



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg  
*Hamburg University of Applied Sciences*

---

Bachelorarbeit

**Hirnelektrische und kardio-respiratorische Korrelate von  
Immersion und Presence in virtueller Realität**

Charlotte Imenkamp



# **Hirnelektrische und kardio-respiratorische Korrelate von Immersion und Presence in virtueller Realität**

**Charlotte Imenkamp**

Matrikelnummer: XXXXXXXXXX

Bachelorarbeit eingereicht im Rahmen der Bachelorprüfung  
im Studiengang Medizintechnik der Fakultät Life Sciences  
der Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

in Zusammenarbeit mit:

Uniklinikum Eppendorf Institut für Neurophysiologie und Pathophysiologie

Haus Nord 43 (N43)

Martinistraß 52

20246 Hamburg

Erstgutachter: Prof. Dr. J. Lorenz

Zweitgutachter: Dr. T. Schneider

Abgabedatum: 20. Januar 2020



# ZUSAMMENFASSUNG

---

## Name des Studierenden

Charlotte Imenkamp

## Thema der Bachelorthesis

Hirnelektrische und kardio-respiratorische Korrelate von Immersion und Presence in virtueller Realität

## Stichworte

VR, Presence, Herzratenvariabilität, auditorisches EKP, Aufgabenschwierigkeit

## Kurzzusammenfassung

Das subjektive Gefühl in einer *virtuellen Realität* (VR) anwesend zu sein (VR-Presence), ist bisher ein Konzept ohne standardisiertes, objektives Messverfahren. Diese objektive Messbarkeit ist jedoch zur Optimierung der Güte einer VR Umgebung essenziell. Beispielsweise könnte sie zur effektiveren Gestaltung VR-basierter medizinischer Anwendung beitragen. Die vorliegende Arbeit untersucht die Beeinflussung des wahrgenommenen Grades der VR Presence durch drei verschiedene Aufgabenschwierigkeiten innerhalb einer VR-Umgebung. Zur objektiven Erfassung der physiologischen Reaktionen auf diese VR-Exposition wurden elektrodermale und kardio-respiratorische Parameter, sowie hirnelektrische Korrelate eines aufgabenirrelevanten auditiven Novelty-Oddball-Paradigmas, untersucht. Insgesamt dreizehn Probanden wurden in der ersten Bedingung (Ruhe) instruiert, die Oddball Reize auszublenden. Die zweite Bedingung (Leicht) enthielt die Aufgabe, Kugeln in einem virtuellen Labyrinth einzusammeln, deren Position durch einen Pfad markiert wurde. Dieser Pfad fehlte in der dritten Bedingung (Schwer). Zwischen der Bedingung Ruhe und Leicht bzw. Schwer wurde ein signifikanter Anstieg der Herzrate, des Hautleitwerts und der Atemfrequenz festgestellt. Dies deutet auf eine Verschiebung der sympathovagalen Balance zu einer verstärkten Sympathikusaktivierung hin. Dies wird ebenfalls durch marginales Absinken der Gesamtvariabilität (SDNN), des RMSSD, des HF-Bereichs und im SD1 in den Bedingungen Leicht und Schwer angedeutet. Zudem wird eine signifikant kleinere Amplitude der P3a der Novels zwischen der Bedingung Ruhe und Leicht bzw. Schwer festgestellt. Die Ergebnisse indizieren eine verstärkte Aufmerksamkeit, sowie eine gesteigerte emotionale und kognitive Involviertheit gegenüber der Ruhebedingung.



# ABSTRACT

---

## Name of Student

Charlotte Imenkamp

## Title of the paper

Cognitive and cardio-respiratory correlates of immersion and presence in virtual reality

## Keywords

VR, Presence, Heart rate variability, auditory ERP, Task demand

## Abstract

The subjective feeling of being present in a *virtual reality* (VR) is still a concept without standardised, objective measurement. This objectivity is the key to successful optimization of VR-environments. For example, it could improve the effective modulation of VR-based medical applications. The present study investigates three different VR task demands and their influence on the experienced VR-Presence. In this context, the physiological reactions of electrodermal and cardio-respiratory parameters as well as cognitive correlates of the task-irrelevant auditory novelty-oddball-paradigm were studied. The experiment started with the first condition (rest). The thirteen participants were instructed to ignore the Oddball stimulus. In the second condition (easy) the task was to collect balls in a virtual maze. The participants had to follow a path, which lead to those balls. This path was missing in the third condition (hard). The analysis showed a significant rise of the heart rate, the galvanic skin conductance and the respiratory frequency between the rest and the easy or hard condition, which implies a sympathovagal imbalance with an increased activity of the sympathetic nervous system in the easy and hard condition. This change in activity of the vegetative nervous system is equally indicated by a marginal decrease of the heart rate variability parameters SDNN, RMSSD, HF and SD1 between rest and easy or hard. Furthermore, the amplitude of the p3a component significantly decreased between the conditions rest and easy or hard. These findings suggest an increased attention, as well as an increased emotional and cognitive involvement in the conditions easy and hard in contrast to the rest condition.



# INHALTSVERZEICHNIS

---

Abkürzungsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis .....	II
Tabellenverzeichnis .....	III
1 Einleitung .....	1
1.1 Bestehende Verfahren zur objektiven Bestimmung der VR-Presence.....	2
2 Theoretische Grundlagen .....	4
2.1 Immersion und Presence in der VR.....	4
2.2 Physiologische Grundlagen .....	9
2.3 Subjektive und objektive Erfassung von Presence in virtueller Realität.....	16
2.4 Fragestellung.....	20
3 Methoden.....	22
3.1 Studienteilnehmer.....	22
3.2 Studienablauf .....	22
3.3 Studiendesign.....	24
3.4 Datenerhebung und -vorverarbeitung.....	29
3.5 Datenanalyse .....	32
4 Ergebnisse .....	34
4.1 Wahrgenommene VR-Presence .....	34
4.2 Symptome der Bewegungskrankheit.....	35
4.3 Performance Daten.....	37
4.4 EKG-Daten .....	37
4.5 Hautleitwert-Daten .....	42
4.6 EEG-Daten.....	43
4.7 Korrelationen zwischen den Parametern .....	50
5 Diskussion .....	51

5.1	Ergebnisse der subjektiven Erfassung der VRP.....	52
5.2	Ergebnisse der objektiven Erfassung der VRP .....	52
5.3	Schlussfolgerung .....	53
6	Literaturverzeichnis .....	55
7	Anhang .....	I

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

---

<b>Abkürzung</b>	<b>Bedeutung</b>
<b>VR</b>	Virtuelle Realität
<b>fMRT</b>	Funktionelle Magnetresonanztomographie
<b>VRI</b>	VR-Immersion
<b>VRP</b>	Anwesenheit in der VR (VR-Presence)
<b>SSM</b>	Spatial Situation Model
<b>TPH</b>	Theorie der Wahrnehmungshypothese (Theory of Perceptual Hypothesis)
<b>SOD</b>	Tendenz, Widersprüche zu tolerieren (Suspension of Disbelief)
<b>EKP</b>	Ereigniskorreliertes Potential
<b>EEG</b>	Elektroenzephalogramm
<b>MMN</b>	Mismatch Negativity
<b>SW</b>	Slow Wave
<b>EKG</b>	Elektrokardiogramm
<b>HRV</b>	Herzratenvariabilität
<b>RSA</b>	Respiratorische Sinusarrhythmie
<b>LF</b>	Niedrigfrequenz
<b>HF</b>	Hochfrequenz
<b>HMD</b>	Head-mounted Display
<b>ICA</b>	Unabhängigkeitsanalyse (Inter Component Analysis)
<b>RR</b>	Mittelwert der RR-Intervalle
<b>SDNN</b>	Standardabweichung der RR-Intervalle
<b>RMSSD</b>	Quadratwurzel aus den quadrierten Differenzen der aufeinanderfolgenden RR-Intervalle
<b>EDR</b>	Atemfrequenz aus EKG Signal
<b>SD1</b>	Erster Kennwert der Streuung im Poincare-Diagramm
<b>SD2</b>	Zweiter Kennwert der Streuung im Poincare-Diagramm
<b>MEC-SPQ</b>	Fragebogen über wahrgenommene lokale Anwesenheit (Spatial Presence Questionnaire)
<b>VRSQ</b>	Fragebogen über Symptome der Bewegungskrankheit in der VR (VR Sickness Questionnaire)

# ABBILDUNGSVERZEICHNIS

---

ABBILDUNG 1 DAS ZWEI STUFEN MODELL AUS VORDERER ET. AL. (2004) .....	5
ABBILDUNG 2 BEISPIEL EINES EKPS AUS EINER NOVELTY ODDBALL-BEDINGUNG AUS DEBENER ET. AL (2005) .....	12
ABBILDUNG 3 BEISPIEL EINES POINCARÉ DIAGRAMMS AUS DER KUBIOS ANALYSE EINES PROBANDEN DIESER STUDIE .....	16
ABBILDUNG 4 STUDIENABLAUF .....	23
ABBILDUNG 5 RAUM DER RUHEMESSUNG.....	24
ABBILDUNG 6 VERWENDETE ELEMENTE .....	25
ABBILDUNG 7 ORIENTIERUNGSPUNKTE .....	25
ABBILDUNG 8 AUFBAU DER LABYRINTHE -ANSICHT VON OBEN.....	26
ABBILDUNG 9 FRAGERAUM ZWISCHEN DEN BLÖCKEN .....	27
ABBILDUNG 10 UML SEQUENZ DIAGRAMM MANAGEMENT UND INPUT .....	28
ABBILDUNG 11 UML SEQUENZ DIAGRAMM LABYRINTH-BLOCK.....	29
ABBILDUNG 12 ELEKTRODENLAYOUT .....	30
ABBILDUNG 13 MITTEL DER WAHrgENOMMENEN PRESENCE .....	34
ABBILDUNG 14 ERGEBNISSE DES "MEC SPATIAL PRESENCE QUESTIONAIRE" .....	35
ABBILDUNG 15 BEWERTUNGEN DER SYMPTOME DER BEWEGUNGSKRANKHEIT .....	36
ABBILDUNG 16 SYMPTOME DER BEWEGUNGSKRANKHEIT NACH VR-EXPOSITION .....	36
ABBILDUNG 17 MITTLERE GESAMMELTE KUGELN IN DER SCHWEREN UND LEICHTEN BEDINGUNG.....	37
ABBILDUNG 18 VERANSCHAULICHUNG VERSCHIEDENER EDRs IM RR-SPEKTRUM. A) EDR UNTERHALB HF-BEREICH, B) EDR IM NORMALBEREICH, C) EDR OBERHALB HF-BEREICH .....	38
ABBILDUNG 19 MITTELWERTE DER RR-INTERVALLE DER VERSCHIEDENEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	39
ABBILDUNG 20 MITTELWERTE DER EDR IN VERSCHIEDENEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN.....	41
ABBILDUNG 21 MITTLERER HAUTLEITWERT ZWISCHEN DEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN.....	42
ABBILDUNG 22 EKPS DER ELEKTRODEN Fz, Cz UND Pz MIT ALLEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN UND STIMULI .....	43
ABBILDUNG 23 TOPOGRAFIEN DER N1 UND P3 DER NOVEL- UND DEVIANT-STIMULI IN DER RUHEBEDINGUNG .....	44
ABBILDUNG 24 VERGLEICH DER MITTLEREN AMPLITUDEN ABHÄNGIG VON DER AUFGABENSCHWIERIGKEIT .....	46
ABBILDUNG 25 VERGLEICH DER MITTLEREN AMPLITUDEN ABHÄNGIG VOM STIMULUS .....	47
ABBILDUNG 26 VERGLEICH DER MITTLEREN AMPLITUDEN ABHÄNGIG VON DER ELEKTRODENPOSITION .....	48
ABBILDUNG 27 INTERAKTIONSEFFEKT ZWISCHEN STIMULUS UND KONDITION .....	48

# TABELLENVERZEICHNIS

---

TABELLE 1 T-TESTS DER RR-INTERVALLE GEGEN DIE AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	38
TABELLE 2 T-TEST DER SDNN GEGEN DIE AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	39
TABELLE 3 T-TEST RMSSD ABHÄNGIG VON DEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	40
TABELLE 4 T-TEST HF ABHÄNGIG VON DEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	40
TABELLE 5 T-TEST ZWISCHEN DER EDR UND DEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	41
TABELLE 6 T-TEST VON SD1 ABHÄNGIG VON DEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	41
TABELLE 7 T-TEST ZWISCHEN DEM HAUTLEITWERT UND DEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	42
TABELLE 8 ERGEBNISSE DER ANOVA DER P3A (* $p < 0,05$ , ** $p < 0,01$ , *** $p < 0,001$ ) .....	45
TABELLE 9 HAUPTEFFEKTE DER AUFGABENSCHWIERIGKEIT (* = SIGNIFIKANT) .....	45
TABELLE 10 HAUPTEFFEKTE DER STIMULUS (* = SIGNIFIKANT) .....	46
TABELLE 11 HAUPTEFFEKTE DER ELEKTRODENPOSITION (* = SIGNIFIKANT) .....	47
TABELLE 12 AMPLITUDEN DER STIMULI IN DEN AUFGABENSCHWIERIGKEITEN .....	49
TABELLE 13 T-TEST DER NOVEL- UND DEVIANT-AMPLITUDEN .....	49
TABELLE 14 ANOVA DER SW-KOMPONENTE .....	50
TABELLE 15 ANOVA DER MMN-KOMPONENTE (* = SIGNIFIKANTES ERGEBNIS) .....	50



# 1 EINLEITUNG

---

Das subjektive Gefühl in einer *virtuellen Realität* (VR) anwesend zu sein, ist bisher ein Konzept ohne standardisiertes, objektives Messverfahren. Diese objektive Messbarkeit ist jedoch zur Optimierung einer VR Umgebung und somit zur Bewertung von virtuellen Therapie- und Ausbildungssituationen essenziell. Der Gegenstand dieser Arbeit ist die Untersuchung möglicher objektiver Korrelate einer VR-Exposition. Speziell werden hirnelektrische, elektrodermale und kardio-respiratorische Korrelate thematisiert.

Der Begriff VR beschreibt interaktive, dreidimensionale Umgebungen, die in Echtzeit durch einen Computer generiert werden. Dadurch bietet sich die Möglichkeit, diese Umgebungen nach Bedarf zu gestalten und beliebige Handlungsszenarien zu entwickeln. Die Einzigartigkeit dieser Szenarien liegt in ihrer Balance zwischen Kontrolle und Realitätsnähe. Sie können nahezu jede beliebige Alltagssituation simulieren, die anders als in der Realität, beliebig oft wiederholt und kontrolliert werden kann. Seit der ersten Beschreibung der Technologie wächst die Nutzbarkeit und Anwendbarkeit durch die breite Bevölkerung stetig (Slater et al., 2009). Dies ist unter anderem dem Zugang zu VR über gebräuchliche Medien, wie Computer und Smartphones, zu verdanken.

## ***Anwendungsfelder der VR in der Humanmedizin***

In medizinischen Anwendungsfeldern bietet die VR neue Möglichkeiten der simulationsbasierten Therapie und Ausbildung. Ingrassia et al. (2012) untersuchten VR-basierte Ausbildungssituationen und zeigten die Vergleichbarkeit der Simulation eines Massenanfalls von Verletzten in einer VR-Umgebung mit einem real inszenierten Szenario. Auch Lerneffekt einer VR-Anwendung wurde kürzlich mit dem einer digitalen Lernhilfe verglichen (Stepan et al., 2017). Die Äquivalenz der Methoden wurde bestätigt. Zusätzlich wurde in dieser Studie von einer positiveren Lernerfahrung durch fesselnde und motivierende Elemente in der VR berichtet. Die Entwicklung VR basierter Ausbildungsmethoden dauert bis heute an. Beispielsweise entwickelten Izard et al. (2018) erfolgreich zwei voneinander unabhängige VR-Systeme, in denen Medizinstudenten interaktiv lernen konnten. Weitere Anwendungen der VR liegen unter anderem in der Schmerz- und Psychotherapie. Beispielsweise wurde VR als nicht-pharmakologisches Analgetikum bei Verbrennungspatienten untersucht (Hoffmann et al., 2000); Hoffman et al., 2001). Die VR-Anwendung wirkte durch die Lenkung von Aufmerksamkeitsressourcen in die VR-Umgebung schmerzlindernd. Aufbauend auf dieser

Forschungsarbeit wurde eine Studie mit *funktioneller Magnetresonanztomographie* (fMRT) durchgeführt (Hoffman et al., 2011). Es wurde sowohl eine signifikante Schmerzreduktion als auch eine signifikante Minderung der Hirnaktivität in den kortikalen Bereichen der Schmerzwahrnehmung berichtet. Faber et al. (2013) bestätigten dieses Ergebnis, stellten aber zudem einen geringen Gewöhnungseffekt nach wiederholter VR-Exposition fest. Diese Ergebnisse konnten auch bei pädiatrischen Verbrennungen bestätigt werden (Arane et al., 2017; Schmitt et al., 2011). Zudem wurde von einer signifikanten Schmerzreduktion bei Patienten mit chronischen Schmerzen berichtet (Gromala et al., 2015). Ein weiterer relevanter Therapiebereich ist die psychotherapeutische Anwendung der VR. Die Anwendungen wurden erfolgreich zur Behandlung von Angststörungen und Suchterkrankungen eingesetzt. Morina et al. (2015) bestätigten die erfolgreiche Behandlung von Phobien und die Anwendbarkeit des Therapieerfolgs auf reale Situationen. Aufbauend auf diese Erkenntnisse setzten Freeman et al. (2017) die VR ebenfalls als Therapiemöglichkeit von Phobien erfolgreich ein.

Die Grundlage einer erfolgreichen Anwendung bildet allerdings immer die VR-Umgebung. Wenn die Güte der computergenerierten Umgebung nicht ausreichend ist, können keine entsprechenden Erfolge erzielt werden. Ein tieferes Verständnis des Einflusses der VR-Erfahrung auf den Therapieerfolg würde auch wissenschaftliche Modellbildung und das auf Anwendungen optimierte VR-Design erleichtern (Bowman & McMahan, 2007). Zur gesamtheitlichen VR-Erfahrung spielen allerdings eine große Anzahl an individuellen und systembedingten Einflüssen eine Rolle. Diese beeinflussen die Güte einer VR-Umgebung maßgeblich. Bis heute existiert daher keine allgemein gültige Klassifikation oder Definition der VR-Güte.

### 1.1 BESTEHENDE VERFAHREN ZUR OBJEKTIVEN BESTIMMUNG DER VR-PRESENCE

Mit der vermehrten Anwendung von VR haben sich die objektive und subjektive Authentizität der VR-Umgebung als zentrale Gütekriterien etabliert. Diese werden in der Fachsprache als *VR-Immersion* (VRI) und *VR-Presence* (VRP) bezeichnet (Slater et al., 2009). Die VRI, als Begriff der objektiven Authentizität, beschreibt die technischen Möglichkeiten, den Nutzer in die VR Umgebung eintauchen zu lassen. Die VRP hingegen ist definiert durch das subjektive Gefühl des Nutzers in der VR-Umgebung anwesend zu sein. Bisweilen werden Fragebögen zur subjektiven Bewertung von VRP genutzt. Beispiele sind der „Presence Fragebogen“ (Vorderer et al., 2004) oder der „Immersionsfragebogen“ von Jennett et al. (2008). Zum besseren Verständnis von VRP und VRI ist ein objektives Messverfahren essenziell. So wurden bereits Zusammenhänge zwischen VRP und vegetativen Reaktionen wie elektrodermalen (Beeli et al.,

2008) und kardio-respiratorischer Aktivität (Malińska et al., 2015) beschrieben. Ergänzend wurde ein Zusammenhang zwischen VRP und hirnelektrischer Aktivität gezeigt (Burns & Fairclough, 2015). Besonders im Bereich hirnelektrischer und kardio-respiratorischer Korrelate der VRP fehlt es allerdings an Publikationen und Wissenstiefe, wodurch bislang noch kein objektives Messverfahren allgemein akzeptiert werden konnte.

Die Arbeit erfasst in einer empirischen Untersuchung hirnelektrische, kardio-respiratorische und elektrodermale Parameter während einer VR-Exposition. Dabei wird durch Manipulation der VR-Umgebung der wahrgenommene Grad der VRP verändert. Neben der Erfassung der objektiven physiologischen Parameter wird auch die subjektive Erfahrung der VRP und der Bewegungskrankheit erfasst. Dies geschieht sowohl über Abfragen innerhalb der VR, aber auch über Fragebögen im Anschluss an das Experiment. Die Arbeit bezweckt das bessere Verständnis von Korrelaten der VR-Exposition. Dieses Verständnis ist essenziell, um Merkmale der VR, speziell VRI und VRP, anhand physiologischer Indikatoren objektiv bewerten und optimieren zu können.

Dazu werden zunächst die theoretischen Grundlagen dargestellt (Kapitel 2). Dabei wird neben VRP und VRI auch auf die physiologischen Grundlagen der Messparameter eingegangen. Darauf aufbauend werden der aktuelle Stand der Forschung und die Problemstellung konkretisiert. Im Kapitel 3 werden Studiendesign und -ablauf erläutert. Die aus der Studie resultierenden Ergebnisse werden im Anschluss in Kapitel 4 beschrieben und in Kapitel 5 diskutiert.

## 2 THEORETISCHE GRUNDLAGEN

---

### 2.1 IMMERSION UND PRESENCE IN DER VR

VRI und VRP beeinflussen sich gegenseitig stark und können teilweise nur schwer auseinandergehalten werden. Grob zusammengefasst liefert die VRI die Grenzen, in denen die VRP möglich ist. Slater et al. (2009) veranschaulichen dies mit einem Beispiel aus der Psychophysik des Sehens: Die VRI ist vergleichbar mit der Wellenlänge des Lichtes. Diese ist klar definiert und objektiv messbar. Die subjektive Wahrnehmung der gleichen Farbe ist vergleichbar mit VRP. Die Wahrnehmung ist individuell unterschiedlich und somit deutlich schwerer zu messen, variiert allerdings in Abhängigkeit der Wellenlänge des Lichtes.

#### 2.1.1 Immersion

Die VRI beschreibt die objektive Authentizität und wird durch die technischen Möglichkeiten des VR-Systems bestimmt. Dazu gehört die Bildwiederholungsrate und -qualität, die Güte der Bewegungs-Nachverfolgung, die Analyse der Kopfposition und die Dynamik der VR (Youngblut, 2006). Auch die Anzahl der sensorischen Modalitäten, wie ein auditives oder haptisches Feedback bestimmen den Grad der VRI (Slater et al., 2009). Eine Möglichkeit der Abstufung des Grades der Immersion eines Systems, ist durch die Fähigkeit dieses Systems, ein anderes zu simulieren (Slater, 2018). Beispielsweise kann ein VR-System mit einer sehr guten Auflösung alles abbilden, das auch eines mit einer sehr schlechten Auflösung abbilden kann. Das VR-System mit der schlechteren Auflösung kann jedoch andersherum nicht alle Details abbilden und besitzt somit einen geringeren Grad der Immersion. Weiter wird eine immersive Umgebung anhand der Realitätsnähe ihrer sensomotorischen Möglichkeiten definiert (Feigl et al., 2019; Slater, 2009). Je mehr Interaktivität durch Hard- und Softwarekomponenten ermöglicht wird, desto immersiver ist die Umgebung. Beispielsweise erlaubt eine VR-Umgebung das Laufen und Bewegen des Kopfes, eine andere erlaubt darüber hinaus das Greifen und Ablegen von Objekten und besitzt somit eine höhere Immersion.

#### 2.1.2 Presence

VRP wird in der Literatur als das Gefühl anwesend zu sein beschrieben (Sanchez-Vives & Slater, 2005; Slater & Wilbur, 2005). Die International Society of Presence Research (2000) definiert dieses Gefühl der Anwesenheit durch die Unfähigkeit Person eine Simulation von der Realität zu unterscheiden. Die Wahrnehmung kann vollständig oder teilweise an die Simulation gebunden sein. Mit steigender Bindung steigt auch die VRP und folglich die Tendenz des

Nutzers auf ein VR-Ereignis zu reagieren, als wäre er in einer realen Situation (Slater et al., 2009). Beispielsweise ruft ein Abgrund in der Realität Stresssymptome hervor. Können diese auch in der VR hervorgerufen werden, wird dies als hoher Grad der VRP definiert. Wirth et al. (2003) entwickelten ein zweistufiges Modell zur Entstehung von VRP<sup>1</sup>. Das Modell der Raumverhältnisse (*Spatial Situation Model, SSM*) bildet als erste Stufe die Grundlage der VRP. Durch Erreichen eines höher kognitiven Zustandes in einer zweiten Stufe kann sich dies zur tatsächlichen wahrgenommenen VRP entwickeln. Die zugrunde liegenden Faktoren dieses zwei Stufen Modells sind in Abbildung 1 dargestellt und werden im Folgenden erläutert.

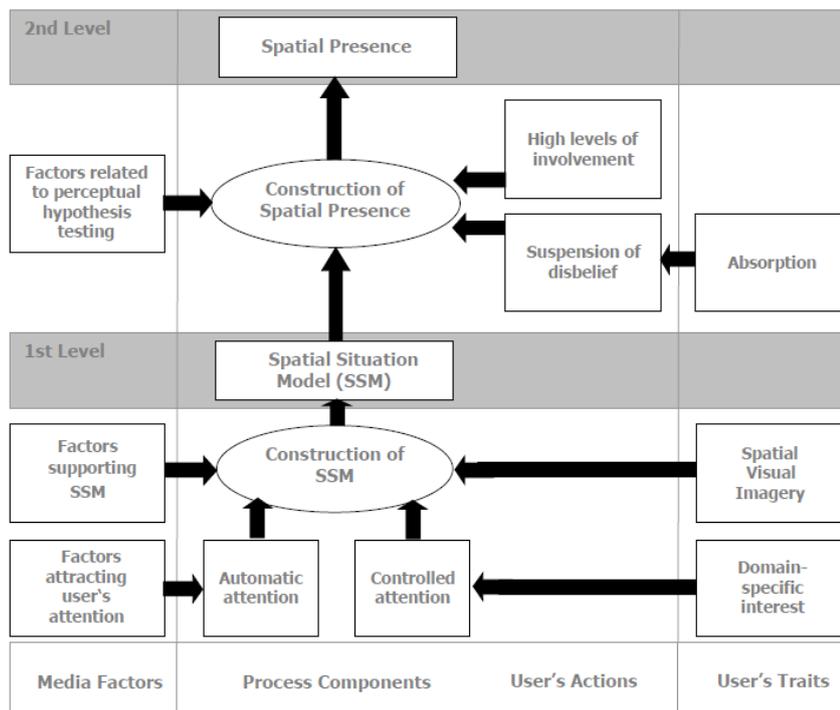


Abbildung 1 Das zwei Stufen Modell aus Vorderer et. al. (2004)

### 2.1.2.1 Erste Stufe: Intrinsische und Extrinsische Aufmerksamkeitslenkung bei VRP:

Das SSM bezeichnet ein mentales Modell der simulierten Umgebung, dass der Nutzer entwickeln muss, um VRP zu erleben (Wirth et al., 2003). Dieses Modell kann nur entstehen, wenn die Aufmerksamkeit des Nutzers auf die simulierte Umgebung gerichtet ist. Das Lenken der Aufmerksamkeit ist zum einen extrinsisch durch mediale Steuerung, zum anderen aber auch durch intrinsisches Interesse am Medium möglich (Krapp, 1993).

<sup>1</sup> Wirth et al. (2003) nutzt den Begriff der räumlichen Anwesenheit (Spatial Presence), der in seiner Definition allerdings dem, der VRP entspricht.

### ***Extrinsische Komponenten der Aufmerksamkeitslenkung***

Aufmerksamkeit kann extrinsisch durch neuartige oder komplexe Reize an ein nahezu beliebiges Medium gebunden werden, da diese eine Orientierungsreaktion auslösen (Posner, 1980). Auch ein Strom von neuen visuellen Reizen kann helfen, die Aufmerksamkeit an das Medium zu binden (Witmer & Singer, 1998). Zusätzlich können Hardwarekomponenten die Bildung eines SSM erleichtern. Beispielsweise erzeugen kohärente Audio- und Videoinformationen einen höheren Realismus und folglich eine höhere Aufmerksamkeitsbindung an das Medium (Witmer & Singer, 1998). Dieser Realismus sollte sich auch in einer sinnvollen Größe und nachvollziehbaren Anordnung von Dingen widerspiegeln (Slater, 2002).

### ***Intrinsische Komponenten der Aufmerksamkeitslenkung***

Intrinsisch wird die Aufmerksamkeit besonders durch die Tagesform manipuliert. Ist der Nutzer beispielsweise müde, schlecht gelaunt oder auch durch geringes Interesse weniger motiviert, ist die intrinsische Aufmerksamkeit weniger spezifisch ausgerichtet (Watson et al., 1999). Auch die Möglichkeiten ein mentales Modell zu erstellen variieren je nach visuell-räumlichem Vorstellungsvermögen und bei bestimmten VR-Anwendungen je nach Stereoskopiefähigkeit (Youngblut, 2006).

#### ***2.1.2.2 Zweite Stufe: Primärer persönlicher Bezugsrahmen zum Erreichen der VRP***

Die zweite Stufe beschreibt den Schritt von der mentalen Repräsentation des Raumes zu einem Bewusstseinszustand innerhalb dieses Raumes. Das Medium, welches den Bewusstseinszustand hervorruft (beispielsweise die VR), wird zum primären persönlichen Bezugsrahmen (Riecke, 2002). Die Entscheidung, das Medium als primären Bezugsrahmen wahrzunehmen, basiert auf der Theorie der Wahrnehmungshypothese (Theory of Perceptual Hypothesis, TPH; Lilli & Frey, 1993) Nach der TPH wird im Unterbewusstsein dauerhaft eine Hypothese über den aktuellen Bezugsrahmen gebildet. Die Hypothese wird auf Grundlage der Wahrnehmungsinformationen entweder akzeptiert oder verworfen. Wird sie verworfen, wird eine neue Hypothese gebildet und überprüft. Im Prozess der Bildung der VRP steht die Hypothese der realen Welt gegenüber der Hypothese der simulierten Welt als Bezugsrahmen. VRP tritt auf, wenn sich die Hypothese der simulierten Welt als Bezugsrahmen stabilisiert. Treten allerdings widersprüchliche Wahrnehmungen auf, kann diese Hypothese auch wieder fallen gelassen werden.

### *Extrinsische Komponenten zur Entstehung des Bezugsrahmens in der VR-Umgebung*

Um einen stabilen primären Bezugsrahmen in der VR-Umgebung zu bilden, müssen die sensorischen Eindrücke plausibel und untereinander kohärent sein (Witmer & Singer, 1998). Bedeutsame Faktoren sind die multisensorische Realitätstreue und Interaktivität eines Systems. Diese werden als technische Möglichkeit des Systems klar der VRI zugeordnet, beeinflussen allerdings ebenso das subjektive Gefühl der Anwesenheit (Ijsselsteijn et al., 2000).

Die multisensorische Realitätstreue, also die Übereinstimmung aller sensorischen Informationen, wird maßgeblich durch die Latenzen der verschiedenen Modalitäten des VR-Systems bestimmt. Am Beispiel einer Kopfbewegung sind dies vor allem die Informationen des vestibulären Systems, das eine Rotation detektiert, und die Informationen der Retina, die einen entsprechenden Wechsel des Blickwinkels aufnimmt. Stimmen diese visuell-räumlichen Informationen nicht mit den vestibulären Informationen überein, führt dies zu Unwohlsein oder sogar der Bewegungskrankheit, die maßgeblich zum Verlust von VRP beitragen kann (Feigl et al., 2019). Die Bewegungskrankheit zeichnet sich durch Symptome, wie Übelkeit, erhöhtes Schwitzen oder Kopfschmerzen aus, die durch den visuell-vestibulären Konflikt hervorgerufen werden. Dies ist auch in physiologischen Parametern, wie unter anderem einer erhöhten Herz- und Blinzelrate, detektierbar (Kim et al., 2005). Die Bewegungskrankheit kann auch beim Lesen im fahrenden Auto auftreten. Hier wird im Vestibularapparat eine Beschleunigung detektiert, die nicht den visuellen Informationen entspricht. In der VR ist der Konflikt entgegengesetzt zu dem im Auto. Das Auge detektiert Bewegung, die nicht durch den Vestibularapparat bestätigt wird. Posturale Instabilität erhöht die Wahrscheinlichkeit des Auftretens zusätzlich (Stoffregen und Smart, 1998). Da Sitzen im Vergleich zum Stehen eine höhere Stabilität enthält, kann dies die Wahrscheinlichkeit der Bewegungskrankheit minimieren. Es ist ebenfalls bekannt, dass das Minimieren des Sichtfeldes auch die Bewegungskrankheit vermindert (Kolasinski, 1995; Yao et al., 2014). Das periphere Sehen reagiert sensitiver auf Bildschirmflackern als die Fovea (Boff & Lincoln, 1988). Folglich wird das Flackern bei kleinerem Sichtfeld weniger wahrscheinlich wahrgenommen, wodurch wiederum die Wahrscheinlichkeit der Bewegungskrankheit minimiert wird (Kolasinski, 1995). Simultan wird jedoch auch die Realitätstreue des VR Erlebnisses und somit auch die VRP vermindert (Cummings & Bailenson, 2016; Seay et al., 2001; Youngblut, 2006). Eine Möglichkeit, die Bewegungskrankheit zu minimieren, ohne die VRP maßgeblich zu beeinflussen, ist die dynamische Anpassung des Sichtfeldes an die Bewegung (Lin et al., 2002). Fernandes & Feiner (2016) haben basierend auf diesem Zusammenhang erfolgreich eine

Methode zur Verringerung der Bewegungskrankheit bei nahezu unveränderter VRP entwickelt. Dabei manipulieren sie das äußere Blickfeld je nach Bewegungsgeschwindigkeit. Dies geschieht beispielsweise durch eine geringere Auflösung oder einen halb transparenten dunklen Schleier. Das Hauptblickfeld bleibt bei allen Manipulationsarten unbeeinflusst.

Die Interaktivität beschreibt die Anzahl an abgebildeten sensorischen Modalitäten. Diese ist ebenfalls sowohl der VRI, bestimmt durch die technischen Grenzen, als auch der VRP, durch den Einfluss auf das subjektive Empfinden, zugehörig. Je weniger die möglichen Aktionen, denen der Realität ähneln, desto weniger kann das Verhalten in der VR auch dem der Realität entsprechen.

### ***Intrinsische Komponenten zur Entstehung des Bezugsrahmens in der VR-Umgebung***

Intrinsische Komponenten sind Motivationsfaktoren, die die Hypothese des primären Bezugsrahmens in der VR, trotz widersprüchlichen Informationen, aufrechterhalten. Dies wird unter anderem durch eine starke Involviertheit erzielt. Dabei ist Involviertheit keine Komponente der VRP, kann aber als Konsequenz daraus entstehen und ist für das Annehmen oder Verwerfen des Bezugsrahmens maßgeblich. Involviertheit teilt sich in kognitive, affektive (emotionsgesteuerte) und behaviorale (verhaltenssteuernde) Komponenten auf (Batra & Ray, 1985). Die affektive Involviertheit ist hoch, wenn der Nutzer dem Medieninhalt persönliche Relevanz zuspricht. Ist dies der Fall, treten intensivere Gefühle und emotionalere Reaktionen auf Komponenten (Batra & Ray, 1985). Die behaviorale Involviertheit entsteht durch eine Verhaltensabsicht (konativ), die oft durch Neugier gesteuert ist, die Simulation zu erkunden. Mit hoher kognitiver Involviertheit kann auch eine unterbewusste Tendenz entstehen, Widersprüche zu tolerieren oder zu ignorieren (*Suspension of Disbelief*, SOD). Die Grundlage für SOD, emotionale oder behaviorale Involviertheit und Aufmerksamkeitslenkung zum Medium kann im Bewusstseinszustand der Absorption zusammengefasst werden.

Die emotionale Involviertheit in eine Situation kann durch die Wahl der Aufgabe und des Designs gefördert werden (Dillon, 2010) und beeinflusst das periphere Nervensystem (Speckmann et al., 2008). Dillon (2010) untersuchte den Einfluss von Emotionen und Instinkten auf das Spielerlebnis von Computerspielen. Unter anderem die Emotionen Freude, Stolz und Begeisterung können nach Dillon (2010) unter anderem durch die Instinkte Neugier und Sammeln beeinflusst werden. Freude und Stolz werden in Spielen durch Belohnungen hervorgerufen. Dabei ist Freude häufig die Reaktion auf externe Belohnungen auf Leistungen und Stolz die Reaktion auf ein internes Belohnungssystem. Stolz kann durch das Erreichen

einer Punktzahl hervorgerufen werden und hängt auch mit der Spielschwierigkeit zusammen. Ist sie zu leicht, wirkt sie tendenziell langweilig. Ein essentieller Faktor des allgemeinen Spielerlebnisses ist die Begeisterung (Ravaja et al., 2005). Diese kann besonders durch Zeitdruck manipuliert werden, bündelt allerdings auch eine Anzahl anderer, weniger beeinflussbarer, Emotionen. Dillon (2010) bestätigt den Zusammenhang von Neugier und dem Erscheinungsbild der Umgebung und der Aufgabe und schreibt der Farbwahl, Ästhetik und dem Aufbau eine besondere Rolle zu. Auch der Instinkt des Sammelns ist ein häufiges Werkzeug der Spielentwickler, das auf eine einfache Weise Emotionen bündeln kann. Beispielsweise wird über das Sammeln auch der Stolz, die Begeisterung und die Neugier beeinflusst. Emotionale Involviertheit kann folglich durch eine angemessene Aufgabenschwierigkeit, intrinsischen oder extrinsischen Belohnungen oder eine ästhetische Umgebung hervorgerufen werden.

Die Faktoren kognitiver Involviertheit und Aufmerksamkeit in der VR überschneiden sich in einigen Aspekten mit denen der emotionalen Involviertheit. Kober & Neuper (2012) bestätigten sowohl die Korrelation von kognitivem Anspruch und VRP sowie die Korrelation von Aufmerksamkeit und VRP. Dazu nutzen sie eine Orientierungsaufgabe, die mentale Kapazitäten in der VR gebündelt und die Aufmerksamkeit des Nutzers auf die VR-Umgebung lenkt. Die zuvor erläuterte Anwendung zur Schmerztherapie mittels VR basiert ebenfalls auf dem Prinzip der Aufmerksamkeitslenkung. In diesem Fall führt dies zu einem geringeren Anteil an Aufmerksamkeitsressourcen, die zur Schmerzverarbeitung genutzt werden können (Faber et al., 2013; Gromala et al., 2015; Hoffman et al., 2011, 2001; Hoffmann et al., 2000; Schmitt et al., 2011). Der Grad der Aufmerksamkeit kann je nach Anwendung und Proband individuell variieren. Jennett et al. (2008) charakterisiert den höchsten Grad der Aufmerksamkeit durch das Ausblenden aller aufgabenirrelevanten Reize und Gedanken. Der Nutzer ist stark in eine Aufgabe involviert und erfährt den Verlust von Zeitgefühl. Faktoren, die diesen Zustand der höchsten Aufmerksamkeit begünstigen, sind nach dieser Studie ein klar definiertes Ziel, intrinsische Belohnung und das Gefühl der Kontrolle. Zusätzlich muss ein Gleichgewicht zwischen dem Fähigkeitslevel und der Aufgabenschwierigkeit bestehen. Die Aufgabenschwierigkeit beeinflusst wiederum die kognitive Involviertheit, die mit dem Grad der VRP korreliert (Cox et al., 2012; Fairclough et al., 2013; Qin et al., 2010). Zusammenfassend können der kognitive Anspruch und die Aufmerksamkeit durch ein klares Ziel, das intrinsisch belohnend wirkt, dem Gefühl der Kontrolle über die VR und der Aufgabenschwierigkeit beeinflusst werden.

## 2.2 PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN

Im vorangegangenen Abschnitt wurden die Faktoren kognitiver, emotionaler und behavioraler Involviertheit und Aufmerksamkeit als Grundbausteine der VRP identifiziert. Diese resultieren in physiologischen Reaktionen, die sich unter anderem in hirnelektrischen Signalen, elektrodermalen Aktivität oder kardio- respiratorischer Aktivität äußern können.

### 2.2.1 Hirnelektrische Signale

Wird ein sensorischer Reiz vom Gehirn verarbeitet, laufen die primären Verarbeitungsschritte lokal und zeitlich annähernd simultan ab. In den Arealen des Gehirns, die an der Verarbeitung des Reizes beteiligt sind, entstehen durch neuronale Generatoren lokale elektrische Potentialfelder. Dadurch ist jedem Reiz eine reliable Reizantwort in Form von messbaren Potentialen auf der Kopfhaut zuordbar (Speckmann et al., 2008). Diese Potentiale nennt man *ereigniskorrelierte Potentiale* (EKP). Sichtbar werden die EKPs erst, wenn die Spannungsschwankungen im *Elektroenzephalogramm* (EEG) aufgenommen werden. Diese werden anschließend den wiederholt präsentierten sensorischen Reiz synchronisiert und gemittelt und dadurch von anderen Spannungsschwankungen isoliert. Diese Spannungsschwankungen können sowohl physiologisch als auch durch elektrische Artefakte verursacht werden. Die Mittelung senkt das Signal-Rausch-Verhältnis und das eigentliche evozierte Potential wird erkennbar (Luck, 2014). EKPs bestehen aus mehreren Komponenten, die durch den Ort der maximalen Amplitude, der Polarität und der ungefähren Latenz nach Stimuluspräsentation beschrieben werden (Luck, 2014).

#### 2.2.1.1 Einfluss von Aufmerksamkeitsbindung auf ereigniskorrelierte Potentiale

Norman und Bobrow (1975) beschreiben in dem Konzept der limitierten Ressourcen die Verteilung der Aufmerksamkeitsressourcen bei simultaner Bearbeitung mehrerer Aufgaben. Je stärker die Aufmerksamkeit durch eine Primäraufgabe beansprucht wird, desto weniger Ressourcen stehen zur Verarbeitung von Sekundäraufgaben zur Verfügung.

Als Maß der Aufmerksamkeitsbindung einer Primär- und Sekundäraufgabe kann das *auditive Oddball-Paradigma* verwendet werden (Squires et al., 1975). Squires präsentierte Probanden zwei unterschiedliche Sinusfrequenzen. Die Töne gleicher Frequenz (Standard) wiederholte er sehr häufig. Andersartige Töne (Deviant) wurden in einer abweichenden Frequenz deutlich seltener präsentiert. Auf jeden Reiz folgt eine im spezifische Reizantwort, die in verschiedene Komponenten aufgeteilt werden kann. Bei auditorischen EKPs zeigt sich etwa 100 – 150 ms nach Präsentation des Stimulus die sogenannte N1-Komponente als relativ negative Potentialänderung in fronto-zentralen Elektroden. Die N1 wird mit der Stimulus-Enkodierung

und Verteilung von Aufmerksamkeitsressourcen zur Wahrnehmung in Verbindung gebracht (Näätänen und Picton, 1987). Entsprechend ist die N1 sowohl von den physikalischen Stimuluseigenschaften abhängig als auch von den situativen Bedingungen einer Aufgabe. Die im Kortex generierten EKPs unterscheiden sich zwischen Deviant- und Standard-Tönen in der Amplitude der späteren Komponenten. Unter anderem folgt als Reaktion auf abweichenden Reize die als *Mismatch Negativity* (MMN) bezeichnete, fronto-zentrale negative Ladungsverschiebung etwa 100-250 ms nach Stimuluspräsentation (Näätänen et al., 1978). Die P3 ist eine positive Komponente mit dem Maximum zwischen 300 und 600 ms nach dem Stimulus. Diese posterior-parietale Komponente wird der weiteren Verarbeitung von Reizen zugeordnet und besteht aus zwei Subkomponenten, der P3a und P3b (Squires et al., 1975). Die P3a tritt nach etwa 240 ms nach seltenen Reizen auf. Dabei ist die Aufgabenrelevanz der Reize nicht von Bedeutung (Kok, 1997). Die P3b tritt auf, wenn Reizen Aufmerksamkeit zugeteilt wird (Kok, 1997). Die maximale Amplitude kann nach etwa 350 ms beobachtet werden. Eine weitere Komponente, die mit der Aufmerksamkeit korreliert, ist die *Slow Wave* (SW)-Komponente etwa 500 ms nach Stimulus-Beginn (Zschocke & Hansen, 2002). Sie wird ausschließlich durch beachtete Stimuli ausgelöst und spiegelt das Zurücklenken der Aufmerksamkeit auf eine Primäraufgabe wider.

Auch die Aufgabenschwierigkeit einer Primäraufgabe ändert die Amplitude (Polich, 1986). Neben den Deviant- und Standard-Tönen gibt es zusätzlich die Möglichkeit andersartige Töne, sogenannte Novel-Töne, zu integrieren (Debener et al., 2005). Um die Neuartigkeit zu erhalten, dürfen diese Töne im Experiment nur einmalig auftreten, wodurch sich kurze, komplexe Geräusche anbieten. Dies ruft eine erhöhte Aufmerksamkeit und eine Reihe von Orientierungsreaktionen hervor, die den Organismus auf plötzliche Änderungen vorbereiten (Sokolov, 1990). In Abbildung 2 sind beispielhaft die EKPs einer fronto-zentralen Elektrode aus der Studie von Debener et al. (2005) dargestellt. Es sind auch die zuvor beschriebenen Komponenten N1, P1 und P2 gekennzeichnet. Durch den Novel-Reiz wird eine veränderte P3a im EKP hervorgerufen. Die P3a der Novels ist an den fronto-zentralen Elektroden mit einer Latenzzeit von 250 – 400 ms zu beobachten (Courchesne et al., 1975). Diese EKP Komponente hängt ebenfalls mit unbewussten, aufmerksamkeitslenkenden Mechanismen zusammen, wobei komplexere Stimuli in größerer Amplitude resultieren. Die Amplitude repräsentiert auch hier den Anteil der zugeteilten Ressourcen (Debener et al., 2005). Es besteht ein negativer Zusammenhang zwischen Aufgabenschwierigkeit der Primäraufgabe und der Amplitude der N1-, P2- und P3-Komponenten (Miller et al., 2011).

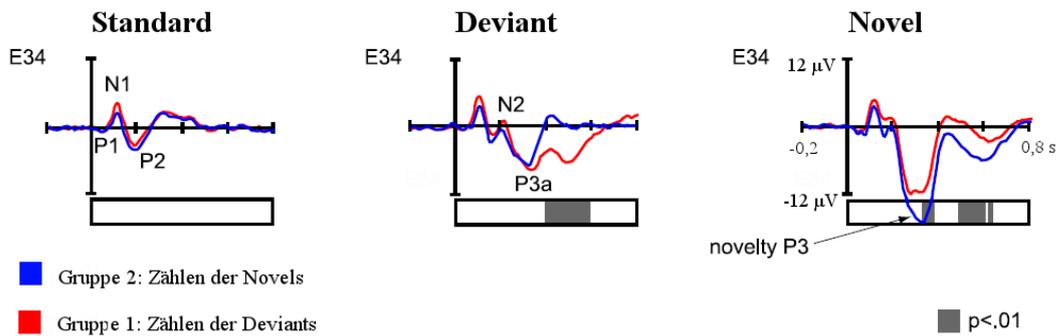


Abbildung 2 Beispiel eines EKPs aus einer Novelty Oddball-Bedingung aus Debener et. al (2005)

Zusammengefasst stehen im Novelty-Oddball Paradigma vier EKP-Komponenten im Zusammenhang mit Aufmerksamkeit: Die P3b- und SW-Komponente sind abhängig von Reizen, denen Aufmerksamkeit zugeteilt wurde. Die MMN und die P3a zeigen zudem eine veränderte Amplitude bei abweichenden Reizen (Deviants und Novels). Bei beiden ist die Aufgabenrelevanz allerdings unbedeutend.

### 2.2.2 Herzratenvariabilität und Hautleitwert als Korrelate des vegetativen Nervensystems

Das vegetative Nervensystem besteht aus dem sympathischen, parasympathischen und enterischen Nervensystem und reguliert die autonomen (unbewussten) Körperfunktionen. Dies dient der Anpassung und optimalen Versorgung des Organismus an spezifische Umweltbedingungen (Speckmann et al., 2008). Das enterische Nervensystem beeinflusst vor allem den Verdauungsprozess. Sympathikus und Parasympathikus übernehmen antagonistische Aufgaben zur Aufrechterhaltung des dynamischen Gleichgewichts der körpereigenen Regelkreise (Homöostase) beispielsweise durch Lenkung der Herzfrequenz, der Schweißsekretion oder des Blutdrucks (Bayrhuber & Kull, 2005). Der Parasympathikus steuert die Regeneration des Organismus. Der Vagusnerv entspringt als dessen Hauptnerv unter anderem aus dem dorsalen Vagus Kern und dem Nucleus Solitarius. Der Sympathikus hingegen ist für Prozesse der Leistungsbereitschaft zuständig. Er ist unter anderem in subkortikalen Bereichen der Medulla Oblongata und des Hypothalamus verankert (Speckmann et al., 2008). Das vegetative Nervensystem reagiert auf externe Einflüsse durch Verschiebung der sympathovagalen Balance.

Es bestehen Verbindungen zwischen dem limbischen System, das unter anderem Emotionen kontrolliert, und dem vegetativen Nervensystem (Speckmann et al., 2008). Diese Kopplung geschieht parasympathisch über Neuronengruppen des limbischen Systems in supramedullären Gebieten. Der Sympathikus wird über Fasern des Hypothalamus durch das limbische System

innerviert. Emotionale Involviertheit führt zu einer Verschiebung der sympathovagalen Balance in Richtung einer sympathisch dominierten Aktivierung. Entsprechend können diese Körpersignale, theoretisch, dazu verwendet werden, um die emotionale Komponente der VRP objektiv nachzuvollziehen. Auch eine Aktivierungsreaktion durch aufmerksamkeitsbindende Reize stimuliert den Sympathikus und führt zu einer steigenden Herzfrequenz, geringer Hautdurchblutung und erhöhter Schweißdrüsenaktivität (Bayrhuber & Kull, 2005).

#### 2.2.2.1 *Kardio-respiratorische Signale*

Kardio-respiratorische Signale können zur Analyse emotionaler und kognitiver Involviertheit genutzt werden. Dieser Zusammenhang wird über das vegetative Nervensystem gebildet. Der Sympathikus und der Parasympathikus innervieren das Herz unter anderem über den Sinus- und den Atrioventrikularknoten. Eine Aktivierung des Parasympathikus hat eine negativ-chronotrope (Abnahme der Herzfrequenz) und negativ-ionotrope (Abnahme der Kontraktionskraft) Wirkung auf das Herz. Eine Aktivierung des Sympathikus führt entgegengesetzt zu einer Zunahme der Herzfrequenz und -kontraktionskraft.

Die Herzfrequenz wird als der Kehrwert des Zeitintervalls zwischen zwei Kammerkontraktionen definiert. Diese sind im *Elektrokardiogramm* (EKG) als starke De- und Repolarisierung der Summenpotentiale, dem sogenannten QRS-Komplex, zu erkennen. Die R-Zacke beschreibt die maximale Polarisation. Das Intervall zwischen zwei Herzschlägen wird dieser Notation folgend als RR-Intervall bezeichnet (Malik & Camm, 1995). Die Intervalle zwischen den Herzschlägen sind allerdings nicht konstant, sondern variieren nach autonomen physiologischen Regulationen. Dabei ist eine hohe Variabilität der Herzrate ein Indiz für eine hohe Anpassungsfähigkeit des vegetativen Nervensystems und somit für einen körperlich und seelisch entspannten Zustand. Diese *Herzratenvariabilität* (HRV) wird genutzt, um das Zusammenspiel sympathischer und parasympathischer Aktivität zu ermitteln.

Zwei bedeutsame Einflussgrößen der HRV sind die *respiratorische Sinusarrhythmie* (RSA) und der *Baroreflex*. Die RSA beschreibt den rhythmischen Einfluss der Inspiration und Expiration auf die Herzfrequenz und HRV (Berntson et al., 1993). Der physiologische Prozess verbessert die Effizienz des pulmonalen Gasaustausches. Grundlegend basiert die RSA auf der Modulation der Aktivität der cardio-vagalen efferenten Nervenfasern des Sympathikus (Malik & Camm, 1995). Bei der Expiration werden arterielle Chemo- und Barorezeptoren stimuliert und die efferenten Nervenfasern gelangen in den Zustand der maximalen Aktivität (Yasuma & Hayano, 2004). Dies begünstigt eine Bradykardie (verminderte Herzrate). Vergrößert sich die Lunge bei Inspiration, werden diese cardio-vagalen Efferenzen inhibiert und pulmonale C-

Faser Afferenzen durch Dehnungsrezeptoren der Lunge stimuliert. Dies begünstigt eine Tachykardie (erhöhte Herzrate).

Der Baroreflex dient der Aufrechterhaltung des Blutdrucks. Er wird durch Barosensoren der oberen Arterien gesteuert. Die afferenten Nerven enden im Nucleus Solitarius und innervieren dort den Parasympathikus. Die Sensoren reagieren ab einem bestimmten Grenzwert sensibel auf Druckänderungen (Speckmann et al., 2008). Registrieren die Sensoren einen derartigen Blutdruckanstieg, wird der Vagusnerv erregt und der Sympathikusnerv gehemmt. Dies hat einen negativ-chronotropen und negativ-inotropen Einfluss auf das Herz. Zusätzlich sinkt durch Sympathikusaktivität der periphere Gefäßwiderstand. Dieser Mechanismus führt zu einer Blutdrucksenkung oder bei entgegengesetzter Rückkopplung zu einer Blutdruckerhöhung (Speckmann et al., 2008).

In der Spektralanalyse der Herzrate wird ersichtlich, dass die sympathischen Fasern mit einer Verzögerung von einigen hundert Millisekunden auf einen Reiz reagieren. Diese sind somit deutlich langsamer als die vagalen Fasern, die innerhalb von einigen Sekunden reagieren. Durch die verschiedenen Adaptionszeiten der Nervenfasern lässt sich das Spektrum in drei Frequenzbereiche verschiedener physiologischer Bedeutung einteilen (Saul, 1990): Erstens der Bereich *sehr niedriger Frequenz* (ULF) kleiner als 0,04 Hz, der die Aktivität der Thermoregulation repräsentiert. Der zweite Bereich ist der der *niedrigen Frequenzen* (LF) zwischen 0,04 und 0,15 Hz. Dies entspricht der Adaptionsgeschwindigkeit der Sympathikusfasern und die spektrale Leistung wird hauptsächlich über die Aktivität des sympathisch gesteuerten Baroreflexes bestimmt (Shaffer & Ginsberg, 2017). Der LF Bereich ist jedoch nicht rein sympathisch beeinflusst. Auch langsame vagale Aktivität trägt einen Anteil zu dieser Leistung bei. Der dritte Bereich ist der *Hochfrequenz* (HF) Bereich zwischen 0,15 und 0,4 Hz. Der HF Bereich gibt ausschließlich die schnelle vagale Aktivität und hier hauptsächlich die Beeinflussung durch die RSA wieder (Shaffer & Ginsberg, 2017).

Die RSA korreliert durch Rückkopplung über das vegetative Nervensystem mit kognitiver und emotionaler Involviertheit (Lane et al., 2009) und Aufmerksamkeit (Melnichuk et al., 2018). Aufgrund des antagonistischen Verhaltens von Sympathikus und Parasympathikus kann der HF Bereich auch zur Analyse der Sympathikus Aktivierung und folglich zur Analyse der emotionalen und kognitiven Involviertheit genutzt werden.

Typischerweise werden Parameter aus dem Zeit-, Frequenz und dem nichtlinearen Bereich analysiert.

Dies sind im Zeitbereich die Parameter  $\overline{RR}$ , SDNN und RMSSD:

- $\overline{RR}$  beschreibt die Mittelwerte der RR-Intervalle und wird standardmäßig in Millisekunden angegeben (Tarvainen et al., 2014). Die Größe der Intervalle wird durch die Aktivität des Sympathikus und Parasympathikus manipuliert (Malik & Camm, 1995). Die RR-Intervalle sind der Kehrwert der Herzrate.
- SDNN ist die Standardabweichung der RR-Intervalle, also die Gesamtvariabilität. Je größer die Gesamtvariabilität, desto anpassungsfähiger ist das vegetative Nervensystem (Malik & Camm, 1995).
- RMSSD wird aus der Quadratwurzel aus den quadrierten Differenzen der aufeinanderfolgenden RR-Intervalle ermittelt (Tarvainen et al., 2014). Dies lässt Rückschlüsse auf die Stressbelastung und somit auf die parasympathische Herzregulation zu (Malik & Camm, 1995).

Im Frequenzbereich sind die Parameter Log(LF), Log(HF), Log(LF)/Log(HF) und EDR von Bedeutung:

- Log(LF) und Log(HF): LF und HF beschreiben die Spektralleistung im LF und HF Bereich in  $ms^2$  (Tarvainen et al., 2014). Diese werden zusätzlich logarithmiert. Log(LF) lässt Rückschlüsse auf die langsame Aktivität des Sympathikus und Parasympathikus zu. Log(HF) entspricht der schnellen Aktivität des Parasympathikus. Je niedriger der Wert, desto geringer die jeweilige Aktivität (Shaffer & Ginsberg, 2017).
- Log(LF) / Log(HF): Das Verhältnis der beiden Spektralleistungen wird als Kennwert der sympathovagalen Balance betrachtet (Tarvainen et al., 2014). Je niedriger das Verhältnis, desto stärker ist die Balance auf Seiten des Parasympathikus (Shaffer & Ginsberg, 2017).
- EDR: Die EDR ist die Atemfrequenz, die aus dem EKG-Signal berechnet wurde (Tarvainen et al., 2014). Sie wird in Hertz angegeben. Die Frequenz wird durch die Aktivität des Sympathikus und Parasympathikus manipuliert (Speckmann et al., 2008). Je höher die Frequenz, desto mehr überwiegt der Einfluss des Sympathikus.

Im nichtlinearen Bereich können die Parameter SD1 und SD2 analysiert werden. Diese Parameter beziehen sich auf das sogenannte Poincare-Diagramm (Shaffer & Ginsberg, 2017). In Abbildung 3 ist ein Beispieldiagramm aus der Analyse eines Probanden dieser Studie dargestellt. In dem Diagramm werden die RR-Intervalle ( $RR_n$ ) jeweils abhängig von dem jeweils folgenden RR-Intervall ( $RR_{n+1}$ ) aufgetragen (Malik & Camm, 1995). Ein typisches

Diagramm ähnelt einer gedehnten, elliptischen Punktwolke. Analysiert werden die Kennwerte SD1 und SD2, welche in der Abbildung eingezeichnet sind. Dazu wird die Standardabweichung der Punkte vom Mittelpunkt in die Breite (SD1) und in die Länge (SD2) berechnet. Die Kennwerte geben Auskunft über die Variabilität der Herzrate und werden in Millisekunden angegeben (Tarvainen et al., 2014).

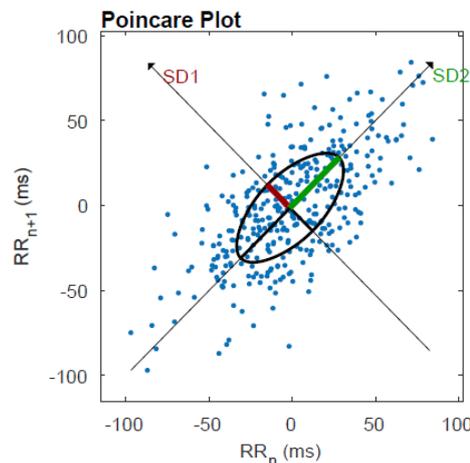


Abbildung 3 Beispiel eines Poincare Diagramms aus der Kubios Analyse eines Probanden dieser Studie

- SD1 entspricht der kurzzeitigen Variabilität. Es können Rückschlüsse auf die schnelle Aktivität des Parasympathikus gezogen werden.
- SD2 beschreibt die Langzeitvariabilität und lässt Rückschlüsse auf die langsamen Veränderungen des vegetatives Nervensystem zu (Hsu et al., 2012).

#### 2.2.2.2 Hautleitwert

Anders als das Herz, wird die Haut ausschließlich von sympathischen Fasern innerviert. Diese Innervation erhöht den Hautleitwert bei sympathischen emotional-affektiven Reaktionen durch erhöhte Schweißsekretion (Bayrhuber & Kull, 2005). Je stärker die Verschiebung der sympathovagalen Balance in Richtung des Sympathikus, desto höher der Hautleitwert (Lang et al., 1993). Dieser Zusammenhang kann folglich genutzt werden, um die Aktivität des Sympathikus und die ursächlichen emotionalen Reaktionen objektiv zu erfassen (Frazier et al., 2004). Der Hautleitwert wird in Siemens (S) angegeben.

### 2.3 SUBJEKTIVE UND OBJEKTIVE ERFASSUNG VON PRESENCE IN VIRTUELLER REALITÄT

Bisweilen sind Fragebögen zur subjektiven Erfassung der VRP die am häufigsten verwendete Methode (Insko, 2002). Witmer und Singer (1998) entwickelten einen Fragebogen über die wahrgenommene VRP und einen weiteren Fragebogen über die individuelle Tendenz, VRP zu erfahren. Die Fragebögen deckten neben der Anwesenheit in der VR auch die Anwesenheit in anderen Medien ab. Darauf folgend entwarfen Lessiter et al. (2001) den *Sense of Presence*

Fragebogen, in welchem sie zusätzlich Einflussfaktoren wie Involviertheit und Aufmerksamkeit des Nutzers einbanden. Ein theoriegeleiteter Fragebogen (bezeichnet als *MEC Spatial-Presence Questionnaire*, MEC-SPQ) wurde von Vorderer et al. (2004) basierend auf dem Zwei-Stufen-Modell der VRP von Wirth et al. (2003) entwickelt. Der letztgenannte Fragebogen zeigt viele Überschneidungen mit gängigen Theorien der VRP und wird folglich häufig zur subjektiven Erfassung genutzt. Den aktuellsten in der Literatur verwendeten Fragebogen entwickelten Jennett et al. (2008). Dieser legt den Fokus auf die Messung von Presence in Computerspielen.

Eine objektive Alternative zur subjektiven Erfassung der VRP über Fragebögen bieten Analysen von Verhaltensdaten oder physiologischen Reaktionen. Die Verwendung von Verhaltensdaten folgt der Definition der VRP, dass die Reaktionen in der VR, denen der Realität ähneln. Dabei ist die Messung von Stressfaktoren in einer Situation, die in der Realität ebenfalls Stress auslöst, eine gängige Methode (Insko, 2002). Physiologische Reaktionen auf Involviertheit und Aufmerksamkeit werden ebenfalls zur Erfassung von VRP genutzt. Es wurden bereits Korrelate von Gehirnaktivität in bestimmten Frequenzbereichen (Lim et al., 2019; Magosso et al., 2019), der Aktivierung spezieller Hirnregionen (Baumgartner et al., 2006) oder der Hauttemperatur (Insko, 2002) mit VRP gefunden. Vor allem werden aber kardiologische, elektrodermale und seit einigen Jahren ereigniskorrelierte EEG-Aktivität diskutiert.

### 2.3.1 Das Oddball-Paradigma zur Untersuchung von Presence in der VR

Zur Erfassung ereigniskorrelierter Aktivität bietet sich das auditive Oddball-Paradigma an. Dieses wurde bereits erfolgreich genutzt, um VRI und VRP in (Computer-) Spielen zu messen. Kober & Neuper (2012) entwickelten eine Orientierungsaufgabe, die sowohl die geistige Anforderung als auch die Realitätsnähe förderte. Die Probanden bewegten sich in einer virtuellen Stadt und hatten die Aufgabe den kürzesten Weg zu verschiedenen Gebäuden zu finden. Im Anschluss füllten die Probanden einen Fragebogen zur VRP aus und wurden für die Analyse in eine Gruppe hoher VRP und eine Gruppe niedriger VRP eingeteilt. Es wurde ein negativer Zusammenhang von VRP und der Amplitude der SW-Komponente gefunden. Burns & Fairclough (2015) untersuchten das Novelty Oddball-Paradigma im Zusammenhang mit Korrelaten der VRP. Sie manipulierten die VRP durch Änderung der geistigen Anforderung mithilfe von unterschiedlichen Aufgabenschwierigkeiten. Die Probanden spielten unter anderem ein Rennspiel in einer VR-Umgebung. Es wurden die Aufgabenschwierigkeiten „Leicht“, „Schwer“ und „Unmöglich“ untersucht. In der leichten Schwierigkeit wurden die

Probanden angewiesen sich zu entspannen und es sollte kein bestimmter Rang erzielt werden. In der schweren und unmöglichen Aufgabe hatten die Probanden die Aufgabe, den höchst möglichen Rand zu erreichen. Es wurde eine geringere Amplitude in der Schwierigkeit „Schwer“ erwartet, nicht aber in den Schwierigkeiten „Leicht“ und „Unmöglich“. Sie fanden eine geringere Amplitude der SW-Komponente zwischen der leichten und sowohl der schweren als auch der unmöglichen Aufgabenschwierigkeit. Die Autoren merkten an, dass ein eigenständiges Anpassen der Schwierigkeit an die Ansprüche der Studie sinnvoll gewesen wäre. Dies war durch die genutzte Software nicht gegeben. In beiden Studien wurden die Oddball-Töne ignoriert.

### 2.3.2 Vegetative Korrelate von Presence in der VR

In der Untersuchung vegetativer Korrelate werden häufig elektrodermale und kardiologische Aktivität sowohl separat als auch simultan betrachtet. Meehan (2000) verglich elektrodermale Aktivität während einer VR-Exposition mit der wahrgenommenen VRP. Wie erwartet, stieg die elektrodermale Aktivität gemeinsam mit der berichteten VRP an. Diese Ergebnisse konnten im Vergleich einer interaktiven und einer nicht interaktiven VR-Achterbahnfahrt bestätigt werden (Baumgartner et al., 2006). Die interaktive Bedingung erhöhte den Hautleitwert signifikant. Der Zusammenhang von Hautleitwert und VRP konnte von Beeli et al. (2008) in einem ähnlichen Experiment bestätigt werden.

Die Studien bezüglich kardiologischer Aktivität in der VR, untersuchten zum einen die Herzrate als Stressindikator und zum anderen die HRV als Indikator der sympathovagalen Balance. Phillips et al. (2010) untersuchten die Herzrate als Stressindikator in Bezug auf die Genauigkeit von Abstandswahrnehmung und VRP, fanden allerdings keinen signifikanten Zusammenhang. Ein Beispiel der Verwendung der Herzraten und Hautleitwert als Korrelat der VRP mit signifikantem Ergebnis ist die Arbeit von Meehan (2001). In dieser Studie wurden, unter anderem, die Nutzbarkeit von kardiologischer und elektrodermalen Aktivität zur objektiven Messung von VRP untersucht. Die VRP wurde durch das Einsetzen oder Entfernen eines haptischen Feedbacks in der VR-Umgebung manipuliert. In der Bedingung mit haptischem Feedback wurde eine höhere VRP berichtet. Auch die gemessene Herzrate und der Hautleitwert waren in der Bedingung mit höherer Presence signifikant höher. In einer weiteren Studie befanden sich die Probanden in einem VR-Flugsimulator (Wiederhold et al., 2003). Während der Studie wurden die Herzrate und elektrodermale Aktivität aufgezeichnet und im Anschluss die subjektive VRP durch einen Fragebogen ermittelt. Die Herzrate und der Hautleitwerte zeigten eine hohe positive Korrelation mit der berichteten VRP. Neben Untersuchungen der HR

wurden auch Parameter der HRV in der VR als Indikator für verschiedene vagale Einflüsse genutzt. Unter anderem untersuchten Guger et al. (2004) das Verhalten auf Brüche in einer VR Umgebung. Diese wurden durch kurzzeitiges Eliminieren von VR-Elementen hervorgerufen, wodurch mentaler Stress induziert wurde. Dieser spiegelte sich in der spektralen Leistung durch einen Anstieg im LF-Bereich und einem Absinken im HF Bereich wider. Weiterhin nutzten Ohyama et al. (2007) die HRV als Korrelat der Bewegungskrankheit. Sie brachten die Probanden in einen visuell-okulären Konflikt innerhalb einer VR-Umgebung und fanden einen Anstieg der LF-Komponente, also dem Sympathischen Anteil. Im parasympathischen HF-Bereich wurde keine Änderung festgestellt. Brouwer et al. (2011) forschten in einer ähnlichen Richtung. Sie setzten die Probanden mentalen Stress in der VR-Umgebung aus, indem Sie das Gefühl vermittelten, eine Aufgabe nicht zufriedenstellend absolviert zu haben. Anschließend kehrten die Probanden in die gleiche VR-Umgebung zurück. Nun musste keine Aufgabe erfüllt werden, sondern es wurden ausschließlich die RR-Intervalle und das RMSSD dokumentiert. Die Studie zeigte während der Rückkehr einen signifikanten Anstieg der RR-Intervalle und eine Verringerung des RMSSD (geringere vagale Aktivität) in der Umgebung, in der die Probanden zuvor mentalem Stress ausgesetzt wurden. Malińska et al. (2015) verglich die HRV zwischen einem nicht interaktiven stereoskopischen Film und einer interaktiven VR-Umgebung. Die HRV in der interaktiven Umgebung zeigte nach etwa 30 Minuten VR-Exposition verstärkte Aktivität im LF- Bereich. Auch das Verhältnis von LF zu HF stieg, was auf eine Dominanz des Sympathikus schließen ließ. Diese Verschiebung könnte allerdings ebenfalls durch leichte Symptome der Bewegungskrankheit hervorgerufen worden sein (Malińska et al., 2015). Brogni et al. (2006) untersuchten mentalen Stress in der VR. Dazu nutzten sie die unter anderem die HRV Parameter HR, RMSSD, SDNN, LF und HF. Sie erkannten einen Zusammenhang, zwischen mentalem Stress in der VR und dem Level des visuellen Realismus. Die Länge der Experimentaldauer verstärkte den mentalen Stress, denn umso mehr Ungenauigkeiten in der Umgebung wurden registriert. Dies wurde durch einen signifikanten Anstieg des LF/HF Verhältnisses indiziert. Ein erhöhter physischer Stress wurde durch kürzere RR-Intervalle zu Beginn und gegen Ende festgestellt. Studien, die die EDR als Korrelat von VRP untersuchen, wurden keine gefunden.

### 2.3.3 Konkretisierung der Problemstellung

Da VRP eine subjektive Erfahrung ist, kann sie bisweilen durch Fragebögen am ökonomischsten und umfangreichsten erfasst werden. Zahlreiche Aspekte der VRP und Einflussfaktoren wie Bewegungskrankheit können mit wenig Aufwand und kostengünstig erfasst werden (Insko, 2002). Diese Selbstauskünfte sind allerdings oft durch unbewusste

Emotionen oder Einstellungen verzerrt und auch variierende Vorerfahrungen der Probanden verringern die Vergleichbarkeit (Freeman et al., 1999). Die post-immersive Erfassung durch Fragebögen beinhaltet das Problem von inakkuraten Erinnerungen durch Wahrnehmungsverzerrungen. Dadurch ist die Bewertung von gezielten technischen Manipulationen nur eingeschränkt möglich (Slater, 2009). Die Alternative zu Fragebögen bilden physiologische Biomarker. Diese können objektiv und kontinuierlich erfasst werden, wodurch auch zeitliche Änderungen berücksichtigt werden (Insko, 2002). Aus dem vorherigen Abschnitt geht hervor, dass bereits einige physiologische Parameter als mögliche Korrelate der VRP untersucht wurden. Die Ergebnisse sind allerdings nicht konsistent. Besonders in der Erforschung von EKPs zur Erfassung von VRP und der HRV zur Erfassung der emotionalen und kognitiven Involviertheit, ist die Datenlage mangelhaft (Wiederhold et al., 2003). Folglich existiert auch noch kein allgemein akzeptiertes Messverfahren zur objektiven Bewertung von VRP. Dies ist allerdings notwendig, um ein zentrales Gütekriterium von VR-Umgebungen zu entwickeln und würde der Weiterentwicklung und Optimierung der Anwendungsfelder der VR zugutekommen.

## 2.4 FRAGESTELLUNG

Basierend auf dieser Problemstellung untersucht die aktuelle Studie den Einfluss objektiver hirnelektrischer, kardio-respiratorischer und elektrodermalen Indikatoren auf subjektive Maße für VRI und VRP. Basierend auf dem Zwei-Stufen-Modell (Wirth et al., 2003) wird der Fokus der vorliegenden Arbeit auf die Untersuchung von Korrelaten der Aufmerksamkeitsbindung und Involviertheit in der VR gelegt.

Zu diesem Zweck wurde eine VR-Labyrinthaufgabe implementiert, in der der Proband zielorientiert Objekte einsammeln muss. Die Bewegung im Labyrinth erfordert Orientierung und somit mentale Kapazitäten (Kober & Neuper, 2012). Die Aufgabe bindet sowohl Aufmerksamkeitsressourcen durch die klare Zielvorgabe und enthält eine intrinsische Belohnung (Jennett et al., 2008). Zudem fördert sie die emotionale Involviertheit durch Nutzung des grundlegenden Instinktes des Sammels (Dillon, 2010). Zur Manipulation der VRP werden, angelehnt an die Studie von Burns & Fairclough (2015), zwei Bedingungen zur Variation der VRP getestet: Eine leichte Bedingung, in der Hinweisreize die Sammelaufgabe erleichtern, und eine schwere Bedingung, in der sich der Proband eigenständig orientieren muss. Gleichzeitig wird die Aufmerksamkeitsbindung durch VRP über hirnelektrische Korrelate im Rahmen eines auditiven Novelty-Oddball-Paradigmas als Sekundäraufgabe untersucht. Basierend auf dem Konzept der limitierten Ressourcen der Aufmerksamkeit

(Norman, D., & Bobrow, D., 1975) wird angenommen, dass mit steigender VRP auch die Aufmerksamkeit auf die Primäraufgabe steigt. Dadurch stehen weniger Ressourcen zur Verarbeitung der Töne zur Verfügung. Dies spiegelt sich in einer kleineren Amplitude wider. Ist die Aufmerksamkeit auf die VR-Umgebung gerichtet, wird das Entstehen des SSM und dadurch das Entstehen der VRP begünstigt (Wirth et al., 2003). Folglich kann angenommen werden, dass die Amplitude der aufmerksamkeitsgebundenen EKP-Komponenten mit den zugeteilten Aufmerksamkeitsressourcen innerhalb der VR korreliert (Luck, 2014). Diese Aufmerksamkeitsressourcen begünstigen die Bildung eines SSM und somit das Auftreten der VRP. Folglich korrelieren die Amplituden mit der VRP.

Des Weiteren werden die kardio-respiratorische und elektrodermale Aktivität abgeleitet, um die emotionale und kognitive Involviertheit, die mit einer verstärkten Sympathikusaktivität einhergehen, zu erfassen. Mit steigender VRP wird eine höhere Sympathikusaktivität und folglich auch ein steigender Hautleitwert erwartet. Zudem wird vermutet, dass mit steigender VRP auch die HRV Parameter eine Verschiebung der sympathovagalen Balance in Richtung des Sympathikus indizieren.

Aus den vorangegangenen theoretischen Erläuterungen gehen die drei folgenden Hypothesen hervor:

- (1) Mit steigender Aufgabenschwierigkeit steigt der wahrgenommene Grad der VRP.
- (2) Es besteht eine negative Korrelation zwischen dem wahrgenommenen Grad der VRP und der Amplitude der aufmerksamkeitsabhängigen EKP-Komponenten.
- (3) Es besteht eine Korrelation zwischen dem wahrgenommenen Grad der VRP und den sympathovagal beeinflussten Parametern der HRV in Richtung eines steigenden Sympathikuseinflusses.
- (4) Es besteht eine positive Korrelation zwischen dem wahrgenommenen Grad der VRP und der elektrodermalen Aktivität.

### 3 METHODEN

---

In den folgenden Abschnitten wird die Studie erläutert. Dabei wird auf die Teilnehmer, den Ablauf und das Design eingegangen. Anschließend wird die verwendete Methodik der Datenaufnahme, -vorverarbeitung und -analyse erläutert.

#### 3.1 STUDIENTEILNEHMER

Es wurden 15 gesunde Probanden (6 m, 9w) ohne körperliche oder geistige Einschränkungen, sowie ohne bekannte Erkrankungen, die direkten Einfluss auf die Studie haben könnten, rekrutiert. Das Durchschnittsalter betrug  $25 \pm 3$  Jahre. Eine schriftliche Einwilligungserklärung wurde vor Studienbeginn von jedem Probanden unterzeichnet. Die Studie wurde im Einklang mit den lokalen Ethikstandards und der Deklaration von Helsinki 1964 durchgeführt. Für ihre Teilnahme bekamen die Probanden eine Aufwandsentschädigung.

#### 3.2 STUDIENABLAUF

Es wurde ein *within-subject* Design gewählt, in dem jeder Proband jede Bedingung durchläuft. Diese Methode wurde gewählt, um die stark zwischen Individuen schwankenden Änderungen der physiologischen Parameter erfassen zu können. Die Variation der Bedingungen erfolgte über die Aufgabenschwierigkeiten „Ruhe“, „Leicht“ und „Schwer“. Die Ruhebedingung wurde jeweils einmal zu Beginn der Studie in einem siebenminütigen Block durchlaufen und fand in einem neutralen virtuellen Raum, dem Ruheraum, statt. Die leichte und schwere Bedingung wurden in jeweils zwei fünf Minuten Blöcken in verschiedenen Labyrinthen durchlaufen. Insgesamt gab es folglich fünf Blöcke. Zwischen den Blöcken kehrten die Probanden immer wieder in einen virtuellen Raum, den sogenannten Frageraum, zurück. Während jedes Blocks wurden Oddball-Töne abgespielt. Der Ablauf ist in Abbildung 4 graphisch dargestellt.

Die Probanden führten das gesamte Experiment sitzend auf einem Drehstuhl durch. Dies ist relevant für die gewählte Bewegungsart, die später erläutert wird. Um Artefakte durch Verschiebung der Elektrodenposition möglichst gering zu halten, wurde die VR-Brille während der gesamten Versuchszeit getragen. Der erste Block, demnach die Ruhebedingung, startete mit dem Aufsetzen der VR-Brille. Die Aufgabe dieses ersten Blocks war es, ruhig zu sitzen und die Oddball-Töne weitestmöglich zu ignorieren. Nach Ablauf der sieben Minuten wechselte die VR-Umgebung vom Ruheraum zum Frageraum. Auf den detaillierten Aufbau der verschiedenen Räume wird im Abschnitt 3.3.1 Experimentalaufbau und Stimuli näher eingegangen. Im Frageraum konnten sich die Probanden mit dem Einsammeln der Kugeln und

der Bedienung eines Laserpointers zur Beantwortung der Fragen vertraut machen. Die Fragen befanden sich an der Wand des virtuellen Raumes. Neben den Fragen befand sich der Startknopf, der den Start eines neuen Blocks kennzeichnete. Sobald dieser mit dem virtuellen Laserpointer aktiviert wurde, begann der nächste Block. Nach dem ersten Block folgte ein Labyrinth in der leichten oder der schweren Bedingung als zweiter Block. Die Schwierigkeit der Aufgabe des zweiten Blocks (leicht oder schwer) wurde zwischen den Probanden alterniert. In den folgenden Blöcken wechselten aufeinanderfolgend die leichte und die schwere Bedingung. Dabei war jeder Block einem anderen Labyrinth zugeordnet. Die Probanden wurden instruiert, während der Labyrinthblöcke möglichst viele Kugeln einzusammeln und dabei die Oddball-Töne zu ignorieren. In der leichten Bedingung wurde der kürzeste Weg zur nächsten Kugel durch einen Pfad markiert. In der schweren Bedingung gab es diese Hilfestellung nicht. Nach jedem Labyrinthblock kehrten die Probanden in den Frageraum zurück. Die Probanden bekamen dort die Möglichkeit eine Pause zu machen und den wahrgenommenen Grad der VRP, sowie ihr persönliches Befinden zu bewerten. Sobald der Startknopf aktiviert wurde, startete der nächste Block. Im Anschluss an die Messung beantworteten die Probanden den MEC-SPQ zur Einschätzung der VRP (siehe Anhang 1) und den VRSQ (*Virtual reality sickness Questionnaire*, siehe Anhang 2) zur Einschätzung der Symptome der Bewegungskrankheit.

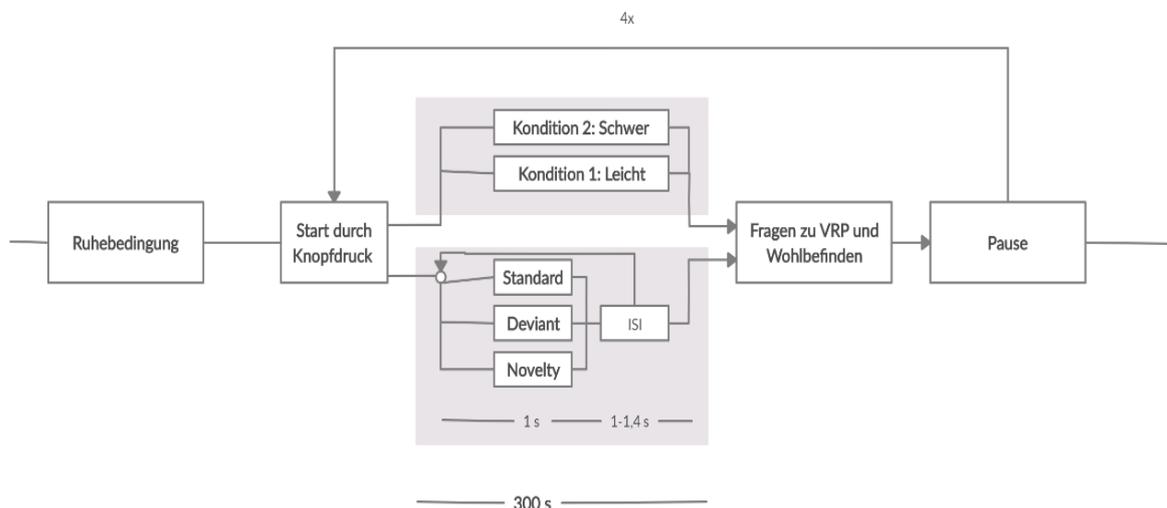


Abbildung 4 Studienablauf

### 3.3 STUDIENDESIGN

Die Illusion der virtuellen Umgebung wurde mit Hilfe der VR-Brille „HTC Vive Pro“ (HTC Corporation, Taoyuan City, Taiwan) realisiert. Das sogenannte binokulare *head-mounted display* (HMD) wird, ähnlich einer Brille, am Kopf befestigt. Mit jeweils einem Bildschirm pro Auge wird eine stereoskopische Sicht auf eine virtuelle Umgebung ermöglicht.

#### 3.3.1 Experimentalaufbau und Stimuli

Das Experiment bestand aus den visuellen Stimuli der VR-Umgebung, die über die Primäraufgabe gelenkt wurden, und die auditiven Stimuli der Oddball-Töne, die in der Sekundäraufgabe ignoriert wurden. Die visuellen Stimuli sind maßgeblich für die VRP verantwortlich (siehe Abschnitt 2.1.2). Sind viele graphisch anspruchsvolle Elemente in der VR-Umgebung, erhöht sich das Risiko von Bildfehlern, wie beispielsweise das Flackern einer Ebene. Dies würde die VRP verringern. Andererseits erhöhen bekannte Elemente, wie beispielsweise Lampen, die empfundene Plausibilität der VR-Umgebung. Der Stil der VR-Umgebung wurde folglich schlicht gehalten und die Anzahl graphisch komplexer Elemente auf das Wesentliche reduziert. Es wurden sechs virtuelle Orte designt: Der Ruheraum für den ersten Block (siehe Abbildung 5), der Frageraum als Ort zwischen den Blöcken und vier verschiedene Labyrinth.



Abbildung 5 Raum der Ruhemessung

Da auch visuelle Stimuli messbare Hirnaktivität hervorrufen, mussten diese zwischen den Blöcken vergleichbar gehalten werden. Anderenfalls hätte dies die Auswertung der auditiven Hirnaktivität erschwert. Die hauptsächlich verwendeten Elemente in allen Blöcken waren: Deckenlampen, die zur realistischen Beleuchtung beitrugen, ein Holzboden, einige Bilder, die als Orientierungspunkte fungierten, und die einzusammelnden Kugeln jeweils auf einem Tisch.

Die Elemente sind in Abbildung 6 zu sehen. Es befanden sich insgesamt 16 Kugeln in jedem Labyrinth.



Abbildung 6 Verwendete Elemente

Der Grundaufbau der Labyrinth wurde mithilfe der 3D-Software Blender 2.81a (Blender Foundation (2002)) entworfen und an die Anforderungen der Studie angepasst. Alle vier Labyrinth besaßen einen vergleichbaren Aufbau mit einem Startraum in der Mitte. In jedem

### Orientierungselemente aus dem Labyrinth

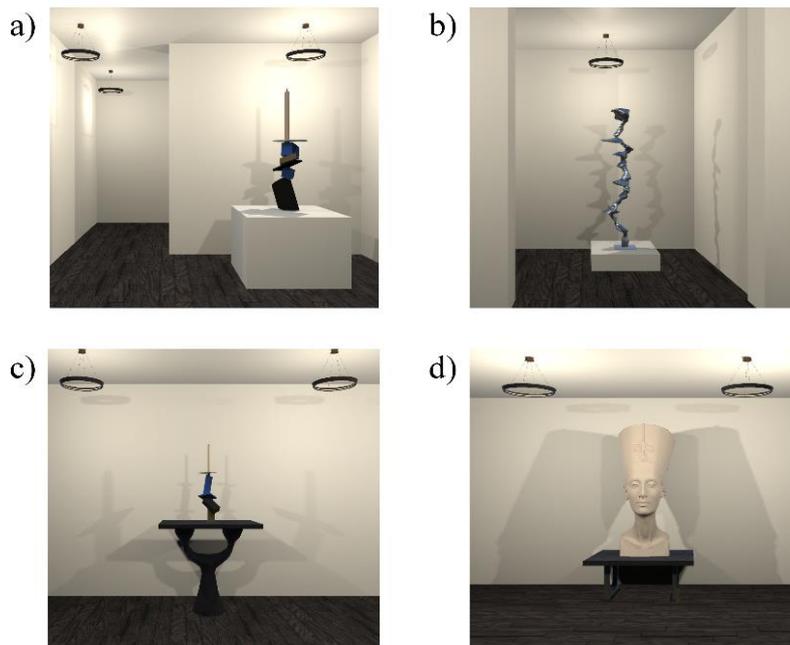


Abbildung 7 Orientierungspunkte

Labyrinth befanden sich acht Objekte, die ebenfalls zur Orientierung dienten (Abbildung 7 Orientierungspunkte) und jeweils 60-80 Bilder an den Wänden.

Um den Aufbau der Labyrinth besser darzustellen, wurden diese in Abbildung 8 aus Sicht von oben und ohne Dach dargestellt.

## Aufbau der Labyrinth

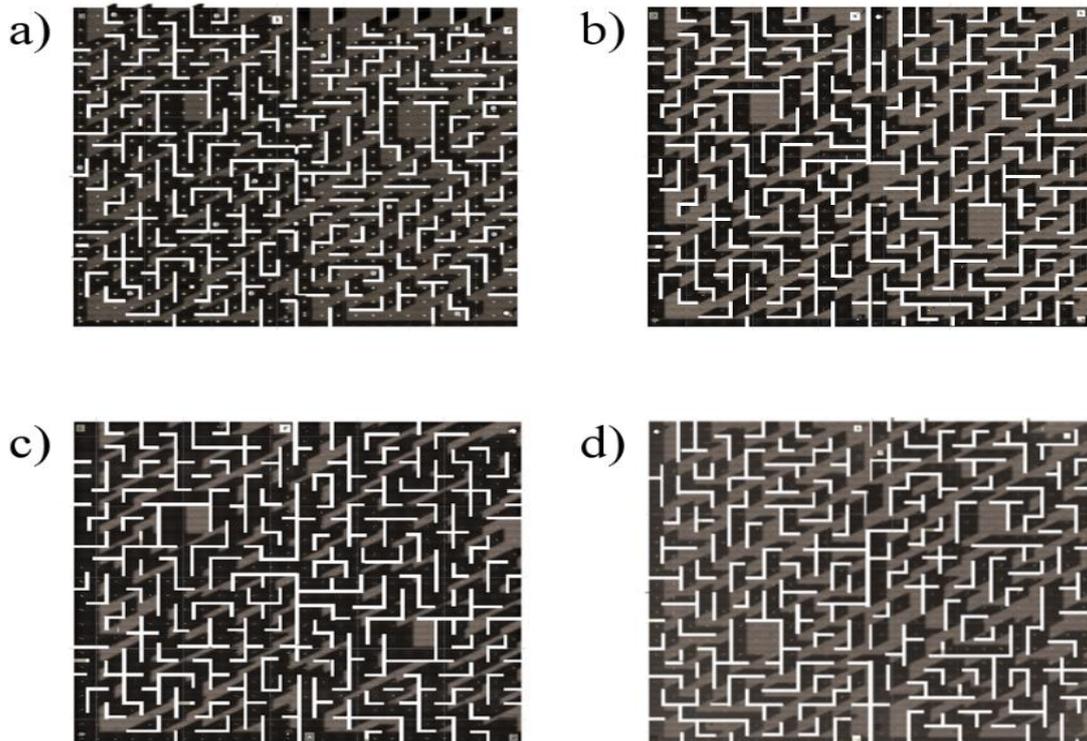


Abbildung 8 Aufbau der Labyrinth -Ansicht von Oben

Zwischen den Labyrinthblöcken befanden sich die Probanden demFrageraum, der stilistisch an das Labyrinth angepasst wurde. Die Fragen und die zugehörige Antwortskala sind in Abbildung 9 zu sehen. Die Antwortknöpfe unter den Fragen konnten mit dem Laserpointer aktiviert werden. Wurde der Startknopf auf der rechten Seite des Bildes aktiviert, startete der nächste Block.

Parallel zu den Labyrinthblöcken wurden die Töne des Oddball-Paradigmas abgespielt. Die Töne wurden in einem randomisierten Intervall zwischen 1-1,4 Sekunden und in 70 dB(A) Lautstärke abgespielt. Die Tonsequenz bestand aus 80 % Standard-Tönen mit einer Frequenz von 600 Hz, 10 % Deviants in einer Frequenz von 1200 Hz und 10 % Novels.



Abbildung 9 Frageraum zwischen den Blöcken

### 3.3.2 Programmtechnische Umsetzung

Die Programmierung der VR-Umgebung erfolgte über die Entwicklungsplattform *Unity* (Blackman, 2011). Grundlegend wurden drei verschiedene Funktionalitäten des Experiments durch die Programmierung umgesetzt. Erstens die Koordination des zeitlichen Ablaufs und des Probandeninputs, zweitens das Management der Kugeln und des Pfades der leichten Bedingung und drittens die Bewegung des Avatars.

Das Hauptskript zur Koordination des zeitlichen Ablaufs ist das *GameManager*-Skript (Anhang 3). Die Verknüpfungen zwischen den Skripten sind in Abbildung 10 als *Unified Modeling Language* (UML) Sequenzdiagramm dargestellt. In diesem Skript wird zu Beginn des Experiments die Labyrinth-Reihenfolge pseudorandomisiert. Der Laserpointer und seine Funktionalität zur Beantwortung der Fragen wird über das Skript *PlayerInput* (Anhang 4) erstellt. Auch die Überwachung der Antworten erfolgt über dieses Skript. Der Probanden-Input wird nach jedem Block an das *GameManager*-Skript übermittelt. Wird der Startknopf aktiviert, startet das *GameManager*-Skript das erste Labyrinth und beendet es nach Ablauf der Zeit wieder. Die Antworten auf die Fragen zwischen den Blöcken werden vom *PlayerInput*-Skript an das *GameManager*-Skript übertragen.

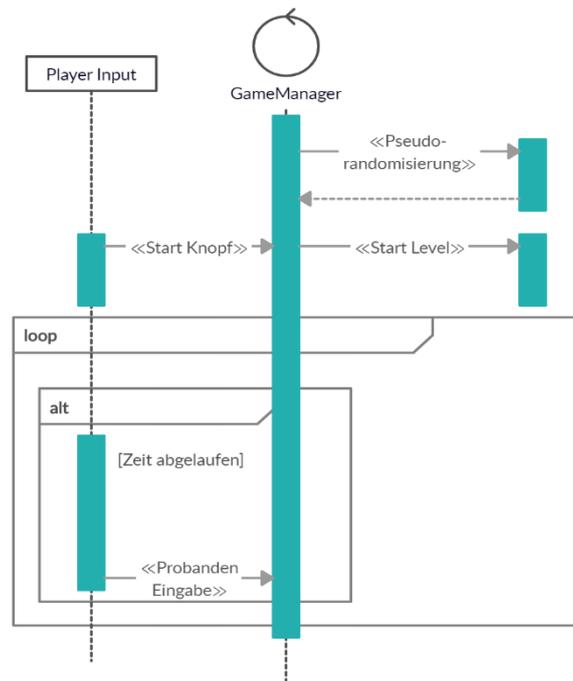


Abbildung 10 UML Sequenz Diagramm Management und Input

Zeitgleich mit dem Laden des Labyrinth-Blocks starten die Skripte zur Berechnung der Bewegung (*Movement*-Skript (Anhang 5)) und zur Koordinierung der Kugeln (*BallManager* (Anhang 6) und *RegisterBall* (Anhang 7)). Die Bewegung des Avatars erfolgt über das Skript *Movement*. Programmtechnisch wird ausschließlich die lineare Bewegung des Avatars ermöglicht. Die Rotation des Avatars erfolgt durch eine tatsächliche Rotation des Körpers auf einem Drehstuhl. Dies hat den Vorteil, dass durch die Rotation eine Stimulation des vestibulären Organs erfolgt, wodurch die Wahrscheinlichkeit eines vestibulo-okulären Konfliktes und somit die Auftrittswahrscheinlichkeit der Bewegungskrankheit minimiert wird. Die lineare Bewegung des Avatars erfolgt über eine Controllertaste. Die Bewegungsgeschwindigkeit wird an die Schrittgeschwindigkeit angepasst, da dies als am angenehmsten empfunden wird (Yao et al., 2014). Die Beziehung zwischen den Skripten ist in Abbildung 11 dargestellt. Das Skript *RegisterBall* erstellt zu Beginn jedes Blocks eine Liste an vorhandenen Kugeln, die im *BallManager*-Skript während des Spiels aktualisiert wird. Das Skript *CollectBall* (Anhang 8) beinhaltet die Programmierung zum Greifen, Bewegen und Einsammeln der Kugeln mit dem Controller. Mithilfe der Liste im *BallManager*-Skript wird im *FindPath*-Skript (Anhang 9) die kürzeste Entfernung zur nächsten Kugel und der Pfad dorthin berechnet. Das *GameManager*-Skript speichert nach Ablauf der Zeit die Anzahl der gesammelten Kugeln.

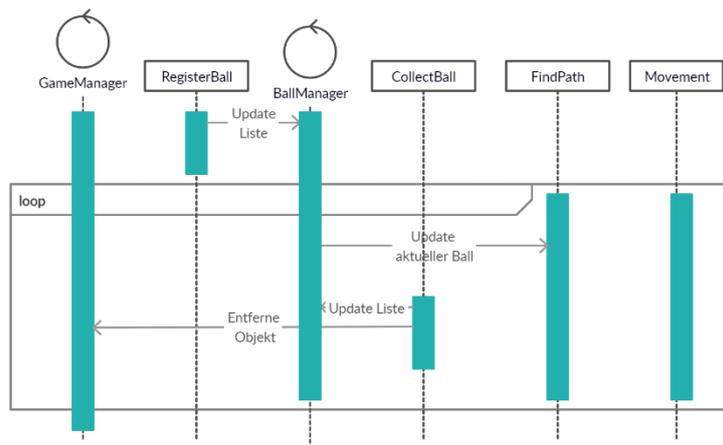


Abbildung 11 UML Sequenz Diagramm Labyrinth-Block

Gleichzeitig zum Start der Blöcke wird das Skript *NoveltyOddball* (Anhang 10) gestartet. Dies nutzt die Matlab Toolbox „Psychtoolbox“, die exakte Trigger auf auditive Reize setzen kann. Um das VR-Erlebnis zu optimieren, werden zwei Unity-Assets genutzt. Das erste Asset „VrTunnellingPro“ ist entwickelt worden, um die Möglichkeit der Bewegungskrankheit zu minimieren. Das Asset passt das Sichtfeld, wie im vorherigen Kapitel beschrieben, dynamisch an die Bewegung an (Fernandes and Feiner, 2016) und bietet die Möglichkeit zwischen einer Reihe an Designs und Radien zu wählen. In einem Testdurchlauf mit drei Probanden (3w) wurde ein Design mit einem Raster im peripheren Sichtfeld gewählt.

### 3.4 DATENERHEBUNG UND -VORVERARBEITUNG

Im Folgenden wird die Datenerhebung und -vorverarbeitung der Verhaltensdaten, sowie die EEG-, EKG- und Hautleitwert-Daten erläutert.

#### 3.4.1 Erhebung und Vorverarbeitung der Fragebögen und Performancedaten

Zwischen den Blöcken wurden die empfundene VRP auf einer Skala von 1 (abgelenkt; sehr niedrige VRP) bis 5 (vollständige Anwesenheit in der VR; sehr hohe VRP) abgefragt. Auf einer Skala von 1 (sehr gut) bis 5 (sehr schlecht) konnten die Probanden ihr allgemeines Wohlbefinden einschätzen, um mögliche Anzeichen der Bewegungskrankheit zu erkennen. Die Performance wurde durch die Anzahl der eingesammelten Kugeln in jedem Block ermittelt. Die gesammelten Kugeln und die empfundene VRP wurden innerhalb der Aufgabenschwierigkeit (Ruhe, Leicht und Schwer) gemittelt. Da für die Bewegungskrankheit die verstrichene Zeit die größte Rolle spielt, wurden diese nicht gemittelt, sondern die Bewertungen vor und nach den Labyrinthblöcken analysiert. Der Fragebogen zur VRP (Anhang 1) wurde nach dem Zwei-Stufen Modell (Wirth et al., 2003) in die Faktoren

Aufmerksamkeitslenkung, SSM, persönlicher Bezugsrahmen, wahrgenommene Interaktivität, SOD, persönliche Relevanz des Inhalts und räumliche Vorstellungskraft unterteilt.

### 3.4.2 EEG- Datenerhebung und -vorverarbeitung

Das EEG misst Potentialdifferenzen zwischen auf der Kopfhaut angebrachten Elektroden und einer Referenzelektrode. Diese Potentialdifferenzen können sowohl durch die anatomische Anordnung der Pyramidenzellen als auch durch ihre neuronale Aktivität an der Kopfoberfläche detektiert werden. Dadurch ist es möglich, Gehirnaktivität mit einer sehr hohen zeitlichen Auflösung im Millisekunden-Bereich aufzuzeichnen (Luck, 2014). Um eine leitfähige Verbindung herzustellen, werden die Elektroden mit Kontaktgel befüllt.

Die EEG-Daten wurden über das kabellose LiveAMP Verstärker-System (BrainProducts, Munich, Germany) mit einer Abtastrate von 250 Hz erfasst und offline mit einem Bandpassfilter mit den Grenzfrequenzen 0,3 und 35 Hz gefiltert. Diese Grenzfrequenz wurde gewählt, um zum einen sehr langsame Spannungsänderungen unter 0,3 Hz und zum anderen hochfrequente Muskelaktivität über 35 Hz aus dem Signal zu entfernen. Es wurde ein Layout, basierend auf dem 10-20 System (Jasper, 1958), mit 32 aktiven Elektroden gewählt (EASYCAP actiCAP snap, siehe Abbildung 12).

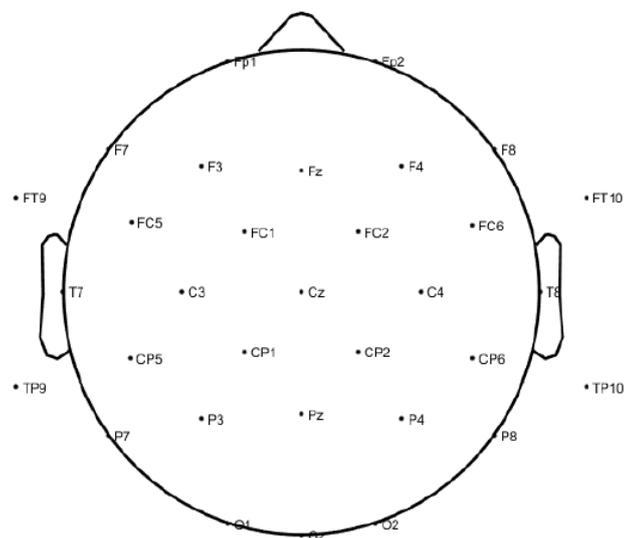


Abbildung 12 Elektrodenlayout

Die Referenz- und die Erdungselektrode befanden sich im fronto-zentralen Bereich des Kopfes. Die Daten wurden mit MATLAB R2018b (The Mathworks Ltd., Natick, MA) verarbeitet. Dazu wurden die Toolboxen EEGLAB (Delorme & Makeig, 2004) und Fieldtrip (Oostenveld et al.,

2011) verwendet. Die Daten wurden zu Epochen von -200 ms bis 800 ms um den auditiven Stimulus geschnitten. Die untere Intervallgrenze wurde gewählt, um einen möglichen Spannungsoffset vom Signal abziehen zu können. Da vor dem Reiz keine ereigniskorrelierte Aktivität vorhanden ist, bietet sich dieser Bereich an. Die obere Intervallgrenze wurde auf Basis der zu untersuchenden Komponenten gewählt. Die Komponente mit der größten Latenzzeit ist die SW-Komponente. Mit 800ms wurde der Bereich sehr großzügig um diese Komponente gewählt. Kanäle und Trials mit hoher Artefaktdichte wurden entfernt. Dies waren hauptsächlich Trials mit verstärkter Muskelaktivität oder Artefakten durch Druck der VR-Brille auf einzelne Elektroden. Insgesamt wurden 37 Kanäle mit einem Durchschnitt von drei ( $\pm 2,1$ ) Kanälen pro Proband gelöscht. Auch Trials mit Artefakten wie Muskelaktivität, Elektrodendrifts oder Spannungssprünge wurden gelöscht. Die Trialanzahl der Standard-Töne wurde an die Anzahl der Trials der anderen Stimuli angepasst. Insgesamt blieben  $\bar{\emptyset} 41 \pm 9,3$  Trials pro Kondition zur Analyse. Zur Korrektur weiterer Artefakt-Komponenten wurde die Unabhängigkeitsanalyse (*Independent Component Analysis*, ICA) genutzt. Die ICA ist eine gebräuchliche Methode, um Mehrkanal-EEG Daten in deren ursprüngliche Prozesse und Signalquellen zu zerlegen. Der Algorithmus sucht voneinander unabhängige Komponenten, die als Gewichtungen der ursprünglichen Daten verstanden werden können. Werden diese Komponenten als Artefaktkomponenten identifiziert, kann das Signal ohne diese Komponenten rekonstruiert werden. Die Methode eignet sich gut, um Artefakte wie Blinzeln oder Muskelaktivität zuverlässig zu entfernen (Debener et al., 2010). Um Spannungsoffsets zu entfernen, wurde eine Baseline-Korrektur von -200 bis 0 ms durchgeführt. Daraus wird der Mittelwert als Näherung für den Offset berechnet und von der gesamten Epoche subtrahiert. Die gelöschten Kanaldaten wurden durch die gemittelten, gewichteten Daten der Nachbarkanäle sphärisch interpoliert. Anschließend wurde ein neuer Referenzwert aus den Durchschnittswerten der Kanäle berechnet und die Konditionen auf einzelne Datensätze aufgeteilt. Abschließend wurden die Daten über alle Trials und Probanden gemittelt. Außerdem wurde die Latenzzeit der Triggersignale ermittelt, um diese gegebenenfalls anzupassen.

### 3.4.3 EKG-Datenerhebung und Vorverarbeitung

Die Herzaktivität wurde über ein EKG aufgenommen. Das EKG misst die Potentialdifferenz zwischen zwei Elektroden. Um die RR-Intervalle zu identifizieren, ist eine Ableitung ausreichend. Dazu wurde die erste Elektrode unter dem rechten Schlüsselbein und die zweite unter der untersten linken Rippe platziert. Die EKG-Daten wurden mithilfe der Software Kubios (Tarvainen et al., 2014) von Artefakten bereinigt.

#### 3.4.4 Hautleitwert Datenerhebung und -vorverarbeitung

Der Hautleitwert wurde über zwei Elektroden am Handballen gemessen. Die Haut wurde desinfiziert und es wurde ein Kontaktgel verwendet. Die Daten wurden mit einer Abtastrate von 250 Hz aufgenommen und über alle Probanden sowie innerhalb der Bedingungen (Ruhe, Leicht und Schwer) gemittelt.

### 3.5 DATENANALYSE

Die aufgenommenen Parameter wurden mithilfe von MATLAB R2018b (The Mathworks Ltd., Natick, MA), Kubios (Tarvainen et al., 2014) und SPSS Statistics 25 (IBM Corporation) analysiert.

#### 3.5.1 Analyse der Verhaltensdaten

Die VR Umgebung muss einen gewissen Grad an VRP ermöglichen, da andernfalls keine Manipulation selbiger möglich ist. Dies wird anhand der Ergebnisse des MEC-SPQ analysiert. Zudem darf der Einfluss der Bewegungskrankheit die Manipulation der VRP durch die Aufgabenschwierigkeit nicht überlagern. Dazu werden die am Ende des Versuchs ermittelten Symptome der Bewegungskrankheit durch den VRSQ überprüft. Außerdem wird analysiert, ob ein tatsächlicher Unterschied der Aufgabenschwierigkeit vorhanden ist. Dies wird über die Performancedaten festgestellt. Die Daten der eingesammelten Kugeln wurden als Maß genutzt, inwieweit die Aufgabenschwierigkeit variierte. Dazu wurden die Daten mittels t-Test analysiert. Das Alphaniveau wurde nach der Bonferroni-Holm-Korrektur für multiple Vergleiche angepasst. Die Bewertungen der Skalen für Bewegungskrankheit und VRP wurden auf gleiche Weise analysiert.

#### 3.5.2 EEG-Datenanalyse

Zur Analyse der EEG-Daten wurde zunächst die Latenzzeit der Daten an die Verzögerung des Triggersignals angepasst. Die EEG-Daten wurden ausschließlich in den Kanälen analysiert, in welchen ein Effekt erwartet wurde. Dies sind für die P3a-, die MMN- und die SW-Komponente hauptsächlich die Kanäle Fz, Cz und Pz.

Die Latenzzeit der P3a-Komponente variiert zwischen den Probanden. Aus diesem Grund wurde die maximale Amplitude jedes Probanden zwischen 210 und 330 ms ermittelt. Zur Erfassung der SW-Komponente wurde der Mittelwert der Amplituden zwischen 530 und 630 ms berechnet. Die MMN kann durch die Differenz zwischen Novel- und Standard-Tönen erfasst werden. Diese wurde zwischen 100 und 250 ms analysiert. Die Daten wurden mit dem Mauchly-Test auf Sphärizität und mit dem Levene-Test auf Varianzhomogenität überprüft. Der

Test auf Sphärizität ermittelt, ob die Veränderungen der Daten über die Zeit zwischen den Fällen ähnlich verlaufen. Anschließend wurde jeweils eine 3 x 3 x 3 ANOVA berechnet und der Faktor Elektrodenposition mit den Faktorstufen Fz, Cz und Pz, der Faktor Stimulus mit den Faktorstufen Novel, Deviant und Standard und der Faktor Aufgabenschwierigkeit mit den Faktorstufen Ruhe, Leicht und Schwer gegeneinander getestet. Die abhängige Variable war jeweils die Amplitude. War die Sphärizität nicht gegeben, wurde die Grenhouse-Geisser-Korrektur der Freiheitsgrade verwendet.

### 3.5.3 EKG Datenanalyse

Es wurde zunächst die Annahme überprüft, dass sich der durch die RSA beeinflusste HF-Bereich zwischen 0,15 und 0,4 Hz befindet. War dies nicht der Fall, besaßen die Frequenzbereiche nicht mehr die erwartete physiologische Bedeutung. Betroffene Datensätze wurden von der Analyse ausgeschlossen. Zur Analyse der EKG-Daten wurde ebenfalls die Software Kubios verwendet. Es wurden die folgenden neun Parameter aus dem Zeit-, dem Frequenz- und dem nichtlinearem Bereich ermittelt: RR, SDNN, RMSSD, Log(LF), Log(HF), Log(LF)/Log(HF), EDR, SD1 und SD2. Ein möglicher Einfluss der Aufgabenschwierigkeit auf die Parameter wurde mittels t-Test analysiert und aufgrund multipler Vergleiche wurde eine Bonferroni-Holm-Korrektur des Alphaniveaus vorgenommen

### 3.5.4 Analyse der Hautleitwert-Daten

Der Einfluss der Aufgabenschwierigkeit auf die mittleren Hautleitwerte wurde mittels t-Test analysiert. Das Alphaniveau wurde nach der Bonferroni-Holm-Korrektur für multiple Vergleiche angepasst.

### 3.5.5 Analyse möglicher Korrelationen zwischen den Parametern

Es wurde eine mögliche Korrelation zwischen den Durchschnittsbewertungen der Bewegungskrankheit mit den über alle Schwierigkeiten gemittelten Werten der HRV, des Hautleitwerts und der mittleren P3a-Amplitude analysiert. Außerdem wurde die mögliche Korrelation zwischen der mittleren Performance über alle Schwierigkeiten mit den mittleren HRV-, P3a- und Hautleitwert-Daten analysiert. In beiden Analysen wurde die Pearson-r-Korrelation verwendet.

## 4 ERGEBNISSE

Keiner der Probanden hatte Vorerfahrung mit VR-Umgebungen, die über eine einmalige Benutzung hinaus ging. Ein Proband musste aufgrund technischer Probleme ausgeschlossen werden und ein Proband musste den Versuch abbrechen. Folglich wurden 13 Datensätze ausgewertet. Zwei weitere Datensätze beinhalten ausschließlich die ersten vier Blöcke, da die Probanden vor dem letzten Block abgebrochen haben. In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Analysen wiedergegeben.

### 4.1 WAHRGENOMMENE VR-PRESENCE

Die Bewertung der wahrgenommenen VRP zwischen den Blöcken, erfolgte hauptsächlich im oberen Skalenbereich. Der Mittelwert über alle Bedingungen betrug 4,09 (SD = 0,86). Dabei unterscheiden sich die Mittelwerte der VRP zwischen den Bedingungen Ruhe (M = 3,92; SD = 0,91) und Leicht (M = 3,92; SD = 0,80) nur in ihrer Standardabweichung, die in der leichten Bedingung etwas niedriger ist. Folglich kann die Nullhypothese nicht verworfen werden ( $t(12) < 0,1$ ;  $p > 0,9$ ). In Abbildung 13 ist die Differenz zwischen den Werten der Bedingungen Ruhe und Leicht und den Werten der schweren Bedingung zwar gut zu erkennen, der t-Test ist allerdings nicht signifikant ( $t(12) = 1,93$ ;  $p = 0,078$ ).

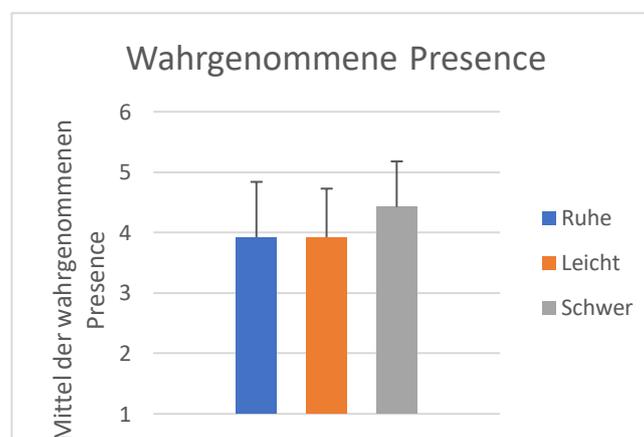


Abbildung 13 Mittel der wahrgenommenen Presence

Die Bewertungen des VRP Fragebogens nach Abschluss des Experiments sind in Abbildung 14 dargestellt. Die Fragen konnten auf einer Skala von 1 (keine Zustimmung) bis 5 (starke Zustimmung) beantwortet werden. Am höchsten bewertet wurde der Faktor der Aufmerksamkeitslenkung mit einem Mittelwert 4,6 (SD = 0,5). Es folgten der persönliche Bezugsrahmen (M = 4,0; SD = 0,9), die Interaktivität und die kognitive Involviertheit mit jeweils einem Mittelwert von 3,8 (SD = 0,8) und das SSM (M = 3,7; SD = 0,7). Niedriger

bewertet wurden die Faktoren der persönlichen Relevanz des Inhalts ( $M = 3,1$ ;  $SD = 0,9$ ), SOD ( $M = 3,1$ ;  $SD = 1,1$ ) und die räumliche Vorstellungskraft ( $M = 3,6$ ;  $SD = 0,7$ ). Die mittlere Bewertung aller Faktoren lag bei  $3,7$  ( $SD = 0,5$ ).

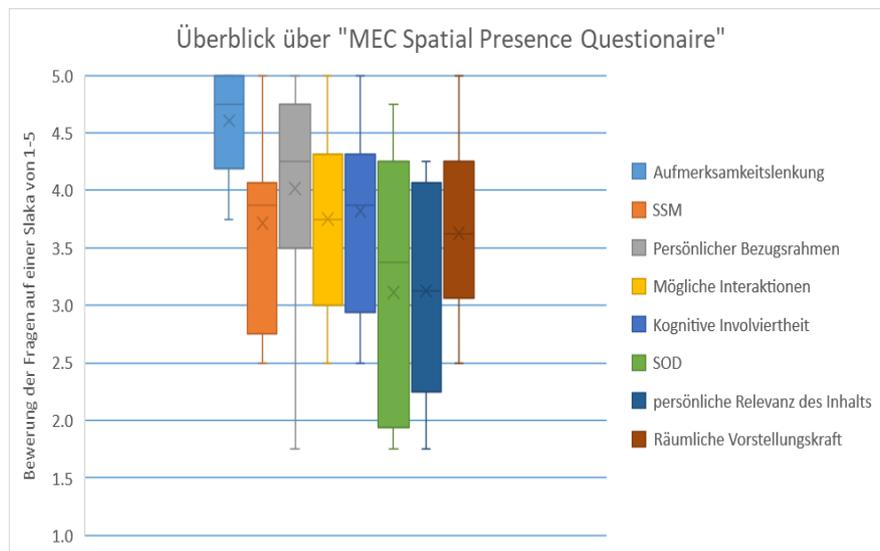


Abbildung 14 Ergebnisse des "MEC Spatial Presence Questionnaire"

## 4.2 SYMPTOME DER BEWEGUNGSKRANKHEIT

Für die Bewertung der Bewegungskrankheit der Probanden, die vor dem letzten Block aufgrund von Symptomen der Bewegungskrankheit abgebrochen haben, wurde nach Absprache mit den Probanden ein Wert von 5 (sehr starkes Unwohlsein) angenommen. Die Bewertungen der wahrgenommenen Bewegungskrankheit fielen individuell sehr unterschiedlich aus. Abbildung 15 stellt die Bewertungen anhand eines Box-Plots dar. Zu Beginn der Messung lagen die Werte zwischen 1 (sehr gut) und 2 (gut) ( $M = 1,64$ ;  $SD = 0,50$ ). Am Ende der VR-Exposition wurde die Standardabweichung nahezu verdreifacht. Der Mittelwert lag etwa in der Mitte der Skala ( $M = 2,85$ ;  $SD = 1,41$ ). Der t-Test wurde signifikant ( $t(12) = -3,45$ ;  $p = ,005$ ).

Die mittleren Bewegungskrankheitsbewertungen zwischen der leichten (M= 2,34; SD = 1,08) und der schweren Aufgabe (M=2,19; SD = 0,84) wurden im t-Test nicht signifikant ( $t(12) = 0,74$ ;  $p = 0,47$ ).

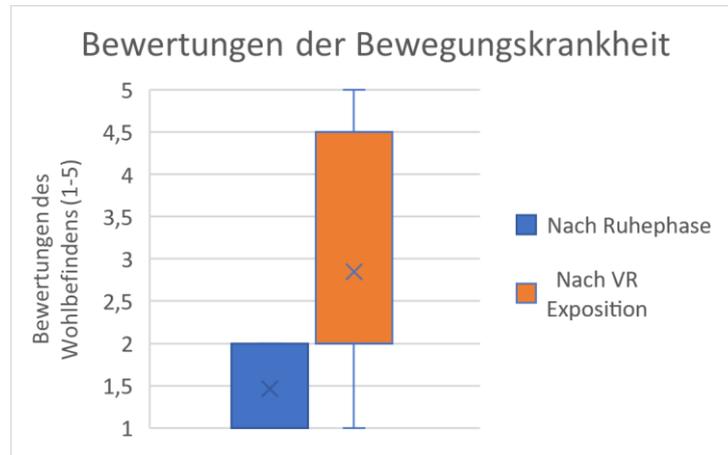


Abbildung 15 Bewertungen der Symptome der Bewegungskrankheit

Der VRSQ-Fragebogen (Anhang 2) wurde nach dem Experimenterteil ausgefüllt. Er beinhaltet eine Aufteilung in Symptome, die die Okulomotorik, und Symptome, die Anzeichen einer Desorientierung betreffen. Die Ergebnisse des Fragebogens sind in Abbildung 16 dargestellt. Sie ermöglichen eine detailliertere Unterteilung der Symptome. Es sind nahezu alle Bewertungen von 1 (Symptom ist nicht vorhanden) bis 4 (Symptom tritt sehr stark auf) vorhanden. Die Symptome der Okulomotorik und der Desorientierung treten ähnlich verteilt auf. Der Mittelwert beider Kategorien liegt zwischen keinen (1) und leichten (2) Symptomen, wobei es jeweils eine Bewertung bei sehr starken Symptomen gibt.

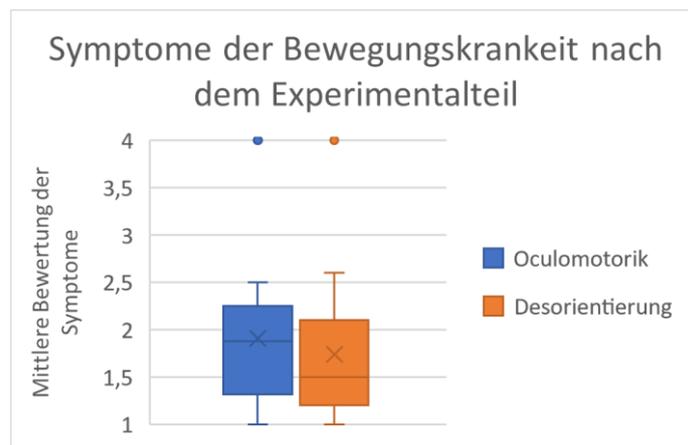


Abbildung 16 Symptome der Bewegungskrankheit nach VR-Exposition

### 4.3 PERFORMANCE DATEN

In der leichten Bedingung wurden durchschnittlich 7 (SD =1,65) Kugeln und in der schweren 3 (SD = 1,28) Kugeln eingesammelt. Die Mittelwerte über alle Probanden sind in Abbildung 17 dargestellt. Der in der Abbildung sichtbare Unterschied zwischen den Aufgabenschwierigkeiten entsprach auch dem signifikanten Unterschied im t-Test ( $t(12) = 6,68$ ;  $p < 0,001$ ). Folglich wurden in der leichten Bedingung signifikant weniger Kugeln eingesammelt als in der schweren Bedingung.

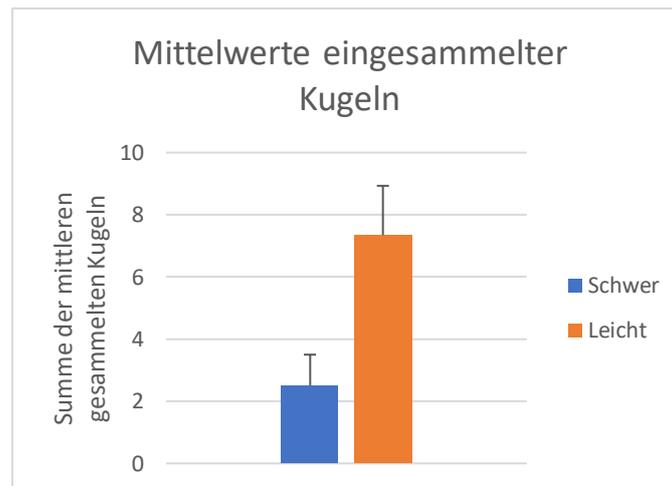


Abbildung 17 Mittlere gesammelte Kugeln in der schweren und leichten Bedingung

### 4.4 EKG-DATEN

Um die EKG-Daten analysieren zu können, wurde zunächst die Annahme überprüft, der RSA gesteuerte HF-Bereich liegt innerhalb des festgelegten HF-Intervalls von 0,15 bis 0,4 Hz. Dies war in fünf Blöcken von insgesamt 4 Probanden nicht der Fall. Die entsprechenden Blöcke wurden von der Analyse im Frequenzbereich ausgeschlossen. Die Abbildung 18 zeigt drei Beispiele eines Frequenzspektrums aus den Probandendaten. Die EDR in Abbildung 18a ist mit 0,22 Hz verhältnismäßig niedrig und befindet sich im Definitionsbereich der niedrigen Frequenzen. Abbildung 18b zeigt eine EDR bei 0,31 Hz im Normalbereich. Es ist ein eindeutiger Peak im RR-Spektrum an der EDR Frequenz zu sehen. Abbildung 18c zeigt eine EDR von 0,48 Hz außerhalb des HF-Bereichs. Datensätze, wie in a und c dargestellt, konnten nicht in die Analyse aufgenommen werden.

## Veranschaulichung verschiedener EDRs im RR-Spektrum

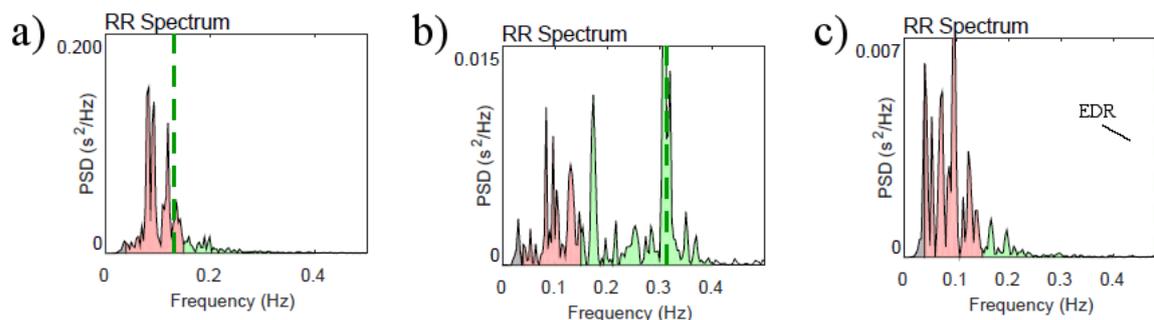


Abbildung 18 Veranschaulichung verschiedener EDRs im RR-Spektrum. a) EDR unterhalb HF-Bereich, b) EDR im Normalbereich, c) EDR oberhalb HF-Bereich

Aufgrund fehlender Sphärizität aller signifikanten Parameter wurde in den folgenden Analysen die Greenhouse-Geisser Korrektur der Freiheitsgrade verwendet

### 4.4.1 RR-Intervalle

Das Ergebnis der ANOVA zeigte einen signifikanten Einfluss der Aufgabenschwierigkeiten auf die RR-Intervalle ( $F(1,19; 14,3) = 13,2; p = 0,002$ ). Dieser Zusammenhang wurde mittels abhängiger t-Tests genauer analysiert. Aufgrund der multiplen Vergleiche wurde eine Bonferroni-Holm Korrektur des Alpha-Niveaus durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 dargestellt. Die RR-Intervalle der Bedingungen Leicht ( $M = 0,766$  ms;  $SD = 0,108$  ms) und Schwer ( $M = 0,763$  ms;  $SD = 0,103$  ms) sind signifikant kleiner als in der Ruhebedingung ( $M = 0,833$  ms;  $SD = 0,128$  ms). Zwischen den Aufgabenschwierigkeiten Leicht und Schwer besteht auf Basis des t-Tests ( $p > 0,05$ ) kein Unterschied.

Tabelle 1 t-Tests der RR-Intervalle gegen die Aufgabenschwierigkeiten

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
Schwer-Ruhe	-3,66	1	0,017	0,003*
Leicht-Ruhe	-3,20	2	0,025	0,008*
Leicht-Schwer	0,467	3	0,05	0,649

Dieser Sachverhalt ist auch in Abbildung 19 deutlich zu erkennen.

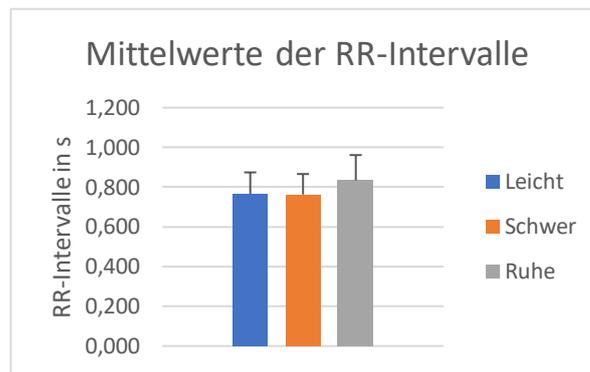


Abbildung 19 Mittelwerte der RR-Intervalle der verschiedenen Aufgabenschwierigkeiten

#### 4.4.2 SDNN

Die ANOVA zeigte einen marginalen Einfluss der Aufgabenschwierigkeiten auf die SDNN mit Greenhouse-Geisser Korrektur ( $F(1,05; 12,6) = 4,66; p = 0,05$ ). Die etwas liberalere Huynh-Feldt Korrektur wurde signifikant ( $F(1,06; 12,7) = 4,66; p = 0,049$ ). Die Unterschiede der Mittelwerte der Ruhebedingung ( $M = 0,0533$  ms;  $SD = 0,0266$  ms), der leichten ( $M = 0,0388$  ms;  $SD = 0,0120$  ms) und der schweren Bedingung ( $M = 0,0369$  ms;  $SD = 0,0143$  ms) wurden mittels t-Test analysiert. Tabelle 2 zeigt die Ergebnisse der t-Tests. Die signifikanten p-Werte haben die Alphaniveauekorrektur nicht überstanden, wodurch anzunehmen ist, dass die Aufgabenschwierigkeiten keinen Einfluss auf die SDNN hatten.

Tabelle 2 t-Test der SDNN gegen die Aufgabenschwierigkeiten

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
Schwer-Ruhe	-2,38	1	0,017	0,035
Leicht-Ruhe	-2,33	2	0,025	0,038
Leicht-Schwer	0,93	3	0,05	0,369

#### 4.4.3 RMSSD

Es sind schwach signifikante Effekte der Aufgabenschwierigkeit auf die RMSSD in der ANOVA zu erkennen ( $F(1,19; 14,2) = 4,98; p = 0,037$ ). Die Mittelwerte der Ruhebedingung lagen bei 0,0477 ms ( $SD = 0,0278$  ms), die der leichten Aufgabe bei 0,0316 ms ( $SD = 0,0167$  ms) und der Mittelwert der schweren Aufgabe lag bei 0,0309 ms ( $SD = 0,0171$  ms). Es wurden post-hoc t-Tests durchgeführt (Tabelle 3). Die p-Werte überstanden allerdings nicht die Korrektur des Alphaniveaus.

Tabelle 3 t-Test RMSSD abhängig von den Aufgabenschwierigkeiten

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
Leicht-Ruhe	-2,58	1	0,017	0,024
Schwer-Ruhe	-2,44	2	0,025	0,031
Leicht-Schwer	0,41	3	0,050	0,690

#### 4.4.4 LF

Der LF-Bereich zeigte in der ANOVA keine Änderung zwischen den Aufgabenschwierigkeiten ( $F(1,88; 57,4) = 1,41; p = 0,27$ ). Folglich wurden keine weiteren Tests durchgeführt.

#### 4.4.5 HF

Der HF-Bereich zeigte in der ANOVA leicht signifikante p-Werte zwischen den Mittelwerten ( $F(1,87; 20,6) = 5,07; p = 0,018$ ). Die Mittelwerte der Ruhebedingung ( $M = 6,45 \log(\text{ms}^2); SD = 1,11 \log(\text{ms}^2)$ ) und der leichten ( $M = 5,64 \log(\text{ms}^2); SD = 1,05 \log(\text{ms}^2)$ ) und schweren Aufgabe ( $M = 5,57 \log(\text{ms}^2); SD = 1,01 \log(\text{ms}^2)$ ) wurden mittels t-Test miteinander verglichen. Der T-Test (abgebildet in Tabelle 4) zeigte nach der Korrektur des Alphaniveaus allerdings keine signifikanten Abhängigkeiten.

Tabelle 4 t-Test HF abhängig von den Aufgabenschwierigkeiten

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
Schwer-Ruhe	-2,67	1	0,017	0,022
Leicht-Ruhe	-2,32	2	0,025	0,041
Leicht-Schwer	0,044	3	0,050	0,966

#### 4.4.6 LF/HF

Aus dem Ergebnis der ANOVA gingen keine signifikanten Einflüsse der Aufgabenschwierigkeiten auf das LF/HF-Verhältnis hervor ( $F(1,81; 20,0) = 0,385; p = 0,67$ ). Folglich wurden keinen weiteren Analysen durchgeführt.

#### 4.4.7 EDR

Die Analyse des Einflusses der Aufgabenschwierigkeiten auf die DER, ergab in der ANOVA-Berechnung hoch signifikante Ergebnisse ( $F(1,94; 23,3) = 13,1; p < 0,001$ ). Der nachfolgende t-Test ist in Tabelle 5 dargestellt. Es ist ein signifikanter Unterschied in der EDR zwischen den Aufgabenschwierigkeiten Leicht ( $M = 0,321 \text{ Hz}; SD = 0,0566 \text{ Hz}$ ), beziehungsweise Schwer ( $M = 0,342 \text{ Hz}; SD = 0,0670 \text{ Hz}$ ) und Ruhe ( $M = 0,252 \text{ Hz}; SD = 0,0670 \text{ Hz}$ ) festzustellen. Es wurde kein Unterschied zwischen der leichten und der schweren Bedingung detektiert.

Tabelle 5 t-Test zwischen der EDR und den Aufgabenschwierigkeiten

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
Schwer-Ruhe	4,37	1	0,017	0,001*
Leicht-Ruhe	2,68	2	0,025	0,020*
Leicht-Schwer	-1,04	3	0,050	0,319

Die Abbildung 20 zeigt eine deutlich kleinere EDR in der Ruhebedingung.

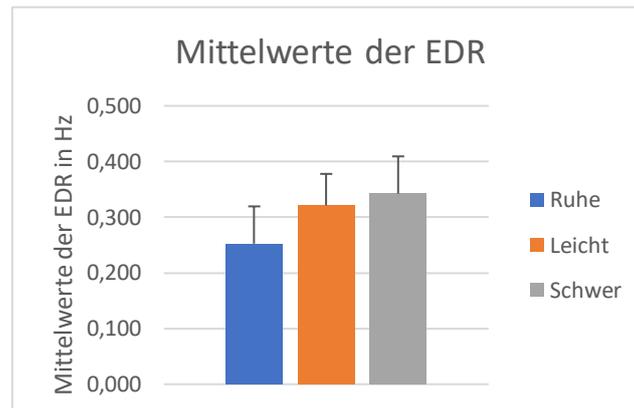


Abbildung 20 Mittelwerte der EDR in verschiedenen Aufgabenschwierigkeiten

#### 4.4.8 SD1

Die Analyse des Einflusses der Aufgabenschwierigkeiten mit den SD1 Mittelwerten von 0,038 ms (SD = 0,0197 ms) in der Ruhebedingung, einem Mittelwert von 0,0224 ms (SD = 0,0119 ms) in der leichten und 0,0219 ms (SD = 0,0212 ms) in der schweren Aufgabe ergab in der ANOVA leicht signifikante Effekte ( $F(1,17; 14,1) = 4,84; p = 0,04$ ). Diese überstanden allerdings die Korrektur des, in Tabelle 6 dargestellten, t-Tests nicht.

Tabelle 6 t-Test von SD1 abhängig von den Aufgabenschwierigkeiten

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
Leicht-Ruhe	-2,58	1	0,017	0,024
Schwer-Ruhe	-2,44	2	0,025	0,031
Leicht-Schwer	0,409	3	0,050	0,690

#### 4.4.9 SD2

Die ANOVA Berechnung zeigte keine signifikanten Effekte der Aufgabenschwierigkeiten auf die SD2 ( $F(1,07; 12,8) = 3,90; p = 0,068$ ). Folglich wurden keine weiteren Analysen durchgeführt.

## 4.5 HAUTLEITWERT-DATEN

Der Test auf Sphärizität fiel negativ aus und die Greenhouse-Geisser-Korrektur der Freiheitsgrade wurde verwendet. Die ANOVA-Berechnung ergab hoch signifikante Einflüsse der Aufgabenschwierigkeit auf den Hautleitwert ( $F(1,56; 3908) = 13,8; p < 0,001$ ). Die t-Tests zwischen den Aufgabenschwierigkeiten mit Korrektur des Alphanivius sind in Tabelle 7 dargestellt.

Tabelle 7 t-Test zwischen dem Hautleitwert und den Aufgabenschwierigkeiten

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
Schwer-Ruhe	4,09	1	0,017	0,001*
Leicht-Ruhe	4,02	2	0,025	0,002*
Leicht-Schwer	0,563	3	0,050	0,584

Es sind signifikante Effekte zwischen der leichten Bedingung ( $M= 83,4 \mu\text{S}; SD = 46,8 \mu\text{S}$ ), beziehungsweise der schweren Bedingung ( $M= 81,7 \mu\text{S}; SD = 47,7 \mu\text{S}$ ) und der Ruhebedingung ( $M= 59,2 \mu\text{S}; SD = 46,8 \mu\text{S}$ ) zu erkennen. In der Ruhebedingung ist der mittlere Hautleitwert signifikant kleiner (siehe auch Abbildung 21).

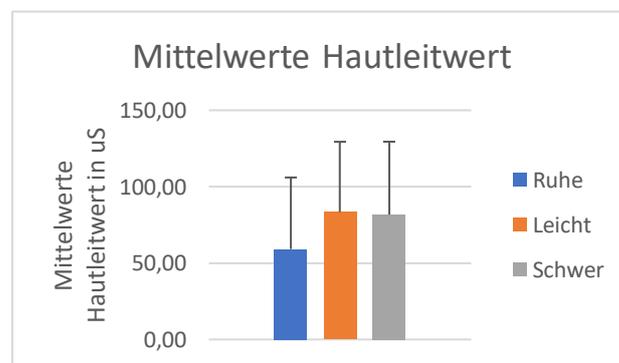


Abbildung 21 Mittlerer Hautleitwert zwischen den Aufgabenschwierigkeiten

## 4.6 EEG-DATEN

Es wurde eine Latenzzeit der Triggersignale von 70 ms ermittelt. Diese wurde von den EEG-Daten subtrahiert. Die gemittelten Verläufe über alle Probanden und Trials sind in Abbildung 18 zu sehen. Die Komponenten der unterschiedlichen Stimuli unterscheiden sich stark in ihrer Amplitude, wodurch in den verschiedenen Stimuli unterschiedliche Achsenskalierungen genutzt wurden. Die für die Analyse relevanten Bereiche der MMN, P3a und SW sind grau hinterlegt.

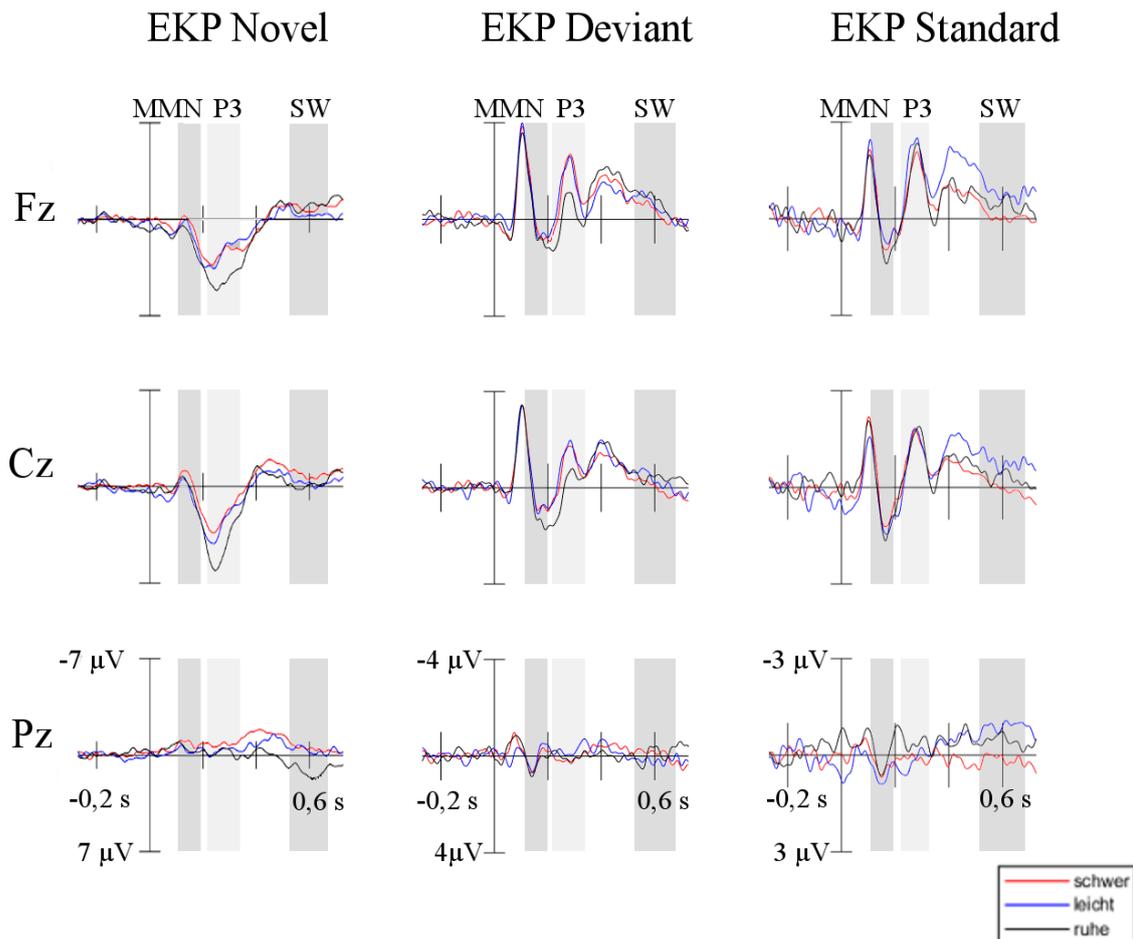


Abbildung 22 EKGs der Elektroden Fz, Cz und Pz mit allen Aufgabenschwierigkeiten und Stimuli

Zusätzlich zu den EKGs wurden die Topografien der relevanten Zeitbereiche betrachtet. Diese geben Aufschluss darüber, ob es sich bei den in Abbildung 22 sichtbaren Spannungspicks tatsächlich um die erwarteten Komponenten handelt. In der Abbildung 23 sind die erwarteten Zeiten der N1- (100 ms) und der P3a-Komponente (300 ms) der Reize abgebildet. Die N1-Komponente ist der erste Verarbeitungsschritt der Töne. Sie ist bei den Devianz- und Standard-Tönen fronto-zentral negativ ausgeprägt. Der Novel-Ton zeigt keinen Dipol zu diesem Zeitpunkt. Die N1-Komponente wird durch Aufmerksamkeit manipuliert. Dabei ist in Abbildung 22 ein leichter Amplitudenunterschied zwischen den jeweiligen

Schwierigkeitsstufen der Aufgaben zu erkennen. Dies legt nahe, diese Komponente in die Analyse einzubeziehen. Die Amplitude wird ebenfalls maßgeblich durch die Beschaffenheit der Töne moduliert. Da das Frequenzspektrum der Novel-Töne nicht mit den Standard- und Deviant-Spektren vergleichbar ist, unterscheidet sich die Topografie der Novels nach 100 ms stark von der Topografie der Deviants und Standards. Folglich wird diese Komponente nicht mit in die Analyse einbezogen. Die frontale Positivierung der P3a-Komponente ist in der Topografie des Novel-Reizes sehr gut zu erkennen. Die Deviant- und Standard-Reize zeigen keine derartige frontale Positivierung.

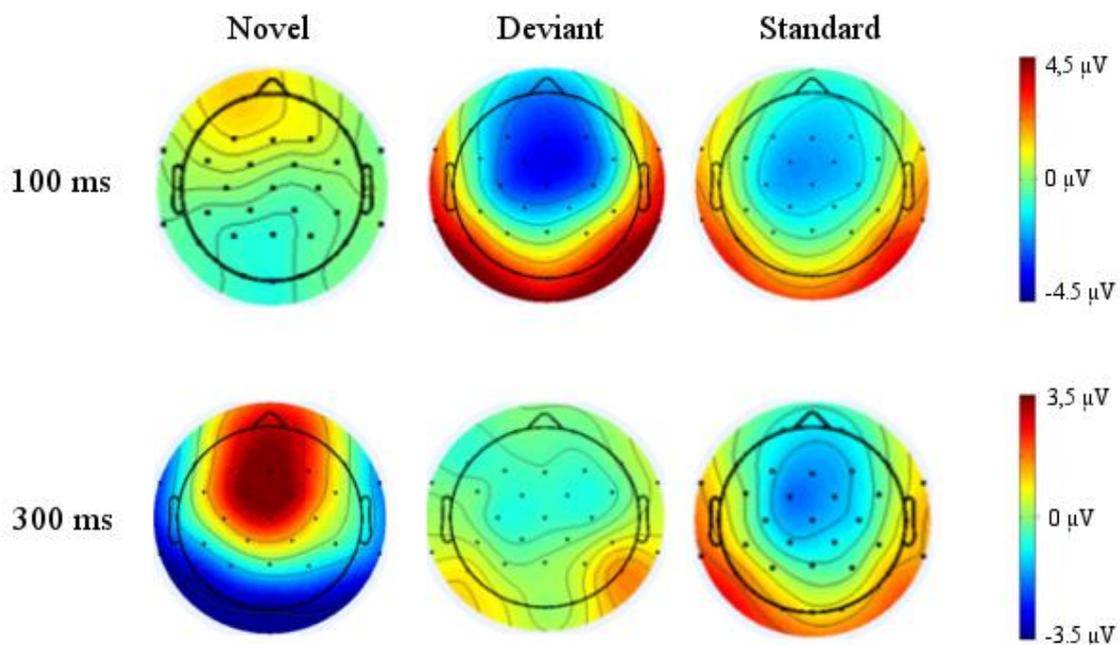


Abbildung 23 Topografien der N1 und P3 der Novel- und Deviant-Stimuli in der Ruhebedingung

Zur besseren Übersichtlichkeit werden in der Analyse der EEG-Daten ausschließlich alle signifikanten und alle erwarteten, aber nicht signifikanten, Effekte berichtet.

#### 4.6.1 ANOVA der P3a-Komponente

Die Varianzhomogenität der Daten war gemäß dem Levene-Test gegeben ( $p < 0,01$ ) und es wurde aufgrund einer Verletzung der Sphärizität auf die Greenhouse-Geisser-Korrektur zurückgegriffen. Tabelle 8 zeigt die Ergebnisse der Analyse. Es sind alle Haupteffekte bei einem Alphaniveau von 0,05 signifikant. Zusätzlich sind Interaktionseffekte zwischen Aufgabenschwierigkeit und Stimulus und zwischen Elektrodenposition und Stimulus zu erkennen.

Tabelle 8 Ergebnisse der ANOVA der P3a (\*  $p < 0,05$ , \*\*  $p < 0,01$ , \*\*\* $p < 0,001$ )

	df	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Aufgabenschwierigkeit	1,96	13,6	<0,001	0,531
Stimulus	1,65	27,5	<0,001	0,696
Elektrode	1,93	4,95	0,017	0,292
Aufgabenschwierigkeit · Stimulus	3,31	2,98	0,038	0,199
Aufgabenschwierigkeit · Elektrode	2,12	1,38	0,271	0,103
Stimulus · Elektrode	20,4	4,96	0,017	0,293
Aufgabenschwierigkeit · Stimulus · Elektrode	1,73	0,522	0,649	0,042

Die signifikanten Haupt- und Interaktionseffekte wurden anschließend weiter analysiert.

#### 4.6.1.1 Signifikante Haupteffekte der P3a ANOVA

In den Ergebnissen der ANOVA wurden signifikante Haupteffekte in den Faktoren Aufgabenschwierigkeit, Stimulus und Elektrodenposition deutlich.

#### *Aufgabenschwierigkeit*

Die Amplituden der Aufgabenschwierigkeiten waren am höchsten in der Ruhebedingung ( $M = 3,11 \mu V$ ;  $SD = 1,52 \mu V$ ). Die Amplituden der leichten ( $M = 1,71 \mu V$ ;  $SD = 1,23 \mu V$ ) und der schweren Aufgabe ( $M = 1,94 \mu V$ ;  $SD = 0,89 \mu V$ ) unterschieden sich kaum. Die Amplituden der Aufgabenschwierigkeiten Leicht und Schwer unterscheiden sich nach Tabelle 9 nach der Korrektur des Alphaniveaus signifikant ( $p < 0,01$ ) von denen der Ruhebedingung. Folglich wird die Nullhypothese verworfen. Im Vergleich zwischen der Leichten und Schweren Bedingung wird aufgrund eines  $p$ -Wertes  $> 0,05$  die Nullhypothese angenommen.

Tabelle 9 Haupteffekte der Aufgabenschwierigkeit (\* = signifikant)

	t(12)	Rang	Bonferroni-Holm alpha	p-Wert
Ruhe – Leicht *	4,93	1	0,017	<0,001
Ruhe – Schwer *	3,83	2	0,025	0,002
Leicht - Schwer	-0,83	3	0,050	0,42

Dieser Sachverhalt wird auch in Abbildung 24 deutlich. Es ist ein großer Unterschied zwischen der Amplitude der Ruhebedingung gegenüber der beiden anderen Bedingungen zu erkennen.

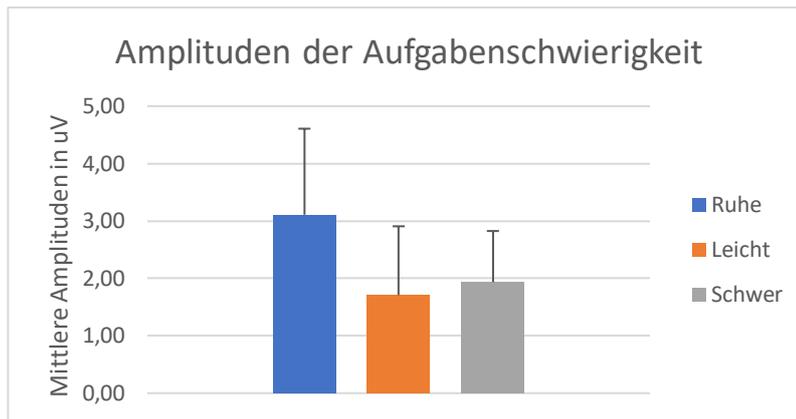


Abbildung 24 Vergleich der mittleren Amplituden abhängig von der Aufgabenschwierigkeit

### Stimulus

Die Amplitude der P3a der Novels ( $M = 4,26 \mu\text{V}$ ;  $SD = 1,91 \mu\text{V}$ ) unterscheidet sich nach Tabelle 10 signifikant von denen der Standard- ( $M = 1,02 \mu\text{V}$ ;  $SD = 0,95 \mu\text{V}$ ) und Deviant-Stimuli ( $M = 1,47 \mu\text{V}$ ;  $SD = 1,31 \mu\text{V}$ ). Diese Signifikanz blieb auch nach Bonferroni-Holm Korrektur des Alphaniveaus bestehen. Die Amplituden der Deviant- und Standard-Stimuli unterscheiden sich aufgrund eines p-Wertes von deutlich über 0,05 nicht signifikant voneinander. Folglich muss davon ausgegangen werden, dass in diesem Experiment kein Unterschied in der P3a Komponente dieser Stimuli bestand.

Tabelle 10 Haupteffekte der Stimulus (\* = signifikant)

	t(12)	Rang	Bonferroni-Holm alpha	p-Wert
<b>Nov – Std*</b>	5,87	1	0,017	<0,001
<b>Dev – Nov*</b>	5,70	2	0,025	<0,001
<b>Dev - Std</b>	1,78	3	0,050	0,24

In Abbildung 25 ist der Unterschied der mittleren Amplituden dargestellt. Die P3a des Novel-Tons hat einen starken positiven Ausschlag, wohingegen durch die Deviant- und Standard-Töne kaum eine P3a hervorgerufen wird. Dies ist aufgrund der Aufgabenirrelevanz der Töne nicht unerwartet.

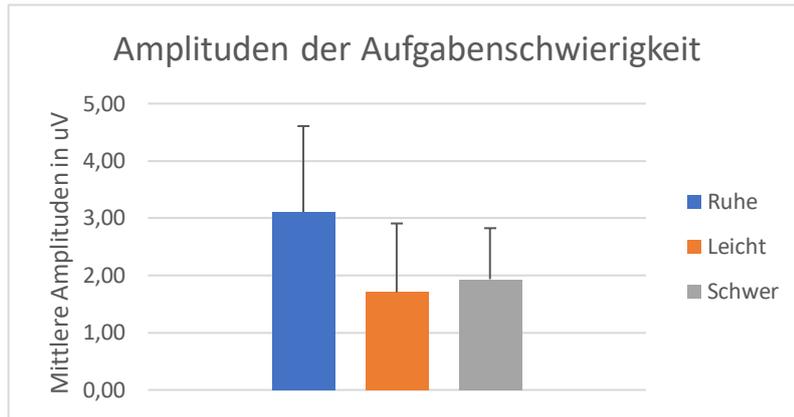


Abbildung 25 Vergleich der mittleren Amplituden abhängig vom Stimulus

### ***Elektrodenposition***

Die mittlere Amplitude an Cz ( $M = 2,61 \mu\text{V}$ ;  $SD = 1,29 \mu\text{V}$ ) unterscheidet sich nach der Korrektur des Alphaniveaus signifikant zwischen Cz ( $M = 2,05 \mu\text{V}$ ;  $SD = 1,18$ ) und Pz ( $M = 2,09 \mu\text{V}$ ;  $SD = 1,01 \mu\text{V}$ ). Dies ist in Tabelle 11 Haupteffekte der Elektrodenposition (\* = signifikant) zu sehen. Zwischen Cz und Fz besteht kein signifikanter Unterschied. Dies ist mit der Erwartung des Maximums der P3a der Novels an fronto-zentralen Elektroden kompatibel.

Tabelle 11 Haupteffekte der Elektrodenposition (\* = signifikant)

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
Cz – Pz*	2,85	1	0,017	0,014
Fz – Cz*	2,80	2	0,025	0,016
Pz - Fz	-0,19	3	0,050	0,852

Vergleicht man die mittleren Amplituden aus Abbildung 26 miteinander, dann ist ein frontales positives Maximum an Cz erkennbar. Die Spannung nimmt über Fz ab und geht an Pz ins Negative über.

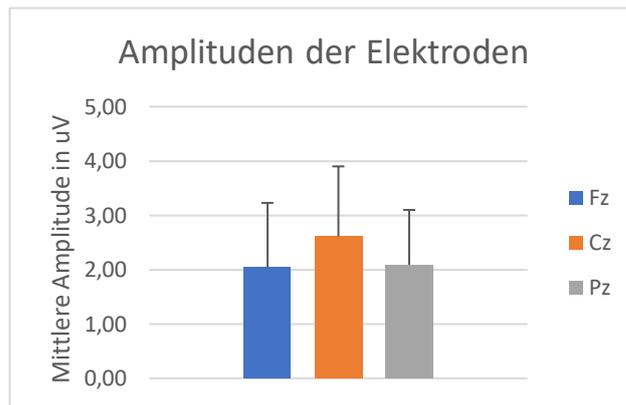


Abbildung 26 Vergleich der mittleren Amplituden abhängig von der Elektrodenposition

#### 4.6.1.2 Interaktionseffekte

Die Ergebnisse der ANOVA zeigten signifikante Interaktionseffekte zwischen Aufgabenschwierigkeit und Stimulus, sowie zwischen Stimulus und Elektrodenposition.

##### *Interaktionseffekt zwischen Stimulus und Elektrodenposition*

Die Beziehung zwischen den mittleren Amplituden der Stimuli und der Elektrodenposition ist durch die verschiedenen Topografien begründbar. Diese wurden bereits durch Abbildung 22 und Abbildung 23 erläutert. Eine weitere Analyse dieser Interaktion ist für die Fragestellung nicht zielführend.

##### *Interaktionseffekt zwischen Aufgabenschwierigkeit und Stimulus*

Die Beziehung zwischen den mittleren Amplituden, der Stimuli und der Aufgabenschwierigkeit ist in Abbildung 27 dargestellt.

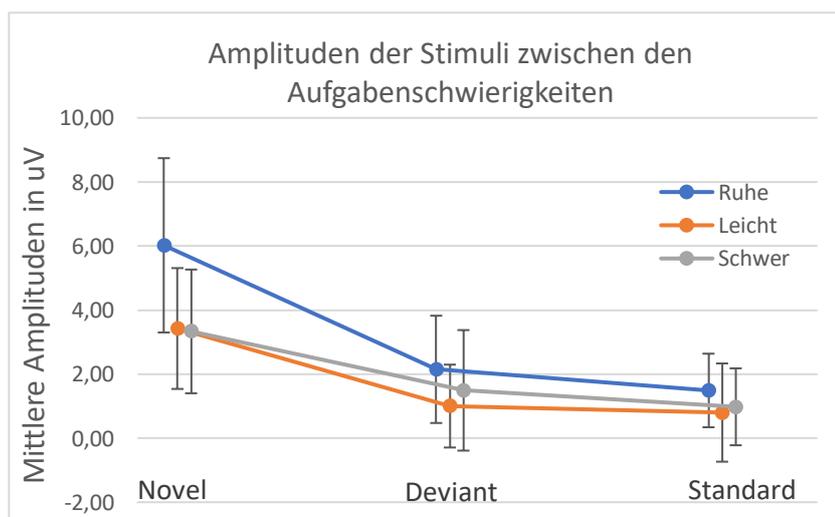


Abbildung 27 Interaktionseffekt zwischen Stimulus und Kondition

Es ist in Tabelle 12 zu erkennen, dass die Verarbeitung der Standard-Töne in allen Aufgabenschwierigkeiten mit ähnlicher Amplitude erfolgt und die leichte und schwere Aufgabenschwierigkeit bei allen Stimuli ähnliche Amplituden besitzt.

*Tabelle 12 Amplituden der Stimuli in den Aufgabenschwierigkeiten*

<b>Amplitude in <math>\mu\text{V}</math></b>	<b>Ruhe</b>	<b>Leicht</b>	<b>Schwer</b>
Novel	6,02 (SD = 2,72)	3,42 (SD = 1,89)	3,33 (SD = 1,93)
Deviant	2,15 (SD = 1,67)	1,00 (SD = 1,29)	1,49 (SD = 1,88)
Standard	1,49 (SD = 1,15)	0,80 (SD = 1,53)	0,98 (SD = 1,20)

Die Verarbeitung der Novel-Stimuli geschieht in der Ruhebedingung mit signifikant höherer Amplitude im Vergleich mit der schweren und leichten Aufgabe (siehe Tabelle 13). Der Unterschied der Verarbeitung der Deviant-Töne zwischen der Ruhebedingung und der leichten Bedingung ist signifikant.

*Tabelle 13 t-Test der Novel- und Deviant-Amplituden*

	<b>t(12)</b>	<b>Rang</b>	<b>Bonferroni-Holm alpha</b>	<b>p-Wert</b>
<b>Novel</b>				
Ruhe – Leicht*	4,95	1	0,017	<0,001
Ruhe- Schwer*	4,48	2	0,025	<0,001
Leicht- Schwer	0,165	3	0,050	0,87
<b>Deviant</b>				
Ruhe – Leicht*	2,81	1	0,017	0,015
Ruhe- Schwer	0,94	2	0,025	0,364
Leicht- Schwer	-0,927	3	0,050	0,372

#### 4.6.2 ANOVA der SW-Komponente

Die ANOVA der SW-Komponente wurde mit Greenhouse-Geisser korrigiert. Sie zeigte einen signifikanten Haupteffekt in der Elektrodenposition (Tabelle 14). Dieser ist durch die physiologische Topografie von EKP-Komponenten erklärbar und für die Fragestellung nicht relevant. Aus diesem Grund wird keine weitere Analyse der SW-Komponente durchgeführt.

Tabelle 14 ANOVA der SW-Komponente

	df	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Aufgabenschwierigkeit	1,837	0,522	0,585	
Stimulus	1,966	0,167	0,844	0,042
Elektrode	1,831	7,15	0,005**	0,014
Aufgabenschwierigkeit · Stimulus	2,735	1,952	0,145	0,373
Aufgabenschwierigkeit · Elektrode	2,495	1,962	0,149	0,140
Stimulus · Elektrode	1,792	1,049	0,36	0,141
Aufgabenschwierigkeit · Stimulus · Elektrode	4,397	1,461	0,224	0,080

#### 4.6.3 ANOVA der MMN

Die ANOVA der MMN-Komponente wurde aufgrund der Verletzung der Sphärizität nach Greenhouse-Geisser korrigiert. Sie zeigte einen signifikanten Haupteffekt in der Elektrodenposition (Tabelle 15). Dieser ist, wie auch in der SW-Analyse, durch die physiologische Topografie von EKP-Komponenten erklärbar und für die Fragestellung nicht relevant. Aus diesem Grund wird keine weitere Analyse der MMN-Komponente durchgeführt.

Tabelle 15 ANOVA der MMN-Komponente (\* = signifikantes Ergebnis)

	df	F	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
Aufgabenschwierigkeit	1,86	0,593	0,550	0,047
Elektrodenposition*	1,30	15,5	0,001	0,563
Aufgabenschwierigkeit · Elektrodenposition	2,22	0,241	0,809	0,020

#### 4.7 KORRELATIONEN ZWISCHEN DEN PARAMETERN

Die Pearson-r-Korrelation der Durchschnittsbewertungen der Bewegungskrankheit mit den über alle Schwierigkeiten gemittelten Werten der HRV, des Hautleitwerts und der mittleren P3a-Amplitude ergab einen negativer Zusammenhang zwischen der mittleren Bewegungskrankheit und den mittleren RR-Intervallen ( $r(13) = -0,592$ ;  $p = 0,033$ ).

Die Pearson-r-Korrelation der mittlere Performance über alle Schwierigkeiten mit den mittleren HRV-, P3a- und Hautleitwert-Daten zeigte zwischen den RR-Intervallen und der Gesamtperformance ( $r(13) = 0,764$ ;  $p = 0,002$ ) einen positiven Zusammenhang. Weitere positive Zusammenhänge ergaben sich in den Parametern RMSSD ( $r(13) = 0,589$ ;  $p = 0,034$ ) und HF ( $r(13) = 0,590$ ;  $p = 0,034$ ). Das LF/HF-Verhältnis korrelierte negativ ( $r(13) = -0,568$ ;  $p = 0,043$ ) mit den mittleren Performancedaten.

## 5 DISKUSSION

---

Die vorliegende Arbeit untersucht die Beeinflussung des wahrgenommenen Grades der VRP durch drei verschiedene Aufgabenschwierigkeiten innerhalb einer VR-Umgebung. Zur objektiven Erfassung der physiologischen Reaktionen auf diese VR-Exposition wurden elektrodermale und kardio-respiratorische Parameter, sowie hirnelektrische Korrelate eines aufgabenirrelevanten auditiven Novelty-Oddball-Paradigmas, untersucht. Insgesamt dreizehn Probanden wurden in der ersten Bedingung (Ruhe) instruiert, die Oddball Reize auszublenden. Die zweite Bedingung (Leicht) enthielt die Aufgabe, Kugeln in einem virtuellen Labyrinth einzusammeln, deren Position durch einen Pfad markiert wurde. Dieser Pfad fehlte in der dritten Bedingung (Schwer). Es wurde angenommen, dass die VRP mit steigender Aufgabenschwierigkeit zunimmt.

Die Bewertung des MEC-SPQ (Abbildung 14) gibt Auskunft über die generell empfundene Güte der VR Umgebung. Diese wurde im Mittel als gut bewertet. Allerdings benötigen die verhältnismäßig niedrig bewerteten Subkomponenten einige Erläuterungen. Die persönliche Relevanz des Inhalts war aufgrund der nicht vorhandenen Thematik nicht gegeben, wodurch diese Fragen den Erwartungen entsprechend niedrig bewertet wurden. Die Fragen bezüglich der räumlichen Vorstellungskraft waren in der gewählten Umgebung missverständlich, da sowohl die konkrete Orientierung im Labyrinth als auch die generelle Vorstellung über Richtungsinformationen bewertet worden sein könnte. Dies bestätigen auch wiederholt beobachtete Rückfragen der Probanden. Die niedrig bewerteten Parameter sind folglich für eine Beurteilung der Tauglichkeit der Umgebung nicht ausschlaggebend. Die Parameter, die die wahrgenommene VRP hervorrufen, waren allgemein vorhanden und die gewählte Umgebung wird vom Versuchsdurchführenden als für die Studienziele tauglich beurteilt. Um die Änderungen der VRP durch die Aufgabenschwierigkeit detektieren zu können, durften diese nicht durch den negativen Einfluss der Bewegungskrankheit auf die VRP überdeckt werden. Die Symptome der Bewegungskrankheit nahmen zum Ende des Versuchs leicht zu und korrelierten wie erwartet, negativ mit den RR-Intervallen (Kim et al., 2005). Da die Bewertungen des VRSQ nach Ablauf der Studie im Mittel keine bis leichte Symptome zeigt, kann jedoch davon ausgegangen werden, dass die Bewegungskrankheit in der Summe keinen maßgeblichen Einfluss auf die VRP hatte. Auf Basis der Performancedaten kann von einem Unterschied der Schwierigkeiten zwischen den Aufgaben ausgegangen werden.

## 5.1 ERGEBNISSE DER SUBJEKTIVEN ERFASSUNG DER VRP

Die Bewertungen auf der VRP-Skala ergaben keinen Unterschied zwischen den Bedingungen. Es besteht allerdings die Vermutung, dass dies auf Mängel der Skala und nicht zwingend auf eine unveränderte VRP zurückzuführen ist. Es wurde nicht die vollständige Skala genutzt, sondern im Mittel eine Bewertung zwischen hoher und sehr hoher VRP angegeben. Folglich wurden kleine Unterschiede der VRP nicht detektiert. Dies bestätigte sich auch im Gespräch mit einigen Probanden, die, trotz kontinuierlicher VRP-Bewertung, von einem stärkeren Gefühl der Anwesenheit in der schweren Kondition berichteten. Dieses Problem hätte möglicherweise durch eine bessere Abgrenzung der einzelnen Punkte und eine differenziertere Abfrage der Subkomponenten der VRP gelöst werden können. Dies hätte allerdings zu einer deutlich aufwendigeren und langwierigeren Abfrage zwischen den Blöcken und somit zu einem stärkeren Eingriff in die VRP geführt. Aus diesem Grund wurde sich während der Studienplanung dagegen entschieden. Diese Erfahrungen über die Schwierigkeiten der Erfassung der VRP mittels Fragebögen entspricht einigen Aspekten der in den Grundlagen (Kapitel 2.3.3) erläuterten Probleme der subjektiven Erfassung von VRP. Ein weiterer Einflussfaktor, der die Bewertung verfälscht haben könnte, ist der Gewöhnungseffekt der VRP (Meehan, 2000). Die Probanden besaßen keine oder nur sehr geringe Vorerfahrung bezüglich der VR-Technologie. Dies könnte hohe Bewertungen der Ruhemessung hervorgerufen haben. Um diesen Effekt auf die VRP der Ruhemessung nachvollziehen zu können, hätte eine Trainingsrunde vor Start der Messung durchgeführt werden müssen. Für die weiteren Bewertungen der Ergebnisse wird aus den erläuterten Gründen angenommen, dass die Ergebnisse der Skala nicht als Unterschiede der real wahrgenommenen VRP interpretiert werden können.

## 5.2 ERGEBNISSE DER OBJEKTIVEN ERFASSUNG DER VRP

Zwischen den Bedingungen Ruhe und Leicht bzw. Schwer wurde ein signifikanter Anstieg der Herzrate, des Hautleitwerts und der Atemfrequenz festgestellt. Dies indiziert die erwartete Verschiebung der sympathovagalen Balance zu einem verstärkten Einfluss der Sympathikusaktivität. Simultan wurde ein marginales Absinken der Gesamtvariabilität (SDNN), des RMSSD, der HF-Aktivität und des SD1 festgestellt. Dieses Ergebnis deutet eine verminderte Parasympathikusaktivität in den Bedingungen Leicht und Schwer an und unterstützt somit die Richtung des erwarteten Effekts. Zudem lässt die verminderte P3a-Amplitude zwischen den Bedingungen Ruhe und Leicht bzw. Schwer auf eine erhöhte Aufmerksamkeit auf die VR-Umgebung in der leichten und schweren Bedingung schließen

(Norman, D., & Bobrow, D., 1975). Die Ergebnisse indizieren eine verstärkte Aufmerksamkeit, sowie eine gesteigerte emotionale und kognitive Involviertheit gegenüber der Ruhebedingung. Aufgrund der nicht analysierbaren VRP-Skala können die Änderungen der physiologischen Parameter in dieser Studie nicht eindeutig einem Anstieg der VRP zugeordnet werden. Eine Reihe von Studien konnte diesen Zusammenhang in den Parametern Hautleitwert (Baumgartner et al., 2006; Beeli et al., 2008; Meehan, 2000) und Herzrate (Brouwer et al., 2011; Insko, 2002), sowie einer Kombination aus beiden (Meehan, 2001; Wiederhold et al., 2003) feststellen. Außerhalb der VR wurde eine Abnahme des RMSSD mit einer Zunahme der Involviertheit in Verbindung gebracht (Brouwer et al., 2011). Die übrigen HRV-Parameter wurden bisher noch nicht im Zusammenhang mit VRP untersucht und können folglich nicht in den Stand der Forschung eingeordnet werden. Das Novelty-Oddball-Paradigma wurde ausschließlich in einer anderen Studie untersucht. In dieser Studie wurde allerdings nicht die P3a-Komponente analysiert, wodurch eine Bezugnahme kaum möglich ist (Burns and Fairclough, 2015). Vorherige Studien konnten die SW-Komponente als Indikator für VRP einordnen (Burns & Fairclough, 2015; Kober & Neuper, 2012). Dies entspricht nicht den Ergebnissen dieser Studie. Die verschiedenen Ergebnisse könnten durch unterschiedliche kognitive Verarbeitung der verschiedenen Versuchsaufbauten und -abläufe verursacht worden sein.

Eine größere Stichprobe könnte die marginalen Effekte der HRV Parameter eindeutig interpretierbar werden lassen. Damit könnte die HRV als mögliches Korrelat der VRP eingeordnet werden. Gleichzeitig müsste die verwendete VRP-Skala angepasst werden, um tatsächliche Änderungen zu detektieren. Die aktuelle Studie berücksichtigt nicht die Spielerfahrung der Probanden, die eine erhöhte intrinsische Motivation hervorrufen könnte. Auch eine Unterteilung der Probanden in hohe und niedrige VRP könnte neue Erkenntnisse bringen. Zudem war die Möglichkeit, VRP durch auditorisches Feedback zu erhöhen, durch das Novelty-Oddball-Paradigma nicht gegeben.

### 5.3 SCHLUSSFOLGERUNG

Die Ergebnisse der physiologischen Parameter zeigen ein konsistentes Verhalten. Diese Konsistenz schließt sowohl die signifikanten Änderungen als auch in die marginalen Effekte ein. Werden die Ergebnisse der vegetativen Parameter im Kontext der bereits durchgeführten Studien betrachtet, dann kann begründet vermutet werden, dass die Änderung der vegetativen Korrelate auf eine Änderung der VRP zurückzuführen ist. Da die Amplitudenänderung der P3a der Novels simultan mit den vegetativen Veränderungen verläuft, könnte diese ebenfalls als Korrelat der VRP gedeutet werden. Unter dieser Annahme wäre die VRP nicht durch die

Aufgabenschwierigkeit beeinflusst worden. Ausschließlich das Vorhandensein der Aufgabe hätte zu einer erhöhten VRP geführt. Der Unterschied zwischen der Ruhebedingung und den Aufgaben besteht unter anderem in der Anzahl möglicher Interaktionen, die sowohl in der leichten und in der schweren Aufgabe gleich sind, und bekannterweise die VRP beeinflussen (Ijsselsteijn et al., 2000). Ein resultierender Anstieg der VRP durch eine Erweiterung der möglichen Interaktionen könnte kleinere Unterschiede, die durch die Aufgabenschwierigkeit hervorgerufen wurden, überdeckt haben. Ein weiterer Unterschied zwischen den Bedingungen Ruhe, Leicht und schwer liegt in der Art der Aufgabenstellung. In der leichten Bedingung wurde ein konkrete Performanceziel (das Einsammeln möglichst vieler Kugeln) angestrebt. Dieses fehlte in der Ruhebedingung. Das Ergebnis der Studie ist vergleichbar mit dem Ergebnis von Burns und Fairclough (2015). Sie untersuchten die Aufgabenschwierigkeit „Leicht“, in der eine Aufgabe ohne konkretes Performanceziel absolviert wurde, mit den Aufgabenschwierigkeiten „Schwer“ und „Unmöglich“, in der die bestmögliche Platzierung in einem Rennen erreicht werden musste. Obwohl die leichte Schwierigkeit nur bedingt mit der Ruhebedingung dieser Studie vergleichbar ist, ist es möglich, dass das konkrete Performanceziel bereits einen ähnlichen Bewusstseinszustand hervorgerufen hat. Dies könnte ursächlich für eine ähnliche Verarbeitung der Eindrücke und somit für ähnliche EKP Komponenten gewesen sein. Burns und Fairclough (2015) vermuten, dass dieses Problem behoben werden könnte, wenn die Differenz zwischen den Schwierigkeiten an die Studienansprüche angepasst werden kann. Dies wurde in dieser Studie aufgegriffen, doch obwohl sich die Anzahl der eingesammelten Kugeln signifikant zwischen den Schwierigkeiten unterschied, konnte durch die gewählten Parameter kein Unterschied im Bewusstseinszustand detektiert werden.

Auf Basis der gefundenen Zusammenhänge kann keine konkrete Aussage über die Tauglichkeit der gewählten Parameter zur objektiven Erfassung der VRP getätigt werden. Nichtsdestotrotz konnten signifikante und in sich konsistente Einflüsse der Studienbedingungen auf alle untersuchten physiologischen Parameter detektiert werden. Die P3a im Novelty-Oddball-Paradigma und die HRV Parameter wurden bisher kaum in dieser Art untersucht. Die marginalen und signifikanten Unterschiede liefern einen Beitrag zur aktuellen Forschung der Korrelate der VRP. Dies kann langfristig zur Verbesserung der Güte und daraus folgend zur Verbesserung der Anwendungen der VR unter anderem im humanmedizinischen Kontext beitragen.

## 6 LITERATURVERZEICHNIS

---

- Arane, K., Behboudi, A., Goldman, R.D., 2017. Virtual reality for pain and anxiety management in children 3.
- Batra, R., Ray, M., 1985. How advertising works at contact. In L. Alwitt & A. Mitchell (eds.), *Psychological processes and advertising effects: Theory, research and applications* (pp. 13-43). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.
- Baumgartner, T., Valko, L., Esslen, M., Jäncke, L., 2006. Neural Correlate of Spatial Presence in an Arousing and Noninteractive Virtual Reality: An EEG and Psychophysiology Study. *CyberPsychology & Behavior* 9, 30–45. <https://doi.org/10.1089/cpb.2006.9.30>
- Bayrhuber, H., Kull, U., 2005. *Linder Biologie Gesamtband. 22. Auflage*, 22nd ed. Schroedel.
- Beeli, G., Casutt, G., Baumgartner, T., Jäncke, L., 2008. Modulating presence and impulsiveness by external stimulation of the brain. *Behav Brain Funct* 4, 33. <https://doi.org/10.1186/1744-9081-4-33>
- Berntson, G.G., Cacioppo, J.T., Quigley, K.S., 1993. Respiratory sinus arrhythmia: Autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications. *Psychophysiology* 30, 183–196. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1993.tb01731.x>
- Blackman, S., 2011. *Beginning 3D game development with Unity: the world's most widely used multi-platform game engine*. Apress : Distributed to the book trade by Springer Science + Business Media, New York, NY.
- Boff, K., Lincoln, J., 1988. *User's Guide Engineering Data Compendium Human Perception and Performance* 141.
- Bowman, D.A., McMahan, R.P., 2007. Virtual Reality: How Much Immersion Is Enough? *Computer* 40, 36–43. <https://doi.org/10.1109/MC.2007.257>
- Brogni, A., Vinayagamorthy, V., Steed, A., Slater, M., 2006. Variations in physiological responses of participants during different stages of an immersive virtual environment experiment, in: *Proceedings of the ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology - VRST '06*. Presented at the the ACM symposium, ACM Press, Limassol, Cyprus, p. 376. <https://doi.org/10.1145/1180495.1180572>
- Brouwer, A.-M., Neerincx, M.A., Kallen, V., 2011. *EEg alPha aSymmETry, hEarT raTE VarIabIlITy and CorTISol In rESPonSE To VirTual rEalITy InduCed STrESS* 15.
- Burns, C.G., Fairclough, S.H., 2015. Use of auditory event-related potentials to measure immersion during a computer game. *International Journal of Human-Computer Studies* 73, 107–114. <https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2014.09.002>
- Courchesne, E., Hillyard, S.A., Galambos, R., 1975. Stimulus novelty, task relevance and the visual evoked potential in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 39, 131–143. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(75\)90003-6](https://doi.org/10.1016/0013-4694(75)90003-6)
- Cox, A., Cairns, P., Shah, P., Carroll, M., 2012. Not doing but thinking: the role of challenge in the gaming experience, in: *Proceedings of the 2012 ACM Annual Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '12*. Presented at the the 2012 ACM annual conference, ACM Press, Austin, Texas, USA, p. 79. <https://doi.org/10.1145/2207676.2207689>
- Cummings, J.J., Bailenson, J.N., 2016. How Immersive Is Enough? A Meta-Analysis of the Effect of Immersive Technology on User Presence. *Media Psychology* 19, 272–309. <https://doi.org/10.1080/15213269.2015.1015740>
- Debener, S., Makeig, S., Delorme, A., Engel, A.K., 2005. What is novel in the novelty oddball paradigm? Functional significance of the novelty P3 event-related potential as revealed by independent component analysis. *Cognitive Brain Research* 22, 309–321. <https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2004.09.006>

- Debener, S., Thorne, J., Schneider, T.R., Viola, F.C., 2010. Using ICA for the Analysis of Multi-Channel EEG Data. Oxford University Press.
- Delorme, A., Makeig, S., 2004. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods* 134, 9–21. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009>
- Dillon, R., 2010. On the way to fun: an emotion-based approach to successful game design. A K Peters, Natick, Mass.
- Faber, A.W., Patterson, D.R., Bremer, M., 2013. Repeated Use of Immersive Virtual Reality Therapy to Control Pain During Wound Dressing Changes in Pediatric and Adult Burn Patients. *J Burn Care Res* 34, 563–568. <https://doi.org/10.1097/BCR.0b013e3182777904>
- Fairclough, S.H., Gilleade, K., Ewing, K.C., Roberts, J., 2013. Capturing user engagement via psychophysiology: measures and mechanisms for biocybernetic adaptation. *IJAACS* 6, 63. <https://doi.org/10.1504/IJAACS.2013.050694>
- Feigl, T., Roth, D., Gradl, S., Wirth, M., Latoschik, M.E., Eskofier, B.M., Philippsen, M., Mutschler, C., 2019. Sick Moves! Motion Parameters as Indicators of Simulator Sickness. *IEEE Trans. Visual. Comput. Graphics* 25, 3146–3157. <https://doi.org/10.1109/TVCG.2019.2932224>
- Fernandes, A.S., Feiner, S.K., 2016. Combating VR sickness through subtle dynamic field-of-view modification, in: 2016 IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI). Presented at the 2016 IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI), IEEE, Greenville, SC, USA, pp. 201–210. <https://doi.org/10.1109/3DUI.2016.7460053>
- Frazier, T.W., Strauss, M.E., Steinhauer, S.R., 2004. Respiratory sinus arrhythmia as an index of emotional response in young adults. *Psychophysiology* 41, 75–83. <https://doi.org/10.1046/j.1469-8986.2003.00131.x>
- Freeman, D., Reeve, S., Robinson, A., Ehlers, A., Clark, D., Spanlang, B., Slater, M., 2017. Virtual reality in the assessment, understanding, and treatment of mental health disorders. *Psychol. Med.* 47, 2393–2400. <https://doi.org/10.1017/S003329171700040X>
- Freeman, J., Avons, S.E., Pearson, D.E., IJsselsteijn, W.A., 1999. Effects of Sensory Information and Prior Experience on Direct Subjective Ratings of Presence. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 8, 1–13. <https://doi.org/10.1162/105474699566017>
- Gromala, D., Tong, X., Choo, A., Karamnejad, M., Shaw, C.D., 2015. The Virtual Meditative Walk: Virtual Reality Therapy for Chronic Pain Management, in: Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems, CHI '15. ACM, New York, NY, USA, pp. 521–524. <https://doi.org/10.1145/2702123.2702344>
- Guger, C., Edlinger, G., Leeb, R., Pfurtscheller, G., Antley, A., 2004. Heart-Rate Variability and Event-Related ECG in Virtual Environments 6.
- Hoffman, H.G., Chambers, G.T., Meyer, W.J., Arceneaux, L.L., Russell, W.J., Seibel, E.J., Richards, T.L., Sharar, S.R., Patterson, D.R., 2011. Virtual Reality as an Adjunctive Non-pharmacologic Analgesic for Acute Burn Pain During Medical Procedures. *Ann Behav Med* 41, 183–191. <https://doi.org/10.1007/s12160-010-9248-7>
- Hoffman, H.G., Patterson, D.R., Carrougher, G.J., Sharar, S.R., 2001. Effectiveness of Virtual Reality-Based Pain Control With Multiple Treatments. *The Clinical Journal of Pain* 17, 229.
- Hoffmann, H., Patterson, D., Carrougher, G., 2000. Use of Virtual Reality for Adjunctive Treatment of Adult Burn Pain During Physical Therapy: A Controlled Study. *The Clinical Journal of Pain*.
- Hsu, C.-H., Tsai, M.-Y., Huang, G.-S., Lin, T.-C., Chen, K.-P., Ho, S.-T., Shyu, L.-Y., Li, C.-Y., 2012. Poincaré plot indexes of heart rate variability detect dynamic autonomic

- modulation during general anesthesia induction. *Acta Anaesthesiologica Taiwanica* 50, 12–18. <https://doi.org/10.1016/j.aat.2012.03.002>
- Ijsselstein, W.A., de Ridder, H., Freeman, J., Avons, S.E., 2000. Presence: concept, determinants, and measurement, in: Rogowitz, B.E., Pappas, T.N. (Eds.), . Presented at the Electronic Imaging, San Jose, CA, pp. 520–529. <https://doi.org/10.1117/12.387188>
- Ingrassia, P., Ragazzoni, L., Carengo, L., Barra, F., Colombo, D., Gugliotta, G., Della Corte, F., 2012. Virtual reality and live scenario simulation: options for training medical students in mass casualty incident triage. *Crit Care* 16, P479. <https://doi.org/10.1186/cc11086>
- Insko, B., 2002. Behavioral and Physiological Methods.
- International Society of Presence Research, 2000. Presence defined [WWW Document]. URL <https://ispr.info/about-presence-2/about-presence/> (accessed 12.27.19).
- Izard, S.G., Juanes, J.A., García Peñalvo, F.J., Estella, J.M.G., Ledesma, M.J.S., Ruisoto, P., 2018. Virtual Reality as an Educational and Training Tool for Medicine. *J Med Syst* 42, 50. <https://doi.org/10.1007/s10916-018-0900-2>
- Jasper, H.H., 1958. Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 10, 370–375. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(58\)90053-1](https://doi.org/10.1016/0013-4694(58)90053-1)
- Jennett, C., Cox, A.L., Cairns, P., Dhoparee, S., Tijs, T., Behavioural, B., Walton, A., Cox, A., 2008. Measuring and Defining the Experience of Immersion in Games. *International Journal of Human-Computer Studies* 2008.
- Kim, Y.Y., Kim, H.J., Kim, E.N., Ko, H.D., Kim, H.T., 2005. Characteristic changes in the physiological components of cybersickness. *Psychophysiology* 0, 050826083901001-???. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2005.00349.x>
- Kober, S.E., Neuper, C., 2012. Using auditory event-related EEG potentials to assess presence in virtual reality. *International Journal of Human-Computer Studies* 70, 577–587. <https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2012.03.004>
- Kok, A., 1997. Event-related-potential (ERP) reflections of mental resources: a review and synthesis. *Biological Psychology* 45, 19–56. [https://doi.org/10.1016/S0301-0511\(96\)05221-0](https://doi.org/10.1016/S0301-0511(96)05221-0)
- Kolasinski, E., 1995. Simulator Sickness in Virtual Environments.
- Krapp, A., 1993. *Studies in Educational Psychology* 24.
- Lane, R., Mcrae, K., Reiman, E., Chen, K., Ahern, G., Thayer, J., 2009. Neural correlates of heart rate variability during emotion. *NeuroImage* 44, 213–222. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2008.07.056>
- Lang, P.J., Greenwald, M.K., Bradley, M.M., Hamm, A.O., 1993. Looking at pictures: Affective, facial, visceral, and behavioral reactions. *Psychophysiology* 30, 261–273. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1993.tb03352.x>
- Lessiter, J., Freeman, J., Keogh, E., Davidoff, J., 2001. A Cross-Media Presence Questionnaire: The ITC-Sense of Presence Inventory. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 10, 282–297. <https://doi.org/10.1162/105474601300343612>
- Lilli, W., Frey, 1993. Die Hypothesentheorie der sozialen Wahrnehmung [The hypotheses theory of social perception]. In D. Frey & M. Irle (Eds.), *Theorien der Sozialpsychologie. Band 1: Kognitive Theorien* [Theories of Social Psychology, Vol. 1: Cognitive theories] (pp. 49-78). Bern: Huber.
- Lim, S., Yeo, M., Yoon, G., 2019. Comparison between Concentration and Immersion Based on EEG Analysis. *Sensors* 19, 1669. <https://doi.org/10.3390/s19071669>
- Lin, J.J.-W., Duh, H.B.L., Parker, D.E., Abi-Rached, H., Furness, T.A., 2002. Effects of field of view on presence, enjoyment, memory, and simulator sickness in a virtual

- environment, in: Proceedings IEEE Virtual Reality 2002. Presented at the Proceedings IEEE Virtual Reality 2002, pp. 164–171. <https://doi.org/10.1109/VR.2002.996519>
- Luck, S.J., 2014. An Introduction to the Event-Related Potential Technique, 2nd edition. ed. A Bradford Book, Cambridge, Massachusetts.
- Magosso, E., De Crescenzo, F., Ricci, G., Piastra, S., Ursino, M., 2019. EEG Alpha Power Is Modulated by Attentional Changes during Cognitive Tasks and Virtual Reality Immersion. *Computational Intelligence and Neuroscience* 2019, 1–18. <https://doi.org/10.1155/2019/7051079>
- Malik, M., Camm, A.J., 1995. Heart Rate Variability. Futura.
- Malińska, M., Zużewicz, K., Bugajska, J., Grabowski, A., 2015. Heart rate variability (HRV) during virtual reality immersion. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 21, 47–54. <https://doi.org/10.1080/10803548.2015.1017964>
- Meehan, M., 2001. Physiological Reaction as an Objective Measure of Presence in Virtual Environments. University of North Carolina, Chapel Hill.
- Meehan, M., 2000. An Objective Surrogate for Presence: Physiological Response. Presented at the 3rd International Workshop on Presence, p. 4.
- Melnychuk, M.C., Dockree, P.M., O’Connell, R.G., Murphy, P.R., Balsters, J.H., Robertson, I.H., 2018. Coupling of respiration and attention via the locus coeruleus: Effects of meditation and pranayama. *Psychophysiology* 55, e13091. <https://doi.org/10.1111/psyp.13091>
- Miller, M.W., Rietschel, J.C., McDonald, C.G., Hatfield, B.D., 2011. A novel approach to the physiological measurement of mental workload. *International Journal of Psychophysiology* 80, 75–78. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2011.02.003>
- Morina, N., Ijntema, H., Meyerbröcker, K., Emmelkamp, P.M.G., 2015. Can virtual reality exposure therapy gains be generalized to real-life? A meta-analysis of studies applying behavioral assessments. *Behaviour Research and Therapy* 74, 18–24. <https://doi.org/10.1016/j.brat.2015.08.010>
- Näätänen, R., Gaillard, A.W.K., Mäntysalo, S., 1978. Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted. *Acta Psychologica* 42, 313–329. [https://doi.org/10.1016/0001-6918\(78\)90006-9](https://doi.org/10.1016/0001-6918(78)90006-9)
- Näätänen, R., Picton, T., 1987. The N1 Wave of the Human Electric and Magnetic Response to Sound: A Review and an Analysis of the Component Structure. *Psychophysiology* 24, 375–425. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1987.tb00311.x>
- Norman, D., & Bobrow, D., 1975. One data-limited and resource-limited processing. *Journal of cognitive psychology*.
- Ohyama, S., Nishiike, S., Watanabe, H., Matsuoka, K., Akizuki, H., Takeda, N., Harada, T., 2007. Autonomic responses during motion sickness induced by virtual reality. *Auris Nasus Larynx* 34, 303–306. <https://doi.org/10.1016/j.anl.2007.01.002>
- Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., Schoffelen, J.-M., 2011. FieldTrip: Open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data. *Comput Intell Neurosci* 2011, 156869. <https://doi.org/10.1155/2011/156869>
- Phillips, L., Interrante, V., Kaeding, M., Ries, B., Anderson, L., 2010. A Further Assessment of Factors Correlating with Presence in Immersive Virtual Environments 9.
- Polich, J., 1986. Attention, Probability and task demands as determinants of P300 latency from auditory stimuli. Elsevier 9.
- Posner, M.I., 1980. Orienting of attention. *Quarterly Journal of Experimental Psychology* 32, 3–25. <https://doi.org/10.1080/00335558008248231>
- Qin, H., Rau, P.-L.P., Salvendy, G., 2010. Effects of different scenarios of game difficulty on player immersion. *Interacting with computers : the interdisciplinary journal of human-computer interaction, Interacting with computers : the interdisciplinary journal of*

- human-computer interaction. - Amsterdam [u.a.] : Elsevier, ISSN 0953-5438, ZDB-ID 10125607. - Vol. 22.2010, 3, p. 230-240 22.
- Ravaja, N., Saari, T., Laarni, J., Kallinen, K., Salminen, M., Holopainen, J., Järvinen, A., 2005. The Psychophysiology of Video Gaming: Phasic Emotional Responses to Game Events 13.
- Riecke, B.E., 2002. Qualitative Modeling of Spatial Orientation Processes using Logical Propositions: 17.
- Sanchez-Vives, M.V., Slater, M., 2005. From presence to consciousness through virtual reality. *Nat Rev Neurosci* 6, 332–339. <https://doi.org/10.1038/nrn1651>
- Saul, J., 1990. Beat-To-Beat Variations of Heart Rate Reflect Modulation of Cardiac Autonomic Outflow. *Physiology* 5, 32–37. <https://doi.org/10.1152/physiologyonline.1990.5.1.32>
- Schmitt, Y.S., Hoffman, H.G., Blough, D.K., Patterson, D.R., Jensen, M.P., Soltani, M., Carrougher, G.J., Nakamura, D., Sharar, S.R., 2011. A randomized, controlled trial of immersive virtual reality analgesia, during physical therapy for pediatric burns. *Burns* 37, 61–68. <https://doi.org/10.1016/j.burns.2010.07.007>
- Seay, A.F., Krum, D.M., Hodges, L., Ribarsky, W., 2001. Simulator sickness and presence in a high FOV virtual environment, in: *Proceedings IEEE Virtual Reality 2001*. Presented at the Proceedings IEEE Virtual Reality 2001, pp. 299–300. <https://doi.org/10.1109/VR.2001.913806>
- Shaffer, F., Ginsberg, J.P., 2017. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Front. Public Health* 5, 258. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>
- Slater, M., 2018. Immersion and the illusion of presence in virtual reality. *Br J Psychol* 109, 431–433. <https://doi.org/10.1111/bjop.12305>
- Slater, M., 2009. Place illusion and plausibility can lead to realistic behaviour in immersive virtual environments. *Phil. Trans. R. Soc. B* 364, 3549–3557. <https://doi.org/10.1098/rstb.2009.0138>
- Slater, M., 2002. Presence and The Sixth Sense. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 11, 435–439. <https://doi.org/10.1162/105474602760204327>
- Slater, M., Lotto, B., Arnold, M.M., Sanchez-Vives, M.V., 2009. How we experience immersive virtual environments: the concept of presence and its measurement. *Anuario de Psicología* 40, 18.
- Slater, M., Wilbur, S., 2005. A framework for immersive virtual environments (FIVE): Speculations on the role of presence in virtual environments.
- Sokolov, E.N., 1990. The orienting response, and future directions of its development. *Pav. J. Biol. Sci.* 25, 142–150. <https://doi.org/10.1007/BF02974268>
- Speckmann, E.-J., Hescheler, J., Köhling, R. (Eds.), 2008. *Physiologie- Das Lehrbuch*, 5. Auflage. ed. Urban & Fischer bei Elsevier.
- Squires, N.K., Squires, K.C., Hillyard, S.A., 1975. Two varieties of long-latency positive waves evoked by unpredictable auditory stimuli in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 38, 387–401. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(75\)90263-1](https://doi.org/10.1016/0013-4694(75)90263-1)
- Stepan, K., Zeiger, J., Hanchuk, S., Signore, A.D., Shrivastava, R., Govindaraj, S., Iloreta, A., 2017. Immersive virtual reality as a teaching tool for neuroanatomy. *International Forum of Allergy & Rhinology* 7, 1006–1013. <https://doi.org/10.1002/alr.21986>
- Stoffregen, T.A., Smart, L.J., 1998. Postural instability precedes motion sickness. *Brain Research Bulletin* 47, 437–448. [https://doi.org/10.1016/S0361-9230\(98\)00102-6](https://doi.org/10.1016/S0361-9230(98)00102-6)
- Tarvainen, M.P., Niskanen, J.-P., Lipponen, J.A., Ranta-aho, P.O., Karjalainen, P.A., 2014. Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 113, 210–220. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2013.07.024>

- Vorderer, P., Wirth, W., Gouveia, F.R., Biocca, F., Saari, T., Jäncke, L., Böcking, S., Schramm, H., Gysbers, A., Hartmann, T., Klimmt, C., Ravaja, N., Sacau, A., Baumgartner, T., Jäncke, P., 2004. MEC Spatial Presence Questionnaire (MEC-SPQ) 14.
- Watson, D., Wiese, D., Vaidya, J., Tellegen, A., 1999. The two general activation systems of affect: Structural findings, evolutionary considerations, and psychobiological evidence. *Journal of Personality and Social Psychology* 76, 820–838.  
<https://doi.org/10.1037/0022-3514.76.5.820>
- Wiederhold, B.K., Jang, D.P., Kaneda, M., Lurie, Y., Kim, I.Y., Kim, S.I., 2003. 10 An Investigation into Physiological Responses in Virtual Environments: An Objective Measurement of Presence.
- Wirth, W., Hartmann, T., Böcking, S., Vorderer, P., Klimmt, C., Schramm, H., Saari, T., Laarni, J., Ravaja, N., Gouveia, F.R., Sacau, A., Jäncke, L., Baumgartner, T., Jäncke, P., 2003. Constructing Presence: A Two-Level Model of the Formation of Spatial Presence Experiences 28.
- Witmer, B.G., Singer, M.J., 1998. Measuring Presence in Virtual Environments: A Presence Questionnaire. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 7, 225–240.  
<https://doi.org/10.1162/105474698565686>
- Yao, R., Heath, T., Davies, A., Forsyth, T., Mitchell, N., Hoberman, P., 2014. Oculus VR Best Practice Guide 42.
- Yasuma, F., Hayano, J., 2004. Respiratory sinus arrhythmia \*: why does the heartbeat synchronize with respiratory rhythm? *Chest*.
- Youngblut, C., 2006. What a Decade of Experiments Reveals about Factors that Influence the Sense of Presence 186.
- Zschocke, S., Hansen, H.-C. (Eds.), 2002. *Klinische Elektroenzephalographie*, 2nd ed. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg.

## 7 ANHANG

---

Anhang 1: MEC Spatial Presence Questionnaire (MEC-SPQ) .....	II
Anhang 2: VR-Sickness Questionnaire (VRSQ) .....	V
Anhang 3: GameManager-Skript .....	VI
Anhang 4: PlayerInput-Skript .....	IX
Anhang 5: Movement-Skript .....	X
Anhang 6: BallManager-Skript .....	XII
Anhang 7: RegisterBall-Skript .....	XII
Anhang 8: CollectBall-Skript .....	XIII
Anhang 9: FindPath-Skript .....	XIV
Anhang 10: NoveltyOddball-Skript .....	XVI

## Anhang 1: MEC Spatial Presence Questionnaire (MEC-SPQ)



		Stimme nicht zu	Stimme eher nicht zu	Weder noch	Stimme eher zu	Stimme zu
<b>1</b>	<b>Ich habe meist an Dinge gedacht, die mit der virtuellen Realität (VR) zu tun hatten.</b>	<input type="radio"/>				
2	Wenn mir jemand einen Grundriss zeigt, kann ich mir den Raum dazu gut vorstellen.	<input type="radio"/>				
<b>3</b>	<b>Ich habe mich darauf konzentriert, ob Unstimmigkeiten in der VR vorhanden sind.</b>	<input type="radio"/>				
4	Die VR hat meine Sinne vereinnahmt.	<input type="radio"/>				
<b>5</b>	<b>Ich konnte die in der VR dargestellte Anordnung der Räume gut nachvollziehen.</b>	<input type="radio"/>				
6	Ich hatte eine genaue Vorstellung von der in der VR dargestellten räumlichen Umgebung.	<input type="radio"/>				
<b>7</b>	<b>Es war, als ob sich mein eigentlicher Standort in die dargestellte Umgebung verlagert hatte</b>	<input type="radio"/>				
8	Ich habe nicht besonders darauf geachtet, ob Fehler bzw. Widersprüche in der VR bestehen.	<input type="radio"/>				
<b>9</b>	<b>Ich habe mich auf die VR konzentriert.</b>	<input type="radio"/>				
10	Ich konnte die Größenordnung der Objekte gut einschätzen.	<input type="radio"/>				
<b>11</b>	<b>Das in der VR Dargestellte hat meine Gedanken angeregt.</b>	<input type="radio"/>				
12	Ich habe mich der VR voll gewidmet.	<input type="radio"/>				

		Stimme nicht zu	Stimme eher nicht zu	Weder noch	Stimme eher zu	Stimme zu
13	Ich habe darüber nachgedacht, ob das in der VR Dargestellte für mich von Nutzen sein kann.	0	0	0	0	0
<b>14</b>	<b>Meine Aufmerksamkeit war von der VR beansprucht.</b>	0	0	0	0	0
15	Ich habe gründlich überlegt, inwiefern die dargestellten Dinge miteinander zu tun haben.	0	0	0	0	0
<b>16</b>	<b>Wenn mir jemand einen Raum schildert, ist es für mich meist sehr einfach, mir diesen klar</b>	0	0	0	0	0
17	Es fällt mir leicht einen Raum plastisch vor Augen zu führen, ohne darin zu sein.	0	0	0	0	0
<b>18</b>	<b>Ich hatte das Gefühl, in der dargestellten Umgebung selbst körperlich anwesend zu sein</b>	0	0	0	0	0
19	Ich habe jetzt noch ein plastisches Bild der räumlichen Umgebung im Kopf.	0	0	0	0	0
<b>20</b>	<b>Es kam mir vor, als ob ich wirklich am dargestellten Geschehen teilgenommen habe.</b>	0	0	0	0	0
21	Die dargestellten Gegenstände wirkten auf mich, als ob ich selbst etwas mit ihnen machen konnte	0	0	0	0	0
<b>22</b>	<b>Ich stand dem Dargestellten in der VR kritisch gegenüber.</b>	0	0	0	0	0
23	Ich hatte den Eindruck, dass ich selbst in der dargestellten Umgebung aktiv werden konnte.	0	0	0	0	0
<b>24</b>	<b>Ich hatte das Gefühl, um die dargestellten Objekte herumgehen zu können</b>	0	0	0	0	0
25	Wenn ich einen Text lese, kann ich mir die Anordnung der beschriebenen Objekte meistens gut vorstellen.	0	0	0	0	0
<b>26</b>	<b>Ich hatte das Gefühl, in der dargestellten Umgebung selbst vor Ort zu sein</b>	0	0	0	0	0

		Stimme nicht zu	Stimme eher nicht zu	Weder noch	Stimme eher zu	Stimme zu
<b>27</b>	<b>Es kam mir so vor, als ob ich in der dargestellten Umgebung tun und lassen konnte, was ich wollte.</b>	0	0	0	0	0
28	Für mich war es nicht von Bedeutung, ob die VR Fehler bzw. Widersprüche enthält.	0	0	0	0	0
<b>29</b>	<b>An dem dargestellten Thema bin ich generell interessiert</b>	0	0	0	0	0
30	Ich hatte schon eine Vorliebe für den Gegenstand der VR, bevor ich damit zu tun hatte.	0	0	0	0	0
<b>31</b>	<b>Ich fühle schon seit langer Zeit eine starke Neigung zum Thema der VR.</b>	0	0	0	0	0
32	Ich liebe es einfach, mir Gedanken zum Thema VR zu machen.	0	0	0	0	0

## Anhang 2: VR-Sickness Questionnaire (VRSQ)

	Gar nicht	Leicht	Moderat	Sehr
<b>Fühlen Sie sich unwohl?</b>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Fühlen Sie sich erschöpft?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
<b>Fühlen sich Ihre Augen beansprucht?</b>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Haben Sie Probleme Ihren Blick zu fokussieren?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
<b>Haben Sie Kopfschmerzen?</b>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Fühlt sich Ihr Kopf sehr voll an?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
<b>Ist Ihre Sicht verschwommen?</b>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
Ist Ihnen schwindelig bei geschlossenen Augen?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
<b>Ist Ihnen schwindelig bei geöffneten Augen?</b>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

## Anhang 3: GameManager-Skript

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using UnityEngine.SceneManagement;

public class GameManager : MonoBehaviour
{
    public static GameManager Instance { get; set; }

    public string SpielerID = "3";

    //menu
    bool menueflag;
    bool ruheflag;
    bool labyflag;
    public bool start_easyKond;

    //time
    public float t_ruhe;
    public float t_block;
    public float t_left;

    //lists
    public int[] ballsValue;
    public List<int> sicknessValue;
    public List<int> immersionValue;

    public int[] mapOrder;
    public int[] newOrder;
    public int[] mapeasy;
    public int[] maphard;
    public int currentListIdx;

    // Awake Singelton
    private void Awake()
    {
        if (Instance == null)
        {
            Instance = this;
            DontDestroyOnLoad(this.gameObject);
        }
        else
        {
            Destroy(this.gameObject);
        }
    }

    // Start Find Objects, open StartMenu
    void Start()
    {
        menueflag = true;
        labyflag = false;
        ruheflag = true;

        currentListIdx = 0;

        // time
        t_ruhe = 3f;
        t_block = 30f; // s
        t_left = t_block;

        // mapOrder + shuffle
        start_easyKond = false;

        mapeasy = new int[] { 0, 1 };
        maphard = new int[] { 2, 3 };
        mapOrder = new int[mapeasy.Length + maphard.Length];
        mapOrder = Shuffle();
        mapOrder[0] = 1;
    }
}
```

```

//Aufzeichnung
ballsValue = new int[mapOrder.Length+1];
sicknessValue = new List<int>();
immersionValue = new List<int>();

//Start
SceneManager.LoadScene("Ruhemessung");
}

private void Update()
{
    // Starte mit Ruhemessung
    if (ruheflag)
    {
        t_ruhe -= Time.deltaTime;

        if (t_ruhe <= 0)
        {
            SceneManager.LoadScene("SliderMenu");
            menuflag = true;
            ruheflag = false;
            labyflag = true;
        }
    }

    // Nach der Ruhemessung folgt Labyrinth und Frageraum im Wechsel
    if (labyflag)
    {
        t_left -= Time.deltaTime;

        // Wenn Zeit rum, lade Menü und stoppe timer
        if (t_left <= 0 && menuflag == false)
        {
            SceneManager.LoadScene("SliderMenu");
            menuflag = true;
        }
    }
}

//StartButton clicked
public void StartLevel()
{
    t_left = t_block;
    menuflag = false;

    //set new map active
    SceneManager.LoadScene(mapOrder[currentListIdx]+1);

    //go on
    currentListIdx++;
}

public void StartLevelKey()
{
    t_left = t_block;
    menuflag = false;

    //set new map active
    SceneManager.LoadScene(mapOrder[currentListIdx]);

    //go on
    currentListIdx++;
}

//method pseudorandom
public int[] Shuffle()
{
    newOrder = new int[mapeasy.Length + maphard.Length];
    int temp;
    int e = 0;
    int h = 0;

    // Randomize easy
    for (int i = 0; i < mapeasy.Length; i++)
    {

```

```

        int rnde = UnityEngine.Random.Range(0, mapeasy.Length);

        temp = mapeasy[rnde];
        mapeasy[rnde] = mapeasy[i];
        mapeasy[i] = temp;
    }

    // Randomize hard
    for (int i = 0; i < mapeasy.Length; i++)
    {
        int rndh = UnityEngine.Random.Range(0, maphard.Length);

        temp = maphard[rndh];
        maphard[rndh] = maphard[i];
        maphard[i] = temp;
    }

    for(int i=0; i<newOrder.Length; i++)
    {
        if (start_easyKond == true)
        {
            newOrder[i] = mapeasy[e];
            e++;
            start_easyKond = false;
        }
        else if (start_easyKond == false)
        {
            newOrder[i] = maphard[h];
            h++;
            start_easyKond = true;
        }
    }
}

return newOrder;
}

//write in txt file
public void WriteTxt()
{
    string [] ballsValueStr = new string[ballsValue.Length];
    string[] immersionValueStr = new string[ballsValue.Length];
    string[] sicknessValueStr = new string[ballsValue.Length];
    string temp;

    for (int i = 0; i < ballsValue.Length; i++)
    {
        ballsValueStr[i] = ballsValue[i].ToString();
        sicknessValueStr[i] = sicknessValue[i].ToString();
        immersionValueStr[i] = immersionValue[i].ToString();
    }

    //ballsValue
    temp = String.Join(",", ballsValueStr);
    System.IO.File.WriteAllText(@"C:\Users\Charlotte\Documents\VR_Behav\Proband" + SpielerID +
    "_balls.txt", temp);

    //immersionValue
    temp = String.Join(",", immersionValueStr);
    System.IO.File.WriteAllText(@"C:\Users\Charlotte\Documents\VR_Behav\Proband" + SpielerID +
    "_immersion.txt", temp);

    //sickness
    temp = String.Join(",", sicknessValueStr);
    System.IO.File.WriteAllText(@"C:\Users\Charlotte\Documents\VR_Behav\Proband" + SpielerID +
    "_sickness.txt", temp);
}
}

```

## Anhang 4: PlayerInput-Skript

```
using UnityEngine;
using UnityEngine.UI;
using Valve.VR;

public class LaserInput : MonoBehaviour
{
    public SteamVR_Input_Sources m_TargetSouce;
    public SteamVR_Action_Boolean m_ClickAction;

    public GameObject currButtSick;
    public GameObject currButtImm;
    public GameObject currObj;

    ColorBlock cbw;
    ColorBlock cbr;

    public int currentListIdx;

    void Start()
    {
        cbw = new ColorBlock();
        cbw.normalColor = Color.white;
        cbw.colorMultiplier = 1;

        cbr = new ColorBlock();
        cbr.normalColor = Color.grey;
        cbr.colorMultiplier = 1;

        currButtSick = null;
        currButtImm = null;
        currObj = null;
        currentListIdx = GameManager.Instance.currentListIdx;
    }

    void Update()
    {
        RaycastHit[] hits;
        hits = Physics.RaycastAll(transform.position, transform.forward, 100.0f);

        // activete laser
        if (m_ClickAction.GetStateDown(m_TargetSouce))
        {
            // search in hitlist
            for (int i = 0; i < hits.Length; i++)
            {
                // set current Object
                currObj = hits[i].collider.gameObject;

                switch (currObj.tag)
                {
                    case "ButtonImmersion":
                        //reset old button
                        if (currButtImm != null)
                        {
                            currButtImm.GetComponent<Button>().colors = cbw;
                        }

                        // refresh button
                        currButtImm = currObj.gameObject;

                        // activate button
                        currButtImm.GetComponent<Button>().colors = cbr;
                        break;

                    case "ButtonSickness":
                        // reset old button
                        if (currButtSick != null)
                        {
                            currButtSick.GetComponent<Button>().colors = cbw; ;
                        }
                }
            }
        }
    }
}
```



```

    updateInput();
    if (trackpad.magnitude > Deadzone && trackpad.x + trackpad.y != 0)
    {
        moveDirection = Quaternion.AngleAxis(Angle(trackpad) +
AxisHand.transform.localRotation.eulerAngles.y, Vector3.up) * Vector3.forward * speed;
    }
    else
    {
        moveDirection = Vector3.zero;
    }

    rb.velocity = new Vector3(0, 0, 0);
    if (trackpad.magnitude > Deadzone && trackpad.x + trackpad.y != 0)
    {
        //make sure the touch isn't in the deadzone and we aren't going to fast or zero
        CapCollider.material = NoFrictionMaterial;
        rb.velocity = moveDirection;
    }

    print(rb.velocity);
}

void LateUpdate()
{
    updateCollider();
}

public static float Angle(Vector2 p_vector2)
{
    if (p_vector2.x < 0)
    {
        return 360 - (Mathf.Atan2(p_vector2.x, p_vector2.y) * Mathf.Rad2Deg * -1);
    }
    else
    {
        return Mathf.Atan2(p_vector2.x, p_vector2.y) * Mathf.Rad2Deg;
    }
}

private void updateCollider()
{
    CapCollider.center = Head.transform.localPosition;
}

private void updateInput()
{
    trackpad = SteamVR_Actions.default.MovementAxis.GetAxis(MovementHand);
}
}

```

## Anhang 6: BallManager-Skript

```
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;

public class BallManager : MonoBehaviour
{
    public static BallManager Instance { get; set; }

    public List<GameObject> BallList;

    private void Awake()
    {
        if(Instance == null)
        {
            Instance = this;
        }else
        {
            Destroy(this.gameObject);
        }
    }
    public void Reset()
    {
        BallList = new List<GameObject>();
    }
    public void RegisterBall(GameObject ball)
    {
        if(ball)
        {
            BallList.Add(ball);
        }
    }

    public void RemoveBall(GameObject ball)
    {
        BallManager.Instance.BallList.Remove(ball);
        Destroy(ball);
    }
}
```

## Anhang 7: RegisterBall-Skript

```
using UnityEngine;

public class RegisterBall : MonoBehaviour
{
    // Start is called before the first frame update
    void Start()
    {
        BallManager.Instance.RegisterBall(gameObject);
    }
}
```

## Anhang 8: CollectBall-Skript

```
using UnityEngine;
using Valve.VR;

public class CollectBall : MonoBehaviour
{
    //Controller Input
    public SteamVR_Action_Boolean m_GrabAction = null;
    private SteamVR_Behaviour_Pose m_Pose = null;

    private GameObject m_currentObj = null;
    public int currListIdx;

    //Awake
    private void Awake()
    {
        m_Pose = GetComponent<SteamVR_Behaviour_Pose>();
    }

    private void Start()
    {
        currListIdx = GameManager.Instance.currentListIdx;
    }

    //Update
    void Update()
    {
        //Trigger Down
        if (m_GrabAction.GetStateDown(m_Pose.inputSource))
        {
            Pickup();
        }
        //Trigger Up
        if (m_GrabAction.GetStateUp(m_Pose.inputSource))
        {
            Drop();
        }
    }

    //Add to List
    private void OnTriggerEnter(Collider other)
    {
        if (!other.gameObject.CompareTag("GoldBall"))
        {
            return;
        }
        m_currentObj = other.gameObject;
    }

    //Remove from List
    private void OnTriggerExit(Collider other)
    {
        if (!other.gameObject.CompareTag("GoldBall"))
        {
            return;
        }
        m_currentObj = null;
    }

    public void Pickup()
    {
        //Nullcheck
        if (!m_currentObj)
        {
            return;
        }
        //Position
        BallManager.Instance.BallList.Remove(m_currentObj.transform.parent.gameObject);
        m_currentObj.transform.SetParent(transform);
    }
}
```

```

public void Drop()
{
    //Null check
    if (!m_currentObj)
    {
        return;
    }
    //destroy object and count to list
    GameManager.Instance.ballsValue[currListidx] += 1;
    Destroy(m_currentObj);
    //clear
    m_currentObj = null;
}
}

```

## Anhang 9: FindPath-Skript

```

using UnityEngine;
using UnityEngine.AI;

```

```

public class FindPath : MonoBehaviour
{
    public float updateIntervall = 0.5f;
    private float elapsed = 0.0f;

    private LineRenderer lineRenderer;

    public NavMeshPath path;

    public Vector3 pathOffset = new Vector3();

    public string player;

    public string nextObj;
    public GameObject currObj;

    void Start()
    {
        // Line Renderer
        lineRenderer = gameObject.GetComponent<LineRenderer>();

        player = "[CameraRig]";

        // Generate Path
        path = new NavMeshPath();
        elapsed = 0.0f;
    }

    void Update()
    {
        // Update the way to the target every 0.5 second.
        elapsed += Time.deltaTime;
        if (elapsed > updateIntervall)
        {
            elapsed = 0.0f;
            currObj = FindNearestObj();
            print(currObj);
            if (currObj)
            {
                NavMesh.CalculatePath(
                    GameObject.Find(player).transform.position, // Player pos
                    currObj.transform.position, // Current Ball pos
                    NavMesh.AllAreas,
                    path
                );
            }
            float pathlength = 0.0f;

            for (int j = 0; j < path.corners.Length - 1; j++)
            {
                pathlength = pathlength + Vector2.Distance(new Vector2(path.corners[j].x,
                    path.corners[j].z), new Vector2(path.corners[j + 1].x, path.corners[j + 1].z));
            }
        }
    }
}

```

```

    }

    for (int i = 0; i < path.corners.Length; i++)
    {
        path.corners[i] += pathOffset;
    }

    lineRenderer.positionCount = path.corners.Length;
    lineRenderer.SetPositions(path.corners);
}

private GameObject FindNearestObj()
{
    float pathlength = 0.0f;
    float minpath = -1f;
    GameObject nextgObj = null;

    Transform start = GameObject.Find(player).transform;
    foreach (GameObject obj in BallManager.Instance.BallList)
    {
        pathlength = 0.0f;

        // calculate Path
        NavMesh.CalculatePath(
            start.position,           // Player pos
            obj.transform.position,   // Current Ball pos
            NavMesh.AllAreas,
            path
        );

        // calculate Path length
        for (int j = 0; j < path.corners.Length - 1; j++)
        {
            pathlength = pathlength + Vector2.Distance(new Vector2(path.corners[j].x,
                path.corners[j].z), new Vector2(path.corners[j+1].x, path.corners[j+1].z));
        }

        // set minpath to smallest path length
        if (pathlength < minpath || minpath < 0)
        {
            minpath = pathlength;
            nextObj = obj.name;
        }

        nextgObj = obj;
    }

    print(obj.transform.parent.gameObject.name + ": " + path.corners.Length + " " + pathlength);
}

return nextgObj;
}
}

```

## Anhang 10: NoveltyOddball-Skript

```
try

% toolpath
toolpath = 'C:\Program Files\MATLAB\toolbox\';
addpath(genpath([toolpath, 'Psychtoolbox']));
sca;

% variables
AnzTrial = 10;
AnzBlock = 1;
percS = 0.8;
percD = 0.1;
percN = 0.1;
switch_txtdatei = 0;
Subject = '4';
diraudiofiles =
'C:\Users\Charlotte\Documents\GitHub\MazeVR\Assets\My_Sounds\stimuli\sounds\Top60_familiarity\';
dirtextfile = 'H:\GitHub\';

% instantiate the library
lib = lsl_loadlib();
info = lsl_streaminfo(lib, 'MyMarkerStream', ...
'Markers', 1, 0, 'cf_string', 'myuniquesourceid23443');
outlet = lsl_outlet(info);
markers = {'1', '2', '3'};

% audio
InitializePsychSound(1);
waitForDeviceStart = 1;
soundfiles = dir([diraudiofiles '*.wav']);
freqaudio = 22050;
pahandle = PsychPortAudio('Open', 2, 1, 4, freqaudio);
PsychPortAudio('Volume', pahandle, 1.1);

tonS = MakeBeep (601, freqaudio);
tonD = MakeBeep (1200, 1, freqaudio);
tonD = tonD.*0.8;
tonE = tonD.*0;

% silent beep for audioport
PsychPortAudio('FillBuffer', pahandle, [tonE; tonE]);
pause(0.1)
PsychPortAudio('Start', pahandle, 0.15, 0, waitForDeviceStart);

% block loop
for m = 1:AnzBlock
    AnzD = 0;
    AnzN = 0;
    tmpN = 1;
    orderFiles = randperm(size(soundfiles,1));
    orderTrial = mkOrder_ci(AnzTrial, percS, percD, percN);

    % txt start
    if switch_txtdatei
        fprintf(fid, '\n');
        fprintf(fid, ['Block ' num2str(m) ' :\n']);
    end
    % trial loop
    for n = 1:AnzTrial

        tpause = 1+ randperm(40,1)/100;
        pause (tpause) % range from 1 to 1.40s

% Standard
        if orderTrial(n) == 1
%
            mrk = markers{1};
            PsychPortAudio('FillBuffer', pahandle, [tonS; tonS]);
            pause(0.1)
            PsychPortAudio('Start', pahandle, 0.15, 0, waitForDeviceStart);
%
            outlet.push_sample({mrk});
% Deviant
        end
    end
end
```

```

elseif orderTrial(n) == 2
%   mrk = markers{2};
    PsychPortAudio('FillBuffer', pahandle, [tonD; tonD]);
    pause(0.1)
    PsychPortAudio('Start', pahandle, 0.15, 0, waitForDeviceStart);
%   outlet.push_sample({mrk});
    AnzD = AnzD + 1 ;
%   Novel
elseif orderTrial(n) == 3
%   mrk = markers{3};

    if tmpN > size(soundfiles,1)
        tmpN = 1;
        orderFiles = randperm(size(soundfiles,1));
    end

    presentfile = soundfiles(orderFiles(tmpN)).name;

    [audiodata] = audioread([diraudiofiles presentfile]);
    PsychPortAudio('FillBuffer', pahandle, [audiodata'; audiodata']);
    pause(0.1)
    PsychPortAudio('Start', pahandle);
%   outlet.push_sample({mrk});

    AnzN= AnzN+1;
    tmpN = tmpN +1;
else
    disp ('Fehler bei Pseudorandomisierung');
end
end
pause(1.45)
end

catch
    fclose('all');
    psychrethrow(psychlasterror);
end

```