen zu erwarten.*

Hypothese 2: *Unter Stress ist ein Anstieg der Konzentrationen von Cortisol und Alpha-Amylase im Speichel zu erwarten. Die Alpha-Amylase-Konzentration sollte schneller ansteigen als die Cortisol-Konzentration, für die eine verzögerte Antwort zu erwarten ist.*

Hypothese 3: *Auf neuronaler Ebene sind in der bildgebenden Diagnostik Aktivierungsmuster in den Gehirnregionen Amygdala, Hippocampus, präfrontalen Kortex, Thalamus und dem Ncl. accumbens zu erwarten. Diese Regionen spielen bei der emotionalen Wirkung von Musik und in der Stressverarbeitung eine wichtige Rolle.*

3. Vergleich der Stressantwort zwischen den Untersuchungsgruppen (Musik/Naturgeräusche).

Hypothese 4: *Nach der akustischen Intervention ist eine weniger stark ausgeprägte Stressreaktion auf allen Ebenen zu erwarten.*

Hypothese 5: *Diese Reduktion ist in der Musikgruppe stärker ausgeprägt als in der Naturgeräuschegruppe.*

Hypothese 6: *Auf neuronaler Ebene sind stressabhängige Aktivierungsunterschiede zwischen den beiden Untersuchungsgruppen zu erwarten.*

3 Methodik

3.1 Der MR-Stresstest

Der gesamte Studienablauf sollte in einer Sitzung erfolgen. Nach Aufklärung der Proband*innen wird das Einverständnis zur Teilnahme eingeholt. Der anschließende Ablauf ist in Abbildung 5 dargestellt.

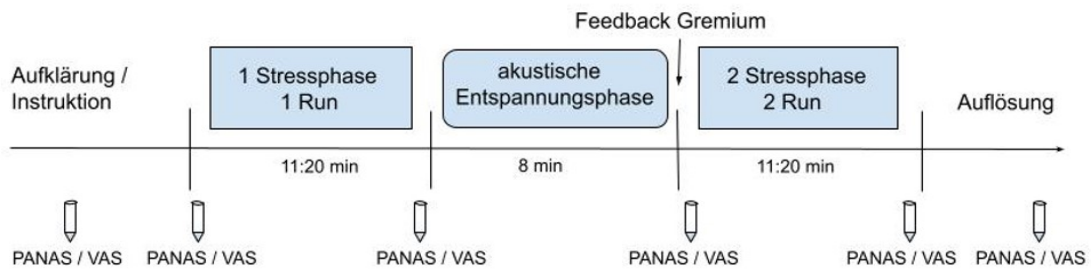


Abbildung 5: Studienablauf, zu sehen sind die in Blau hinterlegten drei Phasen des Experiments, nach der akustischen Entspannungsphase (Musik/ Naturgeräusche) erfolgt ein Feedback durch das Gremium, die Entnahme der Speichelproben ist symbolisch mit einer Salivette dargestellt, die zwei Fragebögen PANAS (positive affect negative affect schedule) und VAS (visuelle Analogskala) zum subjektiven Stresserleben sind ebenfalls abgebildet.

Im Folgenden werden die einzelnen Abschnitte skizziert. Der Versuchsablauf gliedert sich in drei Phasen. Hierzu zählen zwei Stressphasen, welche durch eine akustische Entspannungsphase voneinander getrennt sind. In der Entspannungsphase hören die Proband*innen entweder Musik oder Naturgeräusche. Zu sechs Zeitpunkten des Experiments werden Speichelproben entnommen, aus denen im Anschluss die Hormonkonzentration von Cortisol und Alpha-Amylase bestimmt werden kann. Außerdem werden zwei Fragebögen (PANAS und VAS) zum subjektiven Stresserleben abgefragt.

In der 1. Stressphase (im folgenden als 1. Run betitelt) werden Blöcke mit Matheaufgaben und mentalen Rotationsaufgaben gestellt, die durch kurze Pausen getrennt sind. Während der Bearbeitung werden die Proband*innen entweder gezielt unter Stress gesetzt (Stress) oder die Bearbeitung der Aufgabe wird in Ruhe erlaubt (Ruhe). In der 2. Stressphase (im folgenden als 2. Run betitelt) wechselt die Reihenfolge der Stress- und Ruhebedingungen ab. Stress- und Ruhebedingungen werden in jedem Run zweimal präsentiert, es kommt also zu einer Wiederholung der Aufgabenstellung. Abbildung 6 zeigt eine Vergrößerung der beiden Runs:

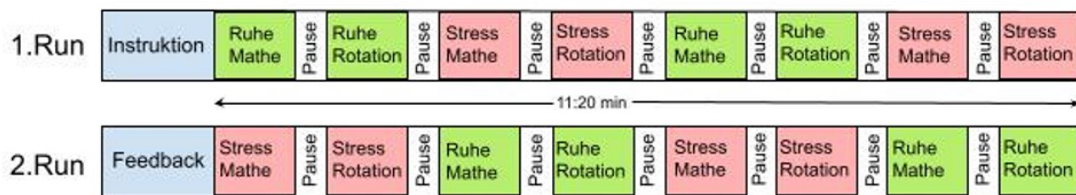


Abbildung 6: Paradigma. Jede Zeile zeigt einen der beiden Runs (obere Zeile = 1. Run, untere Zeile = 2. Run). Die einzelnen Blöcke unter Stress- und Ruhebedingungen sind ebenfalls zu erkennen. Modifiziert nach (Streit et al., 2014)

Es werden verschiedene Ebenen zur Stressinduktion kombiniert. In den Rotationsaufgaben sollen die Proband*innen dieselbe Form in unterschiedlicher räumlicher Rotation erkennen. Bei den Matheaufgaben müssen Subtraktionsaufgaben gelöst werden. Damit sich die Proband*innen nicht an den Aufgabentyp gewöhnen und Lösungsstrategien entwickeln können, werden die Matheaufgaben zwischen den Runs variiert. Im 1. Run werden die Proband*innen aufgefordert von einer dargebotenen Zahl 13 zu subtrahieren, im 2. Run soll 17 subtrahiert werden. Psycho-sozialer Stress wird durch ein "live" eingblendetes Bewertungsgremium induziert. Diese sind in weißen Kitteln gekleidet und behalten über den gesamten Versuchsablauf eine gleichbleibende neutrale Mimik bei. Durch das namentliche Ansprechen der Versuchsperson und einen roten Punkt am Bildschirmrand soll den Proband*innen bewusst gemacht werden, dass ihre Leistung in Echtzeit durch das Gremium bewertet wird. Eine Person des Gremiums sitzt aufmerksam mit Klemmbrett vor der Kamera und gibt vor, sich Notizen zu machen. Die andere Person betätigt einen Buzzer und wertet damit die Leistung der Versuchsperson. Die ausschließlich negativen Bewertungen (Fehler! & Arbeiten Sie schneller!) werden den Proband*innen rot hinterlegt eingblendet (siehe Abb. 7, S.23). Für die Proband*innen außerdem sichtbar ist ein ablaufender roter Zeitbalken im unteren Drittel des Bildrandes. Hierdurch soll das Gefühl von Zeitdruck induziert werden. Werden viele Fragen richtig beantwortet, läuft der Balken schneller ab als zuvor. Kann eine Aufgabe nicht innerhalb dieses Zeitintervalls beantwortet werden, erfolgt eine negative Bewertung und es wird zur nächsten Frage weitergegangen.



(a) Matheaufgaben



(b) Rotationsaufgaben

Abbildung 7: Versuchsaufbau; zu sehen ist das Bewertungsgremium. Es wurden Mathe- und Rotationsaufgaben präsentiert. Die Bewertung durch das Gremium ist in roter Farbe eingeblendet. Unten im Bildrand ist ein roter, ablaufender Zeitbalken zu sehen.

Zu Beginn des Experiments wird den Proband*innen der Versuchsablauf erläutert. Dabei werden sie aufgefordert, ihre bestmögliche Leistung abzurufen, da dies für den Erfolg der Studie relevant sei. Vor dem 2. Run werden die Proband*innen in ernster Stimme kritisiert. Ihnen wird mitgeteilt, dass ihre Leistung bisher nicht als ausreichend eingeschätzt wurde und dass sie versuchen sollen, sich zu verbessern (siehe Anhang .7, S. 123). Unter Ruhebedingungen wird kein ablaufender Zeitbalken eingeblendet. Außerdem entfällt die Bewertung durch das Gremium und die Aufgaben sind leichter. Bei den Rotationsaufgaben wird den Proband*innen beispielsweise dieselbe Form ohne räumliche Rotation präsentiert.

3.2 Zeitlicher Ablauf

Für die Datenauswertung werden die Start- und Endzeitpunkte innerhalb des Experiments benötigt, die sich zwischen den Proband*innen aufgrund des individuellen Feedbacks unterscheiden. Anhand der MRT Triggerpulse ¹ und der csv-logfiles ², welche detaillierte Angaben über den Versuchsablauf enthalten, können alle zeitlichen Informationen zusammengetragen und den Untersuchungsbedingungen zugeordnet werden ³.

Run	Wiederholung	Bedingung	Aufgabentyp	Start (sek)	Ende (sek)
1	1	Ruhe	Rotation	6.529	64.871
			Mathe	94.432	153.550
		Stress	Rotation	182.379	242.042
			Mathe	270.339	329.783
	2	Ruhe	Rotation	358.331	416.691
			Mathe	446.232	505.026
		Stress	Rotation	534.177	593.741
			Mathe	622.142	681.770
2	1	Stress	Rotation	6.531	66.035
			Mathe	94.505	154.189
		Ruhe	Rotation	182.490	241.057
			Mathe	270.396	329.366
	2	Stress	Rotation	358.344	417.797
			Mathe	446.311	505.920
		Ruhe	Rotation	534.305	593.122
			Mathe	622.206	681.237

Tabelle 1: Zeitlicher Ablauf; abgebildet sind die Start- und Endzeitpunkte (in Sekunden) des Experiments.

¹https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/blocks/blocks.py

²https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/mri/preprocessing/analyse_log_file.ipynb

³https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/blocks/phases.py

3.3 Akustischer Stimulus

In der Entspannungsphase mit akustischer Stimulation wird den Proband*innen das Renaissance-Stück "Miserere of Allegri" präsentiert (CD Gimell 454 939-2). Die Auswahl des Musikstücks orientiert sich an einer Studie von Nater et al. aus dem Jahre 2005, in der die physiologisch entspannende Wirkung des Musikstückes herausgestellt werden konnte (Nater, Krebs & Ehlert, 2005). Das Stück ist acht Minuten lang und wird in angenehmer, gleichbleibender Lautstärke abgespielt. Als Kontrollstimulus bekommt eine zweite Gruppe Naturgeräusche (Wasserrauschen) für ebenfalls acht Minuten zu hören (Ford, 2010).

3.4 Studienteilnahme

Es wurden 29 junge, gesunde Studienteilnehmer*innen untersucht (mittleres Alter: 24 Jahre, 18-29 Jahre). Die Untersuchungsgruppe bestand aus 17 Männern und 12 Frauen, von denen 92% ein Abitur und 3.7% die Mittlere Reife abgeschlossen haben. Um die Hormonprofile der Probandinnen besser vergleichen zu können, wurden nur Frauen in die Studie eingeschlossen, welche eine hormonale Kontrazeption (Östrogen-Gestagen-Präparat) einnehmen. Bei der Frage nach der Händigkeit wurde von 85% der Proband*innen "rechtshändig" und bei 15% "anders" angegeben. Proband*innen, die eines der folgenden Kriterien erfüllten, wurden von der Studie ausgeschlossen:

- körperliche oder neurologisch/psychiatrische Vorerkrankungen mit möglichem Einfluss auf das Studienergebnis
- Medikation mit endokrinen Nebenwirkungen
- musikalische Aktivität
- Kontraindikation für fMRT Untersuchungen (Schwangerschaft, Metallteile im Körper)
- Lese-Rechtschreibschwäche
- regelmäßiger Tabak-, Alkohol- oder Drogenkonsum (> 5 Zigaretten/-Tag, anhaltenden Konsum seit mindestens 1 Monat)

Die Rekrutierung erfolgte über persönliche Kontakte oder Aushänge. Es wurde keine monetäre Entschädigung gezahlt. Die Studienteilnahme erfolgte freiwillig.

3.5 Software

Alle geschriebenen Skripte sind unter meinem GitHub repository ⁴ zu finden. Die für die Entwicklung genutzten Programmiersprachen sind:

- python v2.7.15
- python v3.6.0
- ipython v5.7.0
- R v4.1.2

Die für die Entwicklung genutzten Bibliotheken sind:

- matplotlib v3.0.3 (Hunter, 2007)
- Nilearn v0.6.2 (Abraham et al., 2014)
- Nipype v1.1.0 (Gorgolewski et al., 2011)
- MNE-Python v0.17 (Gramfort et al., 2013)
- jupyter notebook v5.5.0 (Kluyver et al., 2016)
- pandas v0.24.1 (Mckinney, 2010)
- seaborn v0.9.0 (Waskom, 2021)
- pingouin v0.2.3 (Vallat, 2018)
- numpy v1.16.2 (Harris et al., 2020)
- scipy v1.2.1 (Virtanen et al., 2020)

3.6 funktionelle Magnetresonanztomografie (fMRT)

Die funktionelle Magnetresonanztomografie ist ein nicht invasives Schnittbildverfahren, welches nicht auf ionisierende Strahlung angewiesen ist.

Funktionsabläufe des Gehirns können mit dieser Methode dargestellt werden. Hierzu nutzt man die unterschiedlichen magnetischen Eigenschaften von oxygeniertem und nicht oxygeniertem Blut. Die sauerstoffreiche Form des Hämoglobins wird als Oxyhämoglobin, die sauerstoffarme Form als Desoxyhämoglobin bezeichnet. Oxyhämoglobin hat diamagnetische, Desoxyhämoglobin, aufgrund seines unpaaren Elektronenpaares, hingegen paramagnetische Eigenschaften. In neuronal aktiven Regionen kommt es zu einem erhöhten Energiestoffwechsel und vermehrten Sauerstoffbedarf. Die Durchblutung wird hier regional gesteigert und es liegt im Verhältnis vermehrt diamagnetisches Oxyhämoglobin vor (Fox & Raichle, 1986). Auf die Protonen des umliegenden Gewebes wirkt nun ein verändertes magnetisches Feld und sie richten

⁴https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland

sich dahingehend aus. In T2* gewichteten Bildern führt die veränderte transversale Magnetisierung zu einem verstärkten Signal. Dieser Effekt wird als BOLD (Blood oxygenation level dependent)-Effekt bezeichnet (Ogawa, Lee, Kay & Tank, 1990). Die neurale Aktivität korreliert dabei mit dem Energiebedarf, dem neuronalen Metabolismus und ist proportional zum fMRT-Signal (Boynton, Engel, Glover & Heeger, 1996). Das BOLD-Signal wird durch eine nicht lineare Funktion beschrieben. Einem initialen Abfall aufgrund des vermehrten Sauerstoffverbrauchs folgt ein Anstieg durch die reaktiv gesteigerte Blutversorgung mit sauerstoffreichem Blut. Der Blutfluss verringert sich jedoch nach einigen Sekunden wieder und die Konzentration an Oxyhämoglobin sinkt (Hu, Le & Uğurbil, 1997).

Auch respiratorische und kardiale Effekte führen zu einer Veränderung der Signalintensität in fMRT-Experimenten. Die atmungsabhängige Thoraxausdehnung führt zu einer Kopfbewegung und zu einer Modulation der Homogenität des magnetischen Feldes. Die atmungsabhängige Vasodilatation und die unterschiedliche Oxygenierung während der Atmungsphasen nehmen Einfluss auf des BOLD-Signal (Windischberger et al., 2002). Dadurch sinkt die statistische Signifikanz der Gehirnaktivitätsmessung (Glover, Li & Ress, 2000). Die Lunge als thorakales Organ hat Einfluss auf den intrathorakalen Druck und damit auch auf das Herz. Die Ejektionsfraktion, die Füllungsvolumina und die Herzfrequenz sind von diesem Druck abhängig. Der Pulsschlag verändert ebenfalls die genaue Position des Gehirns. Die Druckwelle eines Pulsschlags setzt sich in den arteriellen Gefäßen des Gehirns fort. Aufgrund des klar definierten Volumens in der Schädelkalotte führt eine Expansion der arteriellen Gefäße zu einer Verschiebung der peripheren Gehirnregionen nach kranial (Dagli, Ingeholm & Haxby, 1999). Der Einfluss des kardialen und respiratorischen Systems nimmt eine wichtige Rolle ein und wird deswegen auch in der Datenanalyse berücksichtigt (Kru & Glover, 2001).

3.6.1 Scanner

Die bildgebenden Daten wurden mit einem 3 Tesla Scanner (Modell: MAGNETOM® Tim Trio) der Siemens Healthcare GmbH erhoben. Funktionelle Bilder wurden mit einer Echo Planar Imaging (EPI) Sequenz mit Parallelisierung erhoben (Parameter: TR = 1450ms, TE = 25ms, Flip Angle = 70°, Bandbreite = 2232 Hz, FoV = 192mm * 192mm, Matrix = 64 * 64, Schichtdicke: 4mm, Voxelgröße: 3 * 3 * 4mm, 30 axiale Schichten).

3.6.2 Vorverarbeitung der fMRT-Daten

Die fMRT-Daten sind in mehreren Vorverarbeitungsschritten zunächst für die weitere statistische Analyse aufzubereiten, da sie nach der Datenakquirierung noch einen großen Anteil ungewollter Variabilität enthalten. Zu den Ursachen hierfür zählen unter anderem Artefakte durch Kopfbewegung, zeitliche und räumliche Unschärfe und Unterschiede zwischen anatomischen und funktionellen Datensätzen. Zentraler Bestandteil der Vorverarbeitung ist daher, den Datensatz von dieser Variabilität zu bereinigen (Huettel, Song & McCarthy, 2009). Für die einzelnen Analyseschritte des Datensatzes wird auf die python-basierte Open-Source-Software *Nipype* zurückgegriffen. *Nipype* fungiert als Schnittstelle zu anderen Neuroimaging-Softwarepaketen wie *FSL*, *ANTS*, *Freesurfer*, *SPM* und deren Algorithmen. Diese heterogenen Softwarepakete können in einer *Nipype*-Umgebung mithilfe eines Workflows verknüpft werden (K. Gorgolewski et al., 2011).

Zunächst ist das Format der Bilddateien für die weiteren Analyseschritte anzupassen. Der MRT-Scanner speichert die Daten im standardisierten *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM)-Format ab. DICOMs enthalten neben der Bildmatrix auch Metadaten beispielsweise Informationen über das Prozedere der Bildakquisition (Larobina & Murino, 2014). Um eine effiziente, reproduzierbare Analyse durchführen zu können, wurden die DICOMs in das *Brain Imaging Data Structure* (BIDS)-Format konvertiert (K. J. Gorgolewski et al., 2016). Hierfür wurde die Open-Source-Software *Heuristic DICOM Converter* v0.8.0 ⁵ (Halchenko et al., 2019) genutzt, mit der Neuroimaging-Dateien konvertiert und flexibel in Verzeichnissen organisiert werden können. Die Datenstruktur der Konvertierung wurde mit dem online *BIDS Validator* v1.5.2 ⁶ überprüft (C. Gorgolewski et al., 2020). Für jede*n Proband*in liegen durch diese Konvertierung die anatomischen T₁- und T₂-gewichteten Messungen sowie die funktionellen Messungen vor.

Um die Daten anschließend zu anonymisieren, wurden zur Wiedererkennung relevante anatomische Gesichtsstrukturen entfernt. Strukturen, welche dem Gehirn zugeordnet werden, sind von diesem Rechenprozess nicht betroffen. Mit *pydeface* v2.0.0 ⁷ steht hierfür ein auf *FSL NiBabel* und *Nipype* beruhendes, robustes Programm zur Verfügung (Gulban et al., 2019).

Um Fehler in der Bildakquisition und -bearbeitung zu detektieren, wurde eine visuelle und automatisierte Qualitätskontrolle der Daten durchgeführt.

⁵<https://github.com/nipy/heudiconv>

⁶<https://github.com/bids-standard/bids-validator>

⁷<https://github.com/poldracklab/pydeface>

Hierfür wurde die Open-Source-Software *MRIQC* v0.15.2 (automatic prediction of quality and visual reporting of MRI Scans) verwendet (Esteban et al., 2017). Auf individueller und gruppenübergreifender Ebene wurden anatomische und funktionelle Bilder überprüft. Anhand der Qualitätskontrolle musste keine Versuchsperson aus der Analyse ausgeschlossen werden.

Ein weiterer Analyseschritt ist die Artefakte- und Bewegungskorrektur (Realignment). Bewegungen innerhalb des Scanners führen dazu, dass zwei aufeinanderfolgende Bilder nicht optimal aneinander angeglichen sind. Der Realignment-Algorithmus von *SPM* führt eine räumliche Bewegungskorrektur durch. Diese Transformation ist multidimensional und findet entlang der x-, y- und z-Achse sowie der Rotation um diese statt (Friston, Frith, Turner & Frackowiak, 1995). Für den funktionellen Datensatz der einzelnen Proband*innen errechnet der *SPM*-Algorithmus ein *mean image*, welches in den weiteren Analyseschritten verwendet wird. Mit *ArtifactDetect* konnten starke Ausreißer der *SPM* Bewegungskorrektur und Abweichungen vom *mean image* erkannt werden. Große Spikes der 3D + Zeit fMRT-Serie wurden mit dem Programm *Despike* von *AFNI* entfernt (Cox & Hyde, 1997). Da die Daten immer noch stark verrauscht waren, wurde eine räumliche Glättung (Smoothing) mit einem Gaussian Kernel von 4 mm durchgeführt. Durch diesen Filter verringert sich einerseits die Auflösung der anatomischen Strukturen, andererseits erhöht es die statistische Validität des Experiments (Huettel et al., 2009). Neben der Glättung muss eine Segmentierung durchgeführt werden, um verschiedene Gewebearten (Graue/weiße Substanz & Liquor) und Gehirnregionen voneinander abgrenzen zu können. Mithilfe der Software *Mindboggle*⁸ kann anhand T₁-gewichteter Bilder eine solche morphometrische Analyse durchgeführt werden (Klein & Tourville, 2012). *Mindboggle* ist mithilfe eines Dockercontainers ausführbar und beinhaltet Funktionen von *FreeSurfer* und *ANTs*⁹. Zu den wichtigsten Funktionen gehört *recon – all* von *FreeSurfer*¹⁰ (Reuter, Schmansky, Rosas & Fischl, 2012). Anhand von MRT-Bildern werden kortikale Oberflächen rekonstruiert. Zu Oberflächen- und Volumenstrukturen des menschlichen Gehirns werden passende Labels errechnet, mit denen eine Einteilung des Gewebes in Gyri und Sulci möglich ist (Klein et al., 2017). Durch diese Vorverarbeitungsschritte¹¹ ist der Datensatz für die weitere statistische Analyse vorbereitet (siehe Abb.25, S.121).

⁸<http://mindboggle.info>

⁹<http://stnava.github.io/ANTs/>

¹⁰<http://surfer.nmr.mgh.harvard.edu/fswiki/recon-all>

¹¹https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/mri/preprocessing/preprocessing.ipynb

3.6.3 Masken

Ziel ist es, die homologen Gehirnareale bei einer Stressinduktion von verschiedenen Proband*innen miteinander vergleichen zu können. Aus diesem Grund wurden anhand der *FreeSurfer* volume labels (aparc+aseg & ribbon files), welche Informationen über die gelabelten Gehirnregionen auf individueller Ebene enthalten, eine kortikale und eine subkortikale Maske erstellt. Die subkortikale Maske wurde noch einmal näher spezifiziert, indem ROI's (Regions of Interest) festgelegt wurden. Hierzu zählt der Thalamus, Nucleus Accumbens, Amygdala und der Hippocampus. Diese Regionen sind sowohl Teil eines neurologischen Netzwerkes bei Stressinduktion als auch bei der emotionalen Wirkung von Musik beteiligt. Da diese Bereiche eng miteinander verknüpft sind, ist die nähere Betrachtung von Interesse (siehe Kapitel 2.5.5, S.15). Die kortikale und subkortikale Maske wurde mit der Software FSL (FMRIB Software Library) zu einer übergreifenden Gehirnmaske (wholebrainmask) zusammengeführt (Woolrich et al., 2009). Danach wurden die bisher im anatomischen Raum festgelegten Masken in den funktionellen Raum transformiert. Diese Transformation wird mithilfe des Algorithmus *ApplyVolTrans* von *FreeSurfer* durchgeführt. Dabei dienen die mean images des Realignments als Input, um die Masken in den funktionellen Raum zu sampeln. Die Maske wird zum Abschluss in ein binäres System überführt. Dies erleichtert den Zugriff auf die ausgewählte Gehirnregion.

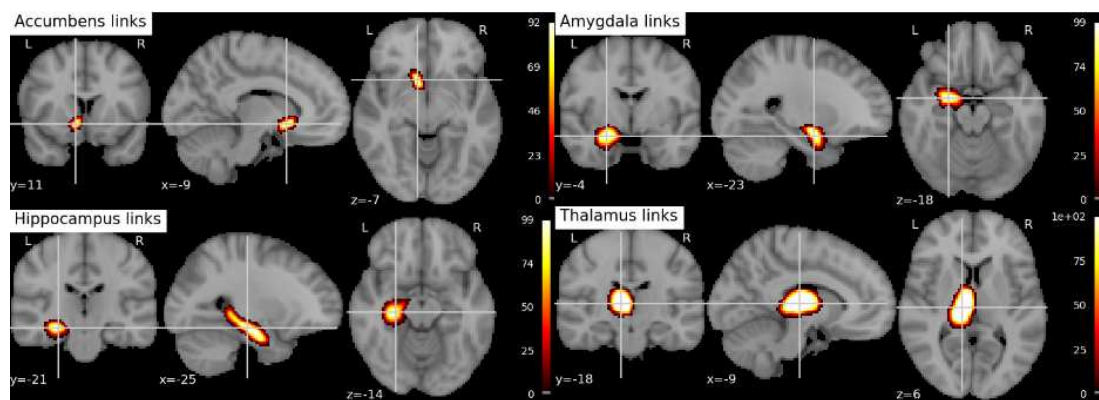


Abbildung 8: Masken; Havard-Oxford subcortical atlas, MNI152 T1w structural template, ROI der linken Hemisphäre; die rechte Hemisphäre wurde aus Gründen der Übersicht hier nicht dargestellt.

3.6.4 First-Level Analyse

In der First-Level Analyse werden auf der Ebene der Proband*innen die experimentspezifischen Parameter geschätzt. Als statistisches Modell wird hierfür das General Linear Model (GLM) genutzt (Friston et al., 1995). Bei der GLM-Analyse wird die BOLD-Zeitreihe jedes Voxels mithilfe einer Erweiterung der multiplen Regression erklärt. Eine Designmatrix, in der die experimentellen Modellfaktoren als Regressoren (a_i) kodiert sind, wird gewichtet (x) und mit einem Fehlerterm (ϵ) summiert (Guo & Pagnoni, 2008). Die über das Experiment hinweg konstanten Modellfaktoren werden ebenfalls im GLM berücksichtigt.

$$y = \overbrace{a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_{26}x_{26}}^{\text{Regressoren (a}_i\text{); Gewichte (x}_i\text{)}} + \underbrace{\epsilon}_{\text{Fehlerterm}} \quad (1)$$

Die Wahl der geeigneten Regressoren ist besonders wichtig. Sie bilden die Vorstellung ab, wie das BOLD-Signal zu erklären und zu quantifizieren ist. Neben den sechs Bewegungsparametern (x-,y- und z-Richtung) muss auch das Paradigma in der Designmatrix repräsentiert sein. Das Experiment ist aus Blöcken unter Stress- und Ruhebedingungen aufgebaut. Diese bilden jeweils einen Regressor in der Design-Matrix. Außerdem findet unter Stressbedingungen die Bewertung durch ein zugeschaltetes Gremium statt. Es ist zu erwarten, dass die Bewertung als zusätzlicher Stressor Einfluss auf das BOLD-Signal nehmen könnte. Deswegen wurde die Bewertung durch das Gremium in die Designmatrix integriert.

Um die funktionellen Daten in Abhängigkeit von den Regressoren analysieren zu können, wird die Information benötigt, wann und für wie lange die einzelnen Modellfaktoren im Experiment stattgefunden haben. Es wurde ein python-Skript ¹² geschrieben, mithilfe dessen die Startpunkte der Aufgabenstellungen in den einzelnen Blöcken, die Dauer bis zur Beantwortung der Frage und die Bewertung durch das Gremium erfasst werden konnte.

Die einzelnen Schritte der First-Level Analyse werden in einem Nipype workflow ¹³ strukturiert ausgeführt (siehe Anhang .6, Abb.26, S.122). Die Funktion *SpecifyModel* von *SPM* führt alle Informationen zusammen, die benötigt werden, um eine *SPM* Design Matrix zu kreieren. Hierzu gehö-

¹²https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/mri/preprocessing/analyse_log_file.ipynb

¹³https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/mri/1st_level/1st-level.ipynb

ren die probandenspezifischen Daten des Paradigmas und die Realignment-Parameter der Bewegungskorrektur. Als Input dienen die geglätteten Bilder des Preprocessings. Für die fMRT-Zeitreihe werden serielle Korrelationen mithilfe eines autoregressiven (AR_1) Modells berechnet. Die gleichen Korrelationsstrukturen werden somit für jeden Voxel in jedem Run angenommen. Die SPM-Funktion *Level1Design* generiert die Designmatrix und speichert diese als *SPM.mat* File für weitere Analyseschritte ab (siehe Abb.9, S.32).

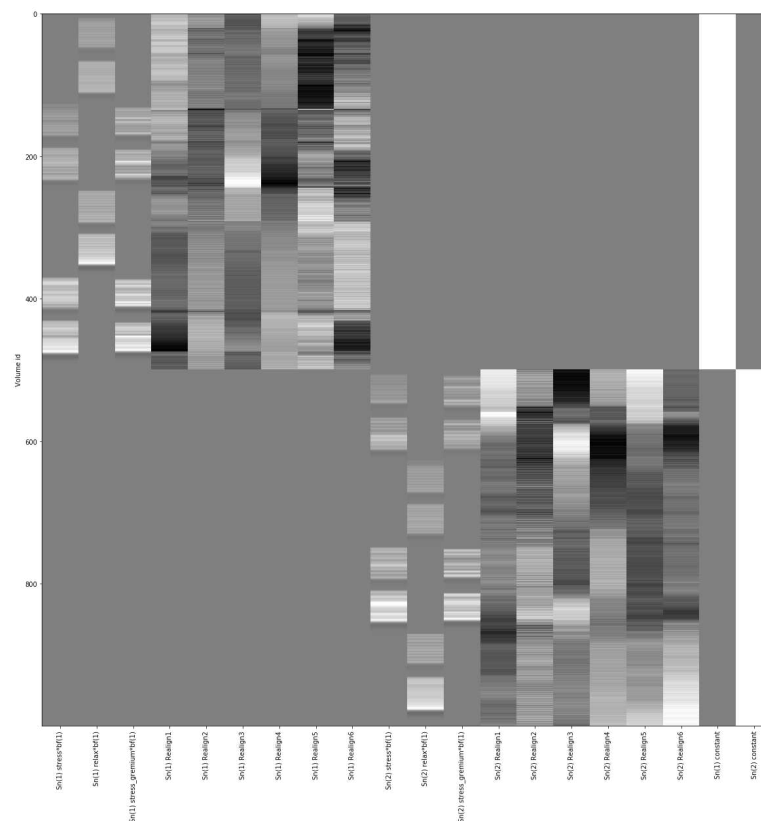


Abbildung 9: Designmatrix; die Daten werden als zweidimensionale Matrix dargestellt. In jeder Zeile ist die Voxelaktivierung zu verschiedenen Zeitpunkten eines Runs abgebildet. Die weiße Farbe stellt ein maximales Signal dar, die schwarze Farbe ein minimales Signal. In den Spalten werden die Modellfaktoren gezeigt. In den zwei rechten weißen Spalten werden die konstanten Werte während des Experimentes zusammengefasst, um die mittleren Signalunterschiede jedes Runs zu reduzieren (Huettel et al., 2009). In jeder Spalte ist also die Information abgebildet, inwieweit ein Modellfaktor Einfluss auf die eindimensional dargestellten Voxels nimmt.

Nun werden die Parameter in SPM's *EstimateModel* nach dem klassischen Prinzip geschätzt. Für jede Spalte der Designmatrix wird ein beta-Image ausgelesen, welches die beta-weights für jeden Voxel enthält. Um die Modellfaktoren der Designmatrix jedoch miteinander vergleichen zu können, werden diese in SPM's *EstimateContrast* gewichtet. Hierfür wird für jeden Kontrast ein Kontrastvektor definiert. Der Kontrastvektor weist jedem Modellfaktor

der Designmatrix einen Wert zu und macht somit einen Vergleich zwischen ihnen möglich. Es wurden fünf Hauptkontraste definiert. Diese umfassen die Aktivierung während der Blöcke unter Stress- und Ruhebedingungen (Stress, Ruhe) und wie diese jeweils zueinander im Verhältnis stehen (Stress>Ruhe, Ruhe>Stress). Außerdem wird die Bewertungen durch das Gremium betrachtet (Stress_Gremium). Neben einer Übersicht über beide Runs, wurden diese Kontraste auch für jeden Run einzeln ausgewertet. Die so erhaltenen Contrast Images wurden mittels eines one-sample *t*-Test analysiert (*SPMT*-image). Die Ergebnisse lassen statistische Rückschlüsse zu, inwieweit die funktionellen MRT-Daten durch eine gewichtete Designmatrix, bestehend aus Modellfaktoren und einem Fehlerterm, erklärbar sind. Somit kann gezeigt werden, welche Gehirnaktivität abhängig von den Modellfaktoren vorlag.

3.6.5 Registrierung und Normalisierung

Ein Ziel der Studie ist es, Aussagen nicht nur auf der Ebene der Individuen, sondern auch auf Gruppenebene treffen zu können. Zwischen den individuellen Gehirnen liegt jedoch eine hohe morphologische Variabilität vor. Um sicherzustellen, dass die Voxel bei allen Proband*innen den gleichen Gehirnregionen entsprechen, werden die Bilder von dem individuellen Raum (native space) in einen standardisierten Raum überführt. Dieser Vorgang gliedert sich in zwei Schritte:

1. Registrierung ¹⁴
2. Normalisierung ¹⁵

Ziel ist es, die funktionellen Bilder in einen standardisierten Raum zu überführen. Aufgrund der schlechteren Auflösung der funktionellen Bilder werden zunächst die anatomischen Bilder genutzt. Das Ergebnis der Berechnungen, eine Transformationsmatrix zur Überführung der Daten in den standardisierten Raum, kann im Anschluss auf die funktionellen Bilder übertragen werden. Im Schritt der Registrierung werden die anatomischen Bilder auf ein standardisiertes Template angepasst. Ein Template ist ein Gehirn in einem standardisierten Raum mit vergleichbaren Koordinaten. Das hier genutzte Template ist das asymmetrische, nicht lineare *MNI152 template* des Montreal Neurological Institutes ¹⁶. Dieses basiert auf dem Talairach Gehirn und wurde vom Internationale Consortium of Brain Mapping (ICBM) als in-

¹⁴https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/mri/preprocessing/registration.ipynb

¹⁵https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/mri/preprocessing/normalization.ipynb

¹⁶<http://nist.mni.mcgill.ca/?p=904>

ternationaler Standard anerkannt (Brett, Johnsrude & Owen, 2010). Für die Registrierung werden die anatomischen brain.mgz Files der *FreeSurfer* Segmentation verwendet. Mit *ANTs* wird eine Transformationsmatrix berechnet, welche die Überführung vom individuellen Raum in den standardisierten Raum ermöglicht (Avants et al., 2011). Es wurde außerdem eine inverse Transformationsmatrix errechnet, mit der Daten aus dem standardisierten Raum in den individuellen Raum überführt werden können. Die Matrix ist so konzipiert, dass die Abweichungen zwischen anatomischen Bildern und Template minimiert werden (siehe Anhang .6, S.122, Abb.26).

Im Schritt der Normalisierung konnten nun die, in der First-Level Analyse errechneten Kontraste, mithilfe der Transformationsmatrix aus der Registrierung in den standardisierten Raum überführt werden. Dieser Analyseschritt wurde mit *ApplyTransforms* von *ANTs* durchgeführt.

Als Vorbereitung auf die Registrierung und Normalisierung wurde mit dem *BrainExtraction* Tool (*BET* v2.1¹⁷) von *FSL* aus den mean images des Realignments jenes Gewebe herausgerechnet, welches nicht zum Gehirn gehört (Smith, 2002; Jenkinson, Pechaud & Smith, 2002). Hierzu zählen Weichteile sowie die Schädelkalotte (Skull Stripping). Skull Stripping macht den Prozess der Normalisierung und Registrierung robuster, da Scans und Gehirn-Template nun dasselbe Gewebe abbilden (Fischmeister et al., 2013).

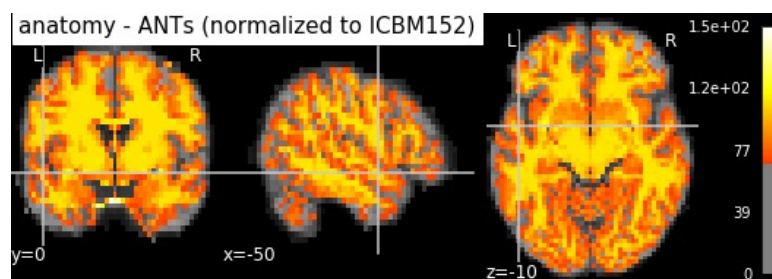


Abbildung 10: Normalisierung auf das *MNI152* template

¹⁷<https://fsl.fmrib.ox.ac.uk/fsl/fslwiki/BET>

3.6.6 Second-Level Analyse

In der First-Level Analyse wurden Contrast Images für jede*n Proband*in errechnet. Auf der Second-Level Ebene soll nun der Frage nachgegangen werden, welche Voxel auf Gruppenebene eine signifikante Aktivierung zeigen und ob sich diese Aktivierung in den Untergruppen (Musik/Naturgeräusche) unterscheidet. Hierfür werden die Kontraste aus der First-Level Analyse nun auf Gruppenebene analysiert. Als Maske wurde die wholebrain-Maske verwendet, welche sich aus den kortikalen Strukturen und ausgewählten subkortikalen Strukturen zusammensetzt (subkortikal: Amygdala, Thalamus, Hippocampus und Ncl. accumbens).

Zunächst soll überprüft werden, ob sich ein genereller Effekt bei Stressinduktion über alle Proband*innen zeigt. Hierfür muss das zugrundeliegende Design näher spezifiziert werden. Die Berechnung wird mittels eines Summary Statistic Approach in *SPM* durchgeführt. Die gemittelten Parameter für die jeweiligen Proband*innen fließen hierbei in einen one-sample *t*-Test ein (*OneSampleTTestDesign*). Somit kann überprüft werden, ob sich im Durchschnitt statistisch signifikante Effekte zeigen. Für die Analyse werden die Contrast-Images der First-Level Analyse ausgewählt ¹⁸ (siehe Anhang .6, S.122, Abb.26). Des Weiteren wurde überprüft, ob ein Unterschied in der Aktivierung zwischen der Musik- und der Naturgeräuschegruppe vorlag. Hierfür wird das *TwoSampleTTestDesign* von *SPM* genutzt. Es testet, ob die Mittelwerte für die Schätzungen der Kontraste in den zwei Stichproben gleich sind oder sich voneinander unterscheiden. Ein besonderes Augenmerk liegt hierbei auf den First-Level Kontrasten Stress>Ruhe und Ruhe>Stress. Mit der Funktion *EstimateModel* werden die zuvor definierten Designs nun geschätzt. Die Gruppenkontraste können in *EstimateContrast* definiert werden ¹⁹. Als Ergebnis erhalten wir Contrast-Images und spmT-Images, welche die korrespondierenden *t*-Score Maps enthalten. Die spmT-Images werden für multiple Vergleiche korrigiert. Über die *SPM* Funktion *Threshold* wurde eine topologische False Discovery Rate (FDR)-Korrektur durchgeführt. Dieses Korrekturverfahren minimiert bei multipler Testung falsch positive Ergebnisse (Fehler 1. Art). Der initiale Schwellenwert, um die Cluster zu definieren, wurde mit 0,005 festgelegt. Der *p* – *value* für die FDR-Korrektur lag bei 0.05. Zuletzt sollte der Frage nachgegangen werden, wie sich die Aktivierungsmuster über die

¹⁸https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/mri/2nd_level/2nd-level.ipynb

¹⁹https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/mri/2nd_level/2nd-level_two_sample.ipynb

Zeit verändern. In der First-Level Analyse wurde der Kontrastvektor so angepasst, dass die Hauptkontraste auch für jeden Run einzeln berechnet wurden. Somit konnten die b-Values der signifikanten Cluster Run-spezifisch extrahiert und miteinander verglichen werden. Für die Definition der Regions-of-Interest und das Extrahieren von Parametern wurde die *MarsBar* v0.45 Toolbox²⁰ verwendet (Brett, Anton, Valabregue & Poline, 2002). Zur Ansicht und anatomischen Zuweisung der Gehirnregionen wurde auf die Open-Source-Software *Mricron* v0.20140804.1²¹ zurückgegriffen (Rorden & Brett, 2000).

3.6.7 Integration der physiologischen Parameter in das GLM

Um die Auswirkung physiologischer Effekte auf die BOLD-Signalantwort zu berücksichtigen, wurde eine weitere vergleichende Analyse durchgeführt. Dabei wurden kardiale und respiratorische Daten als weitere Regressoren im GLM moduliert. Der Einfluss physiologischen Rauschens soll so minimiert werden, um somit die Sensitivität der versuchsspezifischen Komponenten auf das BOLD-Signal zu erhöhen (Frederick, Nickerson & Tong, 2012). Im Vergleich der Ergebnisse mit der vorliegenden Literatur kann die Zweckmäßigkeit dieses Analyseschritts überprüft werden.

Für die Berechnung des Modells muss jedem MRT-Schnittbild ein physiologischer Wert zuzuordnen sein. Die Zeitreihe der physiologischen Parameter wurde deswegen auf die Repetitionszeit (TR) von 1,45 Sekunden gesampelt. Dies konnte umgesetzt werden, indem eine gleitende Mittelwertberechnung mit einer Schrittfrequenz von 1,45 Sekunden durchgeführt wurde. Da der Mittelwert in jedem Zeitfenster zentriert (nach 15 Sekunden) übertragen wurde, entstehen am Anfang und am Ende, für 15 Sekunden fehlende Werte. Diese wurden mit dem Verfahren der vorwärts bzw. rückwärts gerichtet Interpolation aufgefüllt. Für die fehlenden 15 Sekunden wird der Mittelwert der vorangegangenen bzw. nachfolgenden 15 Sekunden der Zeitreihe genutzt (Davidson, 2006). Die Designmatrix enthält somit für jeden Run elf Regressoren. Dazu zählen die drei experimentenspezifischen Regressoren (Stress, Ruhe, Stress-Gremium), die sechs Regressoren aus der Bewegungskorrektur sowie ein kardialer und ein respiratorischer Regressor.

Neben den Puls- und Atmungsdaten wurden keine weiteren Regressoren hinzugefügt. Wird die optimale Anzahl an Regressoren für ein Datenset überschritten, sinkt die Qualität des beschreibenden Modells (Kay, Rokem, Winawer, Dougherty & Wandell, 2013). Die kritische Auswahl der richtigen

²⁰<https://marsbar-toolbox.github.io/>

²¹<https://github.com/neurolabusc/MRIcron>

Regressoren ist für die First-Level Analyse deswegen besonders wichtig.

3.7 Physiologische und hormonelle Daten

3.7.1 Atmung und Puls

Die physiologischen Daten setzen sich unter anderem aus den respiratorischen und den kardialen Daten zusammen. Um den Einfluss von Stress auf unsere Körperfunktionen näher betrachten zu können, wurden Puls und Atemfrequenz über die gesamte Zeit der MRT-Untersuchung aufgezeichnet. Die arterielle Pulsfrequenz wurde mit einem Pulsoxymeter in Pulsschlägen/-Minute gemessen. Die Atemfrequenz wurde mit einem Atemgürtel (*Siemens Healthcare GmbH*) aufgezeichnet. Der Gürtel wurde vor Beginn der MRT-Messung angelegt und zeichnet über den Verlauf des Experiments die Atmung auf. Die aufgezeichneten Atmungsdaten werden im "RESP Channel" der *.vhdr*-Dateien abgespeichert. Für den Zugriff auf die Atmungsdaten wurde das Python Script *resp.py*²² geschrieben. Die Analyse der Atmungsdaten erfolgt mit der Open-Source-Pythonsoftware *MNE* v0.17 (Gramfort et al., 2013). Mit *MNE – Python* können Datensätze analysiert und interaktiv dargestellt werden. Außerdem kann leicht auf Module anderer Python-Bibliotheken zugegriffen werden. Hierzu gehört die Software *SciPy*, welche numerische Algorithmen für mathematische und statistische Berechnungen von Daten bereitstellt (Virtanen et al., 2020). Zur besseren Identifizierung der Atempeaks wird mithilfe der Funktion *scipy.signal.detrend* der lineare Trend der Atmungsdaten entfernt (Włodarczak, 2019).

Im Submodul *mne.preprocessing.peak_finder* von Eric Larson²³ wird ein Algorithmus zur Detektion von lokalen Maxima und Minima zur Verfügung gestellt. Dieser wurde angewendet, um Atempeaks zu erkennen.

Für die Frequenzanalyse der Atmungsdaten wurde ein Pythonscript²⁴ geschrieben, welches eine gleitende Mittelwertberechnung durchführt. In einem gleitenden, 30 Sekunden langen Fenster wird der arithmetische Mittelwert ausgelesen. Wird ein längeres Zeitintervall gewählt, so können schnelle Schwankungen der Atemfrequenz nicht erfasst werden. Liegt ein Atemzug nur anteilig in diesem Fenster, so wird der prozentuale Anteil des Atemzugs in die Mittelwertberechnung mit einbezogen. Damit ist die Aufarbeitung der

²²https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/atmung/resp.py

²³<https://github.com/mne-tools/mne-python/>

²⁴https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/atmung/af_in_blocks.py

Atmungsdaten abgeschlossen und weitere Analyseschritte können durchgeführt werden.

3.7.2 Elektrodermalen Aktivität (EDA) - Hautleitfähigkeit

Die Hautleitfähigkeit stellt ebenfalls eine wichtige physiologische Kenngröße dar. Zum Messen der Hautleitfähigkeit wurde der *GSR Sensor for fmri* der Firma BRAIN PRODUCTS verwendet. Über das *ExG AUX box Interface* kann das Signal mithilfe des *BrainAmp ExG MR* verstärkt werden. Um die Potenzialänderung der Haut messen zu können, wird eine konstante Spannung von 0.5 V angelegt. Hierfür werden zwei Elektroden am Zeige- und Ringfinger der nicht dominanten Hand angebracht. Um eine bessere Verbindung zwischen der Elektrode und der Haut herzustellen, wird zuvor ein spezielles Gel auf die Kontaktfläche aufgetragen. Die Elektroden wurden fünf Minuten vor Beginn des Experiments angebracht, um eine optimale Kontaktfläche der Elektroden gewährleisten zu können. Damit die Blutversorgung der Finger nicht beeinträchtigt wird, werden die Elektroden nicht zu fest angebracht.

Für die weitere Analyse der Daten wurde das Pythonscript *show_eda.py*²⁵ geschrieben. Zunächst werden die Rohdaten im GSR-Channel (Galvanic skin response) der *.vhdr* Dateien geladen. Um den Rechenprozess zu beschleunigen, konnte ein Down-Sampling der Datenpunkte implementiert werden. Es wurden 1000 Datenpunkte in einem Datenpunkt zusammengefasst. So wurde sichergestellt, dass mindestens eine Samplingrate von 4 - 8 Hertz gegeben ist, um tonische und phasische Unterschiede des EDA-Signals erfassen zu können (Turpin & Grandfield, 2007). Mithilfe der *pandas.DataFrame.rolling*-Funktion wurde eine gleitende Mittelwertberechnung durchgeführt und die Daten somit geglättet (Zeitfenster = 1 Sekunde). Um die individuellen Unterschiede des EDA-Signals in der Analyse zu berücksichtigen, wurden die Daten mittels Grundlinienkorrektur normalisiert (Horvers, Tombeng, Bosse, Lazonder & Molenaar, 2021).

3.7.3 Hormonelle Messung (Cortisol & Alpha-Amylase)

Für eine adäquate Hormonmessung müssen einige Faktoren beachtet werden. Die Hormonsekretion von Cortisol und Alpha-Amylase ist tageszeitlichen Schwankungen unterworfen. Während der Cortisolspiegel im Tagesver-

²⁵https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/eda/show_eda.py

lauf abfällt, steigt die Konzentration an Alpha-Amylase an und erreicht am späten Nachmittag ihren Höhepunkt. Um vergleichbare Daten zu generieren, wurden alle Probanden am frühen Nachmittag gemessen.

Alkoholkonsum hat einen Effekt auf die Aktivität der HPA-Achse und führt bei chronischem Konsum zu einem Anstieg des Cortisolspiegels (Badrick et al., 2008). Außerdem verringert Alkoholkonsum den Speichelfluss und die Alpha-Amylase-Aktivität (Brand, Bruins, Veerman & Nieuw Amerongen, 2006). Alkoholkonsum stellte deswegen ein Ausschlusskriterium für das Experiment dar. Darüber hinaus können bestimmte Erkrankungsbilder die Hormonregulation beeinflussen. Dazu zählen beispielsweise Erkrankungen des atopischen Formenkreises, Immunstörungen, Erkrankungen endokriner Drüsen und Tumore (Botti Rodrigues Santos, Siqueira & Nicolau, 2007; Ryberg, Möller & Ericson, 1987). Personen, welche an einer Erkrankung mit erhöhtem Interaktionspotential leiden, konnten deswegen nicht an diesem Experiment teilnehmen.

Für die Hormonbestimmung wurden an sechs verschiedenen Zeitpunkten des Versuchsablaufs Speichelproben entnommen (1.: kurz nach dem Eintreffen der Proband*innen, 2.: im MRT vor der ersten Messung, 3.: nach dem 1. Run, 4.: nach der Entspannungsphase mit akustischer Intervention (Musik/Naturgeräusche), 5.: nach dem 2. Run, 6.: außerhalb des Scanners am Ende des Versuchsablaufes)(siehe Abb.5, S.21). Für die Speichelgewinnung wurde eine Salivette® der Firma *Sarstedt AG Co. KG* verwendet. Eine Saugrolle aus Watte nimmt bei leichten Kieferbewegungen den Speichel des*der Probanden*in auf. Während der Probenentnahme im MRT sollte der Kopf möglichst wenig bewegt werden, um die Qualität der aufgenommenen MRT-Bilder nicht einzuschränken. Um auch geringe Speichelmengen analysieren zu können, wurden die Speichelsalivetten anschließend zentrifugiert und bis zur weiteren Analyse bei -20 C gekühlt. Die weitere quantitative Diagnostik wurde in Kooperation mit der Universität Wien durchgeführt. Für die Bestimmung der Cortisolkonzentration wurde ein Immunassay genutzt, welcher auf der Detektion von Chemilumineszenzen beruht. Spezifische Immunoassays für Alpha-Amylase wurden mit einem *MicroplateReader* der Firma *BioTek* bestimmt. Mit den beschriebenen Analysetechniken konnte die genaue Hormonkonzentration in den Speichelproben bestimmt und die Daten für die weiterführende statistische Analyse vorbereitet werden.

3.8 Mehrfaktorielle Varianzanalyse

Um auf physiologischer Ebene (Puls, Atmung, EDA, Cortisol und Alpha-Amylase) die Stressantwort der verschiedenen Untersuchungsbedingungen miteinander vergleichen zu können, wurde als statistisches Verfahren eine mehrfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung bei abhängigen Stichproben gewählt. Es kam zu wiederholten Messungen an derselben Versuchsperson. Die Daten sind demnach abhängig. Die Analyse wurde mit dem R Script *Statistic.R* ²⁶ durchgeführt. Darin wird auf das R package *afex* ²⁷ zugegriffen, welches Standardfunktionen für die Berechnung von ANOVA's bereitstellt. Es können Inner- und Zwischensubjektfaktoren definiert werden. Anhand der Zwischensubjektfaktoren lassen sich die Proband*innen in Untergruppen gliedern. Innersubjektfaktoren hingegen werden bei allen Studienteilnehmer*innen gemessen und die Analyse findet auf der Ebene der Versuchsperson statt. Als Zwischensubjektfaktor wurde die Gruppenzugehörigkeit (*Gruppe*: Musik vs. Naturgeräusche) festgelegt. Als Innersubjektfaktoren wurden der Aufgabentyp (*Aufgabentyp*: Mathematik vs. Rotation), die Untersuchungsbedingung (*Bedingung*: Stress vs. Ruhe) und die Wiederholung des Aufgabentyps innerhalb der Runs (*Zeit*: Run + Wiederholung des Aufgabentyps innerhalb des Runs) definiert. Als Kovariaten wurde das Geschlecht (*Geschlecht*) in das Modell eingefügt. Der Effekt, welcher durch die unterschiedlichen Messwerte in den Versuchsbedingungen erklärt werden kann, wird mittels eines F-Tests abgesichert. Aufgrund unvollständiger Messungen, oder Fehler im Versuchsablauf mussten einige Proband*innen von der Analyse ausgeschlossen werden (siehe Tab.2, S.41). Vor Durchführung der mehrfaktoriellen Varianzanalyse wurde der Datensatz auf einige Annahmen hin überprüft. Mittels des Shapiro-Wilk-Tests wurden die empirisch erhobenen Daten auf Normalverteilung hin überprüft. Die Varianzen sollten außerdem über die Faktorenstufen hinweg homogen sein. Um dies zu überprüfen, wurde für die Zwischensubjektfaktoren der Levene-Test auf Varianzhomogenität durchgeführt. Mit dem Mauchly-Test wurde getestet, ob Sphärizität bei den Daten gegeben ist. Bei einer Verletzung der Sphärizität müssen die Freiheitsgrade korrigiert werden. Diese Korrektur wurde mit dem Verfahren nach Greenhouse-Geissner durchgeführt. Zur besseren Übersicht wird die Datenaufbereitung der einzelnen Datengruppen (Puls, Atmung, EDA, Cortisol und Alpha-Amylase) in einer Tabelle zusammengefasst (siehe Tab.2, S.41):

²⁶https://github.com/COCOAN/MD_thesis_JanOttoHeiland/blob/master/script/statistic/statistic.R

²⁷<https://github.com/singmann/afex>

Aufbereitung der Daten

Daten Analyse	Puls	Atmung	EDA	Cortisol	Alpha-Amylase
Proband*innen Ausschluss	1, 4, 8, 18, 24	1, 2, 4, 18	6, 7, 8, 10, 18	1,4 ²⁸	7, 15, 24 ¹
Gruppengröße	$n_{Musik}=13, n_{Natur}=11$	$n_{Musik} = 13, n_{Natur} = 11$	$n_{Musik}=13, n_{Natur}=9$	$n_{Musik}=14, n_{Natur}=13$	$n_{Musik}=13, n_{Natur}=11$
Shapiro-Wilk	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.9, S.95)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.17, S.100)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.26, S.105)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.33, S.110)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.41, S.114)
Transformation	χ (Abb.22, S.98) ²⁹	χ^2	χ^2	$\sqrt{\log}$ ³⁰	$\sqrt{\text{sqrt}}$ ³¹
Korrektur	$\sqrt{\text{baseline}}$ ³²	$\sqrt{\text{baseline}}$ ⁴	$\sqrt{\text{zscore}}$ ³³	χ	χ
Levene-Test	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.10, S.96)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.18, S.101)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.27, S.106)	$\chi(p > 0.05)$ (Tab.35, S.111)	$\chi(p > 0.05)$ (Tab.42, S.115)
Mauchly-Test	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.11, S.96)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.19, S.101)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.28, S.106)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.36, S.112)	$\chi(p < 0.05)$ (Tab.46, S.116)
Greenhouse-Geissner Korrektur	$\sqrt{\text{Tab.13, S.97}}$	$\sqrt{\text{Tab.20, S.102}}$	$\sqrt{\text{Tab.31, S.108}}$	$\sqrt{\text{Tab.40, S.113}}$	$\sqrt{\text{Tab.44, S.116}}$

Tabelle 2: Prüfung der Voraussetzungen für die Berechnung der Varianzanalyse

²⁸Datenpunkte, die sich 3*IQR oberhalb des oberen bzw. unterhalb des unteren Quartils befanden, wurden als Ausreißer von der Analyse ausgeschlossen.
²⁹Es wurde keine Transformation vorgenommen, da die grafische Überprüfung der Verteilung annähernd normalverteilte Daten zeigt (Abb.22, S.98).
³⁰rechtsschiefes Verteilungsmaß: Transformation mittels Logarithmierung durchgeführt, beide Gruppen danach normalverteilt (Abb.23, S.113) ($p < 0.05$).
³¹leicht rechtsschiefes Verteilungsmaß: Transformation mittels Quadratwurzel-Multiplikation, beide Gruppen danach normalverteilt ($p > 0.05$).
³²Grundlinienkorrektur: Subtraktion des Run-spezifischen Mittelwertes.
³³Formel zur Berechnung des z-Scores: $Z=(X-\mu) / \sigma(x : \text{Messwert}, \mu : \text{arithmetischen Mittelwert}, \sigma : \text{Standardabweichung})$.

3.9 Fragebögen

Während des Versuchsablaufes werden verschiedene Fragebögen erhoben. Die vor der MRT-Messung erhobenen Fragebögen STAI, TICS-SSCS und BDI-2 erfassen psychische Effekte wie Angst, Depression und das chronische Stresserleben, anhand derer Ausschlusskriterien (siehe Kapitel 3.4) der Studie überprüft werden konnten. Die Fragebögen PANAS und VAS wurden zeitgleich mit den sechs Hormonmessungen erhoben und geben Aufschluss über das aktuelle Stresslevel und den aktuellen Gefühlszustand der Proband*innen.

3.9.1 Beck-Depressions-Inventar-2 (BDI-2)

Der BDI-2 (Beck-Depressions-Inventar) misst depressive Symptome und deren Schwere bei Personen über 13 Jahren (Beck, Steer, Ball & Ranieri, 1996). Es werden kognitive, affektive, somatische und vegetative Symptome und deren Auftreten in den letzten zwei Wochen abgefragt. Der Fragebogen umfasst 20 Fragen (Items). Jedes Item wird mit einer 4-Punkte-Skala bewertet (0: nicht im Geringsten, 3: extreme Form des Symptoms). Item 16 (Schlafstörungen) und Item 18 (Appetitlosigkeit) können in einem Bereich von sieben Punkten bewertet werden, um interindividuelle Unterschiede zu berücksichtigen. In der Auswertung des Fragebogens werden vier Schweregrade eingeteilt: minimaler Bereich (0–13 Punkte), milde Depression (14–19 Punkte), moderate Depression (20–28 Punkte) und schwere Depression (29–63 Punkte)(siehe Anhang .8, S.130, Abb.29).

3.9.2 Trier Inventory for the Assessment of chronic stress (TICS-SSCS)

Mit dem TICS-SSCS (Trier Inventory for the Assessment of chronic stress) wird das subjektive chronische Stresserleben in den letzten drei Monaten erfasst (Schulz, Schlotz & Becker, 2004). Der Fragebogen umfasst verschiedene Teilaspekte wie chronische Besorgnis, arbeitsbezogene und soziale Überlastung, Überforderung und Mangel an sozialer Anerkennung. Diese Dimensionen werden in zwölf Fragen bearbeitet. Die Bewertung erfolgt durch eine 5-Punkte-Skala, welche die Chronizität des Stressors erfassen soll (0: nie, 4: sehr häufig). Der errechnete Summen-Score spannt sich in einem Bereich von 0 - 48 Punkten auf (0: minimal und 48: maximaler chronischer Stress). Mithilfe von Normtabellen können so altersabhängige T-Werte gebildet werden, die ein Maß für den erlebten Stress darstellen (siehe Anhang .8, S.126, Abb.28). Außerdem kann die akute Stressantwort während des Experiments mit dem

chronischen Stresserleben in Verbindung gebracht und somit besser eingeordnet werden.

3.9.3 State Trait Anxiety Inventory (STAI)

Der State Trait Anxiety Inventory (STAI) ist ein Fragebogen zur Erfassung von Angst (Laux, Glanzmann, Schaffner & Spielberger, 1981). Er beleuchtet dabei die zwei Komponenten Eigenschaftsangst (A-Trait) und Zustandsangst (A-State) und erfasst diese in zwei Subskalen (STAI-S und STAI-T). Die Eigenschaftsangst bezeichnet dabei einen erworbenen andauernden Angstzustand. Der Begriff Zustandsangst betitelt ein aktuelles Gefühl der Ängstlichkeit. In diesem Experiment wurde lediglich die Skala STAI-S erfragt. Diese umfasst 20 Aussagen zur momentanen Ängstlichkeit (siehe Anhang .8, S.125, Abb.27). Bei einem Score Wert von 39-40 kann von einem relevanten Angstzustand ausgegangen werden, welcher ein Ausschlusskriterium für das Experiment darstellt (Knight, Waal-Manning & Spears, 1983).

3.9.4 Positive and Negative Affect Schedule (PANAS)

Der Positive and Negative Affect Schedule (PANAS) ist ein Fragebogen zur Erfassung des Gefühlszustandes einer Person (Watson, Clark & Tellegen, 1988). Er bildet die zwei Dimensionen des positiven und negativen Affekts ab, die jeweils mit zehn Adjektiven (Items) erfasst werden (siehe Anhang .8, S.61, Abb.21). Jedes Item kann mithilfe einer fünfstufigen Skala bewertet werden (1: gar nicht, 2: ein bisschen, 3: einigermaßen, 4: erheblich, 5: äußerst).

3.9.5 Visuelle Analogskala (VAS)

Mithilfe der visuellen Analogskala sollen die Proband*innen angeben, wie stark ein Merkmal bei ihnen ausgeprägt ist. Die erfragten Merkmale in diesem Experiment sind das Stresslevel ("wie gestresst fühlen Sie sich?") und die aktuelle Müdigkeit ("wie müde fühlen Sie sich?"). Dabei kann die subjektive Bewertung auf einer Skala erfolgen, welche durch zwei Endpunkte begrenzt wird. Diese Endpunkte betragen üblicherweise 0: *gar nicht*, und 100: *stimmt vollkommen*. Die Skala wurde an die MRT-Untersuchungsbedingungen angepasst, in dem die Endpunkte auf 0-5 festgelegt wurden. Somit konnten die Probanden*innen, ohne große Bewegung, mit den Fingern anzeigen, wie stark ein Merkmal aktuell bei ihnen ausgeprägt ist (siehe Anhang .8, S.132, Abb.31).

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Daten hinsichtlich der Forschungsfragen ausgewertet. Es soll die Frage beantwortet werden, ob die Daten unter Stress im Vergleich zu Ruhebedingungen signifikant ansteigen. Außerdem werden die Daten hinsichtlich eines Unterschieds zwischen den Untersuchungsgruppen (Musik/Naturgeräusche) untersucht. Um Einblicke in den zeitlichen Verlauf der Daten zu gewinnen, werden die Daten des 1. und des 2. Runs gegenübergestellt. In der Analyse wurden die folgenden Variablen verwendet:

<i>Run:</i>	Run-Nummer (run1 = 1. Run, run2 = 2. Run)
<i>Wiederholung (wdh.):</i>	Wiederholung der Fragen innerhalb eines Runs
<i>Geschlecht:</i>	Geschlecht
<i>Bedingung:</i>	Stress- oder Ruhebedingung
<i>Aufgabentyp:</i>	Aufgabentyp von Mathe- bzw. Rotationsaufgaben

4.1 Puls

Zunächst werden die Pulsdaten im zeitlichen Verlauf betrachtet. Es fällt bereits ein zweigipfliger Kurvenverlauf auf, welcher die Hochpunkte unter den Stressbedingungen jedes Runs aufweist (siehe Abb.11, S.44).

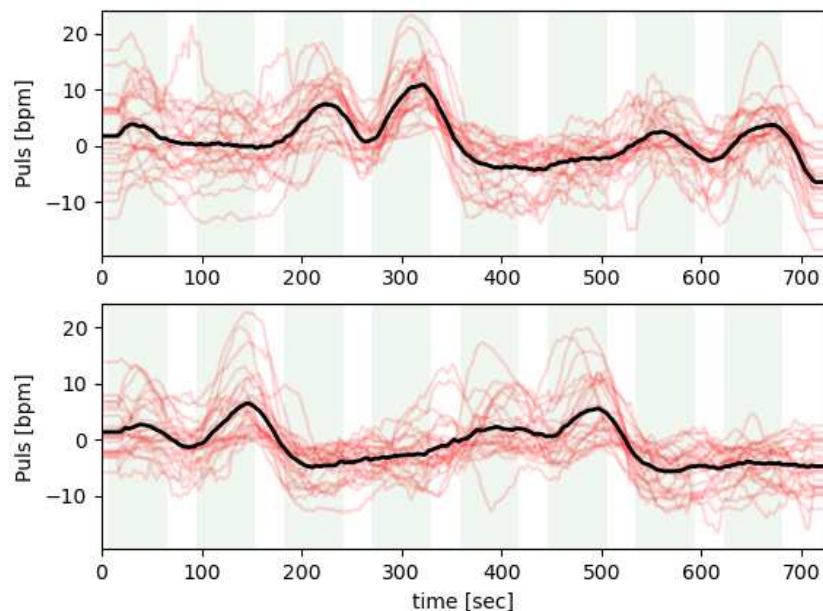


Abbildung 11: Pulsdaten; abgebildet sind die baseline korrigierten Pulsdaten, oben: 1. Run, unten: 2. Run. Die Blöcke des Experiments sind im Hintergrund farblich hinterlegt.

Um diese Beobachtung statistisch zu überprüfen, wurde eine mehrfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung berechnet (siehe Anhang .1, S.99, Tab.16). Die zuvor definierten Faktorstufen (siehe Section 3.8) können so miteinander verglichen werden. In der Analyse zeigten sich signifikante Effekte für die Faktoren *Zeit* ($p < 0.0001$), *Bedingung* ($p < 0.0001$), *Aufgabentyp* ($p < 0.01$), die Interaktion *Zeit:Aufgabentyp:Bedingung* ($p < 0.001$) und die Interaktion *Aufgabentyp:Bedingung* ($p < 0.001$). Die bisherigen Ergebnisse belegen, dass sich die Mittelwerte eines Faktors, oder die Interaktion von Faktoren signifikant voneinander unterscheiden. Um zu klären, bei welchen Faktoren bzw. Faktorstufen der Mittelwertsunterschied genau besteht, wurde als post-hoc Testverfahren der Tukey Test angewandt. Für die Vergleiche werden Kontraste definiert. Ein Kontrast betrachtet den Unterschied zwischen dem 1. und dem 2. Run, ein weiterer legt den Fokus auf die Wiederholung der Stress- und Ruhebedingung innerhalb eines Runs (siehe Tab.3, S.45).

Kontrast	Schätzung	T-Ratio	p-Wert
run1 vs run2	0.996	4.601	0.0004
run1 wdh.	4.333	4.765	0.0004
run2 wdh.	0.615	1.981	0.0615

Tabelle 3: Effekte Tabelle (Puls); definierte Kontraste des signifikanten Effekts *Zeit*, wdh. = Wiederholung, Anpassung des p -Wertes nach Bonferroni-Holm

Der post-hoc Test zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen dem 1. und dem 2. Run ($t(20) = 4.601, p = 0.0004$). Im 1. Run liegen die Pulswerte gemittelt 0.996 bpm höher als im 2. Run. Betrachtet man detaillierter die Wiederholungen der Aufgaben innerhalb eines Runs, so zeigen sich in der ersten Wiederholung der Aufgaben höhere Pulswerte als in der zweiten Wiederholung. Innerhalb des 1. Runs liegt dieser Unterschied bei 4.333 bpm ($t(20) = 4.765, p = 0.0004$). Im 2. Run beträgt er nur noch 0.615 bpm ($t(20) = 1.981, p = 0.0615$). Eine Übersicht über die Mittelwerte der Pulsdaten im zeitlichen Verlauf sehen sie in der folgenden Tabelle:

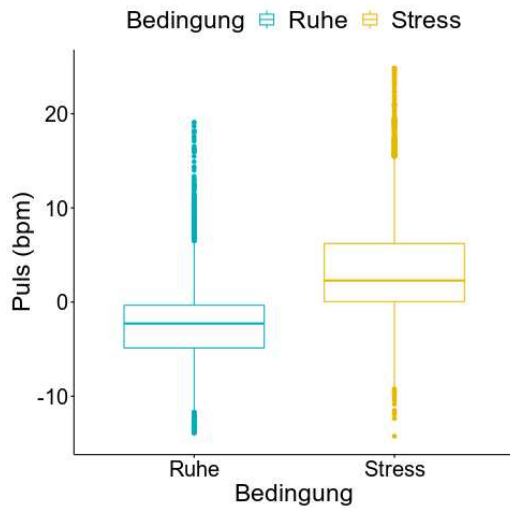
Zeit	M	SE	unteres.KN	oberes.KN
1_1	81.2	2.88	75.2	87.2
1_2	76.9	2.71	71.2	82.5
2_1	76.9	2.95	70.8	83.1
2_2	76.3	2.92	70.2	82.4

Tabelle 4: Deskriptive Statistik (Puls); abgebildet sind Mittelwert (M), Standardfehler (SE), Konfidenzniveau (KN): 0.95 für den Faktor *Zeit*: Run_Wiederholung

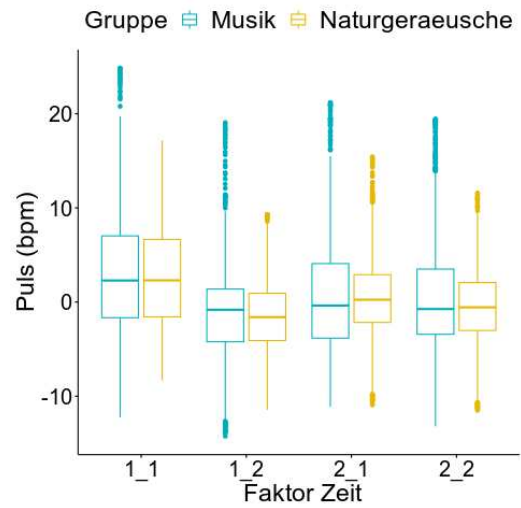
Bezugnehmend auf die Hypothese 1. wird der signifikante Effekt der Stress- und Ruhebedingung des Experiments (Faktor: *Bedingung*) näher betrachtet. Im Vergleich zur Stressbedingung sinkt der Puls bei Ruhebedingungen um

5.53 bpm ($t(20) = -6.144, p < 0.0001$) (siehe Abb.12a, S.47). Bei der Bearbeitung der Mathematikaufgaben zeigen sich signifikant höhere Pulswerte, als dies bei den Rotationsaufgaben der Fall ist ($t(20) = 2.316, p.value = 0.0313$)(siehe Abb.12c, S.47). Dies ist sowohl unter Ruhebedingungen ($t(20) = -0.153, p = 0.0001$) als auch unter Stressbedingungen der Fall ($t(29) = 3.382, p = 0.003$) (siehe Abb.12d, S.47). Ein signifikanter Unterschied zwischen den Untersuchungsgruppen Musik/Naturgeräusche konnte nicht festgestellt werden (siehe 12b, S.47). Das $\alpha - Niveau$ wurde nach Bonferroni-Holm für multiples Testen korrigiert.

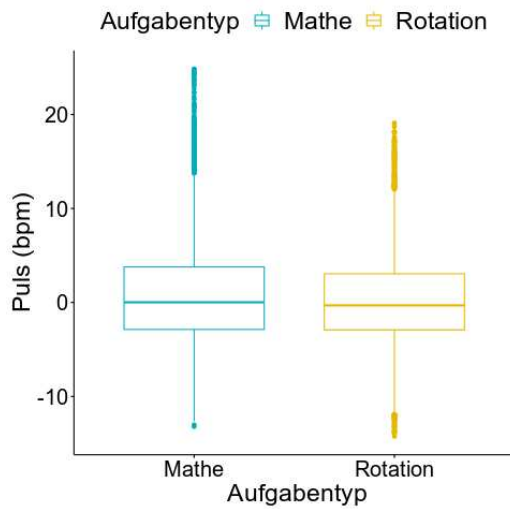
Zusammenfassend zeigt die Auswertung, dass der Puls unter Stress signifikant ansteigt und dieser Effekt besonders ausgeprägt in der 1. Wiederholung der Aufgaben zu beobachten ist.



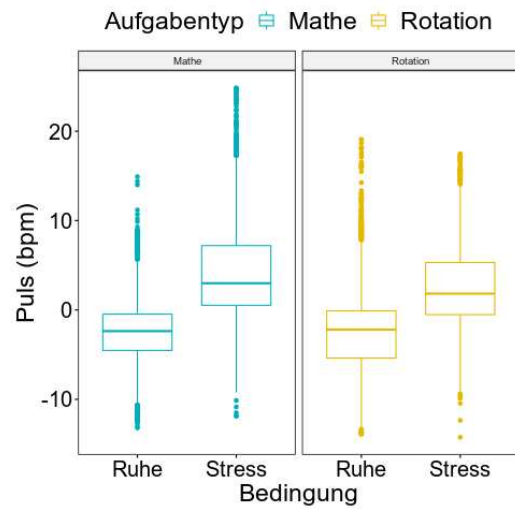
(a) *Bedingung*



(b) *Gruppe:Zeit*



(c) *Aufgabentyp*



(d) *Aufgabentyp:Bedingung*

Abbildung 12: Effekte plot (Puls); signifikante Effekte der baseline korrigierten Pulsdaten, (a) zeigt den Unterschied zwischen den Ruhe- und Stressbedingungen, (b) betrachtet den Unterschied zwischen den Untersuchungsgruppen (Musik/Naturgeräusche) über den Faktor Zeit (Run_Wiederholung der Aufgaben innerhalb der Runs), (c) zeigt den Unterschied zwischen Mathe- und Rotationsaufgaben, (d) zeigt die Veränderung der Pulsfrequenz in Bezug auf den Aufgabentyp in Ruhe- oder Stressbedingungen.

4.2 Atmung

Bei der visuellen Betrachtung der Atmungsdaten zeigen sich Parallelen zu den Pulsdaten. Es ist ebenfalls ein Anstieg der Atemfrequenz unter Stressbedingungen und ein Abfallen der Atemfrequenz in den Ruhebedingungen zu beobachten (siehe Abb. 13, S.48). Der maximale Anstieg der Atemfrequenz beträgt $14.05 \text{ AZ}/\text{min}$ (absolut: $36.88 \text{ AZ}/\text{min}$). Im Median beträgt die Atemfrequenz über das gesamte Experiment gemittelt $19.18 \text{ AZ}/\text{min}$ (1st Qu.: $15.62 \text{ AZ}/\text{min}$, 3rd Qu.: $23.14 \text{ AZ}/\text{min}$). Zum Ende jeden Runs ist ein artifizierlicher Anstieg der Atemfrequenz zu beobachten, welcher durch eine vermehrte Bewegung des Oberkörpers erklärt werden kann. In der folgenden Abbildung sind die Atmungsdaten im zeitlichen Verlauf der beiden Runs dargestellt:

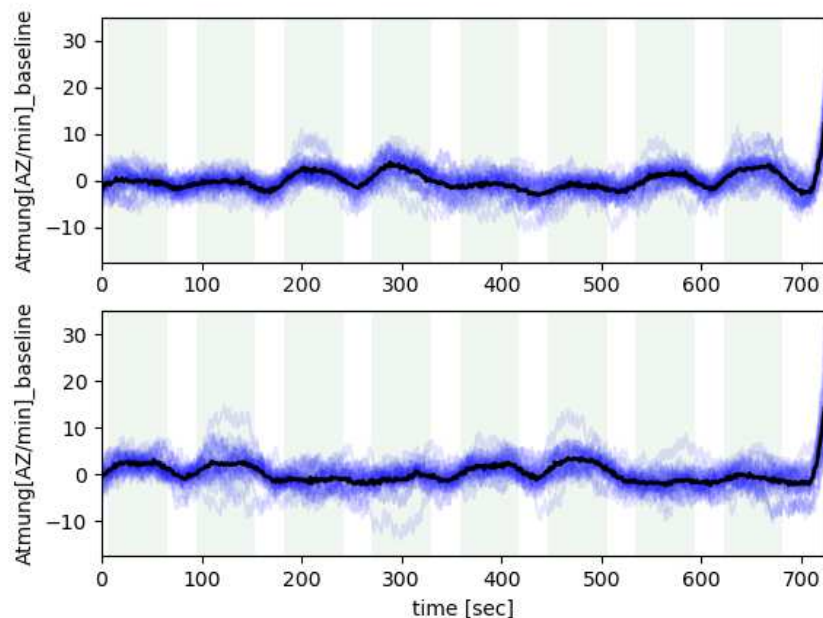


Abbildung 13: Atmungsdaten; die Daten wurden baseline korrigiert, oben: 1. Run, unten: 2. Run. Die Blöcke des Experiments sind im Hintergrund farblich hinterlegt.

Die statistische Auswertung bedient sich der Analyse mittels mehrfaktorieller ANOVA (siehe Anhang .2, S.103, Tab.23). Es zeigen sich signifikante Interaktionen für die Effekte *Bedingung* ($p < 0.0001$), *Gruppe:Bedingung* ($p < 0.05$), *Zeit:Bedingung* ($p < 0.05$), *Gruppe:Zeit:Bedingung* ($p < 0.05$) und *Zeit:Aufgabentyp:Bedingung* ($p < 0.05$). Zur weiteren Testung der Gruppenmittelwerte wurden der post-hoc-Test nach Tukey angewandt. Anhand der Statistik ist zu erkennen, dass es in Ruhebedingungen verglichen zu Stressbedingungen zu einem signifikanten Abfall der Atemfrequenz um $2.66 \text{ AZ}/\text{min}$

kommt ($t(20) = -6.805, p < 0.0001$) (siehe Tab.5, S.49). Die paarweisen Vergleiche der Wiederholungen unter Stress zeigen keine signifikanten Ergebnisse ($p > 0.05$). Ausschließlich in den Blöcken unter Ruhebedingungen des 1. Runs reduziert sich die Atemfrequenz in der 2. Wiederholung im Vergleich zur 1. Wiederholung ($t(20) = 2.875, p < 0.05$).

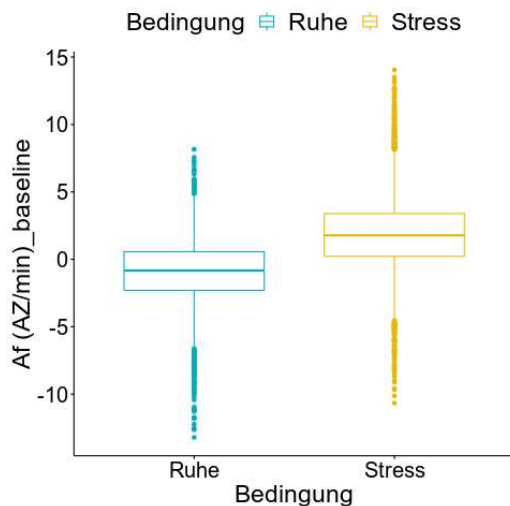
Aus diesen Ergebnissen lässt sich schließen, dass die Atemfrequenz im Experiment unter Stressbedingungen signifikant ansteigt (siehe Abb.14a, S.50). Die Blöcke unter Stressbedingungen innerhalb eines Runs zeigen ähnliche Effekte und unterscheiden sich nicht signifikant voneinander (siehe Abb.14b, S.50). Eine Übersicht über die Änderung der Atemfrequenz unter Stress- und Ruhebedingungen ist in der folgenden Tabelle dargestellt:

<i>Bedingung</i>	geschätzte Randmittel	SE	df	unteres-KN	oberes-KN
1. Run, 1. Wiederholung					
Ruhe	-0.222	0.227	20	-0.696	0.252
Stress	1.904	0.256	20	1.379	2.439
1. Run, 2. Wiederholung					
Ruhe	-1.009	0.186	20	-1.396	-0.622
Stress	1.500	0.306	20	0.863	2.138
2. Run, 1. Wiederholung					
Ruhe	-1.029	0.177	20	-1.398	-0.660
Stress	1.832	0.365	20	1.070	2.594
2. Run, 2. Wiederholung					
Ruhe	-1.252	0.232	20	-1.737	-0.767
Stress	1.896	0.264	20	1.346	2.447

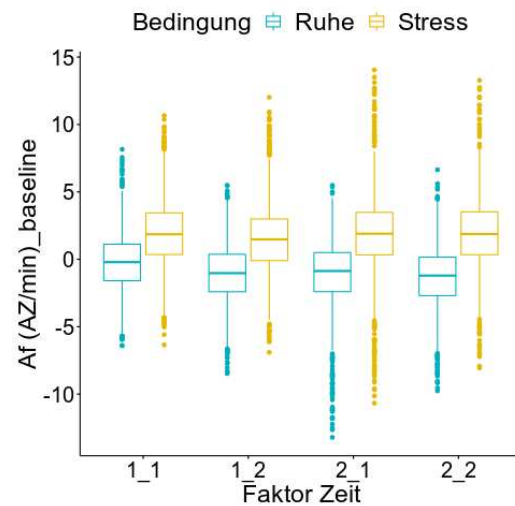
Tabelle 5: Vergleiche Stress/Ruhe (Atmung), Konfidenzniveau (KN): 0.95, dargestellt ist die Veränderungen der Atemfrequenz im Verhältnis zur Grundfrequenz.

Ein Ziel der Studie ist es, die Stressantwort zwischen den Untersuchungsgruppen (Musik/Naturgeräusche) zu vergleichen. Ein signifikanter Unterschied der Gruppenmittelwerte konnte in den Atmungsdaten nicht beobachtet werden ($p > 0.05$). In beiden Gruppen zeigt sich jedoch eine Reaktion auf die Stress- oder Ruhebedingungen des Experiments. Kennzeichnend dafür ist ein Anstieg der Atemfrequenz unter Stress und ein Abfall der Atemfrequenz bei Ruhe (siehe Abb.14d, S.50). Innerhalb der Musikgruppe liegt die mittlere Atemfrequenz unter Ruhebedingungen -1.232 *AZ/min* unter dem Basiswert (95%KI[-1.65, -0.815]), unter Stress 2.394 *AZ/min* über dem Basiswert (95%KI[1.657, 3.1303]). In der Naturgeräuschegruppe liegt die mittlere Atem-

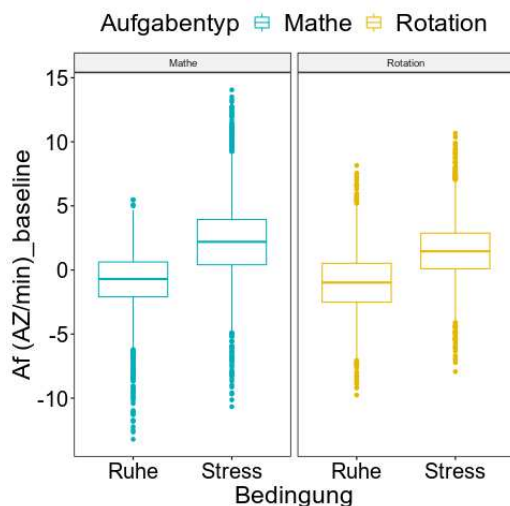
frequenz in den Blöcken unter Ruhebedingungen ebenso -0.524 AZ/min unter dem Basiswert ($KI[-0.967, -0.0805]$), unter Stress 1.173 AZ/min ($95\%KI[0.390, 1.9548]$) über dem Basiswert. In dem Vergleich von Ruhe- zu Stressbedingungen kommt es in der Musikgruppe zu einem signifikanten Abfall der Atemfrequenz um 3.63 AZ/min ($t(20) = -6.763, p < 0.0001$). In der Naturgeräuschegruppe fällt die Atemfrequenz um 1.7 AZ/min ($t(20) = -2.979, p = 0.0074$).



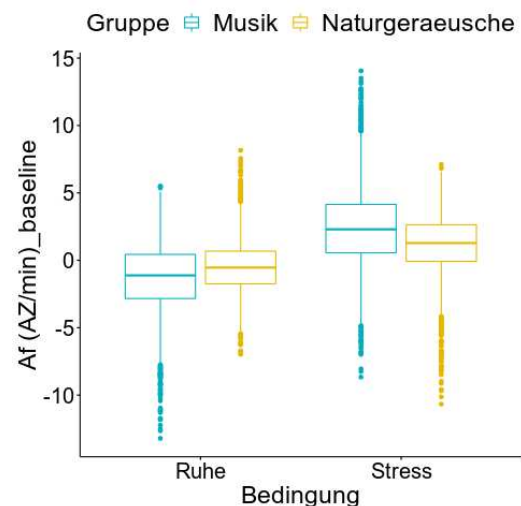
(a) *Bedingung*



(b) *Zeit:Bedingung*



(c) *Aufgabentyp:Bedingung*



(d) *Gruppe:Bedingung*

Abbildung 14: Interaktionen (Atmung); signifikante Effekte der baseline korrigierten Atmungsdaten

Die dargestellten Ergebnisse der Atmungsdaten zeigen analog zu den Pulsdaten einen Anstieg der Atemfrequenz unter Stress- im Vergleich zu den Ruhebedingungen des Experimentes. Dieser Anstieg ist in beiden Gruppen (Musik/Naturgeräusche) und sowohl bei den Mathematik-, als auch bei den Rotationsaufgaben zu beobachten. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen Musik und Naturgeräusche konnte nicht gezeigt werden.

4.3 Elektrodermale Aktivität (EDA)- Hautleitfähigkeit

Die Hautleitfähigkeitsdaten wurden ebenfalls über die Dauer des gesamten Experimentes gemessen. Es fällt ein ähnliches Muster wie bei den Atmungs- und Pulsdaten auf. Dies umfasst einen Anstieg der Hautleitfähigkeit unter Stress. Im Kontrast zu den Atmungs- und Pulsdaten erfolgt dieser Anstieg schneller (siehe Abb.15, S.51). Die Zeit zwischen Stimulus Präsentation und Amplitudenpeak beträgt ca. 3 Sekunden. Die maximale Amplitude eines Peaks beträgt über alle Probanden gemittelt $2.13 \mu S$. Der Anstieg der Hautleitfähigkeit kann deswegen als direkte Reaktion auf die Aufgabenpräsentation interpretiert werden.

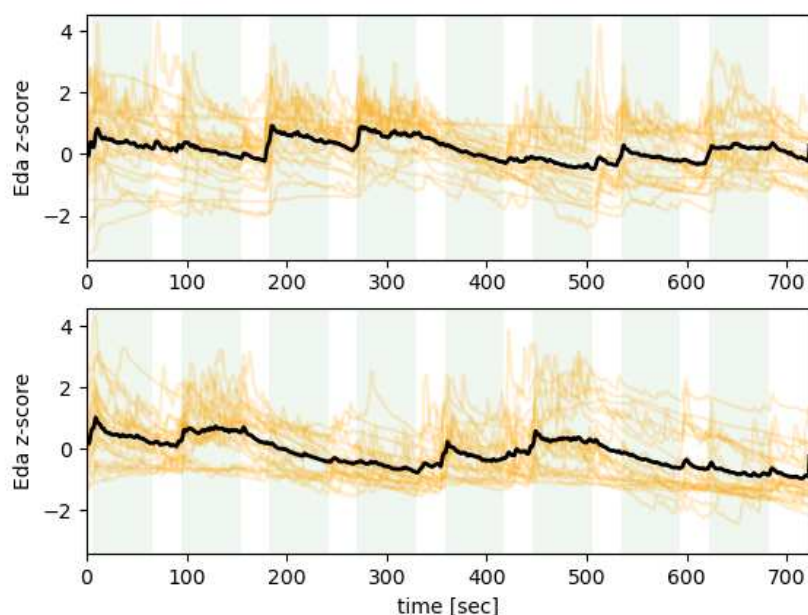


Abbildung 15: Daten (EDA), z-score normalisiert, oben: 1. Run, unten: 2. Run. Die Blöcke des Experimentes sind im Hintergrund farblich hinterlegt.

In einer mehrfaktoriellen ANOVA-Analyse mit Messwiederholung (siehe Anhang .3, S.107, Tab.29) zeigten sich mehrere signifikante Interaktionen für die Effekte *Bedingung* ($p < 0.0001$), *Zeit* ($p < 0.001$) und die Interaktion *Aufgabentyp:Bedingung* ($p < 0.001$). Bei dem Effekt *Zeit* soll die Frage geklärt werden, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Runs bzw. zwischen den Wiederholungen innerhalb eines Runs gibt. Hierzu wurden weitere Kontraste definiert. Ein nach Bonferroni-Holm korrigierter post-hoc-Test zeigt eine um $0.0272 \mu S$ höhere Hautleitfähigkeit im 1. Run als im 2. Run ($t(18) = 0.718, p = 0.4818$). Es lassen sich weiterhin paarweise Vergleiche berechnen, mit deren Hilfe die Wiederholungen der Aufgaben verglichen werden können (siehe Tab.30, S.108). Über beide Runs zeigt sich eine höhere Hautleitfähigkeit ($+1.4481 \mu S$) in der 1. im Vergleich zur 2. Wiederholung der Aufgaben innerhalb eines Runs ($t(20) = 2.4, p = 0.549$)(siehe Abb.16b, S.53).

paarweise Vergleiche (<i>Zeit</i>)					
Kontrast	Schätzung	SE	df	t-Ratio	p-Wert
1_1 - 1_2	0.752	0.391	18	1.92	0.2547
1_1 - 2_1	1.145	0.66	18	1.734	0.3358
1_1 - 2_2	1.841	0.742	18	2.542	0.0867
1_2 - 2_1	0.393	0.576	18	0.683	0.9023
1_2 - 2_2	1.09	0.558	18	1.952	0.2424
2_1 - 2_2	0.696	0.32	18	2.179	0.167

Tabelle 6: paarweise Vergleiche für *Zeit* (Run_Wiederholung), p-value korrigiert: Tukey Methode für Mehrfachvergleiche

Der Effekt *Bedingung* legt den Fokus auf die Stress- und Ruhebedingungen des Experiments. In Ruhe sinkt die Hautleitfähigkeit um $-1.05 \mu S$ ($t(18) = -5.173, p < 0.0001$)(siehe Tab.7, S.52 & Abb.16a, S.53).

<i>Bedingung</i>	geschätzte Randmittel	SE	df	unteres-KN	oberes-KN
Ruhe	-0.417	0.0844	18	-0.595	-0.240
Stress	0.634	0.1214	18	0.379	0.889

Tabelle 7: Vergleich, Stress/Ruhe (EDA), Konfidenzniveau (KN): 0.95

Die Interaktion *Aufgabentyp:Bedingung* zeigte ebenfalls einen signifikanten Effekt. Mathematikaufgaben führen unter Stress zu einem ausgeprägteren Anstieg ($+0.535 \mu\text{S}$) der Hautleitfähigkeit als dies bei den Rotationsaufgaben der Fall ist ($t(20) = 2.452, p < 0.05$). In Ruhe fällt die Hautleitfähigkeit bei den Mathematikaufgaben stärker ab als bei den Rotationsaufgaben ($t(18) = -3.708, p < 0.005$)(siehe Abb.16d, S.53). Alle signifikanten Interaktionen sind in der folgenden Abbildung grafisch dargestellt:

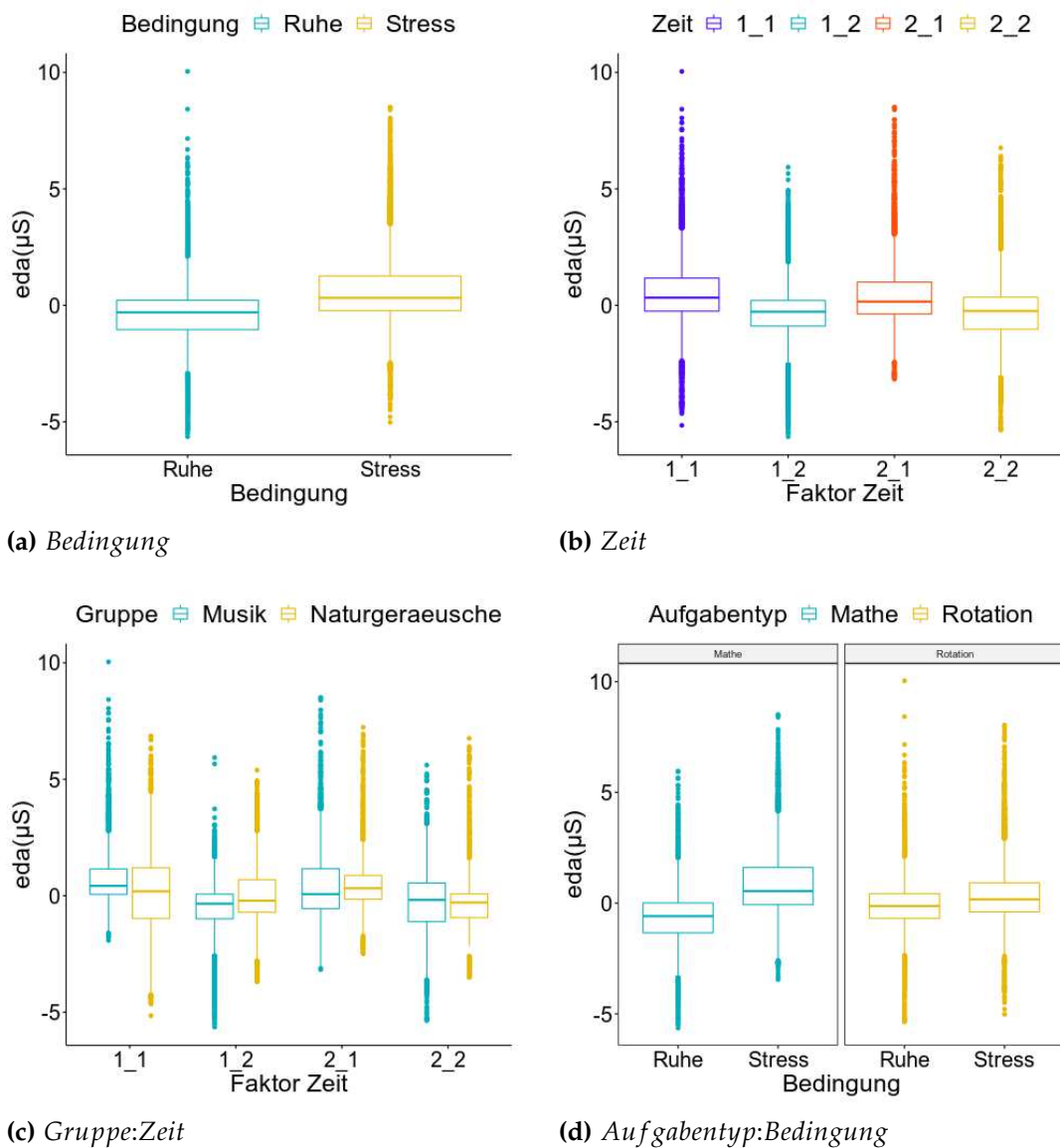


Abbildung 16: Effekte (EDA), abgebildet sind die signifikanten Interaktionen der EDA-Daten

Zusammenfassend kommt es unter Stress zu einem signifikanten Anstieg der Hautleitfähigkeit. Dieser Anstieg fällt bei den Mathematikaufgaben stärker aus, als dies bei den Rotationsaufgaben der Fall ist. Außerdem fällt in der zweiten Wiederholung der Aufgaben die Hautleitfähigkeit im Vergleich zur ersten Wiederholung ab. Ein Unterschied zwischen den Untersuchungsgruppen Musik/Naturgeräusche konnte nicht festgestellt werden (siehe Abb.16c, S.53).

Im Vergleich der erhobenen physiologischen Daten untereinander fallen viele Gemeinsamkeiten auf. Besonders hervorzuheben ist der Anstieg des jeweiligen Datentyps unter Stressbedingungen des Experiments.

4.4 Cortisol

Zur Untersuchung der hormonellen Antwort auf den durchgeführten Stress-Test werden die Hormone Cortisol, als Indikator für die Aktivierung der HPA-Achse, und Alpha-Amylase, als Indikator für die Aktivität des autonomen Nervensystems, näher betrachtet. Als Cortisol-Responder werden Personen verstanden, welche auf Stress mit einem Anstieg des Cortisolspiegels reagieren. Diese Reaktion zeigt sich nicht bei allen Menschen (Non-Responder). Proband*innen, die im Verhältnis zur Prä-Stress-Messung in einer der drei folgenden Cortisol-Messungen einen absoluten Anstieg des Cortisolspiegels zeigten, wurden als Responder kategorisiert. 81% der Proband*innen fielen in die Gruppe der Responder, 19% der Proband*innen in die der Non-Responder. In der Responder-Gruppe ergab sich ein Verhältnis von 59% Männer und 41% Frauen, in der Non-Responder-Gruppe waren es 60% Frauen und 40% Männer. Nach der ersten Stressinduktion ergaben sich signifikant höhere Cortisolspiegel als vor Stressinduktion ($p = 0.022$). Der Cortisolspiegel stieg in beiden Untersuchungsgruppen (Musik/Naturgeräusche) an und erreichte sein Maximum nach der akustischen Entspannungsphase. Der Abfall der Cortisolkonzentration setzte sich auch während des zweiten Runs fort ($p = 0.231$) (siehe Abb.17, S.55). Um zu überprüfen, ob sich die Mittelwerte der beiden Untersuchungsgruppen Musik/Naturgeräusche signifikant voneinander unterscheiden, wurde eine mixed ANOVA mit Messwiederholung gerechnet. Es konnte keine statistisch signifikante Interaktion zwischen der Gruppenzugehörigkeit und der Cortisolkonzentration festgestellt werden ($F(1.846, 46.139) = 0.85, p = 0.425, \text{partielles } \eta = 0.033$).

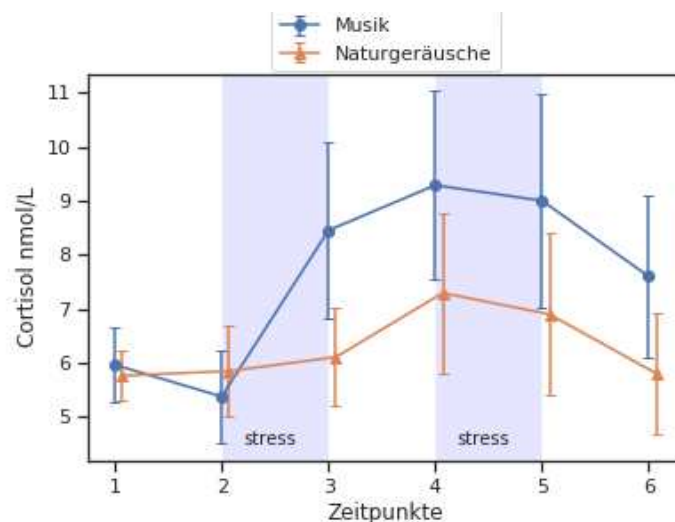


Abbildung 17: Profil (Cortisol); dargestellt ist der Mittelwert der Cortisol-Konzentration im Speichel über die sechs Messzeitpunkte des Experiments hinweg, Streuung: SEM

4.5 Alpha-Amylase

Die Enzymkonzentration der Alpha-Amylase im Speichel zeigt ebenfalls eine Reaktion auf den durchgeführten Stresstest. Vergleicht man in beiden Gruppen die Messung vor und nach Stressinduktion, so kann ein Anstieg der Alpha-Amylase-Konzentration festgestellt werden (siehe Abb. 18, S.56). Dieser Anstieg ist besonders stark ausgeprägt im 1. Run der Naturgeräuschegruppe und zeigt hier ein signifikantes Ergebnis ($p < 0.05$). Im Kontrast hierzu führt die akustische Entspannungsphase in beiden Gruppen zu einem signifikanten Abfall der Alpha-Amylase-Konzentration ($p < 0,05$). Nach der akustischen Entspannungsphase schließt sich ein Anstieg der Alpha-Amylase-Konzentration an, der den maximalen Wert in der letzten Messung aufweist. Der Anstieg nach Beendigung des 2. Runs ist hierbei signifikant ($p > 0.05$).

Um die Mittelwerte der beiden Untersuchungsgruppen zu vergleichen, wurde ebenfalls eine mixed ANOVA mit Messwiederholung gerechnet. Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Konzentration von Alpha-Amylase und der Gruppenzugehörigkeit (Musik/Naturgeräusche) festgestellt werden ($F(3.456, 72.575) = 1.023, p = 0.395, \text{partielles } \eta = 0.046$).

Die Alpha-Amylase-Konzentration zeigt einen schwankenden Verlauf, der gekennzeichnet ist durch einen Konzentrationsanstieg in den beiden Runs und einem Abfall der Konzentration während der akustischen Entspannungsphase. Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Untersuchungsgruppen konnte bei beiden Hormonmessungen nicht festgestellt werden.

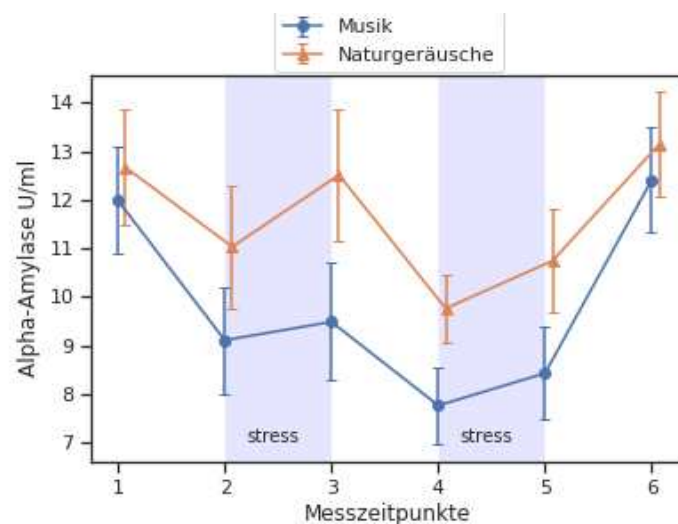


Abbildung 18: Profil (Alpha-Amylase); Transformation mittels Quadratwurzel, Streuung: SEM

4.6 Funktionelle Magnetresonanztomografie (fMRT)

Bei der MRT-Datenanalyse wurden die Proband*innen 1,2,4,8,10,18 und 24 aufgrund fehlerhafter oder unvollständiger Datenakquirierung von der weiteren Analyse ausgeschlossen. Dadurch ergab sich in der Musikgruppe eine Gruppengröße von $n = 12$, in der Naturgeräuschegruppe von $n = 10$ Teilnehmer*innen. Die Analyse wurde in der zuvor definierten *wholebrain* Maske durchgeführt. Diese bildet sich aus den *a priori* definierten subkortikalen ROI's (Thalamus, Ncl. accumbens, Hippocampus, Amygdala) und den kortikalen Strukturen. In einem one-sample t-Test auf second-level Ebene konnten verschiedene Aktivierungscluster gefunden werden (siehe Tab.8, S.58). Im Stress>Ruhe Kontrast zeigten sich signifikante Aktivierungsmuster im Thalamus, der Lingula (LING), dem Gyrus cinguli (ACIN), dem Gyrus temporalis inferior und medialis (T2 & T3) und dem Gyrus frontalis inferior (F3T). Die whole-brain Analyse des zweiten Hauptkontrastes Ruhe>Stress zeigt signifikante Cluster im Gyrus temporalis inferior, Gyrus angularis (AG), Rolandic operculum (RO), Lobulus paracentralis (PCL), Gyrus cinguli (mid Part: MCIN) und dem Gyrus rectus (initialer Clusterthreshold $p < .001$, whole-brain FDR-korrigiert $p < .05$) (siehe Tab.8, S.58). Die Bewertung durch das Gremium wurde separat als Regressor im GLM moduliert. Hier zeigen sich in der wholebrain Analyse Aktivierungen im Gyrus temporalis inferior (T1), Gyrus frontalis inferior (F30) und dem mittleren Okzipitallappen (O2).

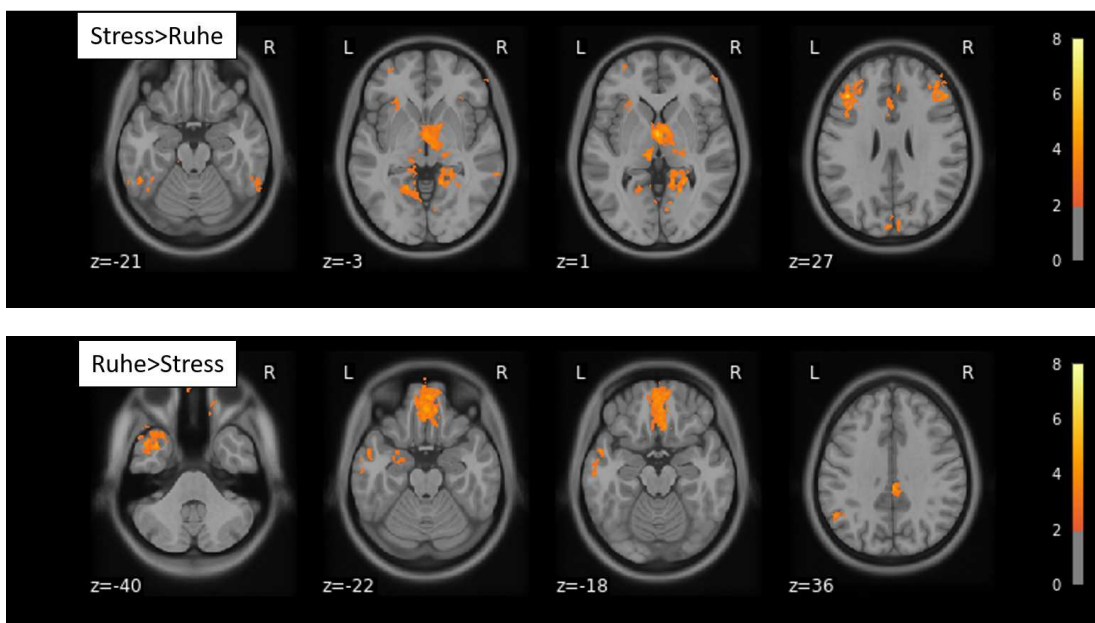


Abbildung 19: Cluster plot (fMRT); FDR korrigiert, p-Threshold für FDR korrigierte Cluster: 0.05, initialer Threshold für definierte Cluster: 0.005

Gehirnregionen mit MNI Koordinaten								
Kontrast	Cluster	Gehirnregion	MNI			Statistik		
			X	Y	Z	k	p-Wert	Z-Wert
Ruhe	Cluster 1	Cerebellum 8	-19	-57	-50	132	<0.001	3.87
Ruhe	Cluster 2	Precentral gyrus (PRE)	-30	-12	56	921	<0.001	3.92
Ruhe	Cluster 3	Middle occipital lobe (O2)	36	-81	13	565	<0.001	4.36
Ruhe	Cluster 4	Inferior parietal gyrus (P2)	39	-53	49	490	<0.001	4.46
Stress	Cluster 5	Middle frontal gyrus (F2)	40	43	21	510	<0.001	4.13
Stress	Cluster 6	Thalamus	-1	-5	2	4323	<0.001	5.03
Stress	Cluster 7	Middle occipital lobe (O2)	-29	-89	17	175	<0.001	4.44
Stress	Cluster 8	Inferior frontal gyrus, opercular (F3OP)	-47	15	24	153	<0.001	4.42
Stress	Cluster 9	Middle occipital lobe (O2)	44	-77	16	1018	<0.001	4.97
Stress>Ruhe	Cluster 10	Lingual gyrus (LING)	-18	-54	-3	2373	<0.001	3.82
Stress>Ruhe	Cluster 11	Thalamus	-1	-4	1	5660	<0.001	4.66
Stress>Ruhe	Cluster 12	Cingulate gyrus, anterior part (ACIN)	-3	22	20	2393	<0.001	3.68
Stress>Ruhe	Cluster 13	Inferior frontal gyrus, triangular (F3T)	-42	31	27	4500	<0.001	4.78
Stress>Ruhe	Cluster 14	Inferior temporal gyrus (T3)	-50	-47	-21	186	<0.001	3.46
Stress>Ruhe	Cluster 15	Lingual gyrus (LING)	14	-48	-2	2941	<0.001	3.82
Stress>Ruhe	Cluster 16	Inferior frontal gyrus, triangular (F3T)	49	38	13	5959	<0.001	5.66
Stress>Ruhe	Cluster 17	Middle temporal gyrus (T2)	65	-40	-13	1618	<0.005	3.8
Ruhe>Stress	Cluster 18	Inferior temporal gyrus (T3)	-35	8	-40	3464	<0.005	4.91
Ruhe>Stress	Cluster 19	Angular gyrus (AG)	-45	-59	42	758	<0.005	4.2
Ruhe>Stress	Cluster 20	Rolandic operculum (RO)	-49	-3	9	3769	<0.001	3.86
Ruhe>Stress	Cluster 21	Paracentral lobe (PCL)	-5	-15	67	337	<0.005	3.31
Ruhe>Stress	Cluster 22	Cingulate gyrus, mid part (MCIN)	1	-31	36	910	<0.005	4.55
Ruhe>Stress	Cluster 23	Gyrus rectus (GR)	4	52	-22	10877	<0.001	4.12
Stress_Gremium	Cluster 24	Superior temporal gyrus (T1)	-56	-40	14	671	<0.001	4.23
Stress_Gremium	Cluster 25	Inferior frontal gyrus links, orbital (F3O)	-38	24	-14	1131	<0.001	4.41
Stress_Gremium	Cluster 26	Middle occipital lobe (O2)	43	-70	7	993	<0.001	3.84
Stress_Gremium	Cluster 27	inferior frontal gyrus, orbital (F3O)	49	38	-14	2057	<0.001	4.16
Stress_Gremium	Cluster 28	Superior temporal gyrus (T1)	62	-37	22	1549	<0.001	4.11

Tabelle 8: Cluster Tabelle fMRT; zu sehen sind die clusterabhängigen Gehirnregionen und deren MNI-Koordinaten

Unter Einbeziehung der Atmungs- und Pulsdaten als Regressoren im GLM zeigt sich im Stress>Ruhe Kontrast lediglich eine Aktivierung im mittleren und inferioren Frontalgyrus. Im Ruhe>Stress Kontrast kommt es zu einer Aktivierung im Gyrus rectus, Gyrus cinguli, Gyrus temoralis superior und der Insula (siehe Anhang .6, S.57, Abb.19 & Tab.53).

Zur Überprüfung, ob es stressabhängige Aktivierungsunterschiede zwischen der Musik und Naturgeräuschegruppe gibt (*Gruppe * task(stress)* Interaktion), wurde ein two-sample unpaired t-Test berechnet. Über das gesamte Experiment hinweg konnten keine signifikanten Cluster gefunden werden. Dieses Ergebnis bestätigte sich auch in der Run-spezifischen Untersuchung, bei der ebenfalls keine signifikanten Cluster gefunden werden konnten (whole-brain FDR-korrigiert $p < .05$).

Um die Voxelaktivität der signifikanten Cluster im zeitlichen Verlauf über beide Runs darzustellen, wurden die β -values für jeden Run separat extrahiert und miteinander verglichen. Die Aktivierungsmuster zeigen im Stress>Ruhe Kontrast des 2. Runs höhere β -values als im 1. Run. Im rechten mittleren Temporallappen (T2) zeigt sich ein gegenteiliger Effekt. Im Ruhe>Stress Kontrast zeigen sich in den signifikanten Clustern im ersten Run höhere β -values als im 2. Run. Eine Ausnahme bildet hier der Gyrus rectus. Die Aktivierungsänderung über die Zeit ist in Abbildung 20 grafisch dargestellt:

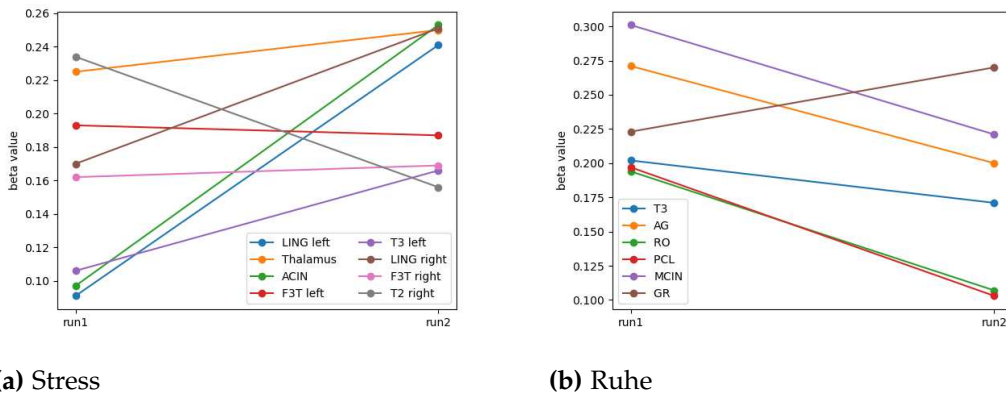


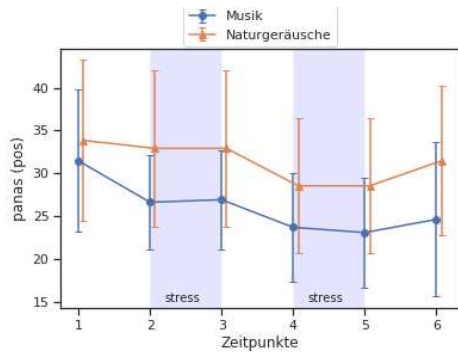
Abbildung 20: Vergleich der beiden Runs, dargestellt sind β -values in signifikanten Clustern, LING: Gyrus lingualis, ACIN: Gyrus cinguli anterior, F3T: Gyrus frontalis inferior, T3: Gyrus temporalis inferior, T2: Gyrus temporalis medius, AG: Gyrus angularis, RO: Rolandic Operculum, PCL: Lobulus paracentralis, MCIN: Gyrus cinguli mid part, GR: Gyrus rectus

4.7 Fragebögen

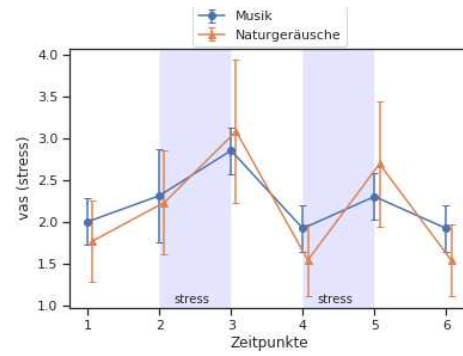
Es werden nun die Ergebnisse der vor und während des Experimentes erhobenen Fragebögen vorgestellt. Zuerst werden der TICS-SSCS, BDI-2 und STAI Fragebogen abgehandelt, bevor zum Schluss auf den PANAS und VAS Score eingegangen wird.

In der Screening-Scala (SSCS) des Trierer Inventars zu chronischem Stresserleben (TICS) ergab sich ein mittlerer Punktwert von 14.54 (Range: 0-48 Punkte). Zur bessere Vergleichbarkeit wurde der Score mithilfe altersspezifischer Normtabellen in T-Werte umgerechnet. Dieser T-Wert liegt im Mittel bei 31.48 (Range: 20-80). Es kann damit ein leichtes chronisches Stresserleben bei den Proband*innen quantifiziert werden. Daher musste keine*r der Proband*innen von der Auswertung ausgeschlossen werden. Die Auswertung des BDI-2 ergab bei den Proband*innen im Mittel einen Score-Wert von 4.08 Punkten (Range: 0 - 13, Scala: 0-63 Punkte). Ein Einfluss von depressiven Symptomen auf den Versuchsablauf kann daher ausgeschlossen werden. Im State-Trait-Angst-Inventar (STAI) ergab sich im Mittel ein Punktwert von 35.12 (Scale: 20-80 Punkte, Min: 23, Max: 56). Ein relevanter Angstzustand lag bei den Proband*innen demnach nicht vor.

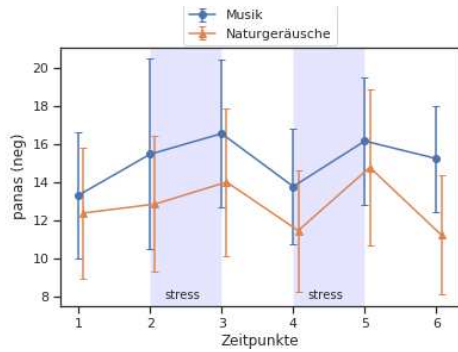
Die positiven Items des PANAS wurden in der Musikgruppe über alle sechs Messzeitpunkte im Mittel niedriger bewertet als in der Naturgeräuschgruppe. Bei den negativen Items des PANAS stellt sich dies konträr dar. Die gemittelten Score-Werte liegen hier in der Musikgruppe zu allen Messzeitpunkten über denen der Naturgeräuschgruppe. Der Score für die positiven PANAS Items fällt bis zum Ende des 2. Runs hin ab und steigt dann wieder leicht an. Der stärkste Abfall ist hierbei zwischen Messzeitpunkt 3 und 4 zu beobachten (3: vor, 4 nach akustischer Intervention). Bei den negativen Items ist besonders in der Messung nach den Runs (Messzeitpunkt 3 & 5) ein starker Anstieg des Punktwertes zu verzeichnen (siehe Abb.21c, S.61). Bei der Betrachtung der visuellen Analog-Skala zum subjektiv empfundenen Stresslevel fällt in beiden Untersuchungsgruppen ein zweigipfliger Kurvenverlauf auf. Die höchsten Scorewerte zeigen sich hier jeweils nach den beiden Runs. Die subjektiv empfundene Müdigkeit nimmt in der Musikgruppe mit Beginn des ersten Runs bis zum Ende des Experiments konstant zu. In der Naturgeräuschgruppe wird nach der akustischen Intervention der maximale Punktwert für empfundene Müdigkeit erreicht (siehe Abb.21d, S.61). Eine detaillierte statistische Auswertung des PANAS und VAS Fragebogens findet sich in der Dissertation von Rebekka Terhorst (Terhorst, 2021).



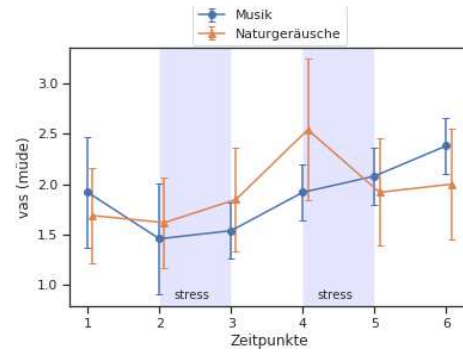
(a) panas (positiv)



(b) vas (stress)



(c) panas (negativ)



(d) vas (müde)

Abbildung 21: PANAS & VAS; dargestellt sind die Score Mittelwerte (PANAS & VAS) zu den 6 Messzeitpunkten, Streumaß=SEM

5 Diskussion

Im Rahmen dieser Doktorarbeit wird mithilfe psychologischer, bildgebender, hormoneller und physiologischer Diagnostik untersucht, inwieweit das Hören von Musik oder Naturgeräuschen eine Reduktion der Stressantwort beeinflusst.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass das Hören von Musik oder Naturgeräuschen gleichermaßen zu einem Erholungseffekt der Proband*innen und damit zu einer Reduktion der Stressantwort beitragen. Ein Unterschied zwischen diesen beiden akustischen Stimuli konnte nicht nachgewiesen werden. Die Erwartung, dass Musik zu einer stärkeren Stressreduktion führt als das Hören von Naturgeräuschen (Hypothese 5) bestätigt sich nicht.

Weiterhin legen die Daten dar, dass der MR-Stresstest eine Stressreaktion auf hormoneller, subjektiver, neuronaler und autonomer Ebene auslöst. Diese Reaktion wird unter anderem durch eine Aktivierung des autonomen Nervensystems und der HPA-Achse vermittelt. Sowohl für Musik als auch für Naturgeräusche konnte ein hemmender Einfluss auf diese, für die Regulation der körpereigenen Stressantwort wichtigen Systeme nachgewiesen werden.

5.1 Diskussion der Aktivierung des autonomen Nervensystems

Über alle Versuchsteilnehmer*innen zeigt sich in den Stressphasen ein Anstieg der Hautleitfähigkeit sowie der Herz- und Atemfrequenz. Dies bestätigt die in der Hypothese 1 aufgestellte Annahme, dass unter Stress ein Anstieg der Herzfrequenz, der Atemfrequenz und der Hautleitfähigkeit zu erwarten ist.

Der Anstieg ist über eine Sympathikusaktivierung im Sinne einer "fight or flight-Reaktion"(siehe Kapitel 2.1.2, S.4) erklärbar und unter Stressbedingungen zu beobachten (siehe Abb. 12, S.47 & Abb. 13, S.48). Ergebnisse von Studien, welche auf den TSST oder den ScanSTRESS zurückgreifen, konnten somit repliziert werden (Streit et al., 2014; Akdeniz et al., 2014; Thoma et al., 2013; Turpin & Grandfield, 2007). Es fällt auf, dass die maximale Atem- und Herzfrequenz erst nach ca. 20 Sekunden erreicht ist. Eine ausreichende Dauer der Stressinduktion sollte deswegen auch in zukünftigen Studiendesigns berücksichtigt werden, um den Anstieg der Atem- und Herzfrequenz adäquat abbilden zu können (Albert, Pruessner & Newhouse, 2015).

In Übereinstimmung mit den beschriebenen Ergebnissen zeigt auch die

Hautleitfähigkeit und die Konzentration von Alpha-Amylase im Speichel einen signifikanten Anstieg unter Stressbedingungen des Experiments. Dies wird in Zusammenhang mit einer stressinduzierten Erhöhung der Sympathikusaktivität interpretiert (siehe Kapitel 2.1.3, S.7 & Kapitel 2.2, S.8). Das EDA-Signal schwächt sich nach Stressinduktion ab (siehe Abb. 15, S.51). Dieses Phänomen kann Ausdruck eines Habituationseffekts (Bagshaw et al., 1965) bei der Wiederholung eines stressauslösenden Reizes sein (siehe Kapitel 2.2, S.8).

Zusammenfassend ist davon auszugehen, dass der MR-Stresstest zu einer Aktivierung des sympathischen Systems führt. Diese Erkenntnis bildet die Voraussetzung dafür, im Nachhinein den hemmenden Effekt von Musik bzw. Naturgeräuschen auf die Sympathikusaktivität nachweisen zu können (Thoma et al., 2013; Miluk-Kolasa et al., 1994; Arai et al., 2008).

5.2 Diskussion der Aktivierung der HPA-Achse

Neben dem autonomen Nervensystem spielt die HPA-Achse in der Stressregulation eine zentrale Rolle. Die Bestimmung der Hormonkonzentration von Cortisol im Speichel gibt Auskunft über die Aktivität der HPA-Achse.

In dieser Studie konnte bei 81 % der Proband*innen ein Anstieg des Cortisolspiegels als Reaktion auf den durchgeführten Stresstest gezeigt werden. Eine vergleichbare Effektstärke zeigt sich auch in einer Studie von Dahm et al. aus dem Jahre 2017, welche bei 69 % der Proband*innen einen Anstieg des Cortisolspiegels nach dem ScanSTRESS-Paradigma nachgewiesen hat (Dahm et al., 2017). Beschreibt man den Verlauf des Hormonprofils, so erkennt man einen starken Anstieg innerhalb des 1. Runs, welcher im 2. Run ausbleibt (siehe Abb. 17, S.55). Kirschbaum et al. beschreiben den Peak der Cortisolkonzentration nach Stressinduktion durch den TSST nach 20 Minuten. Das Ausgangsniveau der Cortisolkonzentration sei nach 90 Minuten wieder erreicht (Kirschbaum et al., 1993). Ein vergleichbarer Hormonverlauf nach Stressinduktion zeigt sich auch in dieser Studie sowie in anderen Studien, welche auf den ScanSTRESS zurückgreifen (Akdeniz et al., 2014; Henze, 2021).

Eine weitere Ursache für die Abnahme des Cortisolspiegels im zweiten Run könnte ein Habituationseffekt sein. Situative Faktoren wie Unsicherheit, Neuheit, und schlechte Kontrolle in Bezug auf die Untersuchungssituation können zu einer Aktivierung der HPA-Achse führen (Mason, 1971). Diese Faktoren sollten im Verlauf des Experiments abnehmen und könnten damit den Ausfall eines weiteren Anstiegs der Cortisolkonzentration im 2. Run erklären. Im Gegensatz dazu steigt der Alpha-Amylase-Spiegel auch im 2. Run

an (siehe Kapitel 2.1.3, S.7). Das sympathische System reagiert schneller als die HPA-Achse und bildet somit eher den Untersuchungsablauf ab (Rohleder & Nater, 2009). Außerdem werden auch im 2. Run zusätzliche Ressourcen benötigt, welche im Sinne einer "fight or flight-Reaktion" mobilisiert werden.

Angesichts dieser Ergebnisse liegt die Schlussfolgerung nahe, dass der MR-Stresstest neben einer Erhöhung der Sympathikusaktivität auch zu einer Aktivierung der HPA-Achse führt, welche sich an dem Anstieg des Cortisolspiegels abzeichnet (siehe Hypothese 2, S.19). Es sind somit die Voraussetzungen gegeben, um im Folgenden den Einfluss von Musik bzw. Naturgeräuschen auf die Stressreaktion näher zu beleuchten und die Ergebnisse einzuordnen.

5.2.1 Der Einfluss von Musik und Naturgeräuschen auf die Stressreaktion

Ein Ziel dieser Studie war es, den stressreduzierenden Effekt der akustischen Stimuli Musik und Naturgeräusche unter MRT-Bedingungen nachzuweisen. Dies kann durch den Vergleich zweier Stressruns (vor und nach der akustischen Stimulation) realisiert werden. Im Rahmen dieser Studie zeigt sich nach der akustischen Stimulation eine weniger stark ausgeprägte Stressreaktion als davor. Die Mittelwerte der Puls-, Alpha-Amylase- und Hautleitfähigkeitsdaten fallen; ein weiterer Anstieg der Cortisolkonzentration bleibt im 2. Run sogar komplett aus. Der VAS-Score belegt ein Absinken des subjektiv empfundenen Stresslevels, während der Scorewert zur Erfassung der Müdigkeit ansteigt. Im PANAS bestätigt sich dieser Trend durch ein Absinken der bezüglich des eigenen Gefühlszustandes negativ assoziierten Items. Diese Ergebnisse stimmen mit Forschungsarbeiten überein, welche den hemmenden Effekt der akustischen Stimuli auf die Sympathikusaktivität, die endokrine Antwort der HPA-Achse und das psychologische Stressempfinden herausstellen (Arai et al., 2008; Miluk-Kolasa et al., 1994; Thoma et al., 2013). Es lässt sich schlussfolgern, dass die akustische Stimulation zu einem Erholungseffekt mit einer anschließend schwächeren Stressreaktion der Versuchsteilnehmer*innen beigetragen hat (Bestätigung der Hypothese 4, S.19). Dass ein Habituationseffekt mitverantwortlich für die reduzierte Stressantwort ist, lässt sich nicht ausschließen (siehe Kapitel 6.2.2, S.71).

Zu Beginn der Arbeit wurde davon ausgegangen, dass das Hören von Musik eine stärkere Stressreduktion herbeiführt als das Hören von Naturgeräuschen (Hypothese 5). Diese Erwartung konnte jedoch nicht bestätigt werden. Es zeigte sich auf keiner Ebene ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Untersuchungsgruppen. Dies legen auch die Ergebnisse

der neuronalen Daten dar. Die Hypothese 6, nach der auf neuronaler Ebene ein stressabhängiger Aktivierungsunterschied zwischen den beiden Untersuchungsgruppen zu erwarten wäre, muss deswegen ebenfalls verworfen werden. Forschungsergebnisse von Schäfer et al. aus dem Jahre 2015, nach denen das Hören von Musik mit einem geringeren Stresslevel assoziiert ist als das Hören von Naturgeräuschen, können nicht repliziert werden (Schafer, Huron, Shanahan & Sedlmeier, 2015).

Gründe für mögliche Störfaktoren können sein, dass die Lautstärke der MRT-Untersuchung das Verständnis des Musikstücks und dessen Melodie- und Akkordführung maßgeblich beeinflusst hat. Linnemann et al. konnten zeigen, dass Musik vor allem dann einen besonders entspannenden Effekt entfaltet, wenn sie mit der Intention der Entspannung gehört wird (Linnemann, Ditzen, Strahler, Doerr & Nater, 2015). Die Versuchsteilnehmer*innen hatten jedoch weder Einfluss auf den Versuchsablauf noch auf die Auswahl des Musikstücks. Persönlich präferierte Musik, welche zu Entspannungszwecken gehört wird, könnte in zukünftigen Arbeiten zu einem ausgeprägteren Effekt führen.

In der Betrachtung der hormonellen Daten soll auf einige Besonderheiten eingegangen werden. Zunächst ist zu betonen, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Untersuchungsgruppen zu verzeichnen ist. Trotzdem lässt sich in der Musikgruppe eine höhere Cortisolausschüttung im Vergleich zur Naturgeräuschegruppe beschreiben (siehe Abb.17, S.55). Thoma et al. kommen in einer Studie zu dem Einflussvermögen von Musik auf die Stressantwort zu demselben Ergebnis (Thoma et al., 2013). Dies könnte darauf hindeuten, dass das Hören von Naturgeräuschen eine schwächere Aktivierung der HPA-Achse zur Folge hat. Es sind bei der Interpretation jedoch mögliche Störgrößen zu beachten.

Aufgrund der circadianen Rhythmik der Hormonausschüttung kann eine Hormonmessung zu unterschiedlichen Tageszeiten die Messergebnisse verfälschen (Krieger et al., 1971). Durch verschiedene Vorkehrungen wurde versucht, den Einfluss dieser Störgröße möglichst gering zu halten. Die Messung fand beispielsweise nur am Nachmittag statt und auf eine Messung am Sonntag wurde aufgrund des zu erwartenden Entspannungseffekts an diesem Wochentag verzichtet (Noack, Nolte, Nieratschker, Habel & Derntl, 2019). Es scheint deswegen unwahrscheinlich, dass die Tagesschwankungen einen großen Einfluss auf die Untersuchung hatten. Weiterhin weisen Männer gegenüber Frauen eine verstärkte Cortisolausschüttung auf (Uhart, Chong, Oswald, Lin & Wand, 2006). In der Zusammensetzung der Stichprobe wurde

deswegen auf eine ausgewogene Geschlechterverteilung geachtet.

In Zusammenschau der Ergebnisse komme ich zu dem Schluss, dass kein signifikanter Unterschied der akustischen Stimuli, Musik oder Naturgeräusche, auf die physiologische und psychologische Stressantwort besteht. Beide Stimuli haben gleichermaßen zu einer Reduktion der Stressantwort und einem Entspannungseffekt beigetragen. Dieses Ergebnis ist in weiteren Studien zu verifizieren. Außerdem sollten zukünftige Arbeiten die Bedingung "Stille" mit in das Untersuchungsdesign aufnehmen. Aufgrund der Lautstärke des MRT-Scanners konnte in diesem Experiment keine geräuschlose Untersuchungs-umgebung geschaffen werden. In der Arbeit von Thoma et al. zeigt sich für die Bedingung "Stille" kein stressreduzierender Effekt (Thoma et al., 2013). Stille eignet sich jedoch als Kontrollbedingung bei der Untersuchung akustischer Stimuli. Ansonsten konnte das Studiendesign von Thoma et al. jedoch gut in die MRT-Untersuchungs-umgebung übertragen werden. Eine Diskussion der neuronalen Daten ist deswegen im Folgenden möglich.

5.3 Einordnung und Diskussion der neuronalen Daten

5.3.1 Unter Stressbedingungen involvierte Gehirnstrukturen

Auf neuronaler Ebene konnte unter Stress eine Aktivierung in den Regionen Thalamus, Gyrus lingualis, Gyrus cinguli, dem inferioren frontal- und temporal-Gyrus und dem Gyrus temporalis medius festgestellt werden.

Sowohl eine durch Stress induzierte Aktivierung des Thalamus als auch eine Zunahme der Konnektivität zwischen Thalamus und parietalen bzw. temporalen Regionen sind aus der Literatur bekannt (Dedovic et al., 2014; Sinha, Lacadie, Todd Constable & Seo, 2016; Reinelt et al., 2019). Die Thalamusaktivierung wird im Rahmen einer Erhöhung der Aufmerksamkeit und der Funktion zur Reorientierung und Energiebereitstellung als Teil des Salience-Netzwerkes interpretiert (siehe Kapitel 2.3, S.9). Neben dem Thalamus ist auch der anteriore Teil des Gyrus cinguli und der Gyrus temporalis inferior als Teil des Salience-Netzwerkes in der Literatur beschrieben (Hermans et al., 2014). Bei Aufgaben, welche eine geteilte Aufmerksamkeit benötigen oder bei denen Fragen lange im Arbeitsgedächtnis gehalten werden müssen, wird vermehrt der anteriore cinguläre Kortex aktiviert (MacDonald, Cohen, Andrew Stenger & Carter, 2000). Der Gyrus temporalis inferior spielt eine wichtige Rolle bei der visuellen Wiedererkennung von Objekten und beim Treffen von Entscheidungen (Lin et al., 2020). Die in dieser Studie gefundenen Cluster im Thalamus, Gyrus cinguli und Gyrus temporalis inferior werden

deswegen als Teil einer Aktivierung des zentralen Nervensystems interpretiert, die es uns ermöglicht, uns unter stressigen Situationen neu zu orientieren und unsere Aufmerksamkeit zu erhöhen.

Beim Lösen der Rotationsaufgaben wird zusätzlich die Fähigkeit benötigt, Formen visuell wiederzuerkennen und aufgrund dessen eine Entscheidung zu fällen. Die Aktivierung des temporalen Kortex steht in enger Verbindung zu diesen Aufgabenfeldern. Der Gyrus frontalis inferior ist ebenfalls an der Lösung mentaler Rotationsaufgaben beteiligt (Hugdahl, Thomsen & Erslund, 2006).

In der Analyse konnte gezeigt werden, dass sich auch die Intensität der neuronalen Aktivierung über die Zeit verändert (siehe Abb. 20, S.59). Die signifikanten Cluster unter Stresseinfluss zeigen im Mittel eine Zunahme der Aktivierung über die Zeit. Dies kann Ausdruck einer vermehrten Sensibilisierung der Gehirnregionen bei repetitiver kumulativer Reizung durch einen Stressor sein.

Eine Aktivierung in den für die emotionale Verarbeitung von Stress und Musik wichtigen Regionen Nucleus accumbens, Amygdala und Hippocampus konnte nicht festgestellt werden. Dies könnte Ausdruck dafür sein, dass die Proband*innen die Situation nicht als Bedrohung wahrgenommen haben. Vielmehr sind Regionen aktiv, welche zur situativen Beantwortung der Fragestellung benötigt werden und den Organismus in einen aufmerksamen, aktiven Zustand versetzen.

5.3.2 Unter Ruhebedingungen involvierte Gehirnstrukturen

Unter Ruhebedingungen kam es vor allem zu einer Aktivierung des Gyrus rectus, des inferioren temporalen Gyrus und des Rolandic Operculums.

Der Gyrus rectus stellt einen Teil des orbitofrontalen Kortex dar. Dedovic et al. konnten ebenfalls eine verringerte Aktivität des orbitofrontalen Kortex bei Proband*innen feststellen, welche durch den MIST unter psychosozialen Stress gesetzt wurden (Dedovic et al., 2005). Dieser mediale orbitofrontale Kortex ist wichtig beim Abwägen von Möglichkeiten und beim Treffen von Entscheidungen (Ernst et al., 2004). Eigenschaften, die wichtig für den Entscheidungsprozess sind, werden in dieser Gehirnregion integriert, abgewogen und bewertet (Arana et al., 2003). McEwen et al. diskutiert die Rolle des präfrontalen Kortexes auf die Aktivität der HPA-Achse. Die Forschungsgruppe konnte eine Atrophie von Neuronen des medialen, präfrontalen Kortexes bei chronischem Stress zeigen (McEwen, 2007).

Die Funktionen des linken posterioren Temporallappens umfassen das se-

semantische Verständnis von Sprache, Wörtern und Bildern (Ischebeck et al., 2004; Papathanassiou et al., 2000). Das Rolandic Operculum ist bei der Integration und Wahrnehmung von externen und internen Reizen beteiligt. Es bestehen neuronale Verknüpfungen zwischen dem Rolandic Operculums, dem mittleren Gyrus cinguli sowie den mittleren Frontalhirn- und inferioren Temporalhirnbereichen (Mälîia et al., 2018). Insbesondere vermutet man eine Funktion dieses Netzwerkes in der sensorisch-auditorischen Integration (Triarhou, 2021).

Auch unter Ruhebedingungen haben die Proband*innen versucht, die dargebotenen Aufgaben zu lösen. Diese waren vom Schwierigkeitsgrad deutlich leichter und die Proband*innen waren keinem Zeitdruck ausgesetzt. Trotzdem mussten die Probanden den dargebotenen Text und die Formen verstehen und aufgrund dessen eine Entscheidung fällen. Hinzu kommen die neuen optischen, akustischen und haptischen Wahrnehmungen wie beispielsweise die Geräuschkulisse des Scanners oder das Körpergefühl auf dem Lagerungstisch. Die gefundenen Cluster sind als Abbild des Entscheidungsprozesses und der generellen Reizintegration und Verarbeitung zu interpretieren. Außerdem können die Ergebnisse Anzeichen dafür sein, dass eine Entscheidungsfindung in Ruhe leichter fällt als in einem gestressten Zustand.

5.3.3 In der Bewertung des Gremiums involvierte Gehirnstrukturen

Die Bewertung des Gremiums stellt einen wichtigen Teil des MR-Stresstests dar und führt zu einer psycho-sozialen Stressinduktion, welche eine psychologische und physiologische Anpassungsreaktion hervorruft (siehe Kapitel 2.4, S.10). Die Bewertung des Gremiums wurde deswegen als Regressor im GLM mit aufgenommen. Es konnten signifikante Cluster im Gyrus temporalis superior, dem Okzipitallappen und dem inferioren Frontallappen festgestellt werden. Diese Regionen sind für die Sprachwahrnehmung, das Lesen und das Sehen wichtig. Es ist zu vermuten, dass die Aufmerksamkeit der Proband*innen bei der Bewertung vermehrt auf dem eingeblendeten Gremium gelegen hat. Der visuelle Eindruck und das Lesen der dargebotenen Bewertung können Gründe für die gefundenen Cluster darstellen.

6 Methodenkritik

6.1 Kritische Betrachtung des rekrutierten Studienkollektivs

Bei der durchgeführten Studie dürfen die Ergebnisse nur eingeschränkt auf die Bevölkerung übertragen werden. Es handelt sich bei der Studie um eine Pilotstudie mit einer Studienpopulation von 28 Versuchsteilnehmer*innen. Die statistische Power ist aufgrund der kleinen Gruppengröße und der Aufspaltung in Subgruppen eingeschränkt, dennoch lassen sich erste Hypothesen aufstellen. In die Studie wurden sowohl Männer als auch Frauen eingeschlossen. Es ist deswegen möglich, geschlechtsspezifische Aussagen zu treffen. Bei den neuronalen Daten wurde das Geschlecht nicht im Modell moduliert. Geschlechtsunterschiede in Assoziation mit der neuronalen und hormonellen Antwort bei Stress sind Gegenstand aktueller Forschung (Henze, 2021). Es wurden nur Versuchsteilnehmer*innen in die Studie aufgenommen, welche eine hormonale Kontrazeption mittels eines Östrogen-Gestagen-Präparates einnehmen. Die Cortisolausschüttung ist abhängig vom Menstruationszyklus (Kirschbaum, Kudielka, Gaab, Schommer & Hellhammer, 1999). Durch die Einnahme hormonaler Präparate in einem festen Schema können vergleichbare Untersuchungsbedingungen geschaffen werden. Außerdem wurden nur Versuchsteilnehmer*innen eingeschlossen, welche noch nicht in der Menopause waren. Es kann deswegen von einer Vergleichbarkeit innerhalb der Studienkollektive ausgegangen werden.

Das Altersspektrum der Proband*innen reichte von 18 bis 29 Jahren. Die Ergebnisse der Studie sollten deswegen auch nur auf eine Vergleichspopulation selben Alters übertragen werden.

Die Rekrutierung der Teilnehmer*innen erfolgte über persönliche Kontakte und Aushänge. Es ist deswegen davon auszugehen, dass an der Studie nur bestimmte Personengruppen teilgenommen haben, die sich beispielsweise durch besonderes Interesse an der Studienfrage oder einen ähnlichen Bildungsstand auszeichnen. Ein Einfluss dieser Selektion auf die Stressbelastung während des Versuchs kann nicht ausgeschlossen werden.

6.2 Bewertung des MR-Stresstestes

Die durchgeführte Studie eröffnet die Möglichkeit, den konzipierten MR-Stresstest zu validieren und dessen Funktionalität und Replizierbarkeit zu überprüfen. Im Folgenden werden wichtige Aspekte des Tests diskutiert und auf mögliche Störfaktoren eingegangen.

6.2.1 Der Einfluss des Scanners auf die Untersuchung

Ziel war es, das MR-Stressparadigma so zu gestalten, dass die Hormonausschüttung möglichst wenig von äußeren Störgrößen beeinflusst wird und demnach als Reaktion auf das dargebotene Paradigma zu interpretieren ist. Ein möglicher Störfaktor ist die Untersuchungsumgebung des MRT-Scanners, welche zu grundsätzlich vermehrten Stresshormonausschüttung führen könnte. In einer Studie von Muehlhahn et al. aus dem Jahre 2011 zum Einfluss des MRT-Scanners auf die Stresshormonausschüttung wird dieser Umstand näher beleuchtet. Die Forschungsgruppe konnte einen Anstieg der Alpha-Amylase-Konzentration in Bezug zum MRT-Scanner feststellen, welche während der Vorbereitungen der Proband*innen im Scanner besonders ausgeprägt war. Die Cortisolausschüttung wurde durch den MRT-Scanner nicht beeinflusst (Muehlhan, Lueken, Wittchen & Kirschbaum, 2011). Im Rahmen dieser Studie konnte ebenfalls ein hoher Alpha-Amylase-Spiegel bei der ersten Messung festgestellt werden, welche vor der MRT-Untersuchung stattgefunden hat. Außerdem zeigen die subjektiven Angaben des VAS-Fragebogens ein zunehmendes Stressempfinden und eine Abnahme der Müdigkeit bis zum Beginn der Stresstests (siehe Abb. 21b & d, S.61). Nicht nur die Vorbereitungen im Scanner, sondern schon die Vorstellung und Unsicherheit in Bezug zur anstehenden Untersuchung könnten Grund für eine vermehrte Ausschüttung von Stresshormonen und ein gesteigertes subjektives Stressempfinden sein. Komende Arbeiten sollten diesen Umstand beachten und beispielsweise ausreichend Zeit für die Gewöhnung der Proband*innen an die Untersuchungsbedingung einplanen. In der Rekrutierung des Studienkollektivs könnte darauf geachtet werden, ausschließlich Scanner-erfahrene Proband*innen in die Studie mit einzuschließen. Trotz der genannten Einschränkungen zeigen die Proband*innen eine ausgeprägte Reaktion auf den durchgeführten Stresstest. Die grundsätzliche Funktionalität der MR-Stresstests steht demnach nicht infrage.

6.2.2 Habituationseffekte

Ein Unterscheidungskriterium des MR-Stresstests vom ScanSTRESS Paradigma ist die wiederholte Durchführung nach einer Intervention. Es besteht dadurch das Risiko, dass sich die Proband*innen an die Aufgabenstellung gewöhnen und die Stressinduktion nur noch in abgeschwächter Weise stattfindet. Die Ergebnisse geben Grund zur Annahme, dass ein Habituationseffekt stattgefunden hat.

Im 2. Run zeigen sich im Mittel niedrigere Werte als im 1. Run. Dies kann einerseits durch den entspannenden Effekt der akustischen Intervention erklärt werden. Andererseits könnten sich die Proband*innen auch an die Aufgabenart und die Untersuchungsbedingungen gewöhnen und im 2. Run eine erhöhte Stressresistenz aufweisen. Die neue Situation und unbekanntere Aufgabenstellung stellt einen zusätzlichen Stressor zu Beginn des Experiments dar.

Ähnlich verhält es sich bei der Wiederholung der Aufgabenstellung innerhalb eines Runs, bei der sich signifikant niedrigere Ergebnisse zeigen als bei der initialen Präsentation. Dieser Effekt ist bei den Puls-, Atmungs- und Hautleitfähigkeitsdaten zu beobachten. Deswegen scheint es wahrscheinlich, dass sich die Proband*innen an die Aufgabenstellung gewöhnen und Lösungsstrategien entwickeln.

Die getroffenen Vorkehrungen wie das Abändern der Fragestellung und der Fragereihenfolge und das verbale Feedback des Gremiums konnten einen Habituationseffekt nicht gänzlich verhindern. Eine Weiterentwicklung des Paradigmas ist nötig, um eine konsistente Stressinduktion über den gesamten Versuchsablauf garantieren zu können und die Ergebnisse der Studie zu bestätigen. Beispielsweise wäre es möglich, die Aufgabenstellung bei jeder Wiederholung abzuändern.

6.2.3 Aspekte des Aufgabentyps

Sowohl Rotationsaufgaben als auch Mathematikaufgaben eignen sich zur Induktion von psycho-sozialem Stress und führen unter Stress zu einem signifikanten Anstieg der untersuchten Daten. Es fällt auf, dass die physiologische Antwort der Proband*innen bei den Mathematikaufgaben stärker ausfällt, als dies bei den Rotationsaufgaben der Fall ist. Dies zeigt sich vor allem bei den Puls- und Hautleitfähigkeitsdaten, bei denen der Unterschied signifikant ist. Auch die Atemfrequenz bestätigt diesen Trend.

Möglicherweise waren die Rotationsaufgaben leichter zu lösen als die Ma-

thematikaufgaben und führten deswegen zu einer leichteren Stressreaktion. Alternative Aufgabenstellungen und neue Ansätze zur Stressinduktion könnten in weiterführenden Forschungsarbeiten erprobt werden. Anstelle von Subtraktionsaufgaben könnte man beispielsweise Additionsaufgaben in einem der beiden Runs präsentieren.

6.3 Kritische Betrachtung der Datenverarbeitung

6.3.1 Integration der physiologischen Parameter in das GLM - kritische Aspekte

Im GLM werden die Daten durch die Kombination von Regressoren erklärt. Jeder Regressor bindet dabei einen unterschiedlichen Varianzanteil. Die First-Level-Analyse wurde unter zwei unterschiedlichen Bedingungen gerechnet:

1. mit Atmungs- und Pulsdaten als Regressoren im GLM
2. ohne Atmungs- und Pulsdaten als Regressoren im GLM

(siehe Anhang 24, S.120)

In den zum Vergleich herangezogenen Studien wurden die physiologischen Parameter meist nicht in das GLM integriert. Ein Grund hierfür könnte sein, dass die Atmungs- und Pulsdaten einen großen Anteil der eigentlich interessierenden Varianz binden, da sie den Versuchsablauf gut abbilden. Die dargestellte Analyse bezieht sich deswegen auf die Daten ohne Integration der physiologischen Daten. Weiterführende Studien könnten sich näher mit dem Effekt physiologischer Parameter als Regressoren im GLM beschäftigen und deren Varianzanteil beleuchten.

6.3.2 Diskussion des statistischen Modells

Die biochemischen und physiologischen Daten wurden mittels einer mehrfaktoriellen ANOVA bei Messwiederholung analysiert. Vor der Durchführung der ANOVA wurden die Daten hinsichtlich einiger Annahmen überprüft. Bei der Überprüfung auf Normalverteilung nach Shapiro Wilk konnte bei den physiologischen Daten keine Normalverteilung festgestellt werden. Es konnte in Studien gezeigt werden, dass die ANOVA robust gegen Verletzungen der Normalverteilung ist. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn die Gruppengröße gleich groß ist beziehungsweise viele Messzeitpunkte vorliegen (Glass, Peckham & Sanders, 1972). Es konnte deswegen auf eine Transformation der Daten verzichtet werden. Mit der mehrfaktoriellen ANOVA konnte ein pas-

sendes Modell gefunden werden, um die Gruppenunterschiede der physiologischen und biochemischen Daten festzustellen. Die Anwendung dieses statistischen Modells ist bei der Analyse dieser Datenstruktur weit verbreitet und konnte erfolgreich angewendet werden (Streit et al., 2014; Sandner et al., 2020).

In Zusammenschau der Ergebnisse lässt sich feststellen, dass der MR-Stresstest grundlegend funktioniert und trotz geringfügiger methodischer Einschränkungen valide, über die Datenstrukturen hinweg konsistente Ergebnisse liefert.

6.3.3 Fazit

Durch diese Arbeit konnte die Funktionalität des MR-Stresstestes herausgearbeitet werden. Dieses Stressparadigma eignet sich zur Induktion von Stress unter fMRT-Bedingungen. Ergebnisse des ScanSTRESS-Paradigmas konnten repliziert werden. Erstmals konnten Vitalparameter und andere Messgrößen wichtiger Körperfunktionen im Verlauf des Stressparadigmas abgebildet werden. Dies erlaubt Rückschlüsse auf die genaue Funktionalität des MR-Stresstestes. Durch die Wiederholung der Stressphasen und den Vergleich zweier Stimuli wurde außerdem ein neues Studiendesign erprobt. Als Reaktion auf das Paradigma wird die zentrale Aktivität, Aufmerksamkeit und die Orientierungsfähigkeit erhöht. Weiterhin kommt es zu einer Aktivierung der HPA-Achse und des sympathischen Systems. Diese Reaktion schwächt sich bei zunehmender Wiederholung der Aufgaben ab. Zukünftige Arbeiten sollten auf einen regelmäßigen Wechsel der Fragestellung achten. Auf der Basis dieses Wissens kann das Paradigma Gegenstand weiterführender Stressforschung sein.

Außerdem konnte gezeigt werden, dass das Hören von Musik und Naturgeräusche ein Mittel zur Stressreduktion darstellen. Ein Vorteil von Musik gegenüber Naturgeräuschen konnte nicht nachgewiesen werden. Auch die neuronalen Daten zeigen keinen Unterschied zwischen den Untersuchungsgruppen. Die zu Entspannungszwecken persönlich präferierte Musik könnte in zukünftigen Studien mit aufgenommen werden. Sowohl das Hören von Musik als auch von Naturgeräuschen sollten in den Blickpunkt weiterführender Forschungsarbeiten rücken, um somit klinische Anwendungsbereiche zu erschließen.

7 Zusammenfassung

In der fMRT-Pilotstudie "MUSE - Musik und Stresserleben" werden die akustischen Stimuli Musik und Naturgeräusche als Mittel zur Stressreduktion evaluiert. Somit konnten Ergebnisse früherer Arbeiten zum stressreduzierenden Einfluss von Musik und Naturgeräuschen durch neuronale Daten flankiert werden. Da Stress als wichtiger Risikofaktor für organische und psychische Erkrankungen bekannt ist, entsteht mit der Erforschung von Möglichkeiten der Stressreduktion ein wichtiger Beitrag zur Erschließung neuer Therapieansätze.

Um eine Stressreduktion näher untersuchen zu können, musste zunächst eine Stressinduktion im MRT-Scanner stattfinden. Als Forschungsmethode wurde dafür der MR-Stresstest erarbeitet. Dieser beruht auf dem Trier Social Stresstest und wurde auf Basis des ScanSTRESS-Paradigmas entwickelt. Im Paradigma wechseln sich Stress- und Ruhebedingungen ab. Stress wird durch die Präsentation von Mathe- und Rotationsaufgaben, Zeitdruck und die negative Bewertung eines zugeschalteten Gremiums verursacht. Neben den neuronalen Daten werden die Hormone Cortisol und Alpha-Amylase abgenommen, physiologische Messgrößen wie die Hautleitfähigkeit, Atem- und Herzfrequenz bestimmt und Fragebögen zum subjektiven Stresserleben erhoben. Der MR-Stresstest kombiniert somit verschiedene Ebenen der Stressinduktion und liefert umfangreiche Einblicke in das Zusammenspiel hormoneller Regelkreise, physiologischer Körperreaktionen und den psycho-sozialen Aspekten von Stress.

Die Stressinduktion konnte auf allen Ebenen erfolgreich umgesetzt werden. Dies zeigte sich in einem Anstieg des subjektiv empfundenen Stresslevels, der Cortisol- und Alpha-Amylase-Spiegel, der Herz- bzw. Atemfrequenz und der Hautleitfähigkeit unter Stressbedingungen des Experiments. Dies unterstreicht die Rolle des autonomen Nervensystems und der Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse in der kurzfristigen und langanhaltenden Stressantwort. Da eine Abschwächung der Stressreaktion über den Versuchsablauf beobachtet werden konnte, ist eine Weiterentwicklung des Testdesigns zu empfehlen, um Habituationseffekte zu vermeiden.

Auf neuronaler Ebene finden sich signifikante Cluster im Thalamus, Gyrus lingualis, Gyrus cinguli, Gyrus frontalis inferior und dem Gyrus temporalis. Eine Erhöhung der zentralen Aktivität steht demnach im Vordergrund. Als Reaktion auf die stressige Situation, wird die Aufmerksamkeit gesteigert und die Fähigkeit verbessert, sich schnell zu orientieren.

Das Studiendesign ist so konzipiert, dass die Stressantwort zwischen den zwei Untersuchungsgruppen (Musik/Naturgeräusche) verglichen werden kann. Die Annahme, dass das Hören von Musik im verstärkten Maße zu einer Stressreduktion beiträgt, im Vergleich zum Hören von Naturgeräuschen, konnte nicht bestätigt werden. In beiden Subgruppen zeigte sich nach dem Hören von Musik oder Naturgeräuschen in gleicher Weise eine Reduktion der Stressantwort. Es bestand auf keiner Ebene ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen.

Um diese Ergebnisse besser einordnen zu können, wird auch auf Störfaktoren und Grenzen der Untersuchungsmethode eingegangen. Dabei wird der besondere Einfluss des MRT-Scanners als zusätzlicher Stressor auf die Hormonausschüttung und die Bewertung akustischer Stimuli thematisiert.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Funktionalität des MR-Stresstestes zur Induktion von Stress unter fMRT-Bedingungen gegeben ist. Musik und Naturgeräusche eignen sich gleichermaßen zur Stressreduktion. Dieses Potenzial sollte in den Blickpunkt weiterführender klinischer Studien rücken.

8 summary

In the fMRI pilot study "MUSE - music and stress" the acoustic stimuli music and nature sounds are evaluated as a means of stress reduction. This neural data can be used to extend the results of previous work on the stress-reducing influence of music and nature sounds. Since stress is known to be an important risk factor for organic and mental diseases, research into new ways of reducing stress will make an important contribution to the development of new therapeutic approaches.

To investigate stress reduction in more detail, stress induction first had to take place in the MRI scanner. The MR-stresstest was developed as a research method for this purpose and is based on the Trier Social Stress Test. It was developed on the basis of the ScanSTRESS paradigm in which stress and rest conditions alternate. During the experiment stress was induced by the presentation of math and rotation tasks, time pressure and the negative evaluation of a filmed jury. In addition to neural data, the hormones cortisol and alpha-amylase are sampled. Physiological parameters, such as skin conductance, respiratory rate, and heart rate are determined and questionnaires on subjective stress experience are conducted. The MR-stresstest thus combines different levels of stress induction and provides comprehensive insights into

the interplay of hormonal regulatory circuits, physiological body responses and the psycho-social aspects of stress.

Stress induction was successfully implemented at all levels. This was shown by an increase in the subjectively perceived stress level, cortisol and alpha-amylase levels, heart rate and respiratory rate and skin conductance under stress conditions of the experiment. This highlights the role of the autonomic nervous system and hypothalamic-pituitary-adrenocortical axis in the short-term and long-term stress response. Attenuation of the stress response was observed over the course of the experiment, therefore further development of the test design is recommended to avoid habituation effects.

At the neural level, significant clusters are found in the thalamus, lingual gyrus, cingulate gyrus, inferior frontal gyrus, and temporal gyrus. Accordingly, an increase in central activity is prominent. In response to the stressful situation, attention is increased and the ability to orientate quickly is improved.

The study was designed to compare the stress response between the two study groups (music/nature sounds). The assumption that listening to music would contribute to stress reduction to a greater extent than listening to nature sounds could not be confirmed. Both subgroups showed a reduction of the stress response after listening to music or nature sounds.

To better classify these results, confounding factors and limitations of the study method will be discussed. The particular influence of the MRI scanner as an additional stressor on hormone release and the evaluation of acoustic stimuli will be addressed.

In summary, the functionality of the MR-stresstest for the induction of stress under fMRI conditions was demonstrated. Music and natural sounds are equally suitable for stress reduction. This potential should be the focus of further clinical studies.

Literatur

- Abraham, A., Pedregosa, F., Eickenberg, M., Gervais, P., Mueller, A., Kossaifi, J., ... Varoquaux, G. (2014, 2). Machine learning for neuroimaging with scikit-learn. *Frontiers in Neuroinformatics*, 8 (FEB). doi: 10.3389/fninf.2014.00014
- Agorastos, A. & Chrousos, G. P. (2021). The neuroendocrinology of stress: the stress-related continuum of chronic disease development. *Molecular Psychiatry* (April). Zugriff auf <http://dx.doi.org/10.1038/s41380-021-01224-9> doi: 10.1038/s41380-021-01224-9
- Akdeniz, C., Tost, H., Streit, F., Haddad, L., Wüst, S., Schäfer, A., ... Meyer-Lindenberg, A. (2014). Neuroimaging evidence for a role of neural social stress processing in ethnic minority-associated environmental risk. *JAMA Psychiatry*, 71 (6), 672–680. doi: 10.1001/jamapsychiatry.2014.35
- Albert, K., Pruessner, J. & Newhouse, P. (2015, 9). Estradiol levels modulate brain activity and negative responses to psychosocial stress across the menstrual cycle. *Psychoneuroendocrinology*, 59, 14–24. doi: 10.1016/j.psyneuen.2015.04.022
- Alvarsson, J. J., Wiens, S. & Nilsson, M. E. (2010). Stress recovery during exposure to nature sound and environmental noise. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 7 (3), 1036–1046. doi: 10.3390/ijerph7031036
- Arai, Y.-C. P., Sakakibara, S., Ito, A., Ohshima, K., Sakakibara, T., Nishi, T., ... Kuniyoshi, K. (2008, 8). Intra-operative natural sound decreases salivary amylase activity of patients undergoing inguinal hernia repair under epidural anesthesia. *Acta anaesthesiologica Scandinavica*, 52 (7), 987–990. doi: 10.1111/j.1399-6576.2008.01649.x
- Arana, F. S., Parkinson, J. A., Hinton, E., Holland, A. J., Owen, A. M. & Roberts, A. C. (2003). Dissociable Contributions of the Human Amygdala and Orbitofrontal Cortex to Incentive Motivation and Goal Selection. *Journal of Neuroscience*, 23 (29), 9632–9638. doi: 10.1523/jneurosci.23-29-09632.2003
- Avants, B. B., Tustison, N. J., Song, G., Cook, P. A., Klein, A. & Gee, J. C. (2011, 2). A reproducible evaluation of ANTs similarity metric performance in brain image registration. *NeuroImage*, 54 (3), 2033–2044. doi: 10.1016/j.neuroimage.2010.09.025
- Badrick, E., Bobak, M., Britton, A., Kirschbaum, C., Marmot, M. & Kumari, M. (2008, 3). The relationship between alcohol consumption and corti-

- sol secretion in an aging cohort. *The Journal of clinical endocrinology and metabolism*, 93 (3), 750–757. doi: 10.1210/jc.2007-0737
- Bagshaw, M. H., Kimblet, D. P. & Pribram, K. H. (1965). The GSR of monkeys during orienting and the cingulate and frontal cortex. *Neuropsychologia*, 3 (6), 111–119.
- Baum, B. J. (1993, 9). Principles of saliva secretion. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 694, 17–23. doi: 10.1111/j.1749-6632.1993.tb18338.x
- Beardwell, C., Robertson, G. L., Heath, D. A. & Marx, S. J. (1985). *Adrenal Cortex* (D. C. Anderson & J. S. D. Winter, Hrsg.). Butterworth & Co. doi: 10.1016/b978-0-7506-1172-5.50001-6
- Beck, A. T., Steer, R. A., Ball, R. & Ranieri, W. F. (1996, 12). Comparison of Beck Depression Inventories-IA and-II in Psychiatric Outpatients. *Journal of Personality Assessment*, 67 (3), 588–597. Zugriff auf https://doi.org/10.1207/s15327752jpa6703_13 doi: 10.1207/s15327752jpa6703{_}13
- Beisteiner, R., Lang, W., Lindinger, G., Deecke, L. & Altenmüller, E. (1994). Musicians Processing Music: Measurement of Brain Potentials with EEG. *European Journal of Cognitive Psychology*, 6 (3), 311–327. doi: 10.1080/09541449408520150
- Benfield, J. A., Taff, B. D., Newman, P. & Smyth, J. (2014). Natural Sound Facilitates Mood Recovery. *Ecopsychology*, 6 (3), 183–188. Zugriff auf <https://www.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/eco.2014.0028> doi: 10.1089/eco.2014.0028
- Blood, A. J., Zatorre, R. J., Bermudez, P. & Evans, A. C. (1999). Emotional responses to pleasant and unpleasant music correlate with activity in paralimbic brain regions. *Nature Neuroscience*, 2 (4), 382–387. doi: 10.1038/7299
- Botti Rodrigues Santos, M. T., Siqueira, W. L. & Nicolau, J. (2007). Amylase and peroxidase activities and sialic acid concentration in saliva of adolescents with cerebral palsy. *Quintessence International*, 38 (6), 467–472.
- Bowler, Buyung-Ali, K. & Pullin. (2010). A systematic review of evidence for the added benefits to health of exposure to natural environments. *BMC Public Health*, 10 (456), 1–10.
- Boynton, G. M., Engel, S. A., Glover, G. H. & Heeger, D. J. (1996, 7). Linear systems analysis of functional magnetic resonance imaging in human V1. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*, 16 (13), 4207–4221. doi: 10.1523/JNEUROSCI.16-13-04207.1996
- Brand, H. S., Bruins, M. L., Veerman, E. C. I. & Nieuw Amerongen, A. V. (2006, 8). Secretion rate and amylase concentration of whole saliva after

- consumption of beer. *International journal of dental hygiene*, 4 (3), 160–161. doi: 10.1111/j.1601-5037.2006.00171.x
- Bregman, A. S. & McAdams, S. (1994). Auditory Scene Analysis: The Perceptual Organization of Sound. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 95 (2), 1177–1178. doi: 10.1121/1.408434
- Breitling, D., Guenther, W. & Rondot, P. (1987). Auditory perception of music measured by brain electrical activity mapping. *Neuropsychologia*, 25 (5), 765–774.
- Brett, M., Anton, J.-L., Valabregue, R. & Poline, J.-B. (2002). *Region of interest analysis using SPM toolbox [abstract]* (Bd. 16; Bericht). Zugriff auf <http://www.mrc-cbu.cam.ac.uk/Imaging/marsbar.html>
- Brett, M., Johnsrude, I. S. & Owen, A. M. (2010). The problem of functional localization in the human brain. , 3 (March), 1–7. Zugriff auf papers2://publication/uuid/9CCD9AD9-8BBD-4645-AE08-79F391976323
- Bryant, G. A. & Hagen, E. H. (2003). Music and dance as a coalition signaling system. *Human Nature*, 14 (1), 21–51. Zugriff auf <http://link.springer.com/10.1007/s12110-003-1015-z%5Cnfile:///Files/F8/F8F25E43-FFF3-4403-9AD8-E4696E869ACC.pdf%5Cnpapers3://publication/doi/10.1007/s12110-003-1015-z>
- Cacioppo, J. T., Tassinary, L. G. & Berntson, G. (2007). Handbook of psychophysiology. In (3th Editio Aufl., S. 165). Cambridge university press.
- Cannon, W. B. (1914). The emergency function medulla in pain and the major emotions. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 33 (2), 356–372. Zugriff auf <https://journals.physiology.org/doi/pdf/10.1152/ajplegacy.1914.33.2.356>
- Chang, C. P., Pearse, R. V. n., O'Connell, S. & Rosenfeld, M. G. (1993, 12). Identification of a seven transmembrane helix receptor for corticotropin-releasing factor and sauvagine in mammalian brain. *Neuron*, 11 (6), 1187–1195. doi: 10.1016/0896-6273(93)90230-0
- Chatterton, R. T. J., Vogelsong, K. M., Lu, Y. C., Ellman, A. B. & Hudgens, G. A. (1996, 7). Salivary alpha-amylase as a measure of endogenous adrenergic activity. *Clinical physiology (Oxford, England)*, 16 (4), 433–448. doi: 10.1111/j.1475-097x.1996.tb00731.x
- Chavis, D. A. & Pandya, D. N. (1976). Further observations on corticofrontal connections in the rhesus monkey. *Brain Research*, 117 (3), 369–386. doi: 10.1016/0006-8993(76)90089-5
- Clauson, R. & Merriam, A. P. (1967). The Anthropology of Music. *Journal of the International Folk Music Council*, 19, 133. doi: 10.2307/942218

- Cox, R. W. & Hyde, J. S. (1997). Software tools for analysis and visualization of fMRI data. *NMR in Biomedicine*, 10 (4-5), 171–178. doi: 10.1002/(SICI)1099-1492(199706/08)10:4/5<171::AID-NBM453>3.0.CO;2-L
- Critchley, H. D. (2002). Electrodermal responses: What happens in the brain. *Neuroscientist*, 8 (2), 132–142. doi: 10.1177/107385840200800209
- Cusack, R. & Roberts, B. (2000). Effects of differences in timbre on sequential grouping. *Perception and Psychophysics*, 62 (5), 1112–1120. doi: 10.3758/BF03212092
- Dagli, M. S., Ingeholm, J. E. & Haxby, J. V. (1999). Localization of cardiac-induced signal change in fMRI. *NeuroImage*, 9 (4), 407–415. doi: 10.1006/nimg.1998.0424
- Dahm, A. S., Schmierer, P., Veer, I. M., Streit, F., Görden, A., Kruschwitz, J., ... Erk, S. (2017). The burden of conscientiousness? Examining brain activation and cortisol response during social evaluative stress. *Psychoneuroendocrinology*, 78, 48–56. Zugriff auf <http://dx.doi.org/10.1016/j.psyneuen.2017.01.019> doi: 10.1016/j.psyneuen.2017.01.019
- Dalla Bella, S., Deutsch, D., Giguère, J.-F., Peretz, I. & Deutsch, D. (2007). Singing proficiency in the general population. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121 (2), 1182–1189. doi: 10.1121/1.2427111
- Davidson, D. W. (2006). Foraging Ecology and Community Organization in Desert Seed-Eating Ants. *Ecology*, 58 (4), 725–737. doi: 10.2307/1936209
- Dedovic, K., Duchesne, A., Engert, V., Lue, S. D., Andrews, J., Efanov, S. I., ... Pruessner, J. C. (2014, 10). Psychological, endocrine and neural responses to social evaluation in subclinical depression. *Social cognitive and affective neuroscience*, 9 (10), 1632–1644. doi: 10.1093/scan/nst151
- Dedovic, K., Renwick, R., Mahani, N. K., Engert, V., Lupien, S. J. & Pruessner, J. C. (2005). The Montreal Imaging Stress Task: Using functional imaging to investigate the effects of perceiving and processing psychosocial stress in the human brain. *Journal of Psychiatry and Neuroscience*, 30 (5), 319–325.
- Dickerson, S. S. & Kemeny, M. E. (2004, 5). Acute stressors and cortisol responses: A theoretical integration and synthesis of laboratory research. *Psychological Bulletin*, 130 (3), 355–391. doi: 10.1037/0033-2909.130.3.355
- Ellis, R. J. & Thayer, J. F. (2010). Music and autonomic nervous system (dys)function. *Music Perception*, 27 (4), 317–326. doi: 10.1525/mp.2010.27.4.317
- Ernst, M., Nelson, E. E., McClure, E. B., Monk, C. S., Munson, S., Eshel, N., ... Pine, D. S. (2004). Choice selection and reward anticipation:

- An fMRI study. *Neuropsychologia*, 42 (12), 1585–1597. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2004.05.011
- Errico, F., Henshilwood, C., Lawson, G., Vanhaeren, M., Tillier, A.-m., Soressi, M., ... Lakarra, J. (2003). Archaeological Evidence for the Emergence of Language, Symbolism, and Music—An Alternative Multidisciplinary Perspective. *Journal of World Prehistory*, 17 (1), 1–70.
- Esteban, O., Birman, D., Schaer, M., Koyejo, O. O., Poldrack, R. A. & Gorgolewski, K. J. (2017, 9). MRIQC: Advancing the automatic prediction of image quality in MRI from unseen sites. *PLoS ONE*, 12 (9). doi: 10.1371/journal.pone.0184661
- Evans, D. (2002, 1). The effectiveness of music as an intervention for hospital patients: a systematic review. *Journal of advanced nursing*, 37 (1), 8–18. doi: 10.1046/j.1365-2648.2002.02052.x
- Fischmeister, F. P. S., Höllinger, I., Klinger, N., Geissler, A., Wurnig, M. C., Matt, E., ... Beisteiner, R. (2013). The benefits of skull stripping in the normalization of clinical fMRI data. *NeuroImage: Clinical*, 3, 369–380. Zugriff auf <http://dx.doi.org/10.1016/j.nicl.2013.09.007> doi: 10.1016/j.nicl.2013.09.007
- Ford, C. (2010). *Water Noise, Noise made from a water fountain. Great water or trickle sound effect*. Zugriff auf <http://soundbible.com/1436-Water-Noise.html>
- Fox, P. T. & Raichle, M. E. (1986). Focal physiological uncoupling of cerebral blood flow and oxidative metabolism during somatosensory stimulation in human subjects. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 83 (4), 1140–1144. doi: 10.1073/pnas.83.4.1140
- Frederick, B. d., Nickerson, L. D. & Tong, Y. (2012). Physiological denoising of BOLD fMRI data using Regressor Interpolation at Progressive Time Delays (RIPTiDe) processing of concurrent fMRI and near-infrared spectroscopy (NIRS). *NeuroImage*, 60 (3), 1913–1923. Zugriff auf <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.01.140> doi: 10.1016/j.neuroimage.2012.01.140
- Friston, K. J., Frith, C. D., Turner, R. & Frackowiak, R. S. (1995). Characterizing evoked hemodynamics with fMRI. *NeuroImage*, 2 (2), 157–65. Zugriff auf <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9343598>
- Glass, G. V., Peckham, P. D. & Sanders, J. R. (1972). Consequences of Failure to Meet Assumptions Underlying the Fixed Effects Analyses of Variance and Covariance. *Review of Educational Research*, 42 (3), 237–288. doi: 10.3102/00346543042003237

- Glimcher, P. W. & Bayer, H. M. (2005). Midbrain Dopamine Neurons Encode a Quantitative Reward Prediction Error Signal. *Neuron*, 103 (11), 2304–2312.
- Glover, G. H., Li, T.-q. & Ress, D. (2000). Image-based method for retrospective correction of physiological motion effects in fMRI: RETROICOR. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44 (March), 162–167. doi: 10.1002/1522-2594(200007)44:1<162::AID-MRM23>3.0.CO;2-E
- Goldstein, D. S. (1987). Stress-induced activation of the sympathetic nervous system. *Bailliere's Clinical Endocrinology and Metabolism*, 1 (2), 253–278. Zugriff auf [http://dx.doi.org/10.1016/S0950-351X\(87\)80063-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0950-351X(87)80063-0) doi: 10.1016/S0950-351X(87)80063-0
- Gorgolewski, Burns, C. D., Madison, C., Clark, D., Halchenko, Y. O., Waskom, M. L. & Ghosh, S. S. (2011, 8). Nipype: A flexible, lightweight and extensible neuroimaging data processing framework in Python. *Frontiers in Neuroinformatics*, 5. doi: 10.3389/fninf.2011.00013
- Gorgolewski, C., Hardcastle, N., Hobson-Lowther, T., Nishikawa, D., Blair, R., Appelhoff, S., ... Thomas, A. (2020, 2). bids-standard/bids-validator: 1.4.3. Zugriff auf <https://zenodo.org/record/3688707> doi: 10.5281/ZENODO.3688707
- Gorgolewski, K., Burns, C. D., Madison, C., Clark, D., Halchenko, Y. O., Waskom, M. L. & Ghosh, S. S. (2011). Nipype: A Flexible, Lightweight and Extensible Neuroimaging Data Processing Framework in Python. *Frontiers in Neuroinformatics*, 5 (August). doi: 10.3389/fninf.2011.00013
- Gorgolewski, K. J., Auer, T., Calhoun, V. D., Craddock, R. C., Das, S., Duff, E. P., ... Poldrack, R. A. (2016). The brain imaging data structure, a format for organizing and describing outputs of neuroimaging experiments. *Scientific Data*, 3, 1–9. doi: 10.1038/sdata.2016.44
- Gould Van Praag, C. D., Garfinkel, S. N., Sparasci, O., Mees, A., Philippides, A. O., Ware, M., ... Critchley, H. D. (2017). Mind-wandering and alterations to default mode network connectivity when listening to naturalistic versus artificial sounds. *Scientific Reports*, 7 (March), 1–12. doi: 10.1038/srep45273
- Gramfort, A., Luessi, M., Larson, E., Engemann, D. A., Strohmeier, D., Brodbeck, C., ... Hämäläinen, M. S. (2013). MEG and EEG Data Analysis with MNE-Python. *Frontiers in Neuroscience*, 7 (267), 1–13. doi: 10.3389/fnins.2013.00267
- Grossman, P. (1983). Respiration, Stress, and Cardiovascular Function. *Psychophysiology*, 20 (3), 284–300. doi: 10.1111/j.1469-8986.1983.tb02156.x

- Gulban, O. F., Nielson, D., Poldrack, R., Lee, J., Gorgolewski, C., Vanessasaurus & Ghosh, S. (2019, 10). poldracklab/pydeface: v2.0.0. Zugriff auf <https://zenodo.org/record/3524401> doi: 10.5281/ZENODO.3524401
- Guo, Y. & Pagnoni, G. (2008, 9). A unified framework for group independent component analysis for multi-subject fMRI data. *NeuroImage*, 42 (3), 1078–1093. Zugriff auf <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S105381190800640X> doi: 10.1016/j.neuroimage.2008.05.008
- Gusnard, D. A. & Raichle, M. E. (2001). Searching for a baseline functional imaging and the resting human brain. *Nature Reviews Neuroscience*, 2 (October), 685–694.
- Guyenet, P. G. (2006). The sympathetic control of blood pressure. *Nature Reviews Neuroscience*, 7 (5), 335–346. doi: 10.1038/nrn1902
- Halchenko, Y., Goncalves, M., Castello, M. V. d. O., Ghosh, S., Hanke, M., Dae, ... Carlin, J. (2019, 1). nipy/heudiconv v0.5.3. Zugriff auf <https://zenodo.org/record/2538400> doi: 10.5281/ZENODO.2538400
- Hall, J. W., Haggard, M. P. & Fernandes, M. A. (1984, 7). Detection in noise by spectro-temporal pattern analysis. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 76 (1), 50–56. doi: 10.1121/1.391005
- Harris, C. R., Millman, K. J., van der Walt, S. J., Gommers, R., Virtanen, P., Cournapeau, D., ... Oliphant, T. E. (2020, 9). *Array programming with NumPy* (Bd. 585) (Nr. 7825). Nature Research. doi: 10.1038/s41586-020-2649-2
- Hauser, M. D. & McDermott, J. (2003). The evolution of the music faculty: A comparative perspective. *Nature Neuroscience*, 6 (7), 663–668. doi: 10.1038/nn1080
- Henskens, Y. M., van den Keijbus, P. A., Veerman, E. C., Van der Weijden, G. A., Timmerman, M. F., Snoek, C. M., ... Nieuw Amerongen, A. V. (1996, 1). Protein composition of whole and parotid saliva in healthy and periodontitis subjects. Determination of cystatins, albumin, amylase and IgA. *Journal of periodontal research*, 31 (1), 57–65. doi: 10.1111/j.1600-0765.1996.tb00464.x
- Henze, G.-I. (2021). *Stress Regulation in the Brain: Association with Cortisol Release, Modulation by Exposure Time, and Gender Differences* (Dissertation, Regensburg). Zugriff auf <https://epub.uni-regensburg.de/44876/>
- Herman, J. P., Figueiredo, H., Mueller, N. K., Ulrich-Lai, Y., Ostrander, M. M., Choi, D. C. & Cullinan, W. E. (2003, 7). Central mechanisms of stress integration: hierarchical circuitry controlling hypothalamo-

- pituitary-adrenocortical responsiveness. *Frontiers in neuroendocrinology*, 24 (3), 151–180. doi: 10.1016/j.yfrne.2003.07.001
- Herman, J. P., Mcklveen, J. M., Ghosal, S., Kopp, B., Wulsin, A., Makinson, R., ... Myers, B. (2016). Regulation of the hypothalamic-pituitary-adrenocortical stress response. *Comprehensive Physiology*, 6 (2), 603–621. doi: 10.1002/cphy.c150015.Regulation
- Hermans, E. J., Henckens, M. J. A. G., Joëls, M. & Fernández, G. (2014, 6). Dynamic adaptation of large-scale brain networks in response to acute stressors. *Trends in neurosciences*, 37 (6), 304–314. doi: 10.1016/j.tins.2014.03.006
- Horvers, A., Tombeng, N., Bosse, T., Lazonder, A. W. & Molenaar, I. (2021, 11). Detecting Emotions through Electrodermal Activity in Learning Contexts: A Systematic Review. *Sensors*, 21 (23). doi: 10.3390/s21237869
- Hu, X., Le, T. H. & Uğurbil, K. (1997, 6). Evaluation of the early response in fMRI in individual subjects using short stimulus duration. *Magnetic resonance in medicine*, 37 (6), 877–884. doi: 10.1002/mrm.1910370612
- Huettel, S., Song, A. & McCarthy, G. (2009). *functional magnetic resonance imaging* (second edi Aufl., Bd. 2). Sunderland, Massachusetts U.S.A: Sinauer Associates.
- Hugdahl, K., Thomsen, T. & Ersland, L. (2006). Sex differences in visuo-spatial processing: An fMRI study of mental rotation. *Neuropsychologia*, 44 (9), 1575–1583. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2006.01.026
- Hunter, D. (2007). matplotlib: a 2D graphics environment. *Computing in science & engineering*, 90–95.
- Ischebeck, A., Indefrey, P., Usui, N., Nose, I., Hellwig, F. & Taira, M. (2004). Reading in a Regular Orthography: An f MRI Study Investigating the Role of Visual Familiarity. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 16 (5), 727–741. Zugriff auf <http://mitprc.silverchair.com/jocn/article-pdf/16/5/727/1758172/089892904970708.pdf>
- Jahn, O. (2002). *Das Bindungsprotein des Corticotropin-Releasing Factors: Pharmakologie, Ligandenbindungsstelle und Untereinheitenstruktur*. (Dissertation) Cuvillier Verlag Göttingen.
- Jenkinson, M., Pechaud, M. & Smith, S. (2002). *BET2-MR-Based Estimation of Brain, Skull and Scalp Surfaces* (Bd. 17; Bericht Nr. 2). Zugriff auf www.fmrib.ox.ac.uk/analysis/research/bet
- Jeon, J. Y., Lee, P. J., You, J. & Kang, J. (2010). Perceptual assessment of quality of urban soundscapes with combined noise sources and water sounds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127 (3), 1357–1366. doi:

10.1121/1.3298437

- Jones, M. T., Hillhouse, E. W. & Burden, J. L. (1977). Dynamics and Mechanics of corticosteroid feedback at the hypothalamus and anterior pituitary gland. *Journal of Endocrinology*, 73 (3), 405–417. Zugriff auf https://joe.bioscientifica.com/view/journals/joe/73/3/joe_73_3_001.xml doi: 10.1677/joe.o.0730405
- Kaas, J. H., Hackett, T. A. & Tramo, M. J. (1999). Auditory processing in primate cerebral cortex. *Current Opinion in Neurobiology*, 9 (2), 164–170. doi: 10.1016/S0959-4388(99)80022-1
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S. A. & Hudspeth, A. J. (2012). *Principles of Neural Science* (Bd. 5; E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum & A. J. Hudspeth, Hrsg.). McGraw-Hill Companies.
- Karnath & Thier. (2012). Musikwahrnehmung und Amusien. In *Kognitive neurowissenschaften* (3. Aufl., S. 529–536). Springer. doi: 10.1007/978-3-642-25527-4
- Kay, K. N., Rokem, A., Winawer, J., Dougherty, R. F. & Wandell, B. A. (2013). GLMdenoise: A fast, automated technique for denoising task-based fMRI data. *Frontiers in Neuroscience*, 7 (247), 1–15. doi: 10.3389/fnins.2013.00247
- Khalifa, S., Bella, S. D., Roy, M., Peretz, I. & Lupien, S. J. (2003). Effects of Relaxing Music on Salivary Cortisol Level after Psychological Stress. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 999, 374–376.
- Kirschbaum, C., Kudielka, B. M., Gaab, J., Schommer, N. C. & Hellhammer, D. H. (1999). Impact of Gender, Menstrual Cycle Phase, and Oral Contraceptives on the Activity of the Hypothalamus-Pituitary-Adrenal Axis. *Psychosomatic medicine*, 61, 154–162.
- Kirschbaum, C., Pirke, K. M. & Hellhammer, D. H. (1993). The 'Trier social stress test' - A tool for investigating psychobiological stress responses in a laboratory setting. In *Neuropsychobiology* (Bd. 28, S. 76–81). doi: 10.1159/000119004
- Klein, A., Ghosh, S. S., Bao, F. S., Giard, J., Häme, Y., Stavsky, E., ... Keshevan, A. (2017). Mindboggling morphometry of human brains. *PLoS Computational Biology*, 13 (2), 1–40. doi: 10.1371/journal.pcbi.1005350
- Klein, A. & Tourville, J. (2012). 101 Labeled Brain Images and a Consistent Human Cortical Labeling Protocol. *Frontiers in Neuroscience*, 6. Zugriff auf <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnins.2012.00171> doi: 10.3389/fnins.2012.00171

- Kluyver, T., Ragan-Kelley, B., Pérez, F., Granger, B., Bussonnier, M., Frederic, J., ... Willing, C. (2016). Jupyter Notebooks—a publishing format for reproducible computational workflows. In *Positioning and power in academic publishing: Players, agents and agendas - proceedings of the 20th international conference on electronic publishing, elpub 2016* (S. 87–90). IOS Press BV. doi: 10.3233/978-1-61499-649-1-87
- Knight, R. G., Waal-Manning, H. J. & Spears, G. F. (1983). Some norms and reliability data for the State-Trait Anxiety Inventory and the Zung Self-Rating Depression scale. *British Journal of Clinical Psychology*, 22 (4), 245–249. Zugriff auf <https://bpspsychub.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.2044-8260.1983.tb00610.x> doi: <https://doi.org/10.1111/j.2044-8260.1983.tb00610.x>
- Koelsch, S. (2011). Toward a neural basis of music perception - a review and updated model. *Frontiers in Psychology*, 2 (JUN), 1–20. doi: 10.3389/fpsyg.2011.00110
- Koelsch, S. (2014). Brain correlates of music-evoked emotions. *Nature Reviews Neuroscience*, 15 (3), 170–180. doi: 10.1038/nrn3666
- Koelsch, S. & Einleitung, S. K. (2005). Ein neurokognitives Modell der Musikperzeption Towards a neural basis of music perception. *Musiktherapeutische Umschau*, 264 (2005), 365–381.
- Koelsch, S., Fritz, T., Cramon, D. Y. V., Müller, K. & Friederici, A. D. (2006). Investigating emotion with music: An fMRI study. *Human Brain Mapping*, 27 (3), 239–250. doi: 10.1002/hbm.20180
- Kollack-Walker, S., Watson, S. J. & Akil, H. (1997). Social Stress in Hamsters: Defeat Activates Specific Neurocircuits within the Brain. *The Journal of Neuroscience*, 17, 8842–8855.
- Krieger, D. T., Allen, W., Rizzo, F. & Krieger, H. P. (1971). Characterization of the normal temporal pattern of plasma corticosteroid levels. *Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, 32 (2), 266–284. doi: 10.1210/jcem-32-2-266
- Kru, G. & Glover, G. H. (2001). Physiological noise in oxygenation-sensitive magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 46, 631–637.
- Kunzelmann, K. & Thews, O. (2011). Lungenatmung. In R. F. Schmidt, F. Lang & M. Heckmann (Hrsg.), *Physiologie des menschen: mit pathophysiologie* (S. 697–723). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Zugriff auf https://doi.org/10.1007/978-3-642-01651-6_32 doi: 10.1007/978-3-642-01651-6{_}32

- Larobina, M. & Murino, L. (2014). Medical image file formats. *Journal of Digital Imaging*, 27 (2), 200–206. doi: 10.1007/s10278-013-9657-9
- Laux, L., Glanzmann, P., Schaffner, P. & Spielberger, C. D. (1981). Das state-trait-angstinventar [The state-trait anxiety inventory]. *Hogrefe, Göttingen (in German)*.
- LeDoux, J. E. & Phelps, E. A. (2008). Emotional networks in the brain. In *Handbook of emotions, 3rd ed.* (S. 159–179). New York, NY, US: The Guilford Press.
- Lin, Y. H., Young, I. M., Conner, A. K., Glenn, C. A., Chakraborty, A. R., Nix, C. E., ... Sughrue, M. E. (2020, 11). Anatomy and White Matter Connections of the Inferior Temporal Gyrus. *World Neurosurgery*, 143, e656-e666. doi: 10.1016/j.wneu.2020.08.058
- Linnemann, A., Ditzen, B., Strahler, J., Doerr, J. M. & Nater, U. M. (2015). Music listening as a means of stress reduction in daily life. *Psychoneuroendocrinology*, 60, 82–90. Zugriff auf <http://dx.doi.org/10.1016/j.psyneuen.2015.06.008> doi: 10.1016/j.psyneuen.2015.06.008
- Llewellyn-Smith Verberne, I. J., Anthony J. M. (2011). *Central regulation of autonomic functions*. New York, N.Y.: Oxford University Press.
- MacDonald, A. W., Cohen, J. D., Andrew Stenger, V. & Carter, C. S. (2000). Dissociating the role of the dorsolateral prefrontal and anterior cingulate cortex in cognitive control. *Science*, 288 (5472), 1835–1838. doi: 10.1126/science.288.5472.1835
- Mălăia, M.-D., Donos, C., Barborica, A., Popa, I., Ciurea, J., Cinatti, S. & Mîndruță, I. (2018). Functional mapping and effective connectivity of the human operculum. *Cortex*, 109, 303–321. Zugriff auf <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010945218302764> doi: <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2018.08.024>
- Mason, J. W. (1971). *A re-evaluation of the concept of 'non-specificity' in stress theory* (Bd. 8; Bericht).
- McEwen, B. S. (2007). Physiology and neurobiology of stress and adaptation: Central role of the brain. *Physiological Reviews*, 87 (3), 873–904. doi: 10.1152/physrev.00041.2006
- Mckinney, W. (2010). *Data Structures for Statistical Computing in Python* (Bericht).
- Mertens, R. (2016). *Aussagekraft der elektrodermalen Aktivität in Laborexperimenten mit Schwerpunkt Lärm – Literaturstudie zu wichtigen Einflussfaktoren und gesundheitlichen Implikationen* (Dissertation, Düsseldorf). Zugriff auf <https://d-nb.info/1105645339/34>

- Merzenich, M. M. & Brugge, J. F. (1973). Representation of the cochlear partition on the superior temporal plane of the macaque monkey. *Brain Research*, 50 (2), 275–296. Zugriff auf <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0006899373907312> doi: [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(73\)90731-2](https://doi.org/10.1016/0006-8993(73)90731-2)
- Miller, G. F. (2001). The mating mind: How sexual choice shaped the evolution of human nature. *Psychology*, 12, 1–21.
- Miluk-Kolasa et al. (1994). Effects of music treatment on salivary cortisol in patients exposed to pre-surgical stress. *Experimental and clinical endocrinology*, 102 (2), 118–120. doi: 10.1055/s-0029-1211273
- Mitterschiffthaler, M. T., Fu, C. H., Dalton, J. A., Andrew, C. M. & Williams, S. C. (2007). A functional MRI study of happy and sad affective states induced by classical music. *Human Brain Mapping*, 28 (11), 1150–1162. doi: 10.1002/hbm.20337
- Moerel, M., De Martino, F. & Formisano, E. (2012). Processing of natural sounds in human auditory cortex: Tonotopy, spectral tuning, and relation to voice sensitivity. *Journal of Neuroscience*, 32 (41), 14205–14216. doi: 10.1523/JNEUROSCI.1388-12.2012
- Muehlhan, M., Lueken, U., Wittchen, H. U. & Kirschbaum, C. (2011). The scanner as a stressor: Evidence from subjective and neuroendocrine stress parameters in the time course of a functional magnetic resonance imaging session. *International Journal of Psychophysiology*, 79 (2), 118–126. Zugriff auf <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2010.09.009> doi: 10.1016/j.ijpsycho.2010.09.009
- Myers, B., Mcklveen, J. M. & Herman, J. P. (2015). Implications for the energetics of stress. *Frontiers in Neuroendocrinology*, 35 (2), 180–196. doi: 10.1016/j.yfrne.2013.12.003.Glucocorticoid
- Nater, U. M., Krebs, M. & Ehlert, U. (2005). Sensation seeking, music preference, and psychophysiological reactivity to music. *Musicae Scientiae*, 9 (2), 239–254. doi: 10.1177/102986490500900205
- Nater, U. M., Rohleder, N., Schlotz, W., Ehlert, U. & Kirschbaum, C. (2007). Determinants of the diurnal course of salivary alpha-amylase. *Psychoneuroendocrinology*, 32 (4), 392–401. doi: 10.1016/j.psyneuen.2007.02.007
- Nilsson, M. E. & Berglund, B. (2006). Soundscape quality in suburban green areas and city parks. *Acta Acustica united with Acustica*, 92 (6), 903–911.
- Niv, Y., Edlund, J. A., Dayan, P. & O'Doherty, J. P. (2012). Neural prediction errors reveal a risk-sensitive reinforcement-learning process in the human brain. *Journal of Neuroscience*, 32 (2), 551–562. doi: 10.1523/

- Noack, H., Nolte, L., Nieratschker, V., Habel, U. & Derntl, B. (2019, 9). *Imaging stress: an overview of stress induction methods in the MR scanner* (Bd. 126) (Nr. 9). Springer-Verlag Wien. doi: 10.1007/s00702-018-01965-y
- O'Doherty, J. P. (2004). Reward representations and reward-related learning in the human brain: Insights from neuroimaging. *Current Opinion in Neurobiology*, 14 (6), 769–776. doi: 10.1016/j.conb.2004.10.016
- Ogawa, S., Lee, T. M., Kay, A. R. & Tank, D. W. (1990). Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 87, 9868–9872. doi: 10.1016/0005-2736(76)90348-5
- Pandya, P. K., Rathbun, D. L., Moucha, R., Engineer, N. D. & Kilgard, M. P. (2008). Spectral and temporal processing in rat posterior auditory cortex. *Cerebral Cortex*, 18 (2), 301–314. doi: 10.1093/cercor/bhm055
- Papathanassiou, D., Etard, O., Mellet, E., Zago, L., Mazoyer, B. & Tzourio-Mazoyer, N. (2000). A common language network for comprehension and production: A contribution to the definition of language epicenters with PET. *NeuroImage*, 11 (4), 347–357. doi: 10.1006/nimg.2000.0546
- Peretz I. (2006). The nature of music from a biological perspective. *Cognition*, 100, 1–32. doi: 10.1016/j.cognition.2005.11.004
- Pinker, S. (1997). *How the mind works*. New York, NY, US: W W Norton & Co.
- Portas, C. M., Rees, G., Howseman, A. M., Josephs, O., Turner, R. & Frith, C. D. (1998). A specific role for the thalamus in mediating the interaction of attention and arousal in humans. *Journal of Neuroscience*, 18 (21), 8979–8989. doi: 10.1523/jneurosci.18-21-08979.1998
- Radley, J. J., Kabbaj, M., Jacobson, L., Heydendael, W., Yehuda, R. & Herman, J. P. (2013). Stress risk factors and stress-related pathology: neuroplasticity, epigenetics and endophenotypes. *Stress*, 14 (5), 481–497. doi: 10.3109/10253890.2011.604751.STRESS
- Raglio, A. (2015). Music therapy interventions in Parkinson's disease: The state-of-the-art. *Frontiers in Neurology*, 6 (Aug), 6–9. doi: 10.3389/fneur.2015.00185
- Rauschecker, J. P. & Tian, B. (2000). Mechanisms and streams for processing of 'what' and 'where' in auditory cortex. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 97 (22), 11800–11806. doi: 10.1073/pnas.97.22.11800
- Reinelt, J., Uhlig, M., Müller, K., Lauckner, M. E., Kumral, D., Schaare, H. L., ... Gaebler, M. (2019). Acute psychosocial stress alters thalamic network

- centrality. *NeuroImage*, 199, 680–690. Zugriff auf <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.06.005> doi: 10.1016/j.neuroimage.2019.06.005
- Reuter, M., Schmansky, N. J., Rosas, H. D. & Fischl, B. (2012, 7). Within-subject template estimation for unbiased longitudinal image analysis. *NeuroImage*, 61 (4), 1402–1418. doi: 10.1016/j.neuroimage.2012.02.084
- Rohleder, N. & Nater, U. M. (2009, 5). Determinants of salivary α -amylase in humans and methodological considerations. *Psychoneuroendocrinology*, 34 (4), 469–485. Zugriff auf <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306453008003302> doi: 10.1016/j.psyneuen.2008.12.004
- Rohleder, N., Nater, U. R. S. M., Wolf, J. M., Ehlert, U. & Kirschbaum, C. (2004, 12). Psychosocial Stress-Induced Activation of Salivary Alpha-Amylase: An Indicator of Sympathetic Activity? *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1032 (1), 258–263. Zugriff auf <https://doi.org/10.1196/annals.1314.033> doi: <https://doi.org/10.1196/annals.1314.033>
- Rorden, C. & Brett, M. (2000). *Stereotaxic display of brain lesions* (Bericht). Zugriff auf www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/
- Rosol, T., Yarrington, J., Latendresse, J. & Capen, C. (2001). Adrenal Gland : Structure , Function , and Mechanisms of Toxicity. *Toxicologic pathology*, 29 (1), 41–48.
- Rozanski, A., Blumenthal, J. A. & Kaplan, J. (1999). Impact of Psychological Factors on the Pathogenesis of Cardiovascular Disease and Implications for Therapy. *Circulation*, 99 (16), 2192–2217. doi: 10.1161/01.CIR.99.16.2192
- Ryberg, M., Möller, C. & Ericson, T. (1987). Effect of β 2-Adrenoceptor Agonists on Saliva Proteins and Dental Caries in Asthmatic Children. *Journal of Dental Research*, 66 (8), 1404–1406. doi: 10.1177/00220345870660082401
- Saffran, M. & Schally, A. V. (1955, 5). The release of corticotrophin by anterior pituitary tissue in vitro. *Canadian journal of biochemistry and physiology*, 33 (3), 408–415.
- Salimpoor, V. N., Benovoy, M., Larcher, K., Dagher, A. & Zatorre, R. J. (2011). Anatomically distinct dopamine release during anticipation and experience of peak emotion to music. *Nature Neuroscience*, 14 (2), 257–264. doi: 10.1038/nn.2726
- Sandner, M., Lois, G., Streit, F., Zeier, P., Kirsch, P., Wüst, S. & Wessa, M. (2020). Investigating individual stress reactivity: High hair cor-

- tisol predicts lower acute stress responses. *Psychoneuroendocrinology*, 118 (March), 104660. Zugriff auf <https://doi.org/10.1016/j.psyneuen.2020.104660> doi: 10.1016/j.psyneuen.2020.104660
- Scannapieco, F. A., Torres, G. & Levine, M. J. (1993). Salivary alpha-amylase: role in dental plaque and caries formation. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 4 (3-4), 301–307. doi: 10.1177/10454411930040030701
- Schafer, T., Huron, D., Shanahan, D. & Sedlmeier, P. (2015). The sounds of safety: Stress and danger in music perception. *Frontiers in Psychology*, 6 (August), 1–9. doi: 10.3389/fpsyg.2015.01140
- Schiff, N. D. (2008). Central thalamic contributions to arousal regulation and neurological disorders of consciousness. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1129, 105–118. doi: 10.1196/annals.1417.029
- Schulkin, J. & Raglan, G. B. (2014). The evolution of music and human social capability. *Frontiers in Neuroscience*, 8 (SEP), 1–13. doi: 10.3389/fnins.2014.00292
- Schulz, P., Schlotz, W. & Becker, P. (2004). *Trierer Inventar zum Chronischen Stress (TICS) [Trier Inventory for Chronic Stress (TICS)]* (Bericht). Göttingen, Germany. Zugriff auf <https://eprints.soton.ac.uk/50017/>
- Sescousse, G., Caldú, X., Segura, B. & Dreher, J. C. (2013). Processing of primary and secondary rewards: A quantitative meta-analysis and review of human functional neuroimaging studies. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 37 (4), 681–696. Zugriff auf <http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2013.02.002> doi: 10.1016/j.neubiorev.2013.02.002
- Siedenburg, K. (2020). Die Farbe macht die Musik. *Akustik Journal*, 29–41.
- Simpson E., W. M. (1988). Regulation of the synthesis of steroidogenic enzymes in adrenal cortical cells by acth. *Annual reviews*, 50, 427–440.
- Sinha, R., Lacadie, C. M., Todd Constable, R. & Seo, D. (2016, 8). Dynamic neural activity during stress signals resilient coping. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 113 (31), 8837–8842. doi: 10.1073/PNAS.1600965113
- Smith, S. M. (2002, 11). Fast robust automated brain extraction. *Human Brain Mapping*, 17 (3), 143–155. doi: 10.1002/hbm.10062
- Stoddard-Apter, S. L., Siegel, A. & Levin, B. E. (1983). Plasma catecholamine and cardiovascular responses following hypothalamic stimulation in the awake cat. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 8 (4), 343–360. Zugriff auf <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0165183883900292> doi: [https://doi.org/10.1016/0165-1838\(83](https://doi.org/10.1016/0165-1838(83)

- Streit, F., Haddad, L., Paul, T., Frank, J., Schäfer, A., Nikitopoulos, J., ... Wüst, S. (2014). A functional variant in the neuropeptide S receptor 1 gene moderates the influence of urban upbringing on stress processing in the amygdala. *Stress*, 17 (4), 352–361. doi: 10.3109/10253890.2014.921903
- Stuss, D. T. (2011). Functions of the frontal lobes: Relation to executive functions. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 17 (5), 759–765. doi: 10.1017/S1355617711000695
- Swanson, L. W., Sawchenko, P. E., Rivier, J. & Vale, W. W. (1983). Organization of Ovine Corticotropin-Releasing Factor Immunoreactive Cells and Fibers in the Rat Brain: An Immunohistochemical Study. *Neuroendocrinology*, 36 (3), 165–186. Zugriff auf <https://www.karger.com/DOI/10.1159/000123454> doi: 10.1159/000123454
- Terhorst, R. (2021). *Hooked on a feeling - Eine Pilotstudie zur Untersuchung neuronaler Korrelate des Einflusses von Musikhören auf Stresserleben und -reduktion: Eine detaillierte Betrachtung von biochemischen, physiologischen, verhaltenstypischen und neuronalen Korrelaten* (Dissertation, Philipps-Universität Marburg). Zugriff auf [//archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2021/0362/pdf/drt.pdf](http://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2021/0362/pdf/drt.pdf)
- Thoma, M. V., La Marca, R., Brönnimann, R., Finkel, L., Ehlert, U. & Nater, U. M. (2013). The Effect of Music on the Human Stress Response. *PLoS ONE*, 8 (8), 1–12. doi: 10.1371/journal.pone.0070156
- Thoma, M. V., Ryf, S., Mohiyeddini, C., Ehlert, U. & Nater, U. M. (2012). Emotion regulation through listening to music in everyday situations. *Cognition and Emotion*, 26 (3), 550–560. doi: 10.1080/02699931.2011.595390
- Tramo, M. J., Shah, G. D. & Braida, L. D. (2002). Functional role of auditory cortex in frequency processing and pitch perception. *Journal of Neurophysiology*, 87 (1), 122–139. doi: 10.1152/jn.00104.1999
- Triarhou, L. C. (2021, 5). *Cytoarchitectonics of the Rolandic operculum: morpho-functional ponderings* (Bd. 226) (Nr. 4). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. doi: 10.1007/s00429-021-02258-z
- Tsigos, C. & Chrousos, G. P. (2002). Hypothalamic-pituitary-adrenal axis, neuroendocrine factors and stress. *Journal of Psychosomatic Research*, 53 (4), 865–871. doi: 10.1016/S0022-3999(02)00429-4
- Turpin, G. & Grandfield, T. (2007). Electrodermal Activity. In G. Fink (Hrsg.), *Encyclopedia of stress (second edition)* (Second Edi Aufl., S. 899–902). New York: Academic Press. Zugriff auf <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123739476001392> doi: <https://doi.org/10>

- .1016/B978-012373947-6.00139-2
- Uedo, N., Ishikawa, H., Morimoto, K., Ishihara, R., Narahara, H., Akedo, I., ... Fukuda, S. (2004). Reduction in salivary cortisol level by music therapy during colonoscopic examination. *Hepato-gastroenterology*, 51 (56), 451–453.
- Uhart, M., Chong, R. Y., Oswald, L., Lin, P. I. & Wand, G. S. (2006, 6). Gender differences in hypothalamic-pituitary-adrenal (HPA) axis reactivity. *Psychoneuroendocrinology*, 31 (5), 642–652. doi: 10.1016/j.psyneuen.2006.02.003
- Ulrich-Lai, Y. M. & Herman, J. P. (2009). Neural regulation of endocrine and autonomic stress responses. *Nature Reviews Neuroscience*, 10 (6), 397–409. doi: 10.1038/nrn2647
- Vallat, R. (2018, 11). Pingouin: statistics in Python. *Journal of Open Source Software*, 3 (31), 1026. doi: 10.21105/joss.01026
- Vasconcelos, M., Stein, D. J., Gallas-lobes, M., Almeida, R. M. M. D. & Landau, L. (2020). Modulation : Implications for Stress Response and Resilience. *Trends in psychiatry and psychotherapie*, 42 (2), 195–206.
- Virtanen, P., Gommers, R., Oliphant, T. E., Haberland, M., Reddy, T., Cournapeau, D., ... Vázquez-Baeza, Y. (2020, 3). SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python. *Nature Methods*, 17 (3), 261–272. doi: 10.1038/s41592-019-0686-2
- Waskom, M. (2021, 4). seaborn: statistical data visualization. *Journal of Open Source Software*, 6 (60), 3021. doi: 10.21105/joss.03021
- Watson, D., Clark, L. A. & Tellegen, A. (1988, 6). Development and validation of brief measures of positive and negative affect: the PANAS scales. *Journal of personality and social psychology*, 54 (6), 1063–1070. doi: 10.1037//0022-3514.54.6.1063
- White, J. M. (1999, 7). Effects of relaxing music on cardiac autonomic balance and anxiety after acute myocardial infarction. *American journal of critical care : an official publication, American Association of Critical-Care Nurses*, 8 (4), 220–230.
- Windischberger, C., Langenberger, H., Sycha, T., Tschernko, E. M., Fuchsjaeger-Mayerl, G., Schmetterer, L. & Moser, E. (2002). On the origin of respiratory artifacts in BOLD-EPI of the human brain. *Magnetic resonance imaging*, 20 (8), 575–82. Zugriff auf <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12467863>
- Włodarczak, M. (2019). RespInPeace : Toolkit for Processing Respiratory Belt Data. *Proceedings from FONETIK 2019 Stockholm*, 115–118.

- Woolrich, M. W., Jbabdi, S., Patenaude, B., Chappell, M., Makni, S., Behrens, T., ... Smith, S. M. (2009). Bayesian analysis of neuroimaging data in FSL. *NeuroImage*, *45*, 173–186. doi: 10.1016/j.neuroimage.2008.10.055
- Yehuda, R., Halligan, S. L., Golier, J. A., Grossman, R. & Bierer, L. M. (2004). Effects of trauma exposure on the cortisol response to dexamethasone administration in PTSD and major depressive disorder. *Psychoneuroendocrinology*, *29* (3), 389–404. doi: 10.1016/S0306-4530(03)00052-0
- Zatorre, R. J., Evans, A. C. & Meyer, E. (1994). Neural mechanisms underlying melodic perception and memory for pitch. *Journal of Neuroscience*, *14* (4), 1908–1919. doi: 10.1523/jneurosci.14-04-01908.1994
- Zatorrea, R. J. & Salimpoor, V. N. (2013). From perception to pleasure: Music and its neural substrates. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *110* (SUPPL2), 10430–10437. doi: 10.1073/pnas.1301228110

Appendix

.1 Puls-Anhang

Shapiro-Wilk Test der Puls-Daten					
Gruppe	Aufgabentyp	Bedingung	Zeit	Statistik	p
Musik	Mathe	Ruhe	1_1	0.9774018	2.467343e-07
Naturgeräusche	Mathe	Ruhe	1_1	0.8646255	2.452399e-19
Musik	Rotation	Ruhe	1_1	0.9570707	2.420065e-11
Naturgeräusche	Rotation	Ruhe	1_1	0.9544358	1.404185e-10
Musik	Mathe	Stress	1_1	0.9474871	8.232924e-13
Naturgeräusche	Mathe	Stress	1_1	0.9746339	4.609291e-07
Musik	Rotation	Stress	1_1	0.9734624	3.043573e-08
Naturgeräusche	Rotation	Stress	1_1	0.9801746	7.873929e-06
Musik	Mathe	Ruhe	1_2	0.9269430	1.958971e-15
Naturgeräusche	Mathe	Ruhe	1_2	0.9796916	6.056392e-06
Musik	Rotation	Ruhe	1_2	0.9323056	1.353207e-14
Naturgeräusche	Rotation	Ruhe	1_2	0.9749199	7.106969e-07
Musik	Mathe	Stress	1_2	0.9161978	1.324442e-16
Naturgeräusche	Mathe	Stress	1_2	0.9859231	2.338146e-04
Musik	Rotation	Stress	1_2	0.9777631	3.019160e-07
Naturgeräusche	Rotation	Stress	1_2	0.9862950	2.967312e-04
Musik	Mathe	Ruhe	2_1	0.9849930	2.649906e-05
Naturgeräusche	Mathe	Ruhe	2_1	0.9781111	2.620889e-06
Musik	Rotation	Ruhe	2_1	0.9257955	1.450469e-15
Naturgeräusche	Rotation	Ruhe	2_1	0.9427887	3.599800e-12
Musik	Mathe	Stress	2_1	0.9532934	6.047459e-12
Naturgeräusche	Mathe	Stress	2_1	0.9803126	8.492194e-06
Musik	Rotation	Stress	2_1	0.9282582	2.775978e-15
Naturgeräusche	Rotation	Stress	2_1	0.9879389	8.774012e-04
Musik	Mathe	Ruhe	2_2	0.9734569	3.035009e-08
Naturgeräusche	Mathe	Ruhe	2_2	0.9491459	2.485389e-11
Musik	Rotation	Ruhe	2_2	0.9366463	2.867797e-14
Naturgeräusche	Rotation	Ruhe	2_2	0.9801640	7.828463e-06
Musik	Mathe	Stress	2_2	0.9491855	1.452081e-12
Naturgeräusche	Mathe	Stress	2_2	0.9582596	5.327174e-10
Musik	Rotation	Stress	2_2	0.9629127	3.577325e-10
Naturgeräusche	Rotation	Stress	2_2	0.9525464	1.105003e-10

Tabelle 9: Test auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk der Untergruppen

Leventest (Puls)					
Run	Block	df1	df2	Statistik	p
1	0	1	982	23.514855	1.440426e-06
1	1	1	982	48.103664	7.323904e-12
1	2	1	982	74.854975	2.042881e-17
1	3	1	982	2.814795	9.371702e-02
1	4	1	958	138.932096	4.838921e-30
1	5	1	982	46.568224	1.546240e-11
1	6	1	982	1.375900	2.410852e-01
1	7	1	982	9.536952	2.070331e-03
2	0	1	982	86.563638	8.558229e-20
2	1	1	982	19.225896	1.286501e-05
2	2	1	982	35.353233	3.818562e-09
2	3	1	982	138.683913	4.863525e-30
2	4	1	958	70.676810	1.510697e-16
2	5	1	982	141.213523	1.595106e-30
2	6	1	982	25.300487	5.830894e-07
2	7	1	982	27.027271	2.440421e-07

Tabelle 10: Levene Test der Pulsdaten

Mauchly-Test auf Sphärizität		
Effekte	Statistik	P-Wert
<i>Zeit</i>	0.03670	0.000000
<i>Gruppe:Zeit</i>	0.03670	0.00000
<i>Geschlecht:Zeit</i>	0.03670	0.00000
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit</i>	0.03670	0.00000
<i>Zeit:Aufgabentyp</i>	0.38727	0.003323
<i>Gruppe:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.38727	0.003323
<i>Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.38727	0.003323
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.38727	0.003323
<i>Zeit:Bedingung</i>	0.70201	0.250884
<i>Gruppe:Zeit:Bedingung</i>	0.70201	0.250884
<i>Geschlecht:Zeit:Bedingung</i>	0.70201	0.250884
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Bedingung</i>	0.70201	0.250884
<i>Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.68979	0.224897
<i>Gruppe:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.68979	0.224897
<i>Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.68979	0.224897
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.68979	0.224897

Tabelle 11: Mauchly Test auf Sphärizität (Pulsdaten)

Min.	46.21 bpm
Q1	67.57 bpm
Median	75.82 bpm
Mittelwert	77.93 bpm
Q3	86.75 bpm
Max.	132.61 bpm

Tabelle 12: Zu sehen sind Verteilungsmaße der Pulsdaten. Bei den abgebildeten Puldaten wurde bisher keine Grundlinienkorrektur durchgeführt.

Greenhouse Geissner Korrektur		
Effekte	Statistik	p-Wert
Zeit	0.41693	4.57e-05 ***
Gruppe:Zeit	0.41693	0.734245
Geschlecht:Zeit	0.41693	0.457818
Gruppe:Geschlecht:Zeit	0.41693	0.443659
Zeit:Aufgabentyp	0.60862	0.366358
Gruppe:Zeit:Aufgabentyp	0.60862	0.529053
Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp	0.60862	0.276466
Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp	0.60862	0.330320
Zeit:Bedingung	0.79949	0.106817
Gruppe:Zeit:Bedingung	0.79949	0.804556
Geschlecht:Zeit:Bedingung	0.79949	0.255306
Gruppe:Geschlecht:Zeit:Bedingung	0.79949	0.410138
Zeit:Aufgabentyp:Bedingung	0.79108	0.008251 **
Gruppe:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung	0.79108	0.243658
Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung	0.79108	0.451610
Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung	0.79108	0.0480582

Tabelle 13: Nach Greenhouse-Geissner, Signif. Code: 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

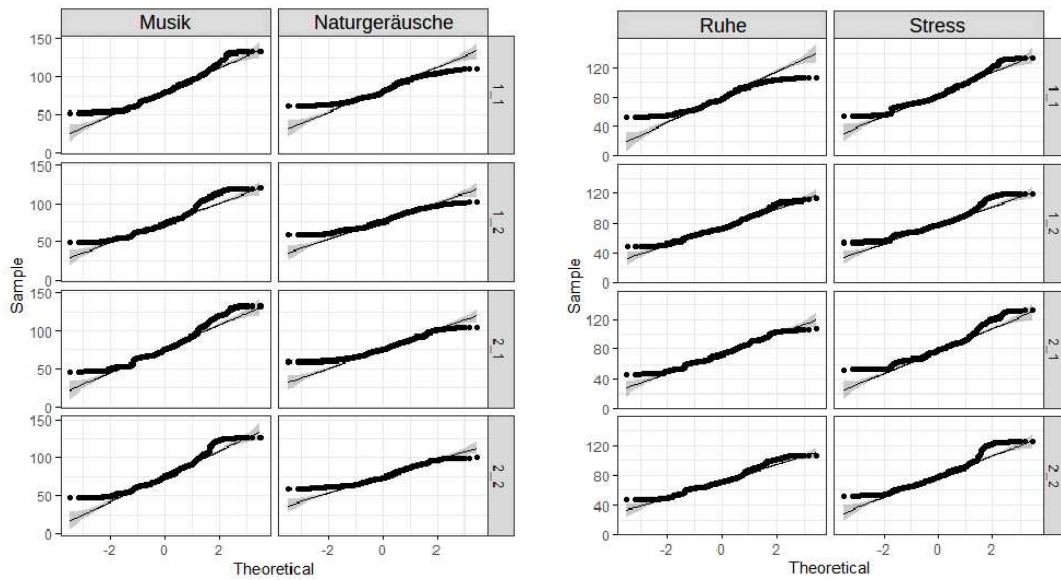
Post-hoc Test					
Zeit	geschätzte Randmittel	SE	df	unteres KN	oberes KN
X1_1	2.870	0.524	20	1.778	3.963
X1_2	-1.463	0.414	20	-2.328	-0.599
X2_1	0.513	0.186	20	0.124	0.901
X2_2	-0.102	0.165	20	-0.446	0.242

Konfidenzniveau (KN): 0.95

Tabelle 14: Post-hoc Test der Pulsdaten

Paarweise-Vergleiche (Puls)					
Kontrast	Schätzung	SE	df	t-Ratio	p-Wert
$X_{1_1} - X_{1_2}$	4.333	0.909	20	4.765	0.0006
$X_{1_1} - X_{2_1}$	2.357	0.502	20	4.695	0.0007
$X_{1_1} - X_{2_2}$	2.972	0.570	20	5.212	0.0002
$X_{1_2} - X_{2_1}$	-1.976	0.494	20	-4.0	0.0036
$X_{1_2} - X_{2_2}$	-1.362	0.386	20	-3.530	0.0104
$X_{2_1} - X_{2_2}$	0.615	0.310	20	1.981	0.2281

Tabelle 15: Paarweise-Vergleiche (Puls), p-value korrigiert nach Tukey bei Mehrfachvergleichen



(a) Gruppe

(b) Bedingung

Abbildung 22: Q-Q-plots der Verteilungen innerhalb der Untersuchungsgruppen

ANOVA Puls						
Effekt	num Df	den Df	MSE	F	ges	Pr(>F)
<i>g</i>	1.000000	20.00000	3.281413	0.93774470	6.889016e-04	3.444241e-01
<i>s</i>	1.000000	20.00000	3.281413	0.23884647	1.755555e-04	6.303565e-01
<i>g:s</i>	1.000000	20.00000	3.281413	0.63573097	4.671349e-04	4.346254e-01
<i>t</i>	1.250787	25.01574	35.815815	20.76028855	1.724282e-01	4.569892e-05 ***
<i>g:t</i>	1.250787	25.01574	35.815815	0.17564075	1.759663e-03	7.342450e-01
<i>s:t</i>	1.250787	25.01574	35.815815	0.65790129	6.559516e-03	4.578181e-01
<i>g:s:t</i>	1.250787	25.01574	35.815815	0.69462976	6.923177e-03	4.436592e-01
<i>a</i>	1.000000	20.00000	9.659534	5.36394384	1.147465e-02	3.128972e-02 *
<i>g:a</i>	1.000000	20.00000	9.659534	0.62881262	1.358933e-03	4.370978e-01
<i>s:a</i>	1.000000	20.00000	9.659534	0.03536668	7.652939e-05	8.527244e-01
<i>g:s:a</i>	1.000000	20.00000	9.659534	1.65478077	3.568250e-03	2.130020e-01
<i>b</i>	1.000000	20.00000	76.616642	37.75459568	3.932198e-01	5.282034e-06 ***
<i>g:b</i>	1.000000	20.00000	76.616642	1.75289756	2.920898e-02	2.004465e-01
<i>s:b</i>	1.000000	20.00000	76.616642	0.40810698	6.956272e-03	5.301807e-01
<i>g:s:b</i>	1.000000	20.00000	76.616642	0.83544838	1.413742e-02	3.715901e-01
<i>t:a</i>	1.825857	36.51713	15.144733	1.01468428	6.246675e-03	3.663577e-01
<i>g:t:a</i>	1.825857	36.51713	15.144733	0.62057694	3.829734e-03	5.290532e-01
<i>s:t:a</i>	1.825857	36.51713	15.144733	1.32583469	8.146597e-03	2.764664e-01
<i>g:s:t:a</i>	1.825857	36.51713	15.144733	1.12827644	6.941125e-03	3.303200e-01
<i>t:b</i>	2.398470	47.96941	15.866695	2.25253510	1.884266e-02	1.068169e-01
<i>g:t:b</i>	2.398470	47.96941	15.866695	0.26778012	2.277822e-03	8.045557e-01
<i>s:t:b</i>	2.398470	47.96941	15.866695	1.40426799	1.183078e-02	2.553064e-01
<i>g:s:t:b</i>	2.398470	47.96941	15.866695	0.94439227	7.987329e-03	4.101377e-01
<i>a:b</i>	1.000000	20.00000	7.380714	8.19892002	1.337574e-02	9.606996e-03 **
<i>g:a:b</i>	1.000000	20.00000	7.380714	0.09691701	1.602285e-04	7.587829e-01
<i>s:a:b</i>	1.000000	20.00000	7.380714	0.48486854	8.010975e-04	4.942391e-01
<i>g:s:a:b</i>	1.000000	20.00000	7.380714	0.28755314	4.752489e-04	5.977072e-01
<i>t:a:b</i>	2.373229	47.46458	6.631354	4.89752652	1.697441e-02	8.250968e-03 **
<i>g:t:a:b</i>	2.373229	47.46458	6.631354	1.45041331	5.087794e-03	2.436584e-01
<i>s:t:a:b</i>	2.373229	47.46458	6.631354	0.84824692	2.981799e-03	4.516102e-01
<i>g:s:t:a:b</i>	2.373229	47.46458	6.631354	0.78710328	2.767459e-03	4.805818e-01

Tabelle 16: Repeated ANOVA (Puls). nach Greenhouse-Geissner korrigiert. Signif. codes: 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1, Variablen: Gruppe (g), Geschlecht (s), Zeit (t), Aufgabentyp (a), Bedingung (b)

.2 Atmung-Anhang

Normalverteilung Atmung (Shapiro-Wilk)					
Zeit	Aufgabentyp	Gruppe	Bedingung	Statistik	p
1_1	Mathe	Musik	Ruhe	0.9956264	1.423749e-01
1_1	Mathe	Naturgeräusche	Ruhe	0.9957345	2.604688e-01
1_1	Rotation	Musik	Ruhe	0.9826028	5.455666e-06
1_1	Rotation	Naturgeräusche	Ruhe	0.9557437	2.197355e-10
1_1	Mathe	Musik	Stress	0.9959708	1.916000e-01
1_1	Mathe	Naturgeräusche	Stress	0.9724543	1.655295e-07
1_1	Rotation	Musik	Stress	0.9718527	1.362906e-08
1_1	Rotation	Naturgeräusche	Stress	0.9937397	5.939464e-02
1_2	Mathe	Musik	Ruhe	0.9953006	1.069510e-01
1_2	Mathe	Naturgeräusche	Ruhe	0.9943635	9.531367e-02
1_2	Rotation	Musik	Ruhe	0.9968992	4.259543e-01
1_2	Rotation	Naturgeräusche	Ruhe	0.9888203	1.920215e-03
1_2	Mathe	Musik	Stress	0.9911366	2.781131e-03
1_2	Mathe	Naturgeräusche	Stress	0.9927230	2.743120e-02
1_2	Rotation	Musik	Stress	0.9819748	3.666683e-06
1_2	Rotation	Naturgeräusche	Stress	0.9910224	7.708489e-03
2_1	Mathe	Musik	Ruhe	0.8932384	8.771416e-19
2_1	Mathe	Naturgeräusche	Ruhe	0.9970992	6.104948e-01
2_1	Rotation	Musik	Ruhe	0.9972839	5.313874e-01
2_1	Rotation	Naturgeräusche	Ruhe	0.9954708	2.161004e-01
2_1	Mathe	Musik	Stress	0.9940647	3.547482e-02
2_1	Mathe	Naturgeräusche	Stress	0.8769458	1.875629e-18
2_1	Rotation	Musik	Stress	0.9962219	2.367340e-01
2_1	Rotation	Naturgeräusche	Stress	0.9941272	7.971585e-02
2_2	Mathe	Musik	Ruhe	0.9781201	3.692329e-07
2_2	Mathe	Naturgeräusche	Ruhe	0.9947141	1.240306e-01
2_2	Rotation	Musik	Ruhe	0.9926559	1.019120e-02
2_2	Rotation	Naturgeräusche	Ruhe	0.9719445	1.311318e-07
2_2	Mathe	Musik	Stress	0.9743776	4.866971e-08
2_2	Mathe	Naturgeräusche	Stress	0.9956488	2.452538e-01
2_2	Rotation	Musik	Stress	0.9966465	3.537042e-01
2_2	Rotation	Naturgeräusche	Stress	0.9391288	1.945316e-12

Tabelle 17: Normalverteilung nach Shapiro-Wilk der Untergruppen

Levenetest der Atmungsdaten					
Run	Block	df1	df2	Statistik	p
1	-1	1	4150	40.4665677	2.216669e-10
1	0	1	982	15.4539414	9.047213e-05
1	1	1	982	19.7783251	9.688717e-06
1	2	1	982	56.3082987	1.386061e-13
1	3	1	982	0.5615920	4.537990e-01
1	4	1	958	11.6656260	6.633856e-04
1	5	1	982	28.9166791	9.444507e-08
1	6	1	982	30.2574741	4.825744e-08
1	7	1	982	50.3912698	2.412590e-12
2	-1	1	4150	44.5184669	2.851842e-11
2	0	1	982	0.4399026	5.073251e-01
2	1	1	982	48.5483202	5.900468e-12
2	2	1	982	46.2432800	1.811533e-11
2	3	1	982	62.9493398	5.756698e-15
2	4	1	958	20.7744342	5.834669e-06
2	5	1	982	21.3025711	4.441742e-06
2	6	1	982	14.7484579	1.307211e-04
2	7	1	982	57.4656440	7.946872e-14

Tabelle 18: Levene Test der Atmungsdaten

Mauchlytest auf Sphärizität (Atmung)		
Effekt	Statistik	p-Wert
<i>Zeit</i>	0.35285	0.00158
<i>Gruppe:Zeit</i>	0.35285	0.00158
<i>Geschlecht:Zeit</i>	0.35285	0.00158
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit</i>	0.20455	0.00158
<i>Zeit:Aufgabentyp</i>	0.73506	0.33073
<i>Gruppe :Zeit:Aufgabentyp</i>	0.73506	0.33073
<i>Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.73506	0.33073
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.73506	0.33073
<i>Zeit:Bedingung</i>	0.87437	0.77480
<i>Gruppe:Zeit:Bedingung</i>	0.87437	0.77480
<i>Geschlecht:Zeit:Bedingung</i>	0.87437	0.77480
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Bedingung</i>	0.87437	0.77480
<i>Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.27342	0.00020
<i>Gruppe:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.27342	0.00020
<i>Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.27342	0.00020
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.27342	0.00020

Tabelle 19: Mauchly Test auf Sphärizität

Greenhouse-Geissner Korrektur (Atmung)		
Effekte	GG eps	P(>F[GG])
Zeit	0.64679	0.01254 *
Gruppe:Zeit	0.64679	0.60424
Geschlecht:Zeit	0.64679	0.29203
Gruppe:Geschlecht:Zeit	0.64679	0.80321
Zeit:Aufgabentyp	0.86375	0.23364
Gruppe:Zeit:Aufgabentyp	0.86375	0.62490
Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp	0.86375	0.38043
Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp	0.86375	0.34460
Zeit:Bedingung	0.91251	0.04184 *
Gruppe:Zeit:Bedingung	0.91251	0.01905 *
Geschlecht:Zeit:Bedingung	0.91251	0.07449
Gruppe:Geschlecht:Zeit:Bedingung	0.91251	0.67678
Zeit:Aufgabentyp:Bedingung	0.70174	0.02975 *
Gruppe:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung	0.70174	0.63892
Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung	0.70174	0.76665
Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung	0.70174	0.24342

Signif. Code: 0 '****' 0.001 '***' 0.01 '**'

Tabelle 20: Greenhouse-Geissner Korrektur der Atmungsdaten

Post-hoc Test (Ruhe)					
Zeit	geschätzte Randmittel	SE	df	unteres KN	oberes KN
X1_1	-0.222	0.227	20	-0.696	0.252
X1_2	-1.009	0.186	20	-1.396	-0.622
X2_1	-1.029	0.177	20	-1.398	-0.660
X2_2	-1.252	0.232	20	-1.737	-0.767

Konfidenzniveau (KN): 0.95

Tabelle 21: Post-hoc Test der Atmungsdaten unter Ruhebedingungen

Post-hoc Test (Stress)					
Zeit	geschätzte Randmittel	SE	df	unteres KN	oberes KN
X1_1	1.904	0.256	20	1.370	0.2439
X1_2	1.500	0.306	20	0.863	2.138
X2_1	1.832	0.365	20	1.070	2.594
X2_2	1.896	0.264	20	1.346	2.447

Konfidenzniveau (KN): 0.95

Tabelle 22: Post-hoc Test der Atmungsdaten unter Stressbedingungen

ANOVA Atmung

Effekt	num Df	den Df	MSE	F	ges	Pr(>F)
g	1.000000	20.00000	2.063889	2.94638203	0.0070143616	1.015193e-01
s	1.000000	20.00000	2.063889	0.60675716	0.0014525789	4.451308e-01
g:s	1.000000	20.00000	2.063889	0.26687392	0.0006394174	6.111019e-01
t	1.940379	38.80759	2.043472	4.98044771	0.0224255650	1.254173e-02 **
g:t	1.940379	38.80759	2.043472	0.50098663	0.0023022385	6.042416e-01
s:t	1.940379	38.80759	2.043472	1.26818483	0.0058073537	2.920257e-01
g:s:t	1.940379	38.80759	2.043472	0.21227926	0.0009768060	8.032078e-01
a	1.000000	20.00000	4.488933	3.38681576	0.0173540772	8.060789e-02
g:a	1.000000	20.00000	4.488933	1.35729409	0.0070278731	2.577150e-01
s:a	1.000000	20.00000	4.488933	0.39647951	0.0020631780	5.360407e-01
g:s:a	1.000000	20.00000	4.488933	0.62794074	0.0032637120	4.374109e-01
b	1.000000	20.00000	14.152099	46.30388466	0.4322105650	1.290305e-06 ***
g:b	1.000000	20.00000	14.152099	6.08713051	0.0909668162	2.276987e-02 *
s:b	1.000000	20.00000	14.152099	0.09060444	0.0014872833	7.665171e-01
g:s:b	1.000000	20.00000	14.152099	0.35928993	0.0058718917	5.556310e-01
t:a	2.591265	51.82529	2.098676	1.48131380	0.0092710480	2.336431e-01
g:t:a	2.591265	51.82529	2.098676	0.55029859	0.0034643213	6.248958e-01
s:t:a	2.591265	51.82529	2.098676	1.02717223	0.0064470523	3.804284e-01
g:s:t:a	2.591265	51.82529	2.098676	1.11990708	0.0070250142	3.446008e-01
t:b	2.737532	54.75064	1.642766	3.01611771	0.0155118478	4.184375e-02 *
g:t:b	2.737532	54.75064	1.642766	3.73480035	0.0191372870	1.904845e-02 *
s:t:b	2.737532	54.75064	1.642766	2.49666507	0.0128747060	7.449134e-02
g:s:t:b	2.737532	54.75064	1.642766	0.48547140	0.0025296962	6.767758e-01
a:b	1.000000	20.00000	3.784392	1.14499391	0.0050082798	2.973441e-01
g:a:b	1.000000	20.00000	3.784392	0.11846901	0.0005205286	7.342935e-01
s:a:b	1.000000	20.00000	3.784392	0.22923819	0.0010067357	6.372821e-01
g:s:a:b	1.000000	20.00000	3.784392	1.19320420	0.0052180545	2.876682e-01
t:a:b	2.105234	42.10468	2.210204	3.75034749	0.0198681993	2.975231e-02 *
g:t:a:b	2.105234	42.10468	2.210204	0.46852646	0.0025260283	6.389245e-01
s:t:a:b	2.105234	42.10468	2.210204	0.28207512	0.0015223190	7.666512e-01
g:s:t:a:b	2.105234	42.10468	2.210204	1.46072802	0.0078335106	2.434211e-01

Tabelle 23: Repeated ANOVA (Atmung). nach Greenhouse-Geissner korrigiert. Variablen: a: Aufgabentyp, b: Bedingung, g: Gruppe, t: Zeit, s: Geschlecht, Signif. codes: 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Paarweise Vergleiche <i>Bedingung</i> (Ruhe)					
Kontrast	Schätzung	SE	df	T-ratio	p-Wert
$X_{1_1} - X_{1_2}$	0.7822	0.274	20	2.875	0.0427
$X_{1_1} - X_{2_1}$	0.80693	0.248	20	3.252	0.0192
$X_{1_1} - X_{2_2}$	1.02995	0.208	20	4.951	0.0004
$X_{1_2} - X_{2_1}$	0.01971	0.210	20	0.094	0.9997
$X_{1_2} - X_{2_2}$	0.24273	0.260	20	0.935	0.7865
$X_{2_1} - X_{2_2}$	0.22302	0.230	20	0.970	0.7676

Tabelle 24: Paarweise Vergleiche über die Zeit (run_wiederholung) in Ruhe; alpha-Wert korrigiert nach Tukey bei mehrfachen Vergleichen

Paarweise Vergleiche <i>Bedingung</i> (Stress)					
Kontrast	Schätzung	SE	df	T-ratio	p-Wert
$X_{1_1} - X_{1_2}$	4.0390	0.208	20	1.942	0.2430
$X_{1_1} - X_{2_1}$	0.07195	0.263	20	0.274	0.9926
$X_{1_1} - X_{2_2}$	0.00799	0.203	20	0.039	1.0000
$X_{1_2} - X_{2_1}$	-0.33195	0.267	20	-1.244	0.6071
$X_{1_2} - X_{2_2}$	-0.39592	0.253	20	-1.563	0.4208
$X_{2_1} - X_{2_2}$	-0.06397	0.314	20	-0.204	0.9969

Tabelle 25: Paarweise Vergleiche über die Zeit (run_wiederholung) unter Stress; alpha-Wert korrigiert nach Tukey bei mehrfachen Vergleichen

.3 EDA-Anhang

Shapiro-Wilk Test der EDA-Daten						
Zeit	Aufgabentyp	Gruppe	Bedingung	Variable	Statistik	p
1_1	Mathe	Musik	Ruhe	eda	0.9156311	3.041952e-20
1_1	Mathe	Naturgeräusche	Ruhe	eda	0.9547673	1.097181e-11
1_1	Rotation	Musik	Ruhe	eda	0.9163329	3.674951e-20
1_1	Rotation	Naturgeräusche	Ruhe	eda	0.9753427	8.475009e-08
1_1	Mathe	Musik	Stress	eda	0.7762312	4.558507e-31
1_1	Mathe	Naturgeräusche	Stress	eda	0.9479478	1.025707e-12
1_1	Rotation	Musik	Stress	eda	0.8170780	1.250052e-28
1_1	Rotation	Naturgeräusche	Stress	eda	0.8997494	3.629487e-18
1_2	Mathe	Musik	Ruhe	eda	0.8739763	2.126077e-24
1_2	Mathe	Naturgeräusche	Ruhe	eda	0.9285201	3.209500e-15
1_2	Rotation	Musik	Ruhe	eda	0.9514597	3.380151e-15
1_2	Rotation	Naturgeräusche	Ruhe	eda	0.9363821	2.854818e-14
1_2	Mathe	Musik	Stress	eda	0.9760492	6.858392e-10
1_2	Mathe	Naturgeräusche	Stress	eda	0.9288543	3.509599e-15
1_2	Rotation	Musik	Stress	eda	0.9129880	1.508118e-20
1_2	Rotation	Naturgeräusche	Stress	eda	0.9161983	1.433894e-16
2_1	Mathe	Musik	Ruhe	eda	0.9099555	6.872924e-21
2_1	Mathe	Naturgeräusche	Ruhe	eda	0.9331587	1.140496e-14
2_1	Rotation	Musik	Ruhe	eda	0.9423831	1.117675e-16
2_1	Rotation	Naturgeräusche	Ruhe	eda	0.9323621	9.134181e-15
2_1	Mathe	Musik	Stress	eda	0.9524022	4.937402e-15
2_1	Mathe	Naturgeräusche	Stress	eda	0.7903474	1.390771e-25
2_1	Rotation	Musik	Stress	eda	0.9642093	9.434932e-13
2_1	Rotation	Naturgeräusche	Stress	eda	0.9467361	6.881690e-13
2_2	Mathe	Musik	Ruhe	eda	0.9771269	1.373817e-09
2_2	Mathe	Naturgeräusche	Ruhe	eda	0.9144710	9.523239e-17
2_2	Rotation	Musik	Ruhe	eda	0.9796575	7.620538e-09
2_2	Rotation	Naturgeräusche	Ruhe	eda	0.9510160	2.899394e-12
2_2	Mathe	Musik	Stress	eda	0.9853476	6.012798e-07
2_2	Mathe	Naturgeräusche	Stress	eda	0.7467052	1.055092e-27
2_2	Rotation	Musik	Stress	eda	0.9093012	5.816030e-21
2_2	Rotation	Naturgeräusche	Stress	eda	0.9465327	6.439702e-13

Tabelle 26: Normalverteilung der EDA-Daten in den Untergruppen

Levene-Test der EDA-Daten					
Run	Block	df1	df2	Statistik	p
1	0	1	1296	72.7622751	4.022316e-17
1	1	1	1296	96.1988557	5.902548e-22
1	2	1	1296	5.8716663	1.552274e-02
1	3	1	1296	125.6145843	6.830110e-28
1	4	1	1296	30.5084119	4.012814e-08
1	5	1	1296	1.5872228	2.079502e-01
1	6	1	1296	0.7907513	3.740381e-01
1	7	1	1296	80.9465208	8.044326e-19
2	0	1	1296	205.3982842	2.366493e-43
2	1	1	1296	23.6243023	1.314044e-06
2	2	1	1296	44.8097868	3.224592e-11
2	3	1	1296	54.0669471	3.422856e-13
2	4	1	1296	5.3500592	2.087752e-02
2	5	1	1296	0.5492550	4.587565e-01
2	6	1	1296	282.3550669	1.774703e-57
2	7	1	1296	121.9162010	3.744006e-27

Tabelle 27: Levene Test der EDA-Daten

Mauchly-Test auf Sphärizität		
Effekte	Statistik	P-Wert
<i>Zeit</i>	0.01248	0.000000
<i>Gruppe:Zeit</i>	0.01248	0.000000
<i>Geschlecht:Zeit</i>	0.01248	0.000000
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit</i>	0.01248	0.000000
<i>Zeit:Aufgabentyp</i>	0.60341	0.13401
<i>Gruppe:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.60341	0.13401
<i>Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.60341	0.13401
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.60341	0.13401
<i>Zeit:Bedingung</i>	0.56476	0.08955
<i>Gruppe:Zeit:Bedingung</i>	0.56476	0.08955
<i>Geschlecht:Zeit:Bedingung</i>	0.56476	0.08955
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Bedingung</i>	0.56476	0.08955
<i>Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.72890	0.38270
<i>Gruppe:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.72890	0.38270
<i>Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.72890	0.38270
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.72890	0.38270

Tabelle 28: Mauchly Test auf Sphärizität (EDA-Daten)

ANOVA table EDA

Effekt	num Df	den Df	MSE	F	ges	Pr(>F)
<i>g</i>	1.000000	18.00000	0.2021313	0.238485410	1.115987e-04	6.311983e-01
<i>s</i>	1.000000	18.00000	0.2021313	0.097941011	4.583428e-05	7.579117e-01
<i>g:s</i>	1.000000	18.00000	0.2021313	0.707260349	3.308883e-04	4.113881e-01
<i>t</i>	1.646094	29.62969	6.5552285	4.101174503	9.293929e-02	3.354813e-02 *
<i>g:t</i>	1.646094	29.62969	6.5552285	1.212874355	2.941074e-02	3.044451e-01
<i>s:t</i>	1.646094	29.62969	6.5552285	0.152546048	3.796677e-03	8.186475e-01
<i>g:s:t</i>	1.646094	29.62969	6.5552285	0.584821928	1.440054e-02	5.316331e-01
<i>a</i>	1.000000	18.00000	0.7492330	0.363995609	6.310318e-04	5.538226e-01
<i>s:a</i>	1.000000	18.00000	0.7492330	0.442944328	7.677941e-04	5.141435e-01
<i>s:a</i>	1.000000	18.00000	0.7492330	0.792376833	1.372665e-03	3.851257e-01
<i>g:s:a</i>	1.000000	18.00000	0.7492330	1.435478790	2.483967e-03	2.464107e-01
<i>b</i>	1.000000	18.00000	3.4795936	26.759672761	1.773519e-01	6.394553e-05 ***
<i>g:b</i>	1.000000	18.00000	3.4795936	0.768960532	6.156908e-03	3.920923e-01
<i>s:b</i>	1.000000	18.00000	3.4795936	0.516931780	4.147335e-03	4.813839e-01
<i>g:s:b</i>	1.000000	18.00000	3.4795936	0.013474401	1.085433e-04	9.088750e-01
<i>t:a</i>	2.249779	40.49603	0.6167612	1.110698692	3.555646e-03	3.445725e-01
<i>g:t:a</i>	2.249779	40.49603	0.6167612	0.151612486	4.868473e-04	8.820693e-01
<i>s:t:a</i>	2.249779	40.49603	0.6167612	1.428099981	4.567093e-03	2.514922e-01
<i>g:s:t:a</i>	2.249779	40.49603	0.6167612	0.406635774	1.304692e-03	6.923095e-01
<i>t:b</i>	2.335403	42.03726	1.4652694	2.537051653	1.970506e-02	8.308490e-02
<i>g:t:b</i>	2.335403	42.03726	1.4652694	2.249054661	1.750737e-02	1.103226e-01
<i>s:t:b</i>	2.335403	42.03726	1.4652694	0.127453408	1.008799e-03	9.077220e-01
<i>g:s:t:b</i>	2.335403	42.03726	1.4652694	0.385232547	3.042924e-03	7.143936e-01
<i>a:b</i>	1.000000	18.00000	2.5496903	11.590955684	6.404344e-02	3.159514e-03 **
<i>g:a:b</i>	1.000000	18.00000	2.5496903	0.994475208	5.836487e-03	3.318691e-01
<i>s:a:b</i>	1.000000	18.00000	2.5496903	1.867919871	1.090675e-02	1.885431e-01
<i>g:s:a:b</i>	1.000000	18.00000	2.5496903	0.004755387	2.807200e-05	9.457823e-01
<i>t:a:b</i>	2.453570	44.16427	0.5762834	0.330470816	1.080713e-03	7.631778e-01
<i>g:t:a:b</i>	2.453570	44.16427	0.5762834	0.755148337	2.466078e-03	5.008897e-01
<i>s:t:a:b</i>	2.453570	44.16427	0.5762834	0.817771912	2.670041e-03	4.698393e-01
<i>g:s:t:a:b</i>	2.453570	44.16427	0.5762834	1.177036980	3.838546e-03	3.242902e-01

Tabelle 29: Repeated ANOVA (EDA). nach Greenhouse-Geissner korrigiert, Variablen: a: Aufgabentyp, b: Bedingung, g: Gruppe, s: Geschlecht, t: Zeit, Signif. codes: 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

Post-hoc Test					
Zeit	geschätzte Randmittel	SE	df	unteres CN	oberes CN
X1_1	0.491	0.212	18	0.0452	0.9365
X1_2	-0.261	0.182	18	-0.6434	0.1218
X2_1	0.450	0.175	18	0.0819	0.8173
X2_2	-0.247	0.147	18	-0.5560	0.0625

Konfidenzniveau (KN): 0.95

Tabelle 30: Post-hoc Test der EDA-Daten

Greenhouse-Geissner Korrektur (EDA)		
<i>Gruppe</i>	GG eps	P(>F[GG])
<i>Zeit</i>	0.54870	0.03355 *
<i>Gruppe:Zeit</i>	0.54870	0.30445
<i>Geschlecht:Zeit</i>	0.54870	0.81865
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit</i>	0.54870	0.53163
<i>Zeit:Aufgabentyp</i>	0.74993	0.34457
<i>Gruppe:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.74993	0.88207
<i>Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.74993	0.25149
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp</i>	0.74993	0.69231
<i>Zeit:Bedingung</i>	0.77847	0.08308
<i>Gruppe:Zeit:Bedingung</i>	0.77847	0.11032
<i>Geschlecht:Zeit:Bedingung</i>	0.77847	0.90772
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Bedingung</i>	0.77847	0.71439
<i>Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.81786	0.76318
<i>Gruppe:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.81786	0.50089
<i>Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.81786	0.46984
<i>Gruppe:Geschlecht:Zeit:Aufgabentyp:Bedingung</i>	0.81786	0.32429

Signif. codes: 0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*'

Tabelle 31: Greenhouse Geissner Korrektur der Freiheitsgrade

Paarweise-Vergleiche (EDA)					
Kontrast	Schätzung	SE	df	T-ratio	p-Wert
$X_{1_1} - X_{1_2}$	0.7517	0.391	18	1.920	0.2548
$X_{1_1} - X_{2_1}$	0.0413	0.199	18	0.207	0.9967
$X_{1_1} - X_{2_2}$	0.7377	0.301	18	2.452	0.1027
$X_{1_2} - X_{2_1}$	-0.7104	0.304	18	-2.339	0.1261
$X_{1_2} - X_{2_2}$	-0.0140	0.186	18	-0.075	0.9998
$X_{2_1} - X_{2_2}$	0.6964	0.320	18	2.179	0.1669

Tabelle 32: Paarweise Vergleiche, p-Wert korrigiert nach Tukey bei Mehrfachvergleichen

.4 Cortisol-Anhang

Shapiro-Wilk (Cortisol)			
Proband*innen	Statistik	df	Signifikanz
1	0.967	6	0.875
2	0.699	6	0.006
3	0.973	6	0.914
4	0.976	6	0.932
5	0.884	6	0.290
6	0.932	6	0.594
7	0.870	6	0.226
8	0.957	6	0.798
9	0.606	6	0.001
10	0.928	6	0.564
11	0.832	6	0.112
12	0.813	6	0.077
13	0.951	6	0.749
14	0.769	6	0.031
15	0.936	6	0.626
16	0.861	6	0.193
17	0.957	6	0.798
18	0.757	6	0.023
19	0.935	6	0.622
20	0.938	6	0.645
21	0.989	6	0.987
22	0.881	6	0.276
23	0.907	6	0.415
24	0.931	6	0.591
25	0.937	6	0.635
26	0.895	6	0.345
27	0.976	6	0.931
28	0.959	6	0.814
29	0.981	6	0.956

Tabelle 33: Test auf Normalverteilung nach Shapiro Wilk

deskriptive Statistik (Cortisol)				
Messung	Gruppen	Mittelwert	Standartabweichung	N
m ₁	Musik	1.6610	0.48996	14
	Naturgeräusche	1.7710	0.30950	13
	Gesamt	1.6851	0.40607	27
m ₂	Musik	1.5451	0.55569	14
	Naturgeräusche	1.6538	0.49197	13
	Gesamt	1.5974	0.51881	27
m ₃	Musik	1.8745	0.70542	14
	Naturgeräusche	1.6719	0.55995	13
	Gesamt	1.7769	0.63574	27
m ₄	Musik	1.9591	0.76953	14
	Naturgeräusche	1.7702	0.67917	13
	Gesamt	1.8681	0.71988	27
m ₅	Musik	1.8878	0.78000	14
	Naturgeräusche	1.6869	0.72360	13
	Gesamt	1.7911	0.74587	27
m ₆	Musik	1.6359	0.83529	14
	Naturgeräusche	1.5522	0.67354	13
	Gesamt	1.5956	0.74836	27

Tabelle 34: Deskriptive Statistik der Cortisolmessung

Levene Test (Cortisol)				
Messung	F	df1	df2	Sig.
m ₁	2.367	1	25	0.136
m ₂	0.007	1	25	0.933
m ₃	0.128	1	25	0.724
m ₄	0.272	1	25	0.606
m ₅	0.757	1	25	0.392
m ₆	1.611	1	25	0.216

Tabelle 35: Levene Test auf Gleichheit der Fehlervarianzen, a. Design: Konstanter Term + Gruppen, Innersubjektdesign: Messzeitpunkte

Mauchly Test (Cortisol)							
Innersubjekteffekt	Mauchly-W	Approx. Chi-Quadrat	df	Sig.	Epsilon		
					GG	Huynh-Feldt	Untergrenze
Messzeitpunkte	0.37	76.171	14	0.000	0.369	0.413	0.200

Tabelle 36: Mauchly Test auf Sphärizität, Design: Konstanter Term + Gruppen, Innersubjekt-design: Messzeitpunkte, GG = Greenhouse-Geissner

Box Test (Cortisol)	
Box-M-Test	35.076
F	1.229
df1	21
df2	2268.354
Sig.	0.215

Tabelle 37: Box Test auf Gleichheit der Kovarianzmatrizen (Cortisol Daten)

Statistik bei gepaarten Stichproben (Cortisol)					
		Mittelwert	N	Std.	SEM
Paare 1	m ₂	1.5970	27	0.51894	0.09987
	m ₃	1.7770	27	0.63558	0.12232
Paare 2	m ₂	1.5970	27	0.51894	0.09987
	m ₄	1.8681	27	0.71961	0.13849
Paare 3	m ₂	1.5970	27	0.51894	0.09987
	m ₅	1.7915	27	0.74698	0.14376
Paare 4	m ₂	1.5970	27	0.51894	0.09987
	m ₆	1.5956	27	0.74889	0.14412
Paare 5	m ₁	1.6848	27	0.40593	0.07812
	m ₂	1.5970	27	0.51894	0.09987
Paare 6	m ₄	1.8681	27	0.71961	0.13849
	m ₅	1.7915	27	0.74698	0.14376

Tabelle 38: Statistik bei gepaarten Stichproben (Cortisol), Std. = Standardabweichung, SEM = Standardfehler des Mittelwertes

Test bei gepaarten Stichproben (Cortisol)									
Paare	Messzeitpunkte	Gepaarte Differenzen				T	df	Sig.(2-seitig)	
		Mittelwert	Std.	SEM	95%-KI				
					Untere				Obere
Paare 1	$m_2 - m_3$	-.18000	0.38525	.7414	-.33240	-.02760	-2.428	26	.033
Paare 2	$m_2 - m_4$	-.27111	.48391	.09313	-.46254	-.07968	-2.911	26	.007
Paare 3	$m_2 - m_5$	-.19444	.56450	.10864	-.41775	.02887	-1.790	26	.085
Paare 4	$m_2 - m_6$.00148	.55960	.10769	-.21989	.22285	.014	26	.989
Paare 5	$m_1 - m_2$.08778	.48023	.09242	-.10220	.27775	.950	26	.351
Paare 6	$m_4 - m_5$.07667	.32514	.06257	-.05195	.20529	1.225	26	.231

Tabelle 39: Test bei gepaarten Stichproben, KI = Konfidenzintervall

Korrektur der Freiheitsgrade (Cortisol Daten)							
Quelle		Quadratsumme Typ3	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	partielles Etaquadrat
Messzeitpunkte	Sphärizität \checkmark	1.612	5	.322	2.171	.061	.080
	GG	1.612	1.846	.874	2.171	.129	.080
	Huynh-Feldt	1.612	2.066	.780	2.171	.123	.080
	Untergrenze	1.612	1.000	1.612	2.171	.153	.080
Messzeitpunkte * Gruppen	Sphärizität \checkmark	.632	5	.126	.851	.516	.033
	GG	.632	1.846	.343	.851	.425	.033
	Huynh-Feldt	.632	2.066	.306	.851	.436	.033
	Untergrenze	.632	1.000	.632	.851	.356	.033
Fehler (Messzeitpunkte)	Sphärizität \checkmark	18.564	125	.149			
	GG	18.564	46.139	.402			
	Huynh-Feldt	18.564	51.643	.359			
	Untergrenze	18.564	25.000	.743			

Tabelle 40: Angewandt: Greenhouse-Geissner (GG) Korrektur der Freiheitsgrade

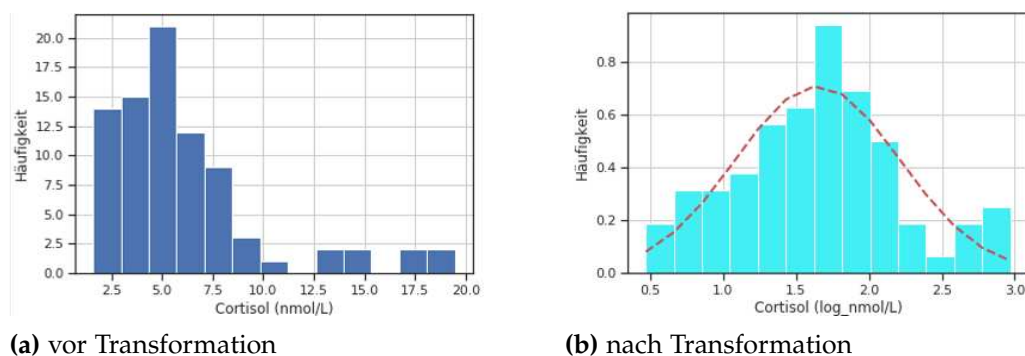


Abbildung 23: Transformation (Cortisol); zu sehen ist die Verteilung der Cortisol Daten vor und nach logarithmischer Transformation (Naturgeräuschegruppe)

.5 Alpha-Amylase-Anhang

Shapiro-Wilk (Alpha-Amylase)			
Proband*innen	Statistik	df	Signifikanz
1	0.970	5	0.874
2	0.875	5	0.286
3	0.824	5	0.125
4	0.851	5	0.197
5	0.835	5	0.151
6	0.893	5	0.374
7	0.814	5	0.105
8	0.984	5	0.955
9	0.802	5	0.084
10	0.986	5	0.963
11	0.946	5	0.712
12	0.966	5	0.852
13	0.947	5	0.714
14	0.794	5	0.072
15	0.884	5	0.326
16	0.947	5	0.713
17	0.948	5	0.720
18	0.899	5	0.402
19	0.790	5	0.067
20	0.911	5	0.474
21	0.918	5	0.516
22	0.911	5	0.476
23	0.876	5	0.291
24	0.869	5	0.264
25	0.888	5	0.347
26	0.969	5	0.872
27	0.767	5	0.043
28	0.837	5	0.153
29	0.815	5	0.107

Tabelle 41: Test auf Normalverteilung der Alpha-Amylase Messungen

Levene Test (Alpha-Amylase)				
Messung	F	df1	df2	Sig.
<i>m1_sqrt</i>	0.001	1	21	0.979
<i>m2_sqrt</i>	0.061	1	21	0.807
<i>m3_sqrt</i>	0.018	1	21	0.895
<i>m4_sqrt</i>	0.482	1	21	0.495
<i>m5_sqrt</i>	0.250	1	21	0.623
<i>m6_sqrt</i>	0.172	1	21	0.683

Tabelle 42: Levenetest auf Gleichheit der Fehlervarianzen (Alpha-Amylase), a. Design: Konstanter Term + Gruppen, Innersubjektdesign: Messzeitpunkte

Deskriptive Statistik (Alpha-Amylase)				
Messung	Gruppen	Mittelwert	Standartabweichung	N
<i>m1_sqrt</i>	Musik	11.9823	4.37423	12
	Naturgeräusche	12.6678	3.95826	11
	Gesamt	12.3102	4.10016	23
<i>m2_sqrt</i>	Musik	9.1083	3.79345	12
	Naturgeräusche	11.0345	4.19849	11
	Gesamt	10.0295	4.02187	23
<i>m3_sqrt</i>	Musik	9.4872	4.51446	12
	Naturgeräusche	12.5132	4.45755	11
	Gesamt	10.9344	4.64872	23
<i>m4_sqrt</i>	Musik	7.7649	2.72958	12
	Naturgeräusche	9.7626	2.33022	11
	Gesamt	8.7203	2.68972	23
<i>m5_sqrt</i>	Musik	8.4290	3.37449	12
	Naturgeräusche	10.7429	3.48796	11
	Gesamt	9.5356	3.55251	23
<i>m6_sqrt</i>	Musik	12.4037	3.76274	12
	Naturgeräusche	13.1427	3.56508	11
	Gesamt	12.7571	3.605388	23

Tabelle 43: Deskriptive Statistiken der Alpha-Amylase Messung

Korrektur der Freiheitsgrade (Alpha-Amylase)							
Quelle		Quadratsumme	df	Mittel	F	Sig.	partielles
		Typ3		der Quadrate			Etaquadrat
Messzeitpunkte	Sphärizität √	284.599	5	58.920	12.114	.000	.366
	GG	284.599	3.456	82.350	12.144	.000	.366
	Huynh-Feldt	284.599	4.417	64.437	12.114	.000	.366
	Untergrenze	284.599	1.000	284.599	12.144	.002	.366
Messzeitpunkte * Gruppen	Sphärizität √	24.034	5	4.807	1.023	.408	.046
	GG	24.034	3.456	6.954	1.023	.395	.046
	Huynh-Feldt	24.034	4.417	5.442	1.023	.404	.046
	Untergrenze	24.034	1.000	24.034	1.023	.323	.046
Fehler (Messzeitpunkte)	Sphärizität √	493.372	105	4.699			
	GG	493.372	72.575	6.798			
	Huynh-Feldt	493.372	92.751	5.319			
	Untergrenze	493.372	21.000	23.494			

Tabelle 44: Angewandt: Greenhouse-Geissner Korrektur der Freiheitsgrade

Box Test (Alpha-Amylase)	
Box-M-Test	36.165
F	1.176
df1	21
df2	1591.736
Sig.	0.262

Tabelle 45: Box Test auf Gleichheit der Kovarianzmatrizen (Alpha-Amylase)

Mauchly Test (Alpha-Amylase)							
Innersubjekteffekt	Mauchly-W	Approx. Chi-Quadrat	df	Sig.	Epsilon		
					GG	Huynh-Feldt	Untergrenze
Messzeitpunkte	0.174	33.438	14	0.003	0.691	0.883	0.200

Tabelle 46: Mauchly Test auf Sphärizität, Design: Konstanter Term + Gruppen, Innersubjekt-design: Messzeitpunkte, GG = Greenhouse-Geissner

Paarweise Vergleiche (Alpha-Amylase)						
(I)Messzeitpunkte	(J)Messzeitpunkte	Mittlere Differenz(I-J)	SEM	Sig. _b	95%-KI für die Differenzen _p	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	2.254*	.763	.008	.666	3.841
	3	1.325	.734	.085	-.201	2.851
	4	3.561*	.690	.000	2.126	4.997
	5	2.739*	.773	.002	1.131	4.347
	6	-.448	.590	.456	-1.676	.780
2	1	-2.254*	.763	.008	-3.841	-.666
	3	-.929	.573	.120	-2.119	.262
	4	1.308*	.568	.032	.127	2.498
	5	.485	.873	.584	-1.330	2.301
	6	-2.702*	.656	.000	-4.066	-1.337
3	1	-1.325	.734	.085	-2.851	.201
	2	.928	.573	.120	-.262	2.119
	4	2.236*	.513	.000	1.169	3.304
	5	1.414*	.571	.022	.226	2.602
	6	-1.773*	.585	.006	-2.990	-.556
4	1	3.561*	.690	.000	-4.997	-2.126
	2	-1.308*	.568	.032	-2.488	-.127
	3	-2.236*	.513	.000	-3.304	-1.169
	5	-.822	.466	.092	-1.790	.146
	6	-4.009*	.436	.000	-4.916	-3.103
5	1	-2.739*	.773	.002	-4.347	-1.131
	2	-.485	.873	.584	-2.301	1.330
	3	-1.414*	.571	.022	-2.602	-.226
	4	.822	.466	.092	-.146	1.790
	6	-3.187*	.644	.000	-4.526	-1.848
6	1	.448	.590	.456	-.780	1.676
	2	2.702*	.656	.000	1.337	4.066
	3	1.773*	.585	.006	.556	2.990
	4	4.009*	.436	.000	3.103	4.916
	5	2.187*	.644	.000	1.848	4.526

Tabelle 47: Paarweise Vergleiche (Alpha-Amylase), basiert auf dem geschätzten Randmittel, *die mittlere Differenz auf dem .05 Niveau signifikant, b. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Geringste signifikante Differenz (entspricht keinen Anpassungen)

Statistik bei gepaarten Stichproben (Alpha-Amylase)

		Mittelwert	N	Std.	SEM
Paare 1	m _{2_sqrt}	9.6457	24	4.26814	.87123
	m _{1_sqrt}	12.0411	24	4.22175	.86176
Paare 2	m _{3_sqrt}	10.6126	24	4.82235	.98436
	m _{2_sqrt}	9.6457	24	4.26814	.87123
Paare 3	m _{4_sqrt}	8.7014	23	2.71669	.56647
	m _{3_sqrt}	10.9468	23	4.63797	.96708
Paare 4	m _{5_sqrt}	9.4816	23	3.64773	.76060
	m _{4_sqrt}	9.7014	23	2.71669	.56647
Paare 5	m _{6_sqrt}	12.5537	24	3.94223	.80470
	m _{5_sqrt}	9.1644	24	3.89135	.79432

Tabelle 48: Statistik bei gepaarten Stichproben (Alpha-Amylase), Std. = Standardabweichung, SEM = Standardfehler des Mittelwertes

Statistik der Messzeitpunkte (Alpha-Amylase)

Messzeitpunkte	Mittelwert	Standartfehler	95%-KI	
			Untergrenze	Obergrenze
1	12.325	.873	10.510	14.140
2	10.071	.833	8.339	11.804
3	11.000	.937	9.052	12.948
4	8.764	.532	7.658	9.869
5	9.586	.714	8.098	11.074
6	12.773	.766	11.180	14.366

Tabelle 49: Statistik der Messzeitpunkte (Alpha-Amylase), KI = Konfidenzintervall

Test bei gepaarten Stichproben (Alpha-Amylase)/ Musik und Naturgeräusche									
Paare	Messzeitpunkte	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig.(2-seitig)
		Mittelwert	Std.	SEM	95%-KI				
					Untere	Obere			
Paare 1	$m_{2_sqrt} - m_{1_sqrt}$	-2.39543	3.60544	.73596	-3.91778	-.87299	-3.255	23	.003
Paare 2	$m_{3_sqrt} - m_{2_sqrt}$.96696	2.62344	.53551	-.14082	2.07474	1.806	23	.084
Paare 3	$m_{4_sqrt} - m_{3_sqrt}$	-2.24553	2.43872	.50851	-3.29991	-1.19075	-4.416	22	.000
Paare 4	$m_{5_sqrt} - m_{4_sqrt}$.78018	2.21179	.46119	-1.7627	-.173663	1.692	22	.105
Paare 5	$m_{6_sqrt} - m_{5_sqrt}$	3.38936	3.28703	.67096	2.00137	4.77735	5.5851	23	.000

Tabelle 50: Test bei gepaarten Stichproben der Musik und Naturgeräuschegruppe (Alpha-Amylase)

Test bei gepaarten Stichproben (Alpha-Amylase)/ Musik									
Paare	Messzeitpunkte	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig.(2-seitig)
		Mittelwert	Std.	SEM	95%-KI				
					Untere	Obere			
Paare 1	$m_{2_sqrt} - m_{1_sqrt}$	-2.91769	4.13395	1.14655	-5.41581	-.41957	-2.545	12	.026
Paare 2	$m_{3_sqrt} - m_{2_sqrt}$.38452	2.83961	.78756	-1.33134	2.10057	.488	12	.634
Paare 3	$m_{4_sqrt} - m_{3_sqrt}$	-1.71557	2.31151	.66728	-3.18553	-.24800	-2.573	11	.026
Paare 4	$m_{5_sqrt} - m_{4_sqrt}$.58417	2.09648	.60520	-.74787	1.91620	.965	11	.355
Paare 5	$m_{6_sqrt} - m_{5_sqrt}$	3.96538	2.94411	.81655	2.18628	5.74449	4.856	12	.000

Tabelle 51: Test bei gepaarten Stichproben der Musikgruppe (Alpha-Amylase)

Test bei gepaarten Stichproben (Alpha-Amylase)/ Naturgeräusche									
Paare	Messzeitpunkte	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig.(2-seitig)
		Mittelwert	Std.	SEM	95%-KI				
					Untere	Obere			
Paare 1	$m_{2_sqrt} - m_{1_sqrt}$	-1.78011	2.93684	.88549	-3.75311	.19289	-2.010	10	.072
Paare 2	$m_{3_sqrt} - m_{2_sqrt}$	1.65735	2.27577	.68617	.12846	3.18623	2.415	10	.036
Paare 3	$m_{4_sqrt} - m_{3_sqrt}$	-2.82283	2.54775	.76818	-4.53443	-1.11123	-3.675	10	.004
Paare 4	$m_{5_sqrt} - m_{4_sqrt}$.99413	2.41448	.72799	-.62794	2.61620	1.366	10	.202
Paare 5	$m_{6_sqrt} - m_{5_sqrt}$	2.70940	3.67636	1.10846	.23959	5.17921	2.444	10	.035

Tabelle 52: Test bei gepaarten Stichproben der Naturgeräuschegruppe (Alpha-Amylase)

.6 MRT-Anhang

Gehirnregionen mit MNI Koordinaten (Puls und Atmung mit moduliert)								
Kontrast	Cluster	Gehirnregion	MNI			Statistik		
			X	Y	Z	k	p-value	Z-value
Ruhe	Cluster 1	middle occipital lobe (O2)	36	-81	2	281	<0.01	3.37
Ruhe	Cluster 2	inferior parietaler gyrus	39	-51	50	318	<0.01	3.24
Ruhe	Cluster 3	precentraler gyrus	-30	-9	50	703	<0.01	3.46
Ruhe	Cluster 4	middle occipital lobe (O2)	-33	-93	2	200	<0.01	3.10
Stress	Cluster 5	Thalamus	0	-6	2	143	<0.005	3.64
Stress	Cluster 6	middle occipital lobe (O2) (right)	39	-87	6	291	<0.005	3.48
Stress	Cluster 7	middle frontal gyrus	45	48	14	88	<0.005	3.19
Stress	Cluster 8	superior parietaler Gyrus (P1)	-24	-54	54	136	<0.005	3.24
Stress	Cluster 9	mittle occipital lobe (left)	-33	-33	-90	212	<0.005	3.40
Stress>Ruhe	Cluster 10	middle frontal gyrus	45	48	22	273	<0.01	3.31
Stress>Ruhe	Cluster 11	inferior frontal gyrus triangular (F3T)	-39	24	22	147	<0.01	2.94
Ruhe>Stress	Cluster 12	Gyrus rectus	0	51	-18	172	<0.005	3.15
Ruhe>Stress	Cluster 13	cingulate gyrus, mid part (MCIN)	0	-30	31	196	<0.005	3.36
Ruhe>Stress	Cluster 14	superior temporal Gyrus	63	-3	2	127	<0.005	3.23
Ruhe>Stress	Cluster 15	Insula	45	-6	2	339	<0.005	3.62
Stress_Gremium	Cluster 16	middle occipital lobe (O2)	42	-75	6	172	<0.005	3.53
Stress_Gremium	Cluster 17	inferior frontal gyrus, orbital (F3O)	45	30	-18	205	<0.005	3.40
Stress_Gremium	Cluster 18	middle occipital lobe (O2)	-36	-90	10	149	<0.005	3.19

Tabelle 53: Zu sehen sind die Cluster abhängigen Gehirnregionen und deren MNI Koordinaten, Puls und Atmungsdaten sind hier im GLM mit moduliert.

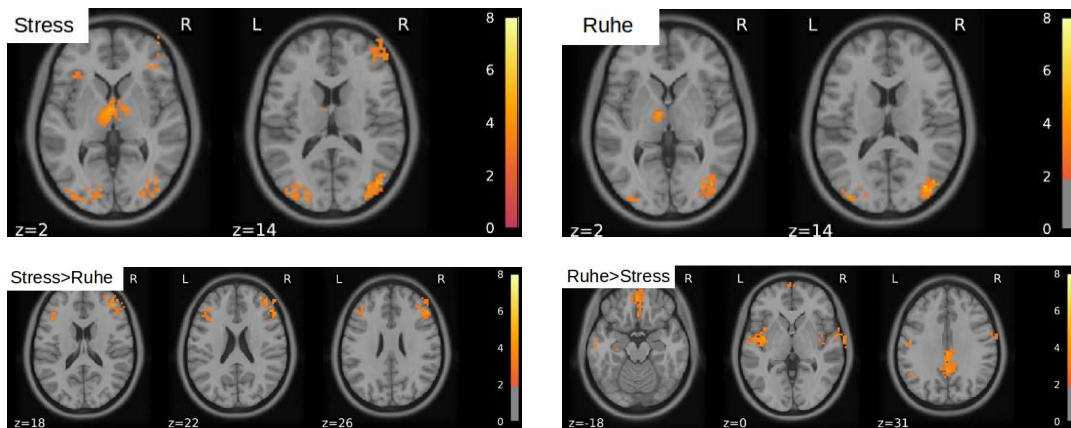


Abbildung 24: Abgebildet sind Kontrast spezifische Cluster, FDR korrigiert, p-Threshold für FDR korrigierte Cluster: 0.05, initialer Threshold für definierte Cluster: 0.005, Puls und Atmungsdaten sind hier im GLM mit moduliert.

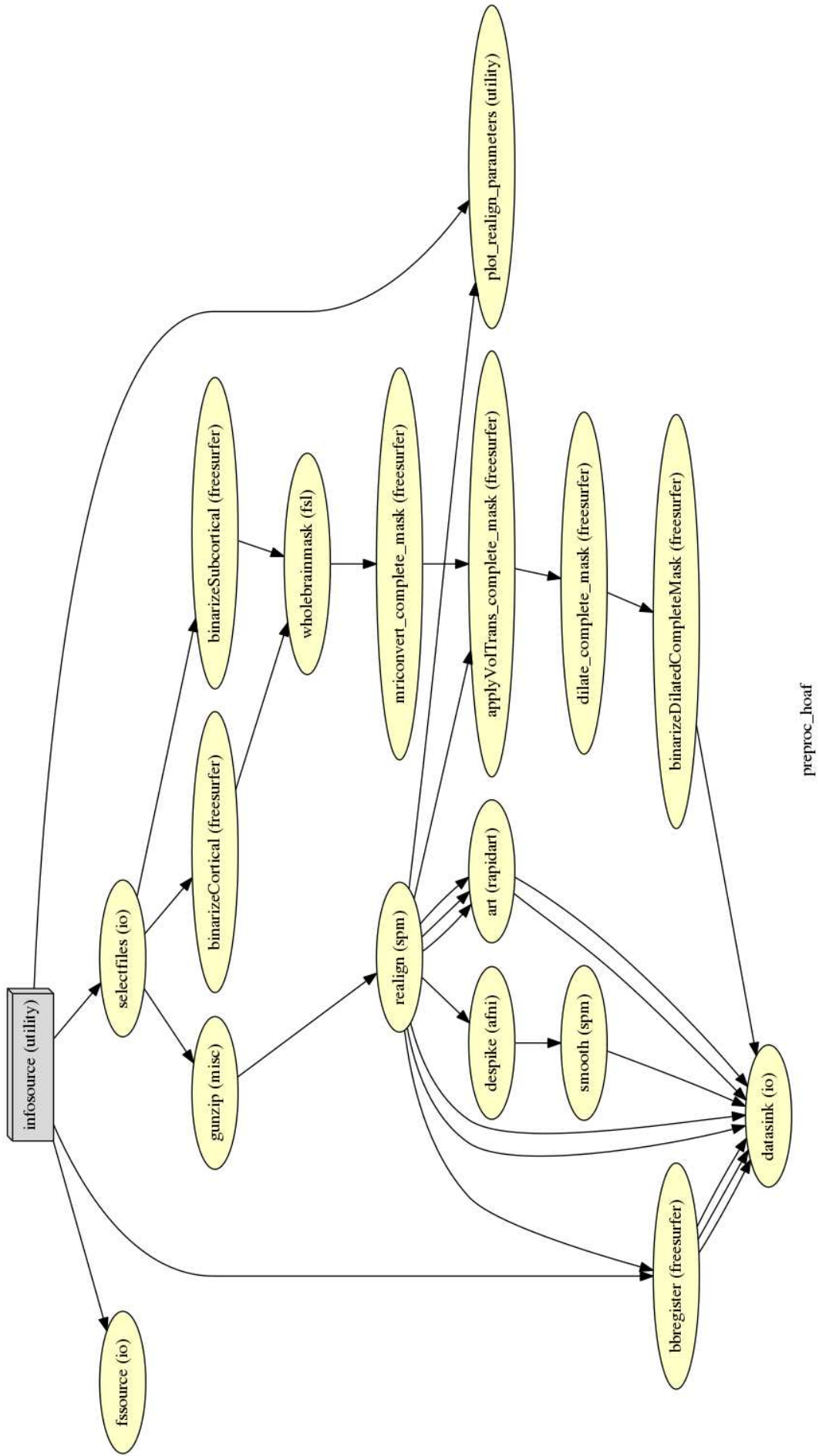


Abbildung 25: Workflow preprocessing

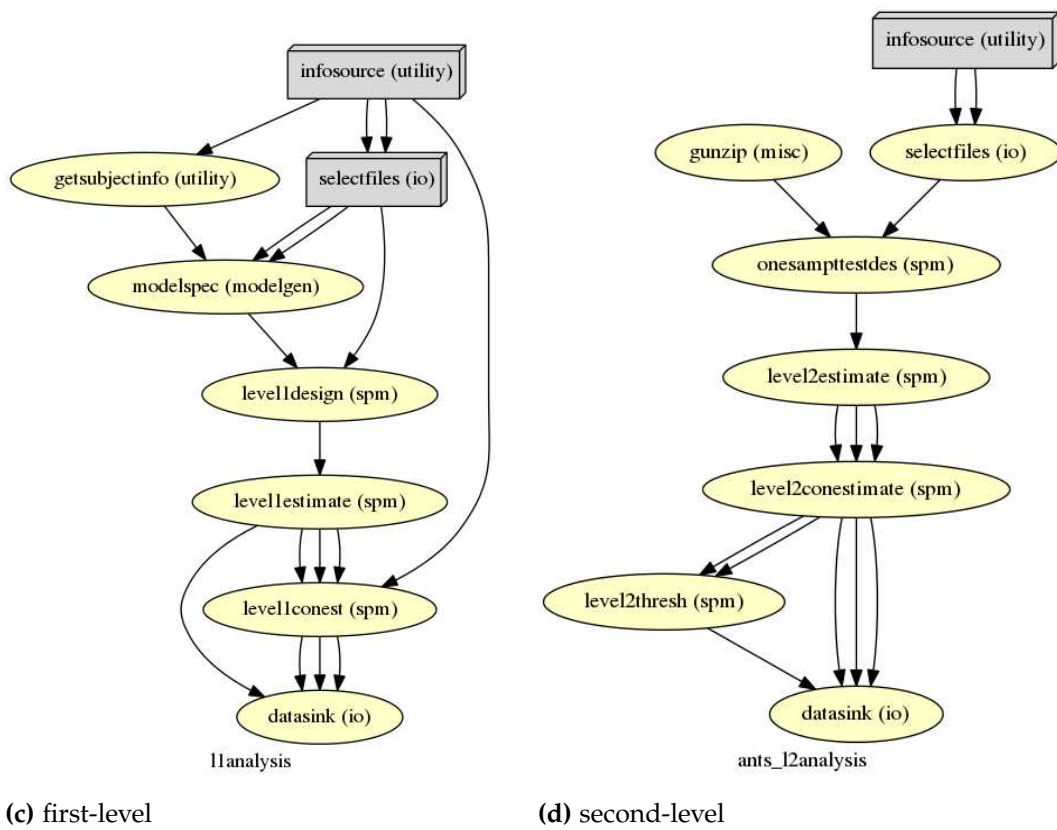
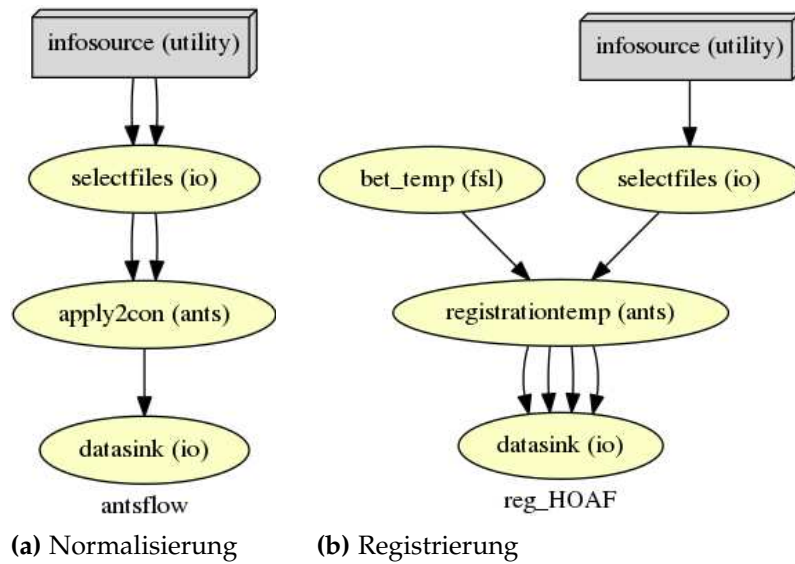


Abbildung 26: Workflows der weiteren Analyseschritte

.7 Instruktion des Gremiums - Anhang

Vor dem 1 Run:

- Können Sie uns sehen und hören?
- Wir haben nun alle Vortests abgeschlossen und können mit dem eigentlichen Experiment beginnen, das ich leiten werde.
- Das Experiment besteht aus Entspannungsphasen und aus Leistungsphasen. In den Leistungsphasen werden Sie wesentlich anspruchsvollere Varianten der beiden Aufgaben bearbeiten, als die, die Sie eben geübt haben. Die anspruchsvollen Aufgaben dienen zur Erfassung Ihrer Anstrengung und Leistung im Scanner. Sie erkennen die Leistungsphasen an der Überschrift „Leistungsphase“ über dem Videobild.
- Für die Auswertbarkeit der Ergebnisse ist es absolut zentral, dass Sie in dieser Phase Ihre maximale Leistung abrufen. Hierbei werden Sie von uns beobachtet, was Sie an dem roten Punkt im Videobild erkennen können. Außerdem läuft bei jeder Aufgabe ein Zeitbalken ab, der Ihnen anzeigt, wie viel Zeit Sie noch haben, um die richtige Lösung zu drücken. Wir werden Sie und Ihre Leistung über die gesamte Zeit in den Leistungsphasen beobachten und Ihnen über diesen Buzzer (Buzzer zeigen) rückmelden, wenn Sie einen Fehler machen oder zu langsam sind.
- In der Entspannungsphase, mit der der Test gleich anfangen wird, werden Ihnen solche Aufgaben begegnen, wie Sie sie eben schon geübt haben. Sie dienen dem Vergleich mit den wesentlich anspruchsvolleren Aufgaben aus den Leistungsphasen. Sie erkennen die Entspannungsphase an der Überschrift „Entspannungsphase“. Versuchen Sie bitte die Aufgaben in den Entspannungsphasen in völliger Ruhe und ohne Anstrengung zu bearbeiten. Sie werden in diesen Phasen anstatt dem roten Punkt ein Kreuz über dem Videobild sehen, Sie werden also nicht beobachtet. In dieser Phase gibt es auch keinen Zeitbalken, sodass Sie nicht unter Zeitdruck stehen. Und wir werden Sie nicht überwachen, Sie werden also auch keine Rückmeldung über Ihre Leistung bekommen.
- Haben Sie dazu noch Fragen? Wenn nicht, dann können wir nun mit dem Test beginnen.

zwischen 1. und 2 Run:

- Wir unterbrechen die Messung kurz: Sie wissen ja, dass wir in diesem Experiment die Hirnaktivität bei maximaler Anstrengung messen wollen. Nach den Zwischenergebnissen sehen wir aber, dass Sie noch nicht Ihre optimale Leistung erbracht haben (sie machen noch sehr viele Fehler bei den Rotations- und Matheaufgaben und sind sehr langsam)
- Wir können Ihre Daten nur richtig auswerten, wenn wir uns darauf verlassen können, dass Sie wirklich Ihre beste Leistung gegeben haben. Daher bitten wir Sie, sich im nächsten Durchgang bei den Leistungsaufgaben wirklich so gut sie nur können zu konzentrieren.
- Haben Sie dazu noch Fragen?

.8 Fragebögen-Anhang

Anleitung: Im folgenden Fragebogen finden Sie eine Reihe von Feststellungen, mit denen man sich selbst beschreiben kann. Bitte lesen Sie jede Feststellung durch und wählen Sie aus den vier Antworten diejenige aus, die angibt, wie Sie sich **jetzt**, d.h. **in diesem Moment**, fühlen. Kreuzen Sie bitte bei jeder Feststellung die von Ihnen gewählte Antwort an. Es gibt keine richtigen oder falschen Antworten. Überlegen Sie bitte nicht lange und denken Sie daran, diejenige Antwort auszuwählen, die Ihren **augenblicklichen** Gefühlszustand am besten beschreibt.

	FAST NIE	MANCHMAL	OFT	FAST IMMER
001. Ich bin ruhig	1	2	3	4
002. Ich fühle mich geborgen	1	2	3	4
003. Ich fühle mich angespannt	1	2	3	4
004. Ich bin bekümmert	1	2	3	4
005. Ich bin gelöst	1	2	3	4
006. Ich bin aufgeregt	1	2	3	4
007. Ich bin besorgt, dass etwas schief gehen könnte	1	2	3	4
008. Ich fühle mich ausgeruht	1	2	3	4
009. Ich bin beunruhigt	1	2	3	4
010. Ich fühle mich wohl	1	2	3	4
011. Ich fühle mich selbstsicher	1	2	3	4
012. Ich bin nervös	1	2	3	4
013. Ich bin zappelig	1	2	3	4
014. Ich bin verkrampft	1	2	3	4
015. Ich bin entspannt	1	2	3	4
016. Ich bin zufrieden	1	2	3	4
017. Ich bin besorgt	1	2	3	4
018. Ich bin überreizt	1	2	3	4
019. Ich bin froh	1	2	3	4
020. Ich bin vergnügt	1	2	3	4

Abbildung 27: State Trait Angst Inventar (STAI)

Erfahrung		In den letzten drei Monaten wie oft erlebt?				
		nie	selten	manch- mal	häufig	sehr häufig
01	Befürchtung, dass irgendetwas Unangenehmes passiert	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
02	Ich bemühe mich vergeblich, mit guten Leistungen Anerkennung zu erhalten	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
03	Zeiten, in denen ich zu viele Verpflichtungen zu erfüllen habe	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
04	Zeiten, in denen ich sorgenvolle Gedanken nicht unterdrücken kann	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
05	Obwohl ich mein Bestes gebe, wird meine Arbeit nicht gewürdigt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
06	Erfahrung, dass alles zu viel ist, was ich zu tun habe	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
07	Zeiten, in denen ich mir viele Sorgen mache und nicht damit aufhören kann	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
08	Zeiten, in denen ich nicht die Leistung bringe, die von mir erwartet wird	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
09	Zeiten, in denen mir die Verantwortung für andere zur Last wird	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10	Zeiten, in denen mir die Arbeit über den Kopf wächst	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11	Befürchtung, meine Aufgaben nicht erfüllen zu können	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12	Zeiten, in denen mir die Sorgen über den Kopf wachsen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Abbildung 28: TICS-SSCS (Trier Inventory for the Assessment of chronic Stress)

Datum □□ / □□ / □□ (Tag / Monat / Jahr)

VP-Code:

BDI-II

Dieser Fragebogen enthält 21 Gruppen von Aussagen. Bitte lesen Sie jede dieser Gruppen von Aussagen sorgfältig durch und suchen Sie sich dann in jeder Gruppe eine Aussage heraus, die am besten beschreibt, wie Sie sich in den letzten zwei Wochen, einschließlich heute, gefühlt haben. Kreuzen Sie die Zahl neben der Aussage an, die Sie sich herausgesucht haben (0, 1, 2 oder 3). Falls in einer Gruppe mehrere Aussagen gleichermaßen auf Sie zutreffen, kreuzen Sie die Aussage mit der höheren Zahl an. Achten Sie darauf, dass Sie in jeder Gruppe nicht mehr als eine Aussage ankreuzen, das gilt auch für Gruppe 16 (Veränderung der Schlafgewohnheiten) oder Gruppe 18 (Veränderung des Appetits).

1. Traurigkeit

- 0 Ich bin nicht traurig.
- 1 Ich bin oft traurig.
- 2 Ich bin ständig traurig.
- 3 Ich bin so traurig oder unglücklich, dass ich es nicht aushalte.

2. Pessimismus

- 0 Ich sehe nicht mutlos in die Zukunft.
- 1 Ich sehe mutloser in die Zukunft als sonst.
- 2 Ich bin mutlos und erwarte nicht, dass meine Situation besser wird.
- 3 Ich glaube, dass meine Zukunft hoffnungslos ist und nur noch schlechter wird.

3. Versagensängste

- 0 Ich fühle mich nicht als Versager.
- 1 Ich habe häufig Versagensgefühle.
- 2 Wenn ich zurück blicke, sehe ich eine Menge Fehlschläge.
- 3 Ich habe das Gefühl, als Mensch ein völliger Versager zu sein.

4. Verlust von Freude

- 0 Ich kann die Dinge genauso gut genießen wie früher.
- 1 Ich kann die Dinge nicht mehr so genießen wie früher.
- 2 Dinge, die mir früher Freude gemacht haben, kann ich kaum mehr genießen.
- 3 Dinge, die mir früher Freude gemacht haben, kann ich überhaupt nicht mehr genießen.

5. Schuldgefühle

- 0 Ich habe keine besonderen Schuldgefühle
- 1 Ich habe oft Schuldgefühle wegen Dingen, die ich getan habe oder hätte tun sollen.
- 2 Ich habe die meiste Zeit Schuldgefühle.
- 3 Ich habe ständig Schuldgefühle.

6. Bestrafungsgefühle

- 0 Ich habe nicht das Gefühl, für etwas bestraft zu sein.
- 1 Ich habe das Gefühl, vielleicht bestraft zu werden.
- 2 Ich erwarte, bestraft zu werden.
- 3 Ich habe das Gefühl bestraft zu sein.

7. Selbstablehnung

- 0 Ich halte von mir genauso viel wie immer.
- 1 Ich habe Vertrauen in mich verloren.
- 2 Ich bin von mir enttäuscht.
- 3 Ich lehne mich völlig ab.

8. Selbstvorwürfe

- 0 Ich kritisiere oder tadle mich nicht mehr als sonst.
- 1 Ich bin mir gegenüber kritischer als sonst.
- 2 Ich kritisiere mich für all meine Mängel
- 3 Ich gebe mir die Schuld für alles Schlimme, was passiert.

9. Selbstmordgedanken

- 0 Ich denke nicht daran, mir etwas anzutun.
- 1 Ich denke manchmal an Selbstmord, aber ich würde es nicht tun.
- 2 Ich möchte mich am liebsten selbst umbringen.
- 3 Ich würde mich umbringen, wenn ich die Gelegenheit hätte.

10. Weinen

- 0 Ich weine nicht öfter als früher.
- 1 Ich weine jetzt mehr als früher.
- 2 Ich weine beim geringsten Anlass.
- 3 Ich möchte gerne weinen, kann aber nicht.

11. Unruhe

- 0 Ich bin nicht unruhiger als sonst.
- 1 Ich bin unruhiger als sonst.
- 2 Ich bin so unruhig, dass es mir schwer fällt, stillzusitzen.
- 3 Ich bin so unruhig, dass ich mich ständig bewegen oder etwas tun muss.

12. Interessenverlust

- 0 Ich habe das Interesse an anderen Menschen oder an Tätigkeiten nicht verloren.
- 1 Ich habe weniger Interesse an anderen Menschen oder an Dingen als sonst.
- 2 Ich habe das Interesse an anderen Menschen oder an Dingen zum größten Teil verloren.
- 3 Es fällt mir schwer, mich überhaupt für irgendwas zu interessieren.

13. Entschlussunfähigkeit

- 0 Ich bin so entschlossen wie immer
- 1 Es fällt mir schwerer als sonst, Entscheidungen zu treffen.
- 2 Es fällt mir sehr viel schwerer als sonst, Entscheidungen zu treffen.
- 3 Ich habe Mühe, überhaupt Entscheidungen zutreffen.

14. Wertlosigkeit

- 0 Ich fühle mich nicht wertlos
- 1 Ich halte mich für weniger wertvoll und nützlich als sonst.
- 2 Verglichen mit anderen Menschen fühle ich mich viel weniger wert.
- 3 Ich fühle mich völlig wertlos.

15. Energieverlust

- 0 Ich habe so viel Energie wie immer.
- 1 Ich habe weniger Energie als sonst.
- 2 Ich habe so wenig Energie, dass ich kaum noch etwas schaffe.
- 3 Ich habe keine Energie mehr, um überhaupt noch etwas zu tun.

16. Veränderungen der Schlafgewohnheiten

- 0 Meine Schlafgewohnheiten haben sich nicht geändert.
- 1a Ich schlafe etwas mehr als sonst.
- 1b Ich schlafe etwas weniger als sonst.
- 2a Ich schlafe viel mehr als sonst.
- 2b Ich schlafe viel weniger als sonst.
- 3a Ich schlafe fast den ganzen Tag.
- 3b Ich schlafe 1-2 Stunden am Tag und kann sonst gar nicht schlafen

17. Reizbarkeit

- 0 Ich bin nicht reizbarer als sonst.
- 1 Ich bin reizbarer als sonst.
- 2 Ich bin viel reizbarer als sonst.
- 3 Ich fühle mich dauernd gereizt.

18. Veränderungen des Appetits

- 0 Mein Appetit hat sich nicht verändert.
- 1a Mein Appetit ist etwas schlechter als sonst.
- 1b Mein Appetit ist etwas besser als sonst
- 2a Mein Appetit ist viel schlechter als sonst.
- 2b Mein Appetit ist viel größer als sonst.
- 3a Ich habe überhaupt keinen Appetit mehr.
- 3b Ich habe ständig Heißhunger

19. Konzentrationsschwierigkeiten

- 0 Ich kann mich so gut konzentrieren wie immer.
- 1 Ich kann mich nicht mehr so gut konzentrieren wie sonst.
- 2 Es fällt mir schwer mich für längere Zeit auf etwas zu konzentrieren.
- 3 Ich kann mich überhaupt nicht mehr konzentrieren.

20. Ermüdung und Erschöpfung

- 0 Ich fühle mich nicht müder oder erschöpfter als sonst.
- 1 Ich werde schneller müde oder erschöpfter als sonst.
- 2 Für viele Dinge, die ich üblicherweise tue fühle ich mich zu müde oder zu erschöpft.
- 3 Ich bin so müde und erschöpft, dass ich fast nichts mehr tue.

Abbildung 29: BDI-2 (Beck-Depressions-Inventar)

Deutsche Version der Positive and Negative Affect Schedule PANAS (GESIS Panel)

Nun möchten wir gerne von Ihnen wissen, wie Sie sich fühlen. Die folgenden Wörter beschreiben unterschiedliche Gefühle und Empfindungen. Lesen Sie jedes Wort und tragen Sie dann in die Skala neben jedem Wort die Intensität ein. Sie haben die Möglichkeit, zwischen fünf Abstufungen zu wählen. Geben Sie bitte an, wie Sie sich [Zeitspanne von Interesse, z.B. „im Allgemeinen“, „in den letzten Tagen“, „in den letzten Wochen“ oder „im letzten Jahr“] gefühlt haben.

	gar nicht	ein bisschen	einigermaßen	erheblich	äußerst
aktiv	1	2	3	4	5
bekümmert	1	2	3	4	5
interessiert	1	2	3	4	5
freudig erregt	1	2	3	4	5
verärgert	1	2	3	4	5
stark	1	2	3	4	5
schuldig	1	2	3	4	5
erschrocken	1	2	3	4	5
feindselig	1	2	3	4	5
angeregt	1	2	3	4	5
stolz	1	2	3	4	5
gereizt	1	2	3	4	5
begeistert	1	2	3	4	5
beschämt	1	2	3	4	5
wach	1	2	3	4	5
nervös	1	2	3	4	5
entschlossen	1	2	3	4	5
aufmerksam	1	2	3	4	5
durcheinander	1	2	3	4	5
ängstlich	1	2	3	4	5

Abbildung 30: Positive and Negative Affect Schedule (PANAS)



Datum □□ / □□ / □□ (Tag / Monat / Jahr)

 Prä Post Intervention I Post akustische Intervention Post Intervention IIVP-Code:

VAS

Bitte zeichnen Sie bei den folgenden Fragen an der Stelle auf der Linie ein Kreuz ein, die Ihrer **persönlichen Einschätzung** am meisten entspricht. Die Wertung 0 bedeutet, dass die Aussage überhaupt nicht auf Sie zutrifft und die Wertung 100, dass die Aussage voll und ganz zutrifft.

Ich fühle mich gestresst		
0	_____	100

Ich fühle mich müde		
0	_____	100

Abbildung 31: Visuelle Analogskala (VAS)

**Ergänzende Information für Studienteilnehmer gemäß
Europäischer Datenschutz-Grundverordnung²
für bereits laufende medizinische Forschungsvorhaben nach
Berufsordnung für Ärztinnen/Ärzte in Hessen (Start vor 25.05.2018)**

**Hooked on a feeling - ein Pilotstudie zur Untersuchung des
Einflusses von Musikhören auf Stresserleben und -reduktion**

Sehr geehrte/r Studienteilnehmer/in,

aufgrund des Wirksamwerdens der Europäischen Datenschutz-Grundverordnung = **DS-GVO** zum 25. Mai 2018, ändern sich die Datenschutzvorschriften in Europa. Auch für bereits laufende medizinische Forschungsvorhaben (im folgenden klinische Studien genannt), ergeben sich dadurch neue Anforderungen an die Verarbeitung personenbezogener Daten.

Wenn Sie bereits Teilnehmer/in an einer klinischen Studie sind, wurden Sie in der jeweiligen Patienteninformation und Einwilligungserklärung bereits über die Aspekte zum Datenschutz informiert und haben dem schriftlich zugestimmt. Dies beinhaltet z. B. Informationen über die Erfassung, Speicherung und Weiterleitung Ihrer personenbezogenen Daten sowie Ihre diesbezüglichen Rechte.

Der in der Patienteninformation und Einwilligungserklärung zu der jeweiligen klinischen Studie beschriebene Umgang mit Ihren Daten gilt weiterhin.

Zusätzlich werden Sie hiermit über die in der DS-GVO festgelegten Rechte informiert (Artikel 12 ff. DS-GVO):

Rechtsgrundlage

Die Rechtsgrundlage zur Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten bilden bei klinischen Studien Ihre freiwillige schriftliche Einwilligung gemäß DS-GVO

²Verordnung (EU) 2016/679 des Europäischen Parlaments und des Rates vom 27. April 2016 zum Schutz natürlicher Personen bei der Verarbeitung personenbezogener Daten, zum freien Datenverkehr und zur Aufhebung der Richtlinie 95/46/EG (Datenschutz-Grundverordnung)

sowie der Deklaration von Helsinki (Erklärung des Weltärztebundes zu den ethischen Grundsätzen für die medizinische Forschung am Menschen) und der Leitlinie für Gute Klinische Praxis.

Bezüglich Ihrer Daten haben Sie folgende Rechte (Artikel 13 ff. DS-GVO):

Recht auf Auskunft

Sie haben das Recht auf Auskunft über die Sie betreffenden personenbezogenen Daten, die im Rahmen der klinischen Studie erhoben, verarbeitet oder ggf. an Dritte übermittelt werden (Aushändigen einer *kostenfreien* Kopie) (Artikel 15 DS-GVO).

Recht auf Berichtigung

Sie haben das Recht Sie betreffende unrichtige personenbezogene Daten berichtigen zu lassen (Artikel 16 und 19 DS-GVO).

Recht auf Löschung

Sie haben das Recht auf Löschung Sie betreffender personenbezogener Daten, z. B. wenn diese Daten für den Zweck, für den sie erhoben wurden, nicht mehr notwendig sind (Artikel 17 und 19 DS-GVO).

Recht auf Einschränkung der Verarbeitung

Unter bestimmten Voraussetzungen haben Sie das Recht auf Einschränkung der Verarbeitung zu verlangen, d.h. die Daten dürfen nur gespeichert, nicht verarbeitet werden. Dies müssen Sie beantragen. Wenden Sie sich hierzu bitte an Ihren Prüfer oder an den Datenschutzbeauftragten des Prüfzentrums (Artikel 18 und 19 DS-GVO).

Im Falle Berichtigung, Löschung, Einschränkung der Verarbeitung werden zudem all jene benachrichtigt, die Ihre Daten haben (Artikel 17 (2) und Artikel 19 DS-GVO).

Recht auf Datenübertragbarkeit

Sie haben das Recht, die Sie betreffenden personenbezogenen Daten, die Sie dem Verantwortlichen für die klinische Studie bereitgestellt haben, zu erhalten. Damit können Sie beantragen, dass diese Daten entweder Ihnen oder, soweit technisch möglich, einer anderen von Ihnen benannten Stelle übermittelt werden (Artikel 20 DS-GVO).

Widerspruchsrecht

Sie haben das Recht, jederzeit gegen konkrete Entscheidungen oder Maßnahmen zur Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten Widerspruch einzulegen (Art 21 DSGVO). Eine solche Verarbeitung findet anschließend grundsätzlich nicht mehr statt.

Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten und Recht auf Widerruf dieser Einwilligung

Die Verarbeitung Ihrer personenbezogenen Daten ist nur mit Ihrer Einwilligung rechtmäßig (Artikel 6 DS-GVO).

Sie haben das Recht, Ihre Einwilligung zur Verarbeitung personenbezogener Daten jederzeit zu widerrufen. Es dürfen jedoch die bis zu diesem Zeitpunkt erhobenen Daten durch die in der Patienteninformation und Einwilligungserklärung zu der jeweiligen klinischen Studie genannten Stellen verarbeitet werden (Artikel 7, Absatz 3 DSGVO).

Benachrichtigung bei Verletzung des Schutzes personenbezogener Daten („Datenschutzpannen“)

Hat eine Verletzung des Schutzes personenbezogener Daten voraussichtlich ein hohes Risiko für Ihre persönlichen Rechte und Freiheiten zur Folge, so werden Sie unverzüglich benachrichtigt (Artikel 34 DSGVO).

Möchten Sie eines dieser Rechte in Anspruch nehmen, wenden Sie sich bitte an Ihren Prüfer oder an den Datenschutzbeauftragten Ihres Prüfzentrums. Außerdem haben Sie das **Recht, Beschwerde bei der/den Aufsichtsbehörde/n einzulegen**, wenn Sie der Ansicht sind, dass die Verarbeitung der Sie betreffenden personenbezogenen Daten gegen die DS-GVO verstößt (**siehe Kontaktdaten**).

Kontaktdaten

Datenschutz: Kontaktdaten Prüfzentrum

Datenschutzbeauftragte/r		Datenschutz-Aufsichtsbehörde	
ggf. Name:	Datenschutzbeauftragter der Philipps-Universität Marburg	ggf. Name:	Der Hessische Datenschutzbeauftragte
Adresse:	Biegenstraße 10 35032 Marburg (Paketpost: 35037 Marburg)	Adresse:	Gustav-Stresemann-Ring 1 65189 Wiesbaden
Telefon:	06421-2826155	Telefon:	Telefon: 0611-140 80
E-Mail	datenschutz@uni-marburg.de	E-Mail	poststelle@datenschutz.hessen.de

Für die Datenverarbeitung Verantwortliche/r	
ggf. Name	Philipps Universität Marburg
Adresse:	Biegenstrasse 10 35037 Marburg
Telefon:	06421- 28 20
E-Mail	info@uni-marburg.de

Eine **Unterschrift** ist **nur für ab dem 25.05.2018 neu eingeschlossenen Patienten** erforderlich, für bereits eingeschlossenen Patienten optional zur Bestätigung der Kenntnisnahme.

Name in Druckschrift

Datum

Unterschrift

Abbildung 32: Datenschutzerklärung

Einwilligungserklärung zur Teilnahme an dem Forschungsvorhaben

Bei Ihrer Bereitschaft zur Teilnahme bitten wir Sie, die Einwilligungserklärung vor der Untersuchung vollständig auszufüllen und zu unterschreiben.

Ich bestätige hiermit, dass ich durch den Untersucher, Herrn/Frau.....über Wesen, Bedeutung, Risiken und Tragweite der beabsichtigten Untersuchung aufgeklärt wurde und für meine Entscheidung genügend Bedenkzeit hatte. Ich habe die Probandeninformation gelesen. Ich fühle mich ausreichend informiert und habe verstanden, worum es geht. Der Untersucher hat mir ausreichend Gelegenheit gegeben, Fragen zu stellen, die alle für mich ausreichend beantwortet wurden. Ich hatte genügend Zeit, mich zu entscheiden.

Ich wurde darauf hingewiesen, dass es sich bei der Studie um eine Forschungsstudie handelt. Eine neuroradiologische Befundung der MR-Bilder im Sinne einer klinisch orientierten Diagnostik findet daher nicht statt. Dennoch kann es vorkommen, dass in den MR-Bildern Signalauffälligkeiten entdeckt werden, die eine mögliche klinische Relevanz haben („Zufallsbefund“). Mir ist bekannt, dass der Versuchsleiter mich informieren würde, falls sich bei der Untersuchung Anhaltspunkte für einen Zufallsbefund ergeben, die eine fachärztliche neuro-radiologische Diagnostik empfehlenswert erscheinen lassen.

Ich habe verstanden, dass bei wissenschaftlichen Studien persönliche Daten und medizinische Befunde erhoben werden. Die Weitergabe, Speicherung und Auswertung dieser studienbezogenen Daten erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor Teilnahme an der Studie meine freiwillige Einwilligung voraus. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie erhobene Daten auf Fragebögen und elektronischen Datenträgern aufgezeichnet und ohne Namensnennung zum Zwecke wissenschaftlicher Auswertung analysiert werden.

Ich habe eine Kopie der Probandeninformation und dieser unterschriebenen Einwilligungserklärung erhalten. Meine Einwilligung, an diesem Forschungsvorhaben als Proband teilzunehmen, erfolgt freiwillig. Ich wurde darauf hingewiesen, dass ich meine Einwilligung jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne Nachteile widerrufen kann.

Ich willige hiermit ein, als Proband an dem Forschungsvorhaben „Hooked on a feeling: Untersuchung neuronaler Korrelate des Einflusses von Musikhören auf Stresserleben und –reduktion“ teilzunehmen. Die Teilnahme umfasst sowohl eine behaviorale Testung, eine Speichelprobenentnahme, als auch eine Untersuchung mit dem MR-Scanner.

Abbildung 33: Einverständniserklärung

		La	Lu	Eq	Ru	Ra
1	Welche Hand nutzen Sie um den Lautstärkeregler am Radio zu bedienen?					
2	In welcher Hand halten Sie den Pinsel um eine Wand zu streichen					
3	In welcher Hand halten Sie den Löffel wenn Sie Suppe essen?					
4	Welche Hand nutzen Sie, wenn Sie auf etwas in der Entfernung zeigen möchten?					
5	Mit welcher Hand werfen Sie einen Dartpfeil?					
6	Mit welcher Hand nutzen Sie einen Radiergummi?					
7	In welcher Hand würden Sie einen Wanderstock tragen?					
8	Mit welcher Hand halten Sie das Bügeleisen um ein Shirt zu bügeln?					
9	Mit welcher Hand zeichnen Sie?					
10	In welcher Hand halten Sie eine volle Kaffeetasse?					
11	In welcher Hand halten Sie den Hammer um einen Nagel in die Wand zu schlagen?					
12	In welcher Hand halten Sie die Fernbedienung um den Fernseher zu bedienen?					
13	In welcher Hand halten Sie ein Messer um Brot zu schneiden?					
14	Mit welcher Hand schlagen Sie die Seiten eines Buches um?					

15	In welcher Hand halten Sie eine Schere um Papier zu schneiden?					
16	Mit welcher Hand machen Sie eine Tafel sauber?					
17	Mit welcher Hand benutzen Sie eine Pinzette?					
18	Welche Hand benutzen Sie um ein Buch aufzuheben?					
19	Mit welcher Hand tragen Sie einen Koffer?					
20	Welche Hand verwenden Sie um z.B. Kaffee in eine Tasse zu gießen?					
21	Mit welcher Hand bedienen Sie die Computermaus?					
22	Mit welcher Hand stecken Sie einen Stecker in eine Steckdose?					
23	Mit welcher Hand drehen Sie eine Münze um?					
24	In welcher Hand halten Sie die Zahnbürste beim Zähneputzen?					
25	Mit welcher Hand werfen Sie einen Ball?					
26	Mit welcher Hand betätigen Sie einen Türgriff?					
27	In welcher Hand halten Sie einen Stift beim Schreiben?					
28	Mit welcher Hand nehmen Sie ein Blatt Papier?					
29	In welcher Hand halten Sie eine Handsäge beim Sägen?					
30	Welche Hand verwenden Sie um mit einem Löffel etwas umzurühren?					
31	In welcher Hand tragen Sie einen geöffneten Regenschirm?					
32	In welcher Hand halten Sie die Nadel beim Nähen?					
33	In welcher Hand halten Sie ein Streichholz beim Anzünden?					
34	Mit welcher Hand betätigen Sie den Lichtschalter?					
35	Mit welcher Hand ziehen Sie eine Schublade auf?					
36	Mit welcher Hand tippen Sie die Zahlen auf einem Taschenrechner ein?					
37	Wurden Sie zum Rechtshänder umerzogen?				JA	NEIN
38	Gibt es irgendeine Ursache/Grund (z.B. einen Unfall), weshalb Sie Ihre Handpräferenz ändern mussten?				JA	NEIN
39	Haben Sie die Fähigkeiten einer Hand speziell erlernt? Zum Beispiel das Erlernen eines Musikinstruments?				JA	NEIN

Abbildung 34: Fragebogen: Händigkeit

B) Händigkeit nach Oldfield

Bitte geben Sie an, welche Hand Sie bevorzugt zur Durchführung der genannten Aktivitäten benutzen, indem Sie ein + in die entsprechende Spalte schreiben. Wenn die Präferenz so stark ist, dass Sie die andere Hand nie benutzen würden, es sei denn, Sie wären dazu gezwungen, schreiben Sie ein ++ in die entsprechende Spalte. Wenn Sie bei einer Aktivität absolut keine Präferenz haben, so schreiben Sie in beide Spalten ein +. Einige der Aktivitäten erfordern beide Hände. In diesem Fall ist der Teil der Aufgabe oder des Objekts, für den die Handpräferenz erfragt wird, in Klammern angegeben.

	Links	Rechts
1. Schreiben	[]	[]
2. Zeichnen	[]	[]
3. Werfen	[]	[]
4. Schere	[]	[]
5. Zahnbürste	[]	[]
6. Messer (ohne Gabel)	[]	[]
7. Löffel	[]	[]
8. Besen (obere Hand)	[]	[]
9. Streichholz anzünden (Streichholz)	[]	[]
10. Kiste öffnen (Deckel)	[]	[]

C) Händigkeit in der Familie

Bitte kreuzen Sie, falls bekannt, die zutreffende Händigkeit an:

	linkshändig	beidhändig	rechtshändig	umgeschulter Linkshänder	rückgeschulter Linkshänder
Mutter					
Vater					
Großmutter (mütterlicherseits)					
Großvater (mütterlicherseits)					
Großmutter (väterlicherseits)					
Großvater (väterlicherseits)					
Geschwister, wie viele?					

... Schwester/n					
... Bruder /Brüder					
Kinder, wie viele?					
... Tochter /Töchter					
... Sohn/ Söhne					

Anhang VII: Metallanamnese

Name:

Geburtsdatum:

Gewicht:

Studie:

Metallanamnese-Fragebogen

Frage	ja	nein
1. Tragen Sie einen Herzschrittmacher?		
2. Hatten Sie jemals einen chirurgischen Eingriff? Was wurde operiert?		
3. Sind Sie schwanger oder vermuten Sie schwanger zu sein?		
4. Sind Sie jemals durch einen metallenen Fremdkörper verletzt worden (Geschoß, Granatsplitter, Metallsplitter usw.)?		
5. Haben oder vermuten Sie Metallobjekte im Auge (z.B. Prothese, Metallsplitter)? Tragen Sie Kontaktlinsen?(weich dürfen drinne bleiben)		
6. Haben Sie Metallclips nach Gefäßoperationen? Wenn ja, wo (Gehirn, Herzkranzgefäße, Aneurysma, Transplantatniere)?		
7. Haben Sie eine Herzklappe aus Metall? Wenn ja, welcher Typ? (Herzklappenpass)		
8. Tragen Sie implantierte, elektrische Stimulationsgeräte (Biosimulatoren, Neurostimulatoren)?		
9. Tragen Sie implantierte Medikamentenpumpen oder Infusionssysteme (z.B. Infusionspumpe, Ports)?		
10. Haben Sie eine Mittelohrprothese oder Cochlea-Impantat?		
11. Wurden bei Ihnen metallene Fremdkörper in die Blutgefäße oder den Verdauungstrakt implantiert (z.B. Stents, Cava-Filter, Spiralen)?		
12. Tragen Sie Gelenkprothesen aus Metall?		
13. Wurde bei Ihnen Osteosynthesematerial eingesetzt (z.B. Metallplatten, -stäbe, oder -schrauben) nach Knochenverletzungen?		
14. Tragen Sie einen Intrauterin-Pessar ("Spirale") aus Metall?		
15. Haben Sie nicht-herausnehmbaren metallenen Zahnersatz?		
16. Waren Sie jemals als Metallarbeiter tätig?		
17. Haben Sie Tätowierungen, Permanentmakeup oder Piercings?		
18. Tragen Sie einen nicht herausnehmbaren Retainer/ Zahnspange? Haben Sie Akupunkturadeln?		

Ich habe die Fragen nach bestem Wissen und Gewissen beantwortet
Mir ist bewusst, dass falsche Angaben meine Gesundheit gefährden können!

Marburg, den

.....
(Unterschrift)

Abbildung 36: Metallanamnese

ProbandInnen-Information Open Brain Consent Documentation

Wir möchten die in dieser Studie erhobenen Daten, inklusive der fMRT-Bilddaten, der Allgemeinheit zur Verfügung stellen (über eine öffentliche Internetdatenbank). Es ist daher möglich, dass die Daten der Untersuchung, an der Sie aktuell teilnehmen, zukünftig auch für andere Forschungsprojekte genutzt werden. Diese Projekte könnten andere Zielsetzungen verfolgen, als die aktuelle Studie.

Alle Daten, die wir teilen, werden vollständig pseudonymisiert. Ihr Name wird nicht gespeichert, sondern nur eine Codenummer, so dass niemand weiß, welche Daten zu Ihnen gehören. Zur Pseudonymisierung Ihrer Daten bitten wir Sie fünf Zahlen Ihrer Wahl von 0 bis 100 mit zwei frei gewählten Großbuchstaben zu kombinieren (***** XX). Die Verbindung zwischen den Messdaten und Ihrer Identität kann dann nur mit einer Schlüsselliste hergestellt werden. Diese wird getrennt von den Messdaten in einem verschlossenen Schrank in der Klinik für Psychiatrie und Psychotherapie aufbewahrt und zwei Jahre nach Abschluss der Untersuchung gelöscht. Zusätzlich dazu werden wir Daten entfernen, die unter Umständen dazu führen könnten, dass Rückschlüsse auf Ihre Person gezogen werden könnten (wie zum Beispiel Gesichtsmerkmale oder das Datum der Teilnahme). Dazu wird ein sogenanntes Defacing vorgenommen, bei welchem Ihr Gesicht und damit Ihre Erkennungsmerkmale aus den fMRT-Daten entfernt werden. Damit ist eine Zuordnung Ihrer Daten durch Gesicht oder Zähne nicht mehr möglich.

Wenn Sie Ihre Meinung ändern und die Zustimmung zur Teilnahme zurückziehen möchten, können Sie dies tun (dazu können Sie Peer Herholz unter 06421/58-63913 erreichen). In diesem Fall werden wir keine zusätzlichen Daten erheben und die bereits erhobenen Daten werden gelöscht, bevor diese in die Datenbank hochgeladen werden. Allerdings können Daten und Forschungsergebnisse, die bereits auf die öffentliche Datenbank geladen und mit anderen Forschern geteilt wurden, nicht wieder gelöscht oder zurückgezogen werden.

Es ist möglich, dass Studien, die Ihre Informationen nutzen, zu neuen Entwicklungen zur Erforschung und zum Verständnis des Gehirns, zu neuen Methoden, neuen Diagnosemethoden oder neuen (pharmazeutischen) Produkten führen. Durch die Zustimmung zur freiwilligen Weitergabe der Daten gibt es keine Möglichkeit, an den Profiten durch diese Produkte teilzuhaben.

Auch die Rechte an diesen Methoden oder Produkten werden nicht weitergegeben. Die Weitergabe Ihrer Daten ist freiwillig. Sie können trotzdem an der Studie teilnehmen, auch wenn Sie nicht wollen, dass die Daten weitergegeben werden. Mit Ihrer Unterschrift bestätigen Sie, dass Sie die Daten für zukünftige Forschungen bereitstellen. Sie stimmen zu, dass diese global mit anderen Forschern und Instituten geteilt werden. Die Einzelheiten, Resultate und Implikationen dieser Studien sind unbekannt.

Marburg, den _____
Datum, Unterschrift der/des ProbandIn

Quelle: Halchenko, Y. (2017). Open Brain Consent Documentation. Release 0.0.2.dev.
<https://media.readthedocs.org/pdf/open-brain-consent/latest/open-brain-consent.pdf> (zuletzt abgerufen am 01.11.2017, 10:15 Uhr)

Abbildung 37: Open Brain Consent

A Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen

Meine akademischen Lehrenden in Marburg waren:

Adamkiewicz, Baranowski, Bartsch, Bauer, Becker S., Berger, Bette, Besgen, Best, Bien, Bliemel, Bösner, Breuer, Brehm, Buchholz, Burchert, Carl, Cetin, Czubayko, Decher, Del Rey, Denkert, Dinges, Donner-Banzhoff, Eggert, Eickmann, Feuser, Frink, Fritz, Fuchs-Winkelmann, Geks, Geraedts, Ghazy, Görg, Gress, Grundmann, Haas, Haberhausen, Herholz, Hertl, Höffken, Hofmann, Holzer, Hoyer, Hundt, Jansen, Jerrentrup, Josephs, Kann, Kanngießer, Karatolios, Keber, Kerwat, Kinscherf, Kircher, Kirschbaum, Klemmer, Knake, Knipper, Köhler, König, Kortus-Götze, Kühnert, Leonhardt, Lill, Lohoff, Mahnken, Maier, Maisner, Mandic, Menzler, Moll, Morin, Mühlenhoff, Müller, Neff, Nenadic, Neubauer, Neumüller, Nimsky, Oertel, Oberkircher, Oberwinkler, Oliver, Opitz, Pagenstecher, Pankuweit, Parahuleva, Pedrosa, Peterlein, Plant, Preisig-Müller, Printz, Reese, Renz, Richter, Riße, Ritter, Roelcke, Ruchholtz, Rüsck, Schäfer, Schieffer, Schmidt, Schratt, Schröder, Schulz, Schumacher, Schunk, Schütz, Seifart, Seitz, Sekundo, Sevinc, Sohlbach, Sommer, Sprenger, Stahl, Steiniger, Streubel, Stuck, Suske, Swaid, Thieme, Timmermann, Timmesfeld, Torossian, Viniol, Vogelmeier, Vogt, von Zezschwitz, Vorwerk, Wagner, Weber, Weihe, Westermann, Wiesmann, Wilhelm, Wittig, Wollmer, Worzfeld, Wrocklage, Wulff, Zavorotnyy, Zwiorek.

B Danksagung

Zuerst danke ich Prof. Dr. Andreas Jansen für die Unterstützung, Betreuung und die Möglichkeit in seiner Arbeitsgruppe promovieren zu können. Außerdem danke ich Dr. Jens Sommer für die offene Hilfsbereitschaft bei der Umsetzung und Analyse der Studie und die vielen spannenden Gespräche auch über die Arbeit hinaus. Dr. Peer Herholz und Dr. Christoph Vogelbacher gilt ebenfalls ein großer Dank. Die Unterstützung bei Programmierfragen und die kompetenten Ratschläge bei der Analyse der MRT-Daten waren sehr wichtig. Außerdem danke ich ihnen für ihr offenes Ohr und die gemeinsame Zeit im Büro.

Weiterhin danke ich den Kooperationspartner*innen dieser Studie. Ich danke Prof. Dr. Urs Nater für Hilfe bei der Analyse der hormonellen Daten. Ich danke Dr. Gina-Isabelle Henze und Prof. Dr. Stefan Wüst für die Bereitstellung des Stressparadigmas und den lehrreichen Aufenthalt an der Universität Regensburg.

Besonders will ich mich noch bei Rebekka Terhorst bedanken. Mit ihr teile ich die Liebe zur Musik und sie hat den Kontakt zur Arbeitsgruppe hergestellt. Außerdem danke ich ihr für die gemeinsame Zeit und Hilfe bei der Planung, Durchführung und Analyse der Studie und ihre Freundschaft. Zuletzt will ich meiner Familie und meinen Freundinnen und Freunden, allen voran Kristina, Elias, und Rahel für ihren Zuspruch, ihre Unterstützung und ihr Vertrauen danken.

C Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

MUSE - Musik und Stresserleben, eine fMRT-Studie zur Stressantwort und dem stressreduzierenden Effekt von Musik, eine Analyse anhand physiologischer und neuronaler Daten,

in der Klinik für Psychiatrie und Psychotherapie unter Leitung von Prof. Dr. Andreas Jansen mit Unterstützung durch Dr. Peer Herholz, Dr. Jens Sommer, Dr. Christoph Vogelbacher, Elias Kuthe, Dr. Rebekka Terhorst ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Ich versichere, dass ich sämtliche wörtlichen oder sinngemäßen Übernahmen und Zitate kenntlich gemacht habe.

Mit dem Einsatz von Software zur Erkennung von Plagiaten bin ich einverstanden.

Die Hinweise zur Erkennung von Plagiaten habe ich zur Kenntnis genommen.

Ort, Datum, Unterschrift Doktorandin/Doktorand

Ort, Datum, Unterschrift Referentin/Referent