



Neuronale Aktivierung durch Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung im Nachwuchskader- Wasserspringen: Beschreibung und Intervention

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Philosophie (Dr. phil.)

vorgelegt

der Philosophischen Fakultät II
Philologien, Kommunikations- und Musikwissenschaften
der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg

von

Jan Marvin Pithan

geboren in Oberhausen

Erstgutachter: Prof. Dr. Oliver Stoll

Zweitgutachter: Prof. Dr. Michael Doppelmayr

Promotionskommission: Prof. Dr. Susanne Vollberg, Prof. Dr. Oliver Stoll,
Prof. Dr. Rainer Wollny, Prof. Dr. Andreas Lau

Tag der öffentlichen Verteidigung: 09.07.2020.

Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei Oliver Stoll bedanken. Er betreute mich in den letzten acht Jahren, vor dem Forschungsprojekt, währenddessen und weiter nachdem das Projekt beendet wurde. Ohne die Unterstützung des Bundesinstitutes für Sportwissenschaft und Deutschen Schwimmverbandes Fachsparte Wasserspringen und des Institutes für angewandte Trainingswissenschaft Fachbereich Wasserspringen, mit Thomas Köthe und Niklas Noth, wäre das Projekt nicht möglich gewesen, danke dafür. Mein besonderer Dank gilt Ina Blazek, deine Unterstützung (fachlich und emotional) reichte weit über das Selbstverständliche hinaus. Du hast den Übergang von Forschung und Praxis möglich gemacht. Mein weiterer Dank gilt Andreas Lau, Stephan Dahm, Marc Löw, Sebastian Wussow, Tobias Heycke, Constantin Freitag und dem Arbeitsbereich Bewegungswissenschaft mit Rainer Wollny und Daniel Carius für den fachlichen und fächerübergreifenden Austausch und eine wundervolle Begleitung während meiner Arbeitszeit an der MLU. Michael Doppelmayr und Dirk Köster haben mir dabei geholfen, über den Tellerrand von Halle (Saale) hinaus zu blicken. Zum Schluss möchte ich mich bedanken bei meiner Familie, bei meinen Freunden und bei Jana, meiner Ehefrau und Mutter meiner Tochter. Ohne euch hätte ich in den letzten Jahren das eine oder andere Mal das Handtuch geschmissen.

Im Gedenken an Siegfried Leuchte (1951 – 2018), der immer eine offene Tür und ein offenes Ohr für mich hatte.

| | |
|--|-----------|
| ABKÜRZUNGEN UND SYMBOLE..... | 8 |
| ABBILDUNGSVERZEICHNIS | 10 |
| TABELLENVERZEICHNIS | 11 |
| ZUSAMMENFASSUNG | 12 |
| 1. EINLEITUNG | 16 |
| 1.1. THEORIE | 17 |
| 1.1.1. <i>Simulation of action</i> | 17 |
| 1.1.2. <i>Embodied Cognition</i> | 18 |
| 1.1.3. <i>Common-Coding Theory</i> | 19 |
| 1.1.4. <i>Spiegelneuronen</i> | 20 |
| 1.1.5. <i>Observational Learning</i> | 22 |
| 1.1.6. <i>Bio-Informational Theory</i> | 23 |
| 1.1.7. <i>Basic-Action Concepts</i> | 23 |
| 1.1.8. <i>Neural Efficiency Hypothesis</i> | 24 |
| 1.2. BEWEGUNGSVORSTELLUNGSTRAINING | 24 |
| 1.2.1. <i>Bewegungsvorstellungstraining nach Eberspächer</i> | 25 |
| 1.2.2. <i>Bewegungsvorstellungstraining nach dem PETTLEP-Ansatz</i> | 26 |
| 1.3. EINSATZ DES BEWEGUNGSVORSTELLUNGSTRAININGS | 31 |
| 1.4. WIRKSAMKEIT DES PETTLEP-ANSATZES | 34 |
| 1.5. WASSERSPRINGEN..... | 37 |
| 1.5.1. <i>Bewegungssimulation im Wasserspringen</i> | 39 |
| 1.6. MESSMETHODEN DER BEWEGUNGSVORSTELLUNG | 41 |
| 1.6.1. <i>Fragebögen</i> | 41 |
| 1.6.2. <i>Reaktionszeitmessung</i> | 42 |
| 1.7. NEURONALE GRUNDLAGE | 43 |
| 1.7.1. <i>Frequenzbänder der Elektroenzephalografie</i> | 44 |
| 1.7.2. <i>Oszillation der Elektroenzephalografie</i> | 45 |
| 1.7.3. <i>Event-Related Desynchronization der Bewegungsvorstellung</i> | 50 |
| 1.7.4. <i>Event-Related Desynchronization der Bewegungsbeobachtung</i> | 51 |
| 1.7.5. <i>Neuronale Aktivierung der Bewegungssimulation im Sport</i> | 53 |
| 1.8. PROBLEMSTELLUNG | 54 |
| 2. PILOTSTUDIE..... | 55 |
| 2.1. FRAGESTELLUNG UND HYPOTHESEN..... | 55 |
| 2.2. METHODE..... | 57 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 2.2.1. | <i>Probanden</i> | 57 |
| 2.2.2. | <i>Experimentalaufbau</i> | 57 |
| 2.2.3. | <i>Experimentelles Paradigma</i> | 58 |
| 2.2.4. | <i>Untersuchungsgegenstand - Auswahl und Beschreibung der Bewegung</i> | 60 |
| 2.2.5. | <i>Datenerhebung</i> | 61 |
| 2.2.6. | <i>Datenvorbereitung</i> | 62 |
| 2.2.7. | <i>Datenanalyse</i> | 62 |
| 2.2.8. | <i>Ergänzende Messinstrumente</i> | 63 |
| 2.3. | ERGEBNISSE | 64 |
| 2.3.1. | <i>EEG-Daten</i> | 64 |
| 2.3.2. | <i>Ergänzende Messinstrumente</i> | 66 |
| 2.4. | DISKUSSION | 68 |
| 3. | EINZELFALLVERGLEICH | 71 |
| 3.1. | FRAGESTELLUNG UND HYPOTHESEN | 72 |
| 3.2. | METHODE | 72 |
| 3.2.1. | <i>Probanden</i> | 72 |
| 3.2.2. | <i>Experimentalaufbau</i> | 73 |
| 3.2.3. | <i>Untersuchungsgegenstand</i> | 73 |
| 3.2.4. | <i>Experimentelles Paradigma</i> | 74 |
| 3.2.5. | <i>Stimulusmaterial</i> | 75 |
| 3.2.6. | <i>Datenerhebung</i> | 77 |
| 3.2.7. | <i>Datenvorbereitung</i> | 77 |
| 3.2.8. | <i>Datenanalyse</i> | 78 |
| 3.2.9. | <i>Ergänzende Messinstrumente</i> | 78 |
| 3.3. | ERGEBNISSE | 79 |
| 3.3.1. | <i>EEG-Daten</i> | 79 |
| 3.3.2. | <i>Ergänzende Messinstrumente</i> | 82 |
| 3.4. | DISKUSSION | 83 |
| 4. | INTERVENTIONSSTUDIE | 87 |
| 4.1. | FRAGESTELLUNG UND HYPOTHESEN | 87 |
| 4.2. | METHODE | 89 |
| 4.2.1. | <i>Probanden</i> | 89 |
| 4.2.2. | <i>Experimentalaufbau und Ablauf</i> | 90 |
| 4.2.3. | <i>Untersuchungsgegenstand und experimentelles Paradigma</i> | 91 |
| 4.2.4. | <i>Stimulusmaterial</i> | 91 |
| 4.2.5. | <i>Datenerhebung und Datenvorbereitung des Elektroenzephalogramms</i> | 91 |

| | | |
|-------------|--|------------|
| 4.2.6. | <i>Datenerhebung und Datenvorbereitung des Elektromyogramms (EMG)</i> | 93 |
| 4.2.7. | <i>Datenerhebung und Datenvorbereitung des Elektrokardiogramms (EKG)</i> | 95 |
| 4.2.8. | <i>Ergänzende Messinstrumente</i> | 96 |
| 4.2.9. | <i>Intervention</i> | 96 |
| 4.2.10. | <i>Trainingstagebuch</i> | 103 |
| 4.2.11. | <i>Datenanalyse</i> | 103 |
| 4.2.12. | <i>Explorative Analyse</i> | 104 |
| 4.3. | ERGEBNISSE | 105 |
| 4.3.1. | <i>MZP 1</i> | 105 |
| 4.3.1.5. | <i>Ergänzende Messinstrumente</i> | 116 |
| 4.3.2. | <i>Vergleich zwischen MZP 1 und MZP 2</i> | 119 |
| 4.3.2.5. | <i>Ergänzende Messinstrumente</i> | 124 |
| 4.4. | DISKUSSION | 128 |
| 4.4.1. | <i>Limitationen</i> | 141 |
| 5. | AUSBLICK | 143 |
| 6. | FAZIT | 146 |
| | LITERATURVERZEICHNIS | 148 |
| | ANHANG | 162 |

Abkürzungen und Symbole

| | |
|----------|---|
| α | Alpha |
| β | Beta |
| γ | Gamma |
| δ | Delta |
| θ | Theta |
| μ | Mu |
| 305c | 2½ Auerbachsalto gehockt |
| A | Ausführung |
| BBBe | Bewertung Bewegungsbeobachtung extern |
| BBBi | Bewertung Bewegungsbeobachtung intern |
| BBe | Bewegungsbeobachtung extern |
| BBi | Bewegungsbeobachtung intern |
| BBVe | Bewertung Bewegungsvorstellung extern |
| BBVi | Bewertung Bewegungsvorstellung intern |
| BCI | Brain-Computer-Interface |
| BISp | Bundesinstitut für Sportwissenschaft |
| BL | Baseline |
| BVe | Bewegungsvorstellung extern |
| BVi | Bewegungsvorstellung intern |
| CS | Condition Stimulus |
| DSV | Deutscher Schwimmverband |
| EEG | Elektroenzephalografie |
| EKG | Elektrokardiografie |
| EMG | Elektromyografie |
| ERD | event-related desynchronization |
| ERS | event-related synchronization |
| FFT | Fast Fourier Transformation |
| fMRT | funktionale Magnetresonanztomographie |
| iAPF | individuelle Alpha Peak Frequency |
| IAT | Institut für Angewandte Trainingswissenschaft |
| IS | instruierender Stimulus |
| IZOF | individual zone of optimal functioning |
| M | Mittelwert |
| M1 | primär motorischer Kortex |
| Max. | Maximum |
| MBRT | Mental Body Rotation Task |
| Min. | Minimum |
| MIQ | Movement Imagery Questionnaire |
| MLU | Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg |
| ms | Millisekunde |
| MVC | maximum voluntary contraction |
| MZP | Messzeitpunkt |
| n | Stichprobengröße |

| | |
|------|--|
| Nach | Nachbereitung |
| PFC | präfrontaler Kortex |
| PMC | prämotorischer Kortex |
| Pre | Vorbereitung |
| RCT | randomised control task |
| Ref | Referenz |
| ROI | region of interest |
| RS | reaction stimulus |
| S1 | primär somatosensorischer Kortex |
| SD | Standardabweichung |
| SIQ | Sports Imagery Questionnaire |
| SMA | Supplementary Motor Area/ Medial-Frontallappen |
| SMR | sensomotorischer Rhythmus |
| STS | Superior Temporal Sulcus |
| TD | Tastendruck |
| VAS | visuellen Analogskala |
| VMIQ | Vividness of Movement Imagery Questionnaire |
| WS | Warnsignal |
| ZBVe | Zeit der Bewegungsvorstellung extern |
| ZBVi | Zeit der Bewegungsvorstellung intern |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|-----|
| Abbildung 1: Schematische Darstellung des Grundprinzips der Spektralanalyse | 46 |
| Abbildung 2: Schematische Darstellung der Messung und Berechnung signifikanter Reduktionen der Leistung im α -Frequenzbereich..... | 47 |
| Abbildung 3: Analysemethoden für ereignisbezogene EEG-Daten. | 48 |
| Abbildung 4: Erhebungsort und Experimentalaufbau der Pilotstudie..... | 58 |
| Abbildung 5: Zeitlicher Ablauf der Stimuluspräsentation..... | 59 |
| Abbildung 6: Variante des Absprungs am Brett. | 60 |
| Abbildung 7: Mittelwert und Konfidenzintervall der iAPF mittels FFT im Zeitverlauf..... | 65 |
| Abbildung 8: 305c ausgeführt vom Dreimeterbrett..... | 73 |
| Abbildung 9: Zeitverlauf der Stimuluspräsentation..... | 75 |
| Abbildung 10: Konstruktion zur Aufzeichnung eines $2\frac{1}{2}$ Auerbachsalto vom Dreimeterbrett aus interner Perspektive..... | 76 |
| Abbildung 11: Zeitverlauf der Stimuluspräsentation zur Reaktionszeitmessung | 79 |
| Abbildung 12: Experimentalaufbau an den Erhebungsstandorten Halle (a), Berlin (b) und Dresden (c). | 92 |
| Abbildung 13: Elektrodenpositionierung am anterioren Musculus deltoideus..... | 93 |
| Abbildung 14: Ausgangsposition des auditiven Bewegungsvorstellungstrainings..... | 97 |
| Abbildung 15: Bildmaterial zur Unterstützung der Bewegungsvorstellung | 101 |
| Abbildung 16: Auszug aus dem Trainingstagebuch..... | 103 |
| Abbildung 17: Mittelwert und Konfidenzintervall der μ -ERD im Zeitverlauf an der Elektrode Fz abgeleitet. | 107 |
| Abbildung 18: Mittelwert und Konfidenzintervall der μ -ERD im Zeitverlauf an der Elektrode Pz abgeleitet..... | 108 |
| Abbildung 19: Mittelwert und Konfidenzintervall der β -ERD im Zeitverlauf an der Elektrode Pz abgeleitet..... | 111 |
| Abbildung 20: Mittelwert und Konfidenzintervall der Herzfrequenz im Zeitverlauf..... | 117 |
| Abbildung 21: Mittelwert und Konfidenzintervall der ERD des oberen β -Frequenzbereichs | 124 |
| Abbildung 22: Mittelwert und Konfidenzintervall der Herzfrequenz im Zeitverlauf..... | 126 |

Tabellenverzeichnis

| | |
|--|-----|
| Tabelle 1: Tabellarische Übersicht der Ergebnisse der Varianzanalyse | 66 |
| Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichung des MBRTs | 67 |
| Tabelle 3: Mittelwert und Standardabweichung des VMIQ-2s | 67 |
| Tabelle 4: Topografische Verteilung der gemittelten ERD/ERS (8-13 Hz) | 81 |
| Tabelle 5: VMIQ-2 Werte, Bewegungsvorstellungszeit und subjektive Leistungsbewertung. | 82 |
| Tabelle 6: Deskriptive Statistik der Untersuchungsstichprobe, aufgeteilt nach Intervention. | 90 |
| Tabelle 7: p-Werte der Varianzanalysen zu MZP 1..... | 106 |
| Tabelle 8: Mittelwert und Standardabweichung der Bewegungsvorstellungszeit | 117 |
| Tabelle 9: Mittelwert und Standardabweichung des VMIQ-2..... | 118 |
| Tabelle 10: Mittelwert und Standardabweichung der subjektiven Bewertung..... | 119 |
| Tabelle 11: Übersicht zu den Ergebnissen der Varianzanalysen MZP 1 zu MZP 2 | 120 |
| Tabelle 12: Mittelwert und Standardabweichung der Bewegungsvorstellungszeit | 126 |
| Tabelle 13: Mittelwert und Standardabweichung des VMIQ-2 zu MZP 1 und MZP 2..... | 127 |
| Tabelle 14: Mittelwert und Standardabweichung der subjektiven Bewertung..... | 127 |

Zusammenfassung

Bewegungssimulationen in Form von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung stehen in direktem Zusammenhang mit neuronalen Aktivierungsmustern derselben Bewegung (Jeannerod, 2001). Seit Ende der 1970er Jahre hat sich die Messung der kortikalen Prozesse, abzuleiten aus Veränderungen der induzierten Oszillation von Bewegungen und Bewegungssimulationen, stetig weiterentwickelt (Pfurtscheller 2003). Da das Bewegungsvorstellungstraining im Wasserspringen durch die stark kognitiv geprägte Charakteristik der Sportart eine große Rolle spielt, ist es ein zentrales Ziel der vorliegenden Arbeit, die experimentellen Ergebnisse zur Reduktion der Frequenzbandleistung des Elektroenzephalogramms auf sportartspezifische Bewegungsabläufe zu übertragen. In einer Pilotstudie wurden zunächst die Trockenübung eines Absprungs mit der Bewegungsvorstellung sowie der Bewegungsbeobachtung desselben betrachtet. Es ergaben sich vergleichbare Veränderungen der zentralen α -Frequenzbandleistung für die Trockenübung und die Bewegungssimulation je aus interner und externer Perspektive. In einem Einzelfallvergleich fand eine erste Auseinandersetzung mit der Bewegungssimulation eines Wettkampfsprungs der Wasserspringer statt. Übereinstimmungen und Unterschiede zwischen zwei Wasserspringern mit unterschiedlichem Kaderstatus und einem sportartfremden Vergleichsprobanden konnten aufgezeigt werden. Mit dieser Grundlage wurde eine Interventionsstudie zur Stabilisierung der Bewegungssimulation eines 2½ Auerbachsaltos vom Dreimeterbrett bei 16 C-Kader-Wasserspringern umgesetzt. Die Wirkung eines auditiven Trainingsprogramms (Eberspächer, 2007) und eines visuellen Trainingsprogramms unter Einbezug der Bewegungsbeobachtung (Holmes & Collins, 2001) wurden mittels ereigniskorrelierter Desynchronisation von zentralen Frequenzbändern des Elektroenzephalogramms miteinander verglichen. Die Reduktion der Frequenzbandleistung im α - und β -Frequenzbereich konnten für Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung aus interner und externer Perspektive nachgewiesen werden. Der Beleg einer Veränderung der neuronalen Aktivierungsmuster im Lernprozess blieb aus. Dennoch findet sich eine Erklärung der Wirksamkeit des Bewegungssimulationstrainings in der Übereinstimmung der neuronalen Grundlage eines Bewegungsablaufs und deren Simulation für den sportartspezifischen Bewegungsablauf.

Summary

There is a direct link between simulations of action such as movement imagery or observation and the same movement on a neuronal level (Jeannerod, 2001). The research of induced oscillations of movements and its simulations has been developing since the late 1970th (Pfurtscheller, 2003). Springboard diving comes with a lot of cognitive demands. Therefore, mental practice has a high value in diving. This paper tries to transfer the experimental results on time-based EEG frequency changes to specific movements in diving. First, a pilot study compared dry run, internal and external imagery and internal and external observation of a springboard jump. Changes in α -frequency power were found over all conditions. After that, the simulation of a competitive dive was first highlighted in a single-case comparison, which showed similarities as well as differences between two divers of different competitive levels and one control athlete. A following simulation intervention with 16 internationally competing youth springboard divers investigated a reverse two-and-a-half somersaults from a three-meter springboard. An auditive (Eberspächer, 2007) and a visual (Holmes & Collins, 2001) training, three month each, were compared to each other on differences in event related desynchronization of central α - and β -frequency power for movement imagery and movement observation, each from an internal and external perspective. Time-based frequency power reduction was found for all four imagery and observation conditions. However, compared to the other conditions, the observation from an internal perspective showed the strongest event-related desynchronization in a β -frequency and electrode Pz. There was no proof for changes in neural activation patterns as a function of a learning process. Nonetheless, the results explain the efficacy of the simulation of movements as training on a neuronal level.

1. Einleitung

Bewegungsvorstellungen und deren zugrunde liegenden Repräsentationen haben im Techniktraining des Wasserspringens einen hohen Stellenwert (Köthe, 2004; Leuchte, Noth, Brehmer & Demmler, 2007; Stoll & Reimann 2008; Fricke & Köthe, 2009; Noth, Naundorf, Kaeubler, Wenzel & Krug, 2009; Noth, 2011). Im Wasserspringen, wie in allen technisch-akrobatischen Sportarten, ist der grundlegende Leistungsparameter eine Bewertung der Bewegungsausführung (Schnabel, Harre & Krug 2011). Ein wesentliches Kriterium der Leistung ist die Stabilität des Bewegungsablaufs, welche daher ein zentraler Trainingsinhalt ist. Das Erlernen und Stabilisieren von Bewegungsabläufen kann durch systematische Bewegungsvorstellungen unterstützt werden (Eberspächer, 2007). Jedoch scheint nicht jeder Wasserspringer¹ mit Kaderstatus in der Lage zu sein, sich die eigenen Bewegungsabläufe in der Form vorzustellen (Stoll & Reimann, 2008, Betreuungsprojekt, IIA1-2506BI1609). Darüber hinaus resultiert aus einem stabilen Bewegungsablauf im Training nicht notwendigerweise ein stabiler Bewegungsablauf im Wettkampf (Barris, 2013). Die Grundlage für den Nutzen des Bewegungsvorstellungstrainings liefern inzwischen eine Vielzahl neuropsychologischer Ansätze (Dietrich, 2008; Holmes & Collins, 2001; Jeannerod, 2001; Lacey & Lawson, 2013; Watt et al., 2004). Eine ökonomische Methode zur Untersuchung der neurologischen Prozesse z. B. von Bewegungsvorstellungen bietet die Elektroenzephalografie (EEG). Jedoch besteht derzeit eine geringe Forschungsgrundlage zur EEG-Messung neurologischer Prozesse von Bewegungsvorstellungen im Sport (Doppelmayr & Amesberger, 2012). Mit dem Forschungsprojekt (Stoll & Pithan, 2012, AZ 071002/13-14; Stoll, Pithan, & Blazek, 2016) und der daraus resultierenden Dissertation soll an dieser Stelle angeknüpft werden, um den Bogen von der bereits bestehenden sportpsychologischen Arbeit im Wasserspringen hin zur Untersuchung der neuronalen Prozesse von Bewegungsvorstellungen zu schlagen.

¹ In der folgenden Arbeit wird ausschließlich aus Gründen der besseren Lesbarkeit im Plural auf die gleichzeitige Verwendung männlicher und weiblicher Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten für alle Geschlechter.

1.1. Theorie

Neuropsychophysiologische Ansätze und die Rolle des zentralen Nervensystems bei Bewegungsvorstellungstrainings stellen die Ausgangspunkte für diese Arbeit dar. Das zentrale Nervensystem wird als dynamisches Konstrukt verstanden, in welchem Neuronen durch serielle oder parallele Aktivierung exzitatorischen oder inhibierenden Einfluss aufeinander nehmen (Wittchen & Hoyer, 2011). Auf diese Weise wird eine gemeinsame Aktivierung (synchron oder asynchron) assoziativer neuronaler Strukturen möglich (Pfurtscheller, 2003; Zschocke, 2012). Dementsprechend spielen neuronale Netzwerke u.a. beim assoziativen Lernen eine zentrale Rolle (Levine, 1989). Diese Grundlage bildet den Ausgangspunkt der Funktionalität der Bewegungsrepräsentation und Bewegungssimulation (Cumming & Williams, 2012; Jeannerod, 2001). Nachfolgend werden verschiedene Erklärungsansätze zur Funktionalität von Bewegungsrepräsentationen und Bewegungssimulationen beschrieben.

1.1.1. Simulation of action

Die *Simulationstheorie* beschäftigt sich mit der Funktionsweise von Bewegungsrepräsentationen, Motorkognitionen und deren Grenzen (Jeannerod, 1994, 2001, 2006). Wahrnehmung und Ausführung einer Bewegung stellen dabei untrennbare Bestandteile eines zugrunde liegenden Prozesses dar. Das Verstehen und Interpretieren von Verhalten, Emotionen und Empathie lassen sich daraus ableiten, werden in dieser Arbeit allerdings nur am Rande thematisiert. Jeannerod unterteilt den Bewegungsablauf in eine verdeckte Phase (Covert Stage) und eine offene Phase (Overt Stage). Zunächst finden Planung, Zielsetzung, Begrenzung und Einschätzung der Konsequenzen statt, bevor eine Handlung in die Tat umgesetzt wird. So stellen verdeckte und offene Phase ein Kontinuum dar, auf dem jede verdeckte Phase einer offenen Phase vorausgeht. Aber nicht jede verdeckte Phase hat eine offene Phase zur Folge. Sowohl Bewegungsvorstellungen als auch Bewegungsbeobachtungen sind mögliche Formen der Simulation, die dem Zweck des Wiederholens und Verinnerlichens bis hin zum Verstehen von Verhalten dienen können. Da die verdeckte und offene Phase einer Bewegung eine hohe Übereinstimmung bezüglich neuronaler Aktivierungsmuster in motorischen, sensorischen und assoziativen Systemen aufweisen, lässt sich der Gebrauch von Simulationen zur Bewegungsoptimierung durch die Aktivierung und Festigung der

entsprechenden neuronalen Netzwerke erklären. Jedoch ist keinesfalls die verdeckte mit der offenen Phase gleichzusetzen (Dietrich, 2008). Die Bewegung selbst ist nicht identisch mit der Bewegungssimulation. Lediglich Hinweise auf die offene Phase können durch die Untersuchung der verdeckten Phase gewonnen werden. Wenn im weiteren Verlauf der Arbeit von Bewegungssimulation die Rede ist, werden sowohl Vorstellungsprozesse als auch Beobachtungen von Bewegungsabläufen einbezogen. Die Bewegungsvorstellung wird definiert als top-down Prozess (Holmes & Calmels, 2008). Motorische, sensorische, perzeptuelle und affektive neuronale Netzwerke werden bewusst genutzt, um eine ganzheitliche Bewegung abzubilden. Eine tatsächliche Ausführung der Bewegung findet jedoch nicht statt. Im Gegensatz zur Bewegungsvorstellung, ist die Bewegungsbeobachtung als bottom-up Prozess zu verstehen. Durch bewusste Beobachtung eines Bewegungsablaufs werden motorische, sensorische, perzeptuelle und affektive neuronale Netzwerke stimuliert. Die Aktivierung der neuronalen Netzwerke unterliegt dabei nur bedingt der bewussten Steuerung des Individuums, durch die Aufmerksamkeitsfokussierung. Ebenfalls resultiert die zentrale Aktivierung nicht in einem tatsächlichen Bewegungsablauf.

1.1.2. Embodied Cognition

Das kritische Bindeglied zwischen der mentalen Repräsentation im Gehirn und der damit verbundenen Aktion, Reaktion oder Interaktion ist der Körper. Durch den Körper erfolgt die sensorische Wahrnehmung und die motorische Handlungsumsetzung jeglicher Kognition (Craighero, 2014). Daher ist es sinnvoll, den Körper als Bestandteil des kognitiven Systems mit jeglicher Wechselwirkung zu betrachten. Bereits zu Beginn des 20. Jahrhunderts fand in diesem Sinne eine Objekt-/Subjekt-Differenzierung des Körpers statt, z. B. durch Edmund Husserl (1907). Auf der einen Seite stehen die körperlichen Bestandteile (motorische Handlungen) und auf der anderen Seite das Erleben und die Wahrnehmung (Husserl, 1991). Wilson (2002) postuliert dazu sechs Behauptungen, die sich aus der philosophischen Orientierung des Embodiment ergeben. 1. Kognitionen sind situativ; d.h. sie finden immer in einem Kontext statt und sind direkt mit Wahrnehmung und Handlung verbunden. 2. Kognitionen unterliegen einer zeitlichen Konstante, vergleichbar mit Interaktionen mit der Umgebung. 3. Kognitionen werden in die Umgebung ausgelagert aufgrund der geringen Kapazitäten unserer

Informationsverarbeitung. 4. Die Umgebung selbst ist Bestandteil des kognitiven Systems. Es besteht eine enge Verbindung und ein fließender Übergang zwischen der Umwelt und den Kognitionen. Daher kann der Geist keine unabhängige Funktionseinheit darstellen. 5. Kognitionen dienen der Handlung. Kognitionen, Wahrnehmung und Gedächtnis müssen als Beitrag zu situativ angemessenem Verhalten verstanden werden. 6. Isolierte Kognitionen sind körperfundiert. Selbst wenn Kognitionen als unabhängiges Konstrukt betrachtet werden, liegt diesen ein sensorisches und motorisches Fundament zugrunde. Auf diese Weise unterstützt der Embodiment-Ansatz zum einen die *Simulationstheorie* in ihrer Annahme der Zusammengehörigkeit von Motorkognitionen und Motorexekutive. Zum anderen ist eine deutliche Distanz zu linearen Ansätzen zu erkennen, welche auf computerisierten Analogien beruhen. In dieser Arbeit ist vor allem der direkte Zusammenhang zwischen Kognition/Repräsentation, Handlung und Umwelt von Belang. Die eigene Vorstellung wird durch die eigenen Fertigkeiten und deren kognitive Repräsentation in einem bestimmten Kontext geprägt.

1.1.3. Common-Coding Theory

Nach dem ideomotorischen Prinzip sind Handlungen, und somit auch Bewegungen, das Ergebnis der antizipierten Handlungskonsequenzen (Schuch & Koch, Dorsch 2014). Die Basis von Repräsentationen oder Vorstellungen einer Bewegung ist eine gemeinsame zugrunde liegende kognitive Struktur. Zwischen Reiz und Reaktion, sprich Wahrnehmung und Verhalten, besteht kein linearer Kausalzusammenhang, vielmehr unterliegen beide der gleichen Repräsentation (Prinz, 2000). Antizipierte Handlungskonsequenzen, schematische Wahrnehmungsmuster und Handlungsmuster sowie motorische Kontrollstrukturen unterliegen demnach einer gemeinsamen Grundlage (*common-coding*). Es ergibt sich ein Kreislauf von Wahrnehmung und Handlung, in dem die Handlungssteuerung und Handlungscode dem Erfahrungsschatz und dementsprechend der Repräsentation der Wahrnehmung unterliegen. Folglich findet die Wahrnehmung auf Grundlage der Handlungsmöglichkeiten statt und ruft Handlungstendenzen hervor. Die ständige wechselseitige Beeinflussung von Wahrnehmung und Handlung nennt Prinz die perzeptive Handlungsinduktion.

1.1.4. Spiegelneuronen

Der Einstieg in die Neuroanatomie der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung erfolgte im Rahmen ausführlicher Tierversuche. Bei Studien an Makaken wurden zufällig kortikale Gebiete gefunden, die nicht ausschließlich beim Ausführen einer Armbewegung, sondern ebenfalls während des Beobachtens dieser oder einer ähnlichen Bewegung aktiviert wurden (Rizzolatti, Fadiga, Gallese & Fogassi, 1996). Da einzelne Neuronen abgeleitet wurden, konnten entsprechend die reaktiven Nervenzellen dem Areal F5 des *Prämotorkortex* (PMC) zugeordnet werden. Diese sogenannten *Spiegelneuronen* bieten eine plausible Erklärung für die neuronalen Funktionsmechanismen des Bewegungsvorstellungstrainings. Rizzolatti und Craighero (2004) haben später eine Übersicht von weiteren Arealen des Kortex erarbeitet, die ähnliche Mechanismen aufweisen. *Spiegelneuronen* sind bei Primaten im *frontalen Kortex*, im *parietalen Kortex* (7b) und ebenfalls im *temporalen Kortex* (*Superior Temporal Sulcus*, STS) nachweisbar. Die Untersuchung von *Spiegelneuronen* oder *Spiegelneuronennetzwerken* beschränkte sich beim Menschen zunächst auf indirekte Messmethoden (Decety, 1996; Cabeza & Nyberg, 2000; Grèzes, Armony, Rowe & Passingham, 2003; Rizzolatti & Craighero, 2004; Calvo-Merino, Glaser, Grèzes, Passingham & Haggard, 2005; Glenberg, 2011), bis Mukamel, Ekstrom, Kaplan, Iacoboni und Fried (2010) zum ersten Mal durch Einzelzelleableitungen bei Epilepsie-Patienten im *Medial-Frontallappen* (SMA) und im *Medial-Temporallappen* (*Hippocampus*, *Parahippocampal Gyrus* und *Entorhinal Kortex*) *Spiegelneuronen* nachweisen konnten.

Es wird angenommen, dass *Spiegelneuronennetzwerke* eine wichtige Rolle für das Erkennen und Verstehen von Bewegungen (Rizzolatti & Craighero, 2004), für zielgerichtete Bewegungen (Rizzolatti & Craighero, 2004), für Empathie und das Erkennen von Emotionen (Carr, Iacoboni, Dubeau, Mazziotta & Lenzi, 2003), für assoziatives Lernen und Imitation (Rizzolatti, Fogassi & Gallese, 2001), Sprache (Rizzolatti & Arbib, 1998), sowie für Bewegungsrepräsentationen (Guillot & Collet, 2005) spielen.

Bezogen auf den sportlichen Kontext konnten *Spiegelneuronennetzwerke* anhand von funktionaler Magnetresonanztomographie (fMRT) nachgewiesen werden. Calvo-Merino et al. (2005) untersuchten die kortikale Aktivität von Balletttänzern, Capoeiratänzern und Nichttänzern während des Beobachtens einer Ballett- und einer Capoeira-Drehung. Es wurden sowohl Unterschiede in

Abhängigkeit von der Tanzerfahrung allgemein als auch in Abhängigkeit von der sportartspezifischen Tanzerfahrung gefunden. Tanzspezifische Experten zeigten im Vergleich zu Experten eines anderen Tanzes eine höhere Aktivität im *Prämotorkortex*, *intraparietalen Sulcus*, rechten *superior Temporallappen* und linken *posterior-superior Temporallappen*. Nichttänzer zeigten bei der Beobachtung allgemein eine niedrigere neuronale Aktivität.

Ähnliche Ergebnisse fanden Yang-Tae et al. (2011). Sie untersuchten mittels fMRT die neuronale Aktivität von Bogenschützen und einer Kontrollgruppe beim Beobachten eines Videos, auf dem das Bogenschießen ausgeübt wurde. Sie fanden nicht nur eine höhere Aktivität bei den Schützen in den motorischen Bereichen der *Spiegelneuronennetzwerke*, sondern auch in Gebieten, die mit der Theory of Mind bzw. dem Empathievermögen (*dorsomedial Präfrontalkortex*) und dem episodischen Gedächtnis (*cingulater Kortex*, *retrosplenialer Kortex* und *parahippocampaler Gyrus*) verbunden sind.

Munzert, Zentgraf, Stark und Vaitl (2008) konnten in einer fMRT-Studie bei zehn Sportstudentinnen eine ähnliche Aktivierung während der Bewegungsvorstellung und der Bewegungsbeobachtung einer Ganzkörper-Gymnastik-Bewegung nachweisen. Insbesondere motorische und mit der Motorik zu assoziierende Gebiete, M1, PMC, SMA, *intraparieteller Sulcus*, *Cerebellum* und *Basalganglien* zeigten demnach eine vergleichbare Aktivität. Aufgrund der hohen Übereinstimmung der neuronalen Aktivität zwischen Bewegungssimulation und Bewegungsausführung wird die Theorie eines gemeinsamen zugrundeliegenden Wirkfaktors weiter gestärkt.

Wie im weiteren Verlauf der Arbeit deutlich wird, spielt die Perspektive sowohl bei der Bewegungsvorstellung als auch der Bewegungsbeobachtung eine zentrale Rolle. Stark et al. (2008) haben mittels fMRT den Unterschied zwischen interner visueller Perspektive (aus den eigenen Augen) und externer visueller Perspektive (Beobachtung als Außenstehender) bei der Vorstellung und der Beobachtung von Bewegungsabläufen untersucht. Sie konnten nicht nur bestätigen, dass sowohl das Vorstellen als auch das Beobachten einer Bewegung zu einer erhöhten neuronalen Aktivität in sensomotorischen Gebieten (SMA und *sekundärer somatosensorischer Kortex*) führt, sondern auch, dass die interne Perspektive eine höhere Aktivität als die externe Perspektive im Bereich des *sekundären*

somatosensorischen Kortex, im *inferioren Parietalkortex* und in der *Insula* zur Folge hatte.

Aus den bisherigen Erkenntnissen ist abzuleiten, dass die Aktivität der *Spiegelneuronennetzwerke* hochgradig vom individuellen motorischen Bewegungsrepertoire abhängig ist. Weiter lässt sich vermuten, dass die Bewegung nur dann simuliert und verstanden wird, wenn diese praktisch umsetzbar ist.

1.1.5. Observational Learning

Lernen am Modell oder *Beobachtungslernen* dient dem Zweck, unnötige Fehler nicht selbst begehen zu müssen und dennoch eigene Erfahrungen zu sammeln (Bandura, 1977). Ein Großteil des menschlichen Verhaltens entsteht somit nicht durch isoliertes Ausprobieren, sondern durch die Beobachtung von Vorbildern. Durch das Beobachten eines prototypischen Verhaltens lässt sich ein eigenes Schema für zukünftiges Verhalten in ähnlichen oder auch anderen Situationen schaffen. Auf dem Weg vom Verhalten des Modells bis zum eigenen Verhalten durchläuft die beobachtende Person vier Stadien. Die *Aufmerksamkeit* stellt die Grundlage für *Beobachtungslernen* dar. Dabei spielen die Eigenschaften des Modells und das emotionale Verhältnis des Beobachters zum Modell eine entscheidende Rolle. Die gewonnene Information muss im *Gedächtnis* gespeichert werden, damit diese zu einem späteren Zeitpunkt genutzt werden kann. Der Beobachter muss die notwendigen Fähigkeiten besitzen, um das beobachtete Verhalten *motorisch reproduzieren* zu können. Sowohl die Aufmerksamkeit als auch die Speicherung und die Reproduktion werden durch *motivationale und Verstärkungsprozesse* beeinflusst. Die klassische Studie zum Lernen am Modell bei Kindern ist das Bobo Doll Experiment (Bandura, 1965). Kindern wurden Videos von Erwachsenen gezeigt, welche sich einer Stehauf-Puppe gegenüber aggressiv verhielten. Für das Verhalten wurden die Erwachsenen entweder belohnt, bestraft oder es folgte keine Konsequenz. Anschließend waren die Kinder eher geneigt, sich aggressiv zu verhalten, es sei denn sie hatten beobachtet, dass die Erwachsenen für ihre Aggressivität bestraft wurden. Wurde das Verhalten des Kindes selbst verstärkt, so neutralisierte sich der Effekt der Konsequenz für das Modell.

1.1.6. Bio-Informational Theory

Die *Bio-Informational Theory* (Lang, 1977, 1979) stellt einen Versuch dar, (affektive) Vorstellungen oder mentale Repräsentationen zu analysieren. Lang geht von einer Organisation des Gehirns in konzeptualisierten Netzwerken aus, welche spezifische Muster beinhalten, die sich zu Prototypen von Verhaltensausrücken zusammensetzen. Der Ansatz verbindet Bestandteile aus den Bereichen der Informationsverarbeitung und der Psychophysiologie. Demzufolge lassen sich Vorstellungen viel mehr im Sinne von informativen Strukturen verstehen und weniger als ganzheitliche sensorische Repräsentationen. So setzt Lang die Vorstellung jeglicher Information verschiedener Modalitäten gleich, welche in möglichst kleinen, abstrakten Einheiten im Gedächtnis gespeichert und zu sinnvollen Mustern zusammengesetzt werden können. Die einzelnen Informationseinheiten sind logische Beziehungen zwischen größeren Konzepten und unterliegen keiner sprachlichen Einschränkung. Jedoch ist auf diese Weise eine Dynamik der Vorstellung im Sinne einer flexiblen Anpassung an die äußeren Umstände zu erklären. Durch die Art und Weise der Untersuchung, durch Instruktionen und Antwortmöglichkeiten lässt sich die Vorstellung bzw. deren Zusammensetzung beeinflussen. Daher ist es möglich, Bestandteile eines zugrunde liegenden Netzwerkes zu untersuchen.

1.1.7. Basic-Action Concepts

Die Repräsentationen der Bewegungen unterliegen einer ständigen Veränderung. Mithilfe der motorischen Strukturdimensionsanalyse lässt sich dieser dynamische Prozess der Bewegungsrepräsentation veranschaulichen (Schack, 2004; Schack, 2007; Schack & Mechsner, 2006). Grundlage der Strukturdimensionsanalyse sind die sogenannten Basic-Action-Concepts. Dabei handelt es sich um Handlungsabschnitte eines Bewegungsablaufs. Jede zu analysierende Bewegung wird dementsprechend zunächst in Einzelteile untergliedert. Im weiteren Verlauf wird dann eine hierarchische Zuordnung der Handlungsabschnitte zueinander erstellt. Eng miteinander verbundene Abschnitte werden in Cluster gruppiert. Diese Cluster unterscheiden sich zwischen Novizen und Experten. Ein Bewegungsablauf wird von Experten häufig in hierarchisch geordnete Cluster untergliedert. Bei Novizen sind die Repräsentationen von Teilbewegungen nicht in Cluster untergliedert und weniger strukturiert. Die Repräsentationen einer Bewegung verändern sich im Laufe des Lernprozesses, dementsprechend sollte

nicht nur das Techniktraining, sondern auch das Bewegungsvorstellungstraining daran angepasst werden.

1.1.8. Neural Efficiency Hypothesis

Die *Neural Efficiency Hypothesis* ist in der differenziellen Psychologie und Intelligenzforschung beheimatet und findet inzwischen vielfache Bestätigung durch Messmethoden zentralnervöser Aktivität (Neubauer & Fink, 2009). In Bezug auf die Intelligenz geht dieser Ansatz davon aus, dass Unterschiede im Intelligenzniveau und das neuronale Aktivierungsniveau in direktem Zusammenhang miteinander stehen. Für die gleiche Aufgabe ist demzufolge bei einem geringeren Intellekt eine höhere Anstrengung und daher eine stärkere zentralnervöse Aktivität notwendig. Neuere Studien verweisen auf einen weniger direkten Zusammenhang und zeigen die untersuchte Gehirnregion, das Geschlecht der Probanden und verschiedene Eigenschaften der Aufgabenstellung als moderierende Variablen auf. In Anbetracht der bereits beschriebenen theoretischen Grundlage ließe sich neuronale Effizienz als dynamisches Konzept im Lernprozess unter Optimierung von Repräsentationen verstehen. Del Percio et al. (2008) haben sich tiefergehend mit dem Konzept der neuronalen Effizienz im Sport auseinandergesetzt. Mittels EEG wurden Novizen und Experten im Fechten und Karate in Bezug auf sportartspezifische Abläufe und Entscheidungen miteinander verglichen. Es zeigte sich eine stärkere Aktivierung in motorischen und prämotorischen Arealen bei Novizen. Grundsätzlich konnte eine Form von neuronaler Effizienz bestätigt werden, aber auch im Bereich des Sports lassen sich verschiedene Formen von Moderatoren (Sportart, Seite der Bewegung und Hemisphäre) finden.

1.2. Bewegungsvorstellungstraining

Im folgenden Abschnitt werden zwei Verfahren zum Trainieren von Bewegungsvorstellungen vergleichend dargestellt. Zum einen das Bewegungsvorstellungstraining nach Eberspächer (2007) und zum anderen der PETTLEP Ansatz nach Holmes und Collins (2001). Das Bewegungsvorstellungstraining wird definiert als: „...das planmäßig wiederholte, bewusste Sich-Vorstellen einer sportlichen Handlung ohne deren gleichzeitige praktische Ausführung.“ (Eberspächer, 2007, S. 70).

1.2.1. Bewegungsvorstellungstraining nach Eberspächer

Eberspächer (2007) beschrieb bereits in den 90er Jahren das allgemeine Erlernen der Vorstellungskraft von Sporttechniken in fünf Schritten. Diese sind jeweils auf den sportspezifischen Bewegungsablauf zu übertragen. Zunächst soll eine Instruktion stattfinden, der Sportler bespricht mit seinem Betreuer, Trainer oder Psychologen, was im Rahmen des Bewegungsvorstellungstrainings passieren wird. Im zweiten Schritt soll sich der Sportler eine Situation oder einen spezifischen Bewegungsablauf bis ins kleinste Detail sowie mit möglichst vielen Sinneseindrücken vorstellen und schriftlich oder verbal beschreiben. Im nächsten Schritt wird die Vorstellung dieses detaillierten Bewegungsablaufs durch vielfache Wiederholungen internalisiert. Anschließend wird die Bewegungsvorstellung auf entsprechende Knotenpunkte oder Schlüsselstellen der Bewegung reduziert. Die Knotenpunkte werden mit Kurzworten oder Lauten betitelt und zum Bewegungsablauf entsprechend rhythmisiert.

Das Bewegungsvorstellungstraining nach Hans Eberspächer (2007) stellt eine Möglichkeit dar, kognitive Fertigkeiten zu entwickeln, die das Erlernen, Ändern und Verbessern von Bewegungsvorstellungen unterstützen sollen. Die drei Formen des Bewegungsvorstellungstrainings, das subvokale Training, das verdeckte Wahrnehmungstraining und das ideomotorische Training, dienen unterschiedlichen Zwecken. Das subvokale Training wird zum Einstieg in das Bewegungsvorstellungstraining genutzt, um eine erste, meist noch abstrakte, Bewegungsvorstellung zu erzeugen. Der zu trainierende Bewegungsablauf wird möglichst detailliert (schriftlich) dargestellt und anschließend im Selbstgespräch verinnerlicht. Im zweiten Schritt kann darauf aufbauend das verdeckte Wahrnehmungstraining umgesetzt werden. Eine Videoaufzeichnung oder Beobachtung der eigenen Bewegung, die vor dem inneren Auge abläuft wird implementiert. Im dritten Schritt, dem ideomotorischen Training, soll der Athlet sich die Bewegung aus der internen Perspektive sowohl visuell als auch kinästhetisch so lebhaft wie möglich vorstellen. Auf diese Weise soll sich von einem abstrakten sprachlichen Ausgangspunkt einer lebhaft erlebten Vorstellung angenähert werden, welche die Festigung der entsprechenden Bewegungsrepräsentation und somit der Bewegung begünstigen soll.

Eberspächer (2007) bestimmte vier Voraussetzungen für ein möglichst effektives Bewegungsvorstellungstraining. Das Training sollte in einem entspannten

Zustand stattfinden, damit die Konzentration auf die Bewegung gerichtet wird. Erstens sind eigene Erfahrungen nötig, da die Vorstellung einer noch nie selbst ausgeführten Bewegung ohne jegliche Vorerfahrung nicht möglich ist. Zweitens sollte das Bewegungsvorstellungstraining aus der Eigenperspektive erfolgen. Drittens sollte sich an den eigenen Fähigkeiten orientiert werden. Bewegungsvorstellungen zu generieren, welche die eigenen Fähigkeiten überschreiten, ist nicht zielführend bzw. nur bedingt möglich. Viertens soll die Vorstellung so lebhaft wie möglich sein. Durch eine lebendige Vorstellung können entsprechende körperliche Reaktionen ausgelöst werden, die förderlich für die Effektivität sein sollen.

1.2.2. Bewegungsvorstellungstraining nach dem PETTLEP-Ansatz

Holmes und Collins (2001) schlugen sieben Faktoren vor, die ihrer Meinung nach während der Bewegungsvorstellung möglichst der visualisierten Situation entsprechen sollten, um die Effektivität des Bewegungsvorstellungstrainings zu steigern. Das Akronym des PETTLEP-Ansatzes umschreibt die Aspekte: *Physical, Environment, Task, Timing, Learning, Emotion* und *Perspective*. Für das Hineinversetzen in eine bekannte Situation und Umgebung raten die Autoren dazu, mit Videoaufnahmen von entsprechenden Trainingseinheiten oder Wettkämpfen zu arbeiten. Sie gehen davon aus, dass durch einen Einbezug der sieben Faktoren eine adäquatere Repräsentation der Bewegung im *motorischen Kortex* erzeugt wird. Im Folgenden werden die sieben Faktoren beschrieben.

1.2.2.1. Physical

Nach Holmes und Collins (2001) liegt die von Eberspächer (2007) geforderte Verbindung von Relaxation und Bewegungsvorstellung keiner empirischen Forschung in der Sportpsychologie zugrunde, sondern entstamme einem therapeutischen Umfeld (Wolpe, 1958). In der Verhaltenstherapie wurden Visualisierungen Ende der 50er Jahre zum ersten Mal dokumentiert. Das Problem der Entspannungsübungen bestehe Holmes und Collins zufolge darin, dass eine Reduktion der Gedanken zumeist mit einer körperlichen Entspannung einhergehe oder durch jene erfolge. Diese Verminderung der körperlichen Anspannung entspräche allerdings nicht dem erforderlichen Spannungszustand für das Erbringen von sportlichen Hochleistungen. Daher seien entsprechende Übungen häufig kontraproduktiv. Holmes und Collins sprechen von einer funktionalen Äquivalenz

zwischen praktischer Ausführung und Bewegungsvorstellung. Um die Überschneidung von Bewegungsplanung, Bewegungsvorbereitung, Bewegungsausführung und Bewegungsvorstellung zu gewährleisten, sollten sich diese in physiologischer Hinsicht möglichst ähneln. Durch die Rückmeldung afferenter Reize an das zentrale Nervensystem bei der Bewegungsvorstellung wird sich dem Aktivierungsniveau der Bewegung angenähert (Beisteiner, Höllinger, Lindinger, Lang & Berthoz, 1995; Höllinger, Beisteiner, Lang, Lindinger & Berthoz, 1999). Durch die afferente Rückmeldung und die stärkere Verbindung der neuronalen Netzwerke wird die Bewegungsvorstellung im Gedächtnis fest verankert und somit stabiler gegenüber äußeren Einflüssen. Das Abrufen der Bewegungsabläufe aus dem Gedächtnis wird zudem erleichtert und als lebhafter empfunden.

1.2.2.2. Environment

Der Umgebungs- oder Kontextfaktor spielt eine entscheidende Rolle bei der Bewegungsvorstellung. Dazu beschäftigten sich Grant et al. (1998) mit der Umgebungsabhängigkeit von Gedächtnisfunktionen. Sie konnten nachweisen, dass in ruhiger bzw. unruhiger Umgebung gelernte Informationen besser in der gleichen Umgebung abgerufen werden konnten. Hierbei komme es sowohl auf die physische Umgebung als auch auf den mentalen Kontext an. Der Standort des Athleten während seiner Ausführung der Bewegungsvorstellung (Smith, Wright, Allsopp & Westhead, 2007) und die visualisierte Umwelt sind demnach zu berücksichtigen (Holmes & Collins, 2001). Die theoretische Grundlage für den konkreten Einbezug des Kontextes bildet ebenfalls der Versuch, die Bewegungsvorstellung mit möglichst vielfältigen sensorischen Eindrücken zu manifestieren.

Für den Athleten ist eine Arbeit mit neuen, unbekanntem oder gar hypothetischen Situationen zur Bewegungsvorstellung nicht sinnvoll. Eine empfehlenswerte Unterstützung der Bewegungsvorstellung stellen Videoaufnahmen von individuellen Leistungen in bekannten Trainings- oder Wettkampfsituationen dar. Wettkämpfe in neuer Umgebung können somit besser vorbereitet werden, wenn die Umgebung dort mit in die Bewegungsvorstellung einbezogen wird.

1.2.2.3. Task

Die Aufgabenstellung an sich spielt ebenfalls eine entscheidende Rolle in der Bewegungsvorstellung. Die neuronale Aktivierung im Bereich der SMA variiert je nach Aufgabenstellung. Decety (1996) konnte zeigen, dass die unterschiedlichen Gebiete der SMA in Abhängigkeit von der jeweiligen Aufgabenstellung aktiviert werden. Durch extern organisierte Bewegungen, zum Beispiel visuelle Orientierungsaufgaben, werden prämotorische Gebiete verstärkt angesprochen. Bewegungen, die intern orientiert sind, sich zum Beispiel mit der Orientierung der Gliedmaßen zueinander beschäftigen, haben eine starke Aktivierung in den ventralen und medialen Gebieten der SMA zur Folge.

Als Konsequenz daraus leiten Holmes und Collins (2001) ab, dass Bewegungsvorstellungen der Expertise des Athleten anzupassen sind. In verschiedenen Lernstadien werden unterschiedliche externe und interne Orientierungspunkte für die Bewegungsvorstellung, -vorbereitung und -ausführung genutzt. Dementsprechend kann die Bewegungsvorstellung der gleichen Bewegung für zwei Athleten zwei unterschiedliche Aufgaben darstellen.

1.2.2.4. Timing

Die Ausführung, die Vorbereitung und die Vorstellung von Bewegungen greifen auf dieselben kortikalen Areale zurück. Dementsprechend ist nach Holmes und Collins (2001) davon auszugehen, dass der zeitliche Faktor ebenfalls übereinstimmen sollte. Die Bewegungsvorstellung sollte ebenso lange dauern wie die tatsächliche Ausführung der Bewegung.

Ein Priming-Experiment von Bargh, Chen und Burrow (1996) veranschaulicht diesen Zusammenhang. Ein *Prime* ist ein Stimulus, der die Aktivierung eines Stereotyps oder Schemas hervorruft und damit verbundenes Verhalten fördert. *Priming* ist auf bewusster und auf unbewusster Ebene durch subliminale oder supraliminale Stimulation möglich. In einer Laborstudie wurden zweimal 15 Versuchspersonen durch Satz- und Wortpuzzle auf das Wort *Altern* geprimed. Durch die Aktivierung der Stereotype zum Thema sollte das Verhalten beeinflusst werden. Gemessen wurde anschließend die Zeit, welche die Probanden zum Verlassen des Labors benötigten. Die Experimentalgruppe benötigte signifikant mehr Zeit um die Strecke zurückzulegen als die entsprechende Kontrollgruppe, da der Prime *Alter* mit

dem Schema *langsam* in Verbindung steht. Es zeigt sich, wie eng Kognitionen mit Bewegungsabläufen verbunden sind.

Ein Problem im Timing der Bewegungsvorstellung sehen Holmes und Collins in Bezug auf die notwendige physische Kraft. Die Ausführung einer Bewegung nimmt mehr Kraft in Anspruch als ihre Bewegungsvorstellung. Ein geringerer Kraftaufwand wird durch eine zeitliche Ausdehnung der Bewegungsvorstellung kompensiert. Durch eine Betonung des physischen Faktors in Form von Kraftaufwand soll sich dieses Problem reduzieren lassen. Entsprechende Ergebnisse lieferten bereits Decety, Jeannerod und Prablanc (1989). In einem Experiment konnten die Autoren darstellen, dass die Bewegungsvorstellung einer zu laufenden Strecke mit einem Rucksack auf dem Rücken 30 % länger dauert als ohne Gewicht. Das tatsächliche Bewältigen der Strecke wird durch das gleiche Gewicht nicht beeinträchtigt. Auf diese Weise wird der Zusammenhang zwischen den Faktoren *Physical* und *Timing* bei der Bewegungsausführung und der Bewegungsvorstellung deutlich.

1.2.2.5. Learning

Beim Erlernen einer Bewegung ist es notwendig, dass das Training kontinuierlich dem Lernfortschritt angepasst wird (Fricke & Köthe, 2009). Die Repräsentationen der Bewegungen unterliegen einer ständigen Veränderung. Daher ist es ebenfalls notwendig, die Bewegungsvorstellung dem Lernfortschritt anzupassen. Zu Beginn des Erlernens steht die grobe Struktur des Bewegungsablaufes im Vordergrund und mit der Festigung wird der Fokus immer weiter auf Feinheiten und bestimmte Bestandteile der Bewegung gelegt.

1.2.2.6. Emotion

Der Zusammenhang zwischen Bewegungsvorstellung und Emotionen lässt sich anhand der Funktionalität des autonomen Nervensystems darstellen (Decety, 1996). Durch authentische Visualisierungen lassen sich körperliche Reaktionen nachweisen, die mit affektiven Reaktionen vergleichbar sind. Ein Anstieg des Herzschlags und eine Beschleunigung der Atmung sind für autonome affektive Handlungsweisen wie zum Beispiel eine Fight-or-Flight-Reaktion (Cannon, 1932) im Rahmen einer Gefahrensituation charakteristisch. Entsprechende Reaktionen lassen sich Holmes und Collins (2001) zufolge allerdings auch durch eine realistische Bewegungsvorstellung hervorrufen. Neben anderen Funktionen haben Emotionen

einen starken Einfluss auf das Gedächtnis. Emotionale Ereignisse haben für das Individuum wahrscheinlich Konsequenzen. Diese können positiver oder negativer Natur sein, aber in jedem Fall ist es sinnvoll, sich an die entsprechenden Ereignisse zu erinnern. Emotionen dienen als Marker für relevante Erinnerungen und zur Festigung des Erlebten. Somit haben diese einen entscheidenden Einfluss auf die Stabilität von Gedächtnisinhalten.

1.2.2.7. Perspective

Die Relevanz der Perspektive, aus welcher die Bewegungsvorstellung absolviert wird, wird in der Wissenschaft unterschiedlich bewertet (Weinberg & Gould, 2007, S. 301 ff.). Relative Einigkeit herrscht darüber, dass Novizen kaum eine andere Möglichkeit haben, als eine sprachliche oder extern-visuelle Repräsentation zu nutzen (Eberspächer, 2007; Holmes & Collins, 2001; Jeannerod, 2001). Zu intensiveren Vorstellungen fehlt ihnen die Erfahrung der Bewegung. Bei Experten geht man davon aus, dass bei der Bewegungsvorstellung die Kinästhetik die wichtigsten Informationen liefert. Ob die entsprechende Bewegungsvorstellung aus externer oder interner visueller Perspektive abgebildet werden muss, ist stark umstritten. Große individuelle, sportspezifische, bewegungsabhängige und dynamische Unterschiede scheinen für die Diskrepanz verantwortlich zu sein, welche vom momentanen Stand der Forschung aus allgemeingültige Aussagen unmöglich machen (Vealey, 2007, S 294).

Holmes und Collins (2001) erachten eine intern-visuelle Perspektive aus der neuropsychophysiologischen Theorie abgeleitet als effektivste Variante. Die Schnittmenge zwischen Bewegungsausführung und Bewegungsvorstellung wird unter Einbezug der intern-visuellen Perspektive, im Sinne des PETTLEP Ansatzes, weiter vergrößert. Der Athlet soll sich vorstellen, was er sieht, wenn er seine Bewegung ausführt. Allerdings wird inzwischen in zahlreichen Sportarten, wie zum Beispiel im Wasserspringen, mit Videofeedback gearbeitet (Köthe, 2004; Noth, 2011; Noth, Naundorf, Kaeubler, Wenzel & Krug, 2009). Dementsprechend sind es die Athleten gewohnt, sich selbst aus einer externen Perspektive zu betrachten. Dies fördert die Stabilisierung der extern-visuellen Perspektive der Bewegungsvorstellung. Relative Einigkeit scheint darüber zu herrschen, dass die Kinästhetik der wichtigste Faktor der Visualisierung ist (Holmes & Collins, 2001; Eberspächer 2007). Ob die

visuelle Vorstellung aus externer oder interner Perspektive ergänzt werden sollte, scheint individuell unterschiedlich zu sein.

1.3. Einsatz des Bewegungsvorstellungstrainings

Über die Effektivität von Bewegungsvorstellungen im Sport lassen sich anhand von Meta-Analysen und Literaturübersichten (Diskrell, Copper & Moran, 1994; Feltz & Landers, 1983; Moran, 2004, S.139 ff.) folgende Aussagen treffen: Bewegungsvorstellung ist für die Entwicklung von Leistungen effektiver als kein Training, aber weniger effektiv als physisches Training. Die Kombination aus Bewegungsvorstellung und physischem Training scheint das Erlernen von Fertigkeiten am stärksten zu fördern. Des Weiteren scheint Bewegungsvorstellung einen stärkeren Einfluss auf kognitive als auf motorische Fertigkeiten zu haben. Unabhängig davon, ob eine Übung sich auf kognitive oder physische Faktoren bezieht, scheinen Bewegungsvorstellungen bei Experten eine größere Leistungssteigerung hervorzurufen als bei Novizen. Eine Visualisierung muss regelmäßig zur Anwendung kommen (mindestens jede zweite Woche), damit der Effekt beständig bleibt. Die Vorstellungsfähigkeit der Athleten stellt einen Mediator zwischen Bewegungsvorstellung und Leistung dar. Je besser die Vorstellungsfähigkeit eines Athleten ausgeprägt ist, desto effektiver wirkt sich die Bewegungsvorstellung auf die Leistung aus.

Féry und Morizot (2000) haben die kinästhetische und visuelle Bewegungsvorstellung beim Erlernen eines Tennisaufschlags miteinander verglichen. Es stellte sich heraus, dass die Bewegungsvorstellung mit kinästhetischen Repräsentationen zu besseren Leistungen führte als eine ausschließlich visuelle Bewegungsvorstellung. Die Autoren schlussfolgerten, dass diese Ergebnisse auf geschlossene Bewegungsabläufe zu verallgemeinern seien. Geschlossene Bewegungsabläufe wurden als Bewegungen definiert, die in einem geschlossenen System, unabhängig von äußeren Einflüssen ausgeübt werden (z. B. Wasserspringen). Offene Bewegungen hingegen seien reaktiv auf äußere Einflüsse, wie es zum Beispiel bei Spilsportarten der Fall ist. Féry (2003) konnte anhand einer Zeichenaufgabe darstellen, dass die Effektivität der zwei Formen der Bewegungsvorstellung davon abhängt, zu welchem Zweck sie genutzt werden sollen. Für die räumliche Orientierung scheint eine visuelle Repräsentation von größerem Nutzen zu sein. Die kinästhetische Repräsentation hingegen scheint beim Einprägen

des Timings und bei der Koordination der Gliedmaßen während der Bewegungsausführung effektiver zu sein. In der Praxis scheint diese künstliche Trennung jedoch kaum Relevanz zu zeigen. Eine Kombination aus beiden, also eine visuo-kinästhetische Herangehensweise, wird als die zielführendste Methode erachtet (z. B. Toussaint & Blandin, 2010).

Ähnliche Ergebnisse lassen sich für den Gebrauch der internen und externen Perspektive finden. Auch wenn Eberspächer (2007) und Holmes und Collins (2001) für den Nutzen der internen Perspektive plädieren und Jeannerod (1997) mentale Visualisierung selbst aus interner Perspektive ablaufend definiert, sind empirische Befunde weniger eindeutig (Weinberg & Gould, 2007, S. 301 ff.). Libby und Eibach (2011) sehen eine unterschiedliche Funktionalität der internen und externen Perspektive der Bewegungsvorstellung. Eine interne Bewegungsvorstellung steht eher in Bezug zu einer spezifischen Situation. Eine Situation wird dabei wie aus den eigenen Augen heraus erlebt. Eine externe Vorstellung zeigt eher eine abstrakte Integration der Bewegung in den Kontext. Es handelt sich weniger um den isolierten Bewegungsablauf als um dessen Zusammenhang mit der Umgebung.

Callow et al. (2013) untersuchten die interne und externe visuelle Perspektive anhand verschiedener Slalom-Aufgaben. Es stellte sich die interne Perspektive als der externen Perspektive überlegen heraus, gemessen in Geschwindigkeit und Genauigkeit. Callow und Roberts (2010) fanden einen positiven Zusammenhang zwischen der präferierten Perspektive der Bewegungsvorstellung und der entsprechenden Bewegungsvorstellungsfähigkeit. In ihrer Untersuchung wurde der Winkel der externen Bewegungsvorstellung mit untersucht. Dabei stellte sich heraus, dass die 159 Athleten ihre extern-visuelle Bewegungsvorstellung aus unterschiedlichen Winkeln der visuellen Perspektive durchführten. Der Winkel der Vorstellung war jedoch unabhängig von der Bewegungsvorstellungsfähigkeit. Des Weiteren wurde die Reihenfolge, aus welcher visuelle und kinästhetische Vorstellung ablaufen, untersucht. Eine Vielzahl der Athleten beschrieb ein simultanes Erleben der visuellen und kinästhetischen Anteile und keinen Wechsel der Sinneseindrücke. Ein direkter Zusammenhang der Modalitäten wird weiter gestärkt und die theoretische Trennung sollte nicht künstlich in die praktische Umsetzung übertragen werden.

Hardy und Callow (1999) untersuchten die Funktionalität der Bewegungsvorstellungsperspektive in Bezug auf den einzustudierenden

Bewegungsablauf, bei welchem die Form und Genauigkeit des Ablaufs relevant waren. In der Studie profitierten Karateka beim Erlernen einer Kata mehr von der Bewegungsvorstellung aus externer Perspektive im Vergleich zur Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive. Vergleichbare Ergebnisse zeigten sich für das Erlernen einer Gymnastikübung bei Sportstudenten und eines Boulderparcours bei Kletterern.

Yu et al. (2016) untersuchten spezifisch den Unterschied zwischen externer und interner visueller Bewegungsvorstellung bei Nachwuchsathleten. Von der extern-visuellen Perspektive profitierten vor allem Nachwuchsathleten mit einer hohen Expertise offener Bewegungsabläufe. Von der Bewegungsvorstellung aus intern-visueller Perspektive profitiert demnach vor allem die Bewegung, bei welcher der Athlet selbst den Bezugspunkt darstellt, unabhängig davon ob der Athleten aus einer Sportart mit offenen (z. B. Judo) oder geschlossenen (z. B. Wasserspringen) Bewegungsabläufen stammte. Auch hier konnten Experten einen stärkeren Nutzen aus der Bewegungsvorstellung ziehen als Novizen.

White und Hardy (1995) konnten in einem Experiment mit 24 Studenten zeigen, dass die Bewegungsvorstellung aus der intern-visuellen Perspektive zu einer höheren Präzision und aus der extern-visuellen Perspektive zu einer höheren Geschwindigkeit beim Absolvieren eines Slalomparcours führte. Beim Erlernen einer gymnastischen Bewegungssequenz zeigte sich die extern-visuelle gegenüber der intern-visuellen Perspektive in Bezug auf die Qualität der Ausführung als effizienter. Weinberg und Gould (2007, S. 301 ff.) zeigen in einem Übersichtsbeitrag, dass die visuelle Perspektive der Bewegungsvorstellung eines Athleten nicht nur zwischen unterschiedlichen Bewegungen, sondern auch innerhalb eines Bewegungsablaufs wechseln kann. Bewegungen, bei denen die Art der Ausführung ausschlaggebend für den Erfolg ist, profitieren tendenziell eher von einer internen Perspektive, während Bewegungen, bei denen der Erfolg von Wahrnehmung und Antizipation abhängt, ihren Vorteil eher aus einer externen Perspektive der Bewegungsvorstellung ziehen. Die Aufgabenstellung der Bewegungsvorstellung kann dabei den entscheidenden Unterschied liefern. Des Weiteren scheint die intern-visuelle Perspektive bei geschlossenen und die extern-visuelle Perspektive bei offenen Bewegungen von höherem Nutzen zu sein. Jedoch lässt sich eine kinästhetische Empfindung eher durch interne als durch eine externe visuelle Perspektive der Bewegungsvorstellung hervorrufen.

Spittle und Morris (2011) hingegen konnten keinen Unterschied zum Gebrauch der externen und internen Perspektive für offene oder geschlossene Bewegungen und deren Effektivität finden. Es wurde eine Interventionsstudie durchgeführt, bei der die jeweils schlechter ausgeprägte visuelle Perspektive trainiert werden sollte. Probanden, welche die intern-visuelle Perspektive trainierten, profitierten von dem Bewegungsvorstellungstraining und die interne Perspektive kam im Anschluss häufiger zum Einsatz. Bei Probanden, welche die extern-visuelle Perspektive trainierten, zeigte sich kein Trainingseffekt.

1.4. Wirksamkeit des PETTLEP-Ansatzes

Der PETTLEP-Ansatz (Holmes & Collins, 2001) wurde von Smith et al. (2007) mit einem Bewegungsvorstellungstraining im entspannten Zustand, wie es auch Eberspächer (2007) vorschlägt, verglichen. Bei 48 Hockeyspielern sollte die Qualität der Torschüsse verbessert werden. In täglichen Trainingseinheiten sollten sich die Probanden in vier randomisiert zugeordneten Gruppen je zehn Schüsse auf das Tor vorstellen. Eine *sportspezifische PETTLEP-Gruppe* stand während der Einheiten in Uniform auf ihrem Hockeyfeld, eine *Kleidungsgruppe* unterschied sich von der sportspezifischen Gruppe nur dadurch, dass sie die Bewegungsvorstellung zuhause und nicht auf dem Hockeyfeld durchführten, eine *entspannte Bewegungsvorstellungstrainingsgruppe* stellte sich die Torschüsse zuhause sitzend in entspannter Haltung vor und eine *Kontrollgruppe* las Hockeyliteratur. Nach sechs Wochen hatte sich die Qualität der Schüsse in allen Experimentalgruppen gegenüber der Vormessung verbessert.

Die Verbesserung der *PETTLEP-Gruppe* war größer als die der *Kleidungsgruppe*, die sich wiederum stärker verbesserte als die *entspannte Gruppe*. Ein zweites Experiment mit ähnlichem Aufbau, bei dem 40 Nachwuchs-Turnerinnen eine neue und komplexe Drehbewegung erlernten, bestätigt diese Ergebnisse (Smith et al., 2007). Die *PETTLEP-Gruppe* unterschied sich weder vor noch nach der Intervention von einer Gruppe, die die Drehung in gleichem Maße praktisch wie die Interventionsgruppen visualisierend trainierte. Dies ist bemerkenswert, da sich in den meisten Studien (Abschnitt 1.3.; Einsatz des Bewegungsvorstellungstrainings; S. 31) ein Vorteil des praktischen Trainings gegenüber dem Bewegungsvorstellungstraining zeigt. Das *Bewegungsvorstellungstraining* im entspannten Zustand führte zu keiner Abweichung von der *Kontrollgruppe*. Als Ergebnis aus beiden Experimenten stellen

Smith et al. (2007) den PETTLEP-Ansatz gegenüber Bewegungsvorstellungstrainingmethoden im entspannten Zustand als effektiver und nützlicher dar.

Einen weiteren Vergleich zwischen Bewegungsvorstellungsmethoden stellten Wright und Smith (2009) dar. Anhand von fünf Versuchsgruppen mit je zehn Teilnehmern untersuchten sie die Auswirkung des Bewegungsvorstellungstrainings auf die Muskelkraft. Untersucht wurde das Maximalgewicht (one repetition maximum) an einer Bizepscurlmaschine. Eine *praktisch trainierende Gruppe* absolvierte zweimal wöchentlich zwei Sets Bizepscurls mit 80 % der Maximalkraft über einen Zeitraum von sechs Wochen. Die zweite Gruppe stellte sich den Bewegungsablauf nach dem *PETTLEP Ansatz* vor. Die Probanden absolvierten das gleiche Training wie die praktisch trainierende Gruppe, sitzend an der Maschine mit der Hantelstange in den Händen, ohne die Bewegung auszuführen. Sie visualisierten zwei Sets mit sechs bis zehn Wiederholungen unterstützt durch individuelles Videomaterial. Die dritte Gruppe absolvierte ein *Bewegungsvorstellungstraining* im entspannten Zustand. Die zwei Trainingseinheiten pro Woche bestanden für diese Gruppe darin, sich in ruhiger Umgebung erst zu entspannen und sich dann die zwei Sets so genau wie möglich vorzustellen. Die vierte Gruppe bewältigte eine *praktische* und eine *PETTLEP-Bewegungsvorstellungseinheit* pro Woche. Die *Kontrollgruppe* trainierte nicht, sondern las Literatur zum Muskelaufbau des Bizepses im gleichen zeitlichen Umfang. Nach sechs Wochen zeigten alle vier Experimentalgruppen einen signifikanten Kraftzuwachs im Vergleich zur Vormessung. Bei der Nachmessung unterschieden sich ausschließlich die *PETTLEP-Bewegungsvorstellungsgruppe* und *praktisch trainierenden Gruppen* vom *Bewegungsvorstellungstraining im entspannten Zustand* und der *Kontrollgruppe*. Bemerkenswert ist wieder, dass nicht nur praktische Übungen teilweise durch Bewegungsvorstellung ersetzt werden konnten, sondern auch ausschließlich Bewegungsvorstellung genügte, um keine signifikante Abweichung vom praktischen Training zu erzeugen. Außerdem wurde die geringere Effektivität des Bewegungsvorstellungstrainings in einem entspannten Zustand ebenfalls bestärkt.

Der Nutzen der PETTLEP-Bewegungsvorstellung im Golf wurde durch Swainston (2011) untersucht. Der Einbezug der PETTLEP-Bewegungsvorstellung in routinemäßige Vorbereitungen auf den Abschlag wurde thematisiert. Das Bewegungsvorstellungstraining hatte einen signifikanten Einfluss auf die Leistung. Gemessen wurde die Entfernung zu einem festgelegten Ziel. Ob die

Bewegungsvorstellung vor oder nach der routinemäßigen Vorbereitung durchgeführt wurde, hatte keinen Effekt auf die Leistung.

Smith, Wright und Cantwell (2008) haben in einem Experiment die Effektivität des *Bewegungsvorstellungstrainings nach dem PETTLEP-Ansatz, praktischen Trainings* und einer *Kombination* beider an Hand des Bunkerschlags beim Golf miteinander verglichen. 32 männliche Versuchsteilnehmer auf nationalem und internationalem Leistungsniveau wurden zu gleichen Teilen einer der Experimentalgruppen oder einer Kontrollgruppe zugeordnet. Die *praktisch trainierende Gruppe* übte zweimal pro Woche je 15 Bunkerschläge über einen Zeitraum von sechs Wochen. Die Gruppe der *PETTLEP-Bewegungsvorstellung* übte gemäß dem PETTLEP-Ansatz in gleichem Umfang. In *Kombination* wurde einmal pro Woche praktisch trainiert und einmal das Bewegungsvorstellungstraining durchgeführt. Die *Kontrollgruppe* übte zwischen den beiden Messzeitpunkten (MZP) keine Bunkerschläge. Quantifiziert wurde bei der Vor- und Nachmessung durch die Entfernung des Golfballs zur Fahne. Alle drei Experimentalbedingungen zeigten eine signifikante Verbesserung von der Vor- zur Nachmessung. Die Leistungssteigerung in der *kombinierten Gruppe* war signifikant höher als die der anderen beiden Experimentalgruppen, welche sich nicht signifikant voneinander unterschieden. Die Kontrollgruppe zeigte als einzige keine signifikante Verbesserung. Demzufolge ist eine Kombination aus praktischem Training und PETTLEP-Bewegungsvorstellung am sinnvollsten. Der fehlende Unterschied zwischen Bewegungsvorstellungstraining und praktischem Training wurde weiter bestätigt.

Wakefield und Smith (2009) haben sich in einer folgenden Studie mit der Frequenz, in der das Bewegungsvorstellungstraining nach dem PETTLEP-Ansatz angewendet werden soll, beschäftigt. Die zu trainierende Übung war ein Freiwurf aus unterschiedlichen Positionen beim Korbball. In einer Vor- und einer Nachmessung wurden von 32 Probanden je 20 Freiwürfe nach einem Punktsystem bewertet. Im Folgenden war die Aufgabe, je nach Versuchsgruppe die 20 Freiwürfe gar nicht, ein-, zwei-, oder dreimal pro Woche durch Bewegungsvorstellung zu trainieren. Die Intervention dauerte vier Wochen. Die Experimentalgruppe mit drei Trainingseinheiten verbesserte ihre Leistung signifikant, wohin gegen sich keine Verbesserung in den anderen Gruppen zeigte. Demzufolge sollte PETTLEP-Bewegungsvorstellungstraining mindestens dreimal pro Woche stattfinden, um einen Effekt zu erzielen.

Selbst bei kognitiven Aufgaben und einer sehr kurzen Visualisierungsperiode scheint der PETTLEP-Ansatz sinnvoll zu sein. Wright und Smith (2008) untersuchten den Effekt von Visualisierung auf die Fertigkeiten in einem Computerrennspiel. Eine *PETTLEP-Bewegungsvorstellungsguppe* sowie eine *praktisch trainierende Gruppe* verbesserten ihre Zeiten signifikant von der Vor- zur Nachmessung. Zwischen den Gruppen waren keine signifikanten Unterschiede zu finden. Die Gruppe des *Bewegungsvorstellungstrainings in entspanntem Zustand* und die *Kontrollgruppe* zeigten keine signifikante Verbesserung der Leistung.

Die dargestellten Studien zeigen deutlich die größere Effektivität des Bewegungsvorstellungstrainings nach dem PETTLEP-Ansatz im Vergleich zum Bewegungsvorstellungstraining in entspanntem Zustand. Die Einsatzmöglichkeiten scheinen weit gefächert zu sein und von Krafttraining bis hin zu kognitiven Aufgaben zu reichen. Da die Effektivität der PETTLEP-Bewegungsvorstellung ähnlich der praktischen Übung zu sein scheint, sollte diese dort eingesetzt werden, wo praktisches Training nur in begrenztem Maße oder überhaupt nicht möglich ist, z. B. nach Verletzung, bei Übertraining, bei begrenzter Zeit an der Trainingsstätte oder als vorbereitende Routine.

1.5. Wasserspringen

Das Bewegungsvorstellungstraining und eine damit einhergehende klar strukturierte Repräsentation der Bewegung haben eine besondere Relevanz im Wasserspringen. Sie dienen der intensiven Auseinandersetzung mit dem Sprung, dessen Stabilisierung und demzufolge der zugrunde liegenden Repräsentation des Bewegungsablaufs. Für ein genaueres Verständnis der Relevanz von Bewegungsvorstellungen für das Wasserspringen werden im folgenden Abschnitt zunächst spezifische Eigenschaften der Sportart beschrieben. Im Anschluss wird der Bogen von der Sportart zur Bewegungssimulation geschlagen.

Zu Beginn der Ausbildung im Kindesalter sollte, wie in jeder anderen Sportart, die intrinsische Motivation im Vordergrund stehen (Fricke & Köthe, 2009). Mit wachsenden Leistungsvoraussetzungen ist im Rahmen der Leistungssteigerung der Schwierigkeitsgrad der Sprünge anzupassen. Dies ist beim Wasserspringen auf unterschiedliche Weise möglich. Es besteht eine Differenzierung zwischen Kunst- und Turmspringen. Das Kunstspringen wird aus einem und drei Metern Höhe über der Wasseroberfläche von einem federnden Brett ausgeführt. Das Turmspringen

findet aus fünf, siebeneinhalb und zehn Metern Höhe von einem festen Plateau aus statt. Des Weiteren werden die Geschlechter voneinander unterscheiden und es finden Wettkämpfe im Einzelnen, im Synchronspringen und im Team statt (Fina, 2014).

Der Bewegungsablauf setzt sich immer sprungspezifisch aus den Komponenten Absprung, Sprungansatz, Strecktechnik und Eintauchvorbereitung zusammen (Fricke & Köthe, 2009). Die optimale Ausführung der Elemente soll das Ziel eines möglichst spritzfreien Eintauchens gewährleisten. Grundsätzlich werden die Bewegungselemente *Startposition und Ansatz, Absprung, Flugphase* und das *Eintauchen* in die Bewertung der Wettkampfrichter mit einbezogen (Fina, 2014). Jedoch zeigt sich aus der Praxis, dass dem spritzfreien Eintauchen ein besonderer Stellenwert in der Bewertung der Wettkampfleistung zugesprochen wird (Noth, Köthe, & Seidel, 2015). Die Bewertung der Wettkampfrichter findet auf einer zehnstufigen Skala von 1, der Sprung wurde nicht realisiert, bis 10, der Sprung fand in exzellenter Ausführung statt (Fina, 2014; Fricke & Köthe, 2009). Die Bewertung wird bei nationalen Wettkämpfen von mindestens fünf Richtern und bei internationalen Wettkämpfen, Olympischen Spielen, Weltpokalen und Weltchampionaten von sieben Richtern durchgeführt. Um Ausreißer nicht in die Bewertung mit einzubeziehen und ein möglichst objektives Maß der Bewertung zu gewährleisten, werden in die Wertung eines Sprungs die höchste und niedrigste Wertung nicht einbezogen. Die mittleren Bewertungen der Kampfrichter werden mit dem Schwierigkeitsgrad des jeweiligen Sprungs multipliziert. Bei Synchronwettkämpfen findet die Bewertung durch neun oder elf Wettkampfrichter statt. Zwei bzw. drei Richter beurteilen die jeweilige Leistung eines Athleten. Fünf Richter beurteilen die Synchronität des Sprungs.

Sprünge lassen sich in *Sprunggruppe, Ausführungsart* und *Drehungen* (in Anzahl und Drehachse) differenzieren. Die *Sprunggruppen* werden nach der Ausrichtung des Athleten zum Wasser und Drehrichtung unterschieden (vorwärts, 1xx; rückwärts, 2xx; Auerbach, 3xx; Delphin, 4xx; Schraube, 5xxx; Handstand, 6xx/6xxx). Die *Ausführungsart* beeinflusst das Massenträgheitsmoment während der Rotation, bedingt durch die Haltung des Springers (gestreckt, gehechtet, gehockt, frei). Bei den *Drehungen* wird zum einen zwischen der Quer- und Längskörperachse, einhergehend mit einem unterschiedlichen Massenträgheitsmoment und zum anderen nach Anzahl der halben Drehungen unterschieden. Der Schwierigkeitsgrad

in den Sprunggruppen lässt sich dementsprechend durch die Anzahl der halben Drehungen um verschiedene Körperachsen und mit unterschiedlichem Massenträgheitsmoment variieren.

Die beschriebenen Charakteristiken lassen schlussfolgern, dass das Erlernen eines Sprungs ohne spezifische Vorkenntnisse ausschließlich im frühen Kindesalter bzw. beim Einstieg in diese Sportart stattfinden kann (Noth, 2011). Komplexer werdende Sprünge bauen dann stetig auf die zuvor erlernten Sprünge auf (Fricke & Köthe, 2009). Daher ist eine spezifische Eigenschaft des Wasserspringens, dass nur wenige Bewegungselemente ständig neu zu schwierigeren Sprüngen umgelernt, angepasst und erweitert werden. Eine begrenzte Anzahl der Bewegungselemente wiederum begründet die Wichtigkeit der Bewegungsvorstellungen zur Stabilisierung der Bewegungsrepräsentation und Bewegungsabläufe für diese Sportart, da nur eine präzise Abstimmung der Bewegungselemente zu einer guten Leistung führen kann.

1.5.1. Bewegungssimulation im Wasserspringen

Den Nutzen von Bewegungsvorstellungsmaßnahmen im Wasserspringen konnte bereits Grouios (1992) demonstrieren. In einem standardisierten Verfahren wurde der Lernfortschritt in Bezug auf die Ausführung eines Kopfsprungs rückwärts (201) vom Dreimeterbrett erhoben. An 21 Tagen mit jeweils zehn Trainingswiederholungen zeigten sich mehr Lernfortschritte bei einer praktisch trainierenden Gruppe als bei einer mental trainierenden Gruppe. Bei einer Kontrollgruppe zeigte sich keine Verbesserung.

Die Festigung der Repräsentation als Bewegungsgrundlage hat z. B. im Rahmen von Imitationsübungen (Fricke & Köthe, 2009), ideomotorischem Training (Stoll & Reimann 2008) und Videoanalysen (Köthe, 2004; Noth, 2011; Noth, Naundorf, Kaeubler, Wenzel & Krug, 2009) einen festen Platz im Training und der Wettkampfvorbereitung der Wasserspringer. Beim Bewegungsvorstellungstraining ist es notwendig, dass sich die Athleten den entsprechenden Sprung sowohl visuell als auch kinästhetisch vorstellen können (Stoll & Reimann, 2008). Stoll und Reimann konnten jedoch aufzeigen, dass nicht jeder Wasserspringer mit Kaderstatus in der Lage ist, sich die Bewegung entsprechend vorzustellen. Highlen und Bennett (1983) konnten in der Arbeit mit Wasserspringern den Stellenwert von Bewegungsvorstellung und Selbstgesprächen bei erfolgreichen Athleten

hervorheben. Auch wenn erfolgreiche Wasserspringer in der Wettkampfvorbereitung ein höheres Angstlevel zeigten, konnten sie dieses im Wettkampf durch ihre Fertigkeiten besser regulieren.

Wei und Luo (2010) untersuchten den Unterschied neuronaler Strukturen in Abhängigkeit vom Fertigniveau bei Wasserspringern. Die Wasserspringer zeigten stärkere neuronale Aktivierung in parahippocampalen Strukturen bei der Bewegungsvorstellung von Sprüngen im Vergleich zur Kontrollgruppe. Bei der Vorstellung von Gymnastikübungen hingegen zeigten sich keine Unterschiede in der neuronalen Aktivität zwischen den Wasserspringern und der Kontrollgruppe.

Rymal, Martini und Ste-Marie (2010) konnten bei dem Einbezug von Videomaterial in die Wettkampfroutine einen positiven Effekt in Bezug auf Selbstregulation und Planung/ Motivation der Nachwuchswasserspringer erkennen. Bereits im Vorfeld setzten sich die Autoren (Rymal & Ste-Marie, 2009) mit dem *Beobachtungslernen*, dessen Auswirkungen auf die grundsätzliche Fähigkeit der Bewegungsvorstellung und der subjektiven Lebhaftigkeit der Vorstellung auseinander. Es zeigte sich, dass das Selbst als Modell, eingesetzt zur Wettkampfvorbereitung und in der Wettkampfroutine, vor allem Einfluss hatte auf die Lebhaftigkeit der Vorstellungsbilder, nicht aber auf die Bewegungsvorstellungsfähigkeit. Genauer zeigen sich stärkere Effekte unter Einbezug des Selbstmodells im Vergleich zum Fremdmodell.

Reed (2002) untersuchte die Bewegungsvorstellungszeit in Abhängigkeit von Expertise und Bewegungskomplexität bei Wasserspringern. Es stellte sich heraus, dass die Bewegungsvorstellungszeit mit der Komplexität des Sprungs anstieg. Des Weiteren zeigte sich eine Bewegungsvorstellungszeit in Abhängigkeit von der Expertise der Wasserspringer. Während Novizen und Experten der Bewegungsabläufe Vorstellungszeiten vergleichbar mit der Ausführungszeit zeigten, war bei Athleten mit einem mittleren Erfahrungsniveau die Vorstellungszeit länger als die Ausführungszeit. Erklärt wurde dieser Befund dadurch, dass die Athleten mit mittlerem Erfahrungsniveau über eine detailliertere und komplexere Vorstellung des Bewegungsablaufs verfügten als die Novizen, die Bewegungsvorstellung jedoch weniger stark automatisiert und dementsprechend langsamer war als bei den Experten.

Mit dem zeitlichen Verlauf von Wettkampfroutinen vor dem Sprung setzten sich Bell, Finch und Whitaker (2010) auseinander. In der direkten Vorbereitung auf

den Wettkampfsprung zeigte sich eine höhere Übereinstimmung zwischen der Vorbereitungszeit und dem Bewegungsablauf bei Athleten mit nachfolgend guter Wettkampfleistung. Bei Athleten mit einer schwächeren Wettkampfleistung zeigte sich eine kürzere Vorbereitungszeit vor dem Sprung. Dabei stellt die Schwierigkeit des Sprungs insofern eine moderierende Variable dar, als sich bei steigender Schwierigkeit die Vorbereitungszeit verlängert.

Post, Simpson, Young und Parker (2014) konnten in einer qualitativen Studie bei professionellen Wettkampfwasserspringern bis zum olympischen Niveau nachweisen, dass das Erzeugen einer Bewegungsvorstellung ein aktiver Prozess ist, welcher unterschiedliche physische Parameter einbezieht und der Unterstützung sowohl physischer als auch psychischer Abläufe dient. Genauer betrachtet beeinflussen die Athleten die Bewegungsvorstellungszeit zu ihrem Nutzen und beziehen Bewegungen zur Unterstützung der Bewegungsvorstellung aktiv mit ein, um das kinästhetische Erleben zu stärken. Sowohl im Training als auch im Wettkampf wurde die Bewegungsvorstellung zur Unterstützung des Bewegungsablaufes genutzt.

1.6. Messmethoden der Bewegungsvorstellung

Global betrachtet zeigt sich eine Vielzahl an Möglichkeiten zur Messung der Bewegungsvorstellung mittels subjektiver Verfahren wie Fragebögen und objektiver Verfahren wie Reaktionszeitmessungen (Pithan & Dahm, 2015). Im folgenden Abschnitt wird eine Auswahl kurz dargestellt, um den Einsatz der verschiedenen Messmethoden zu begründen.

1.6.1 Fragebögen

Zur psychometrischen Untersuchung der Bewegungsvorstellung kommen bereits seit Beginn des 20. Jahrhunderts verschiedene Messmethoden zum Einsatz (Betts, 1909), um eine umfassende Quantifizierung der Vorstellungsqualität (von Bewegungsabläufen) zu gewährleisten. Im Fokus der Untersuchung mittels Fragebögen stehen die subjektive Einschätzung von z. B. der *Leichtigkeit* (z. B. Movement Imagery Questionnaire; MIQ; Gregg, Hall, & Butler, 2007; Hall & Martin, 1997; Hall, Pongrac, & Buckholz, 1985; Williams et al., 2012; Ziemainz & Stoll, 2003; zitiert nach Mayer & Hermann, 2011), der *Lebhaftigkeit* (z. B. Vividness of Movement Imagery Questionnaire; VMIQ; Isaac, Marks, & Russel, 1986; Robert et al., 2008)

und den *Einsatzbereiche* der Bewegungsvorstellung (z. B. Sports Imagery Questionnaire; SIQ; Hall et al., 1998; Hall, Stevens, & Paivio, 2005). Dabei werden unterschiedliche Sinnesmodalitäten in die Untersuchungen mit einbezogen. Der Fokus liegt bei den meisten Messmethoden auf einer Kombination aus den visuellen Perspektiven (extern und intern) und der Kinästhetik der Bewegungsvorstellung, so z. B. die aktuellen Versionen des MIQ (MIQ-3; Williams et al., 2012) und des VMIQ (VMIQ-2; Robert et al., 2008). Beide Formen zeigen starke Übereinstimmungen miteinander. Beide arbeiten mit einer siebenstufigen Likert Skala, von sehr wenig bis sehr viel, in Bezug auf die externe und interne visuelle Perspektive und die Kinästhetik der Bewegungsvorstellung. Beim MIQ-3 (Williams et al., 2012) muss zunächst ein abstrakter Bewegungsablauf durchgeführt und im Anschluss vorgestellt und bewertet werden. Beim VMIQ-2 (Roberts et al., 2008) werden alltägliche Bewegungsabläufe beschrieben. Diese gilt es sich so lebhaft wie möglich auf den verschiedenen Dimensionen vorzustellen und die Bewegungsvorstellung zu bewerten. Bei dem SIQ (Hall, Stevens, & Paivio, 2005) geht es vielmehr um den Einsatzbereich und die dementsprechende Funktionalität, welche dem Einsatz der Bewegungsvorstellung zugrunde liegt. Kognitive und motivationale Gründe, welche die Grundlage bieten, dass Bewegungsvorstellungen im Alltag der Athleten zum Einsatz kommen, werden voneinander unterschieden.

1.6.2. Reaktionszeitmessung

Neben der subjektiven Erfassung per Fragebogen gibt es alternative Ansätze, welche die Bewegungsvorstellung abbilden. Im Paradigma der mentalen Chronometrie wird mittels Reaktionszeitmessung versucht, die Übereinstimmung zwischen Bewegungsausführung und Bewegungsvorstellung abzubilden (Guillot & Collet, 2005). Bei der mentalen Rotation (Shepard & Metzler, 1971) wird ebenfalls mittels Reaktionszeitmessung die kognitive Leistung zur Rotation eines vorgegebenen Körpers (de Lange, Hagoort & Toni, 2005; Jola & Mast, 2005; Kosslyn, DiGirolamo, Thompson & Alpert, 1998; Parson, 1987; Steggemann, Engbert & Weigelt, 2011; Steggemann & Weigelt, 2011) abgebildet. Beide Verfahren gehen von einer zeitlichen Übereinstimmung der Ausführung und der Gedächtnisleistung aus. Neuere Testmethoden (Test of Ability in Movement Imagery; TAMI; Madan & Singhal, 2013; Test zur Kontrollierbarkeit der Bewegungsvorstellungsfähigkeit TKBV; Schott, 2013) geben verschiedene Anweisungen zur Änderung der Körperhaltung

vor; diese sollen mittels Bewegungsvorstellung nachvollzogen und aus einer Reihe möglicher Endpositionen richtig erkannt werden. In dieser Arbeit wird eine Kombination aus subjektiven und objektiven psychometrischen Messverfahren angewandt. Des Weiteren soll die Verbindung psychometrischer und neuropsychologischer Verfahren mittels Elektroenzephalografie geknüpft werden. Im folgenden Abschnitt wird daher zunächst die anatomische Grundlage und im Anschluss das in dieser Arbeit genutzte Verfahren zur Messung der elektroenzephalografischen Leistung ausführlich beschrieben.

1.7. Neuronale Grundlage

Bei der folgenden Beschreibung wird sich auf die sensomotorischen Areale des Neokortex beschränkt, da diese die Grundlage für die EEG-Messungen in dieser Arbeit darstellen. Der *primäre motorische Kortex* (M1) ist, indirekt über Stammhirn und Rückenmark, verantwortlich für das Erzeugen von Bewegungen. Der M1 ist hauptsächlich im *Gyrus Praecentralis* (Brodmann-Areal 4) lokalisiert. Fritsch und Hitzig (1870) haben durch elektrische Stimulation herausgefunden, dass der M1 bei Hunden einer topologischen Organisation unterliegt. Penfield und Rasmussen (1950) konnten diese Erkenntnisse durch Beobachtung und Stimulation auf die menschliche Neuroanatomie übertragen. Jeder Bereich des M1 ist demnach zuständig für die Bewegung bestimmter Körperteile, angefangen medial bei den Zehen, Füßen und Beinen, dorsal über Knie, Hüfte, Schulter, Arm und Hand, bis zu den lateralen Regionen für Gesicht und Zunge. Der M1 unterliegt dabei einer contra-lateralen Organisation d.h. die Hemisphären des M1 sind zuständig für die Gliedmaßen der jeweils gegenüberliegenden Körperhälfte. Der M1 ist jedoch nicht für komplexe Bewegungsabläufe oder die Entwicklung motorischer Programme verantwortlich. Beim längeren Stimulieren einzelner Neuronen im M1 lässt sich allerdings zeigen, dass diese nicht nur für bestimmte Körperteile, sondern für bestimmte Haltungen sowie die Geschwindigkeit, Richtung und Ausprägung von Bewegungen verantwortlich sind.

Der *prämotorische Kortex* (PMC, Brodmann-Areal 6) liegt anterior des M1. Dort werden Informationen über das zu erreichende Objekt, die Bewegungsrichtung und die Position des Körpers im Raum integriert und der Bewegungsablauf vorbereitet. Motorische Programme und spezifische Bewegungsabfolgen sind im PMC gespeichert. Im medialen Bereich von Brodmann-Areal 6 befindet sich die

Supplementary Motor Area (SMA). Die SMA wird unterteilt in den anterioren Teil, die Prä-SMA, und den posterioren Teil, die SMA-Propre. Erstere ist bei komplexen Bewegungen und dem Erlernen neuer Bewegungen und zweitere bei der Auswahl von bekannten und vornehmlich automatisierten Bewegungsabläufen involviert. Im Gegensatz zum PMC findet in der SMA auch eine höhere Aktivierung statt, wenn Automatismen durchbrochen werden. Des Weiteren ist die SMA nicht nur im Zusammenhang mit der Bewegungskontrolle, sondern auch bei der Vorstellung von Bewegungen aktiv.

Der *präfrontale Kortex* (PFC, Brodmann-Areale 8, 9, 10, 11, 12, 24, 32, 44, 45, 46, 47) beschreibt den vorderen Teil des Frontallappens anterior zum PMC und ist u.a. bei der Planung und Regulation des (längerfristigen) Verhaltens und demnach auch bei Bewegungen beteiligt. Dort werden sensorische Informationen der Bewegung gespeichert und Abschätzungen über das Ergebnis der Bewegung getroffen. Vor allem die dorsalen Gebiete des PFC projizieren ihre Aktivität an den PMC.

Der *primäre somatosensorische Kortex* (S1, Brodmann-Areale 3, 1 und 2) ist vornehmlich auf dem *Gyrus Postcentralis* gelegen. Er unterliegt, ebenso wie M1, einer topologischen Organisation. Afferente sensorische Informationen der Muskeln, Haut und Gelenke, z. B. in Form von Druck, Schmerz und Temperatur, werden dort verarbeitet und u.a. zur Reaktion auf Stimuli an den *frontalen Kortex* weitergeleitet. Da Sensorik und Motorik in direktem Zusammenhang miteinander stehen, spricht man auch vom *sensomotorischen Kortex* (vgl. Kolb & Wishaw, 2006).

1.7.1. Frequenzbänder der Elektroenzephalografie

Hans Berger konnte bereits in den 1920er Jahren, im Zuge der Entwicklung der Elektroenzephalografie, verschiedene Rhythmen bzw. Frequenzbereiche durch Elektroden über der Schädeloberfläche ableiten und mit unterschiedlichen Bewusstseinszuständen in Verbindung bringen (Berger, 1929). Der wohl bekannteste und im entspannten Wachzustand dominanteste ist der okzipitale α -Rhythmus im Frequenzbereich von 8-12 Hz (vgl. Zschocke, 2012). Dieser stellt ein charakteristisches Maß der Vigilanz des entspannten Menschen bei geschlossenen Augen dar. Mit offenen Augen oder bei kognitiver Leistung, verschiebt sich die Ausprägung des okzipitalen α -Rhythmus in den β -Frequenzbereich von 16-24 Hz. Im Schlaf hingegen reduziert sich die Ausprägung des okzipitalen α -Rhythmus und wird

von einem dominanten θ - und δ -Frequenzbereich unterhalb von 8 Hz abgelöst. Ebenfalls durch Berger (1929) angedeutet und durch Gastaut und Bert (1954) erstmals systematisch untersucht wurde die zentrale Form des α -Rhythmus. Dabei handelt es sich um einen Rhythmus, der sich im gleichen Frequenzbereich wie der okzipitale α -Rhythmus befindet, allerdings Veränderungen durch Willkürbewegungen unterliegt. Dieser für Bewegung charakteristische Rhythmus wurde lange Zeit mit motorischen Krankheitsbildern in Verbindung gebracht, daher auch rolandischer Rhythmus nach der rolandischen Epilepsie. Bis weit in die 1980er Jahre wurde dieser Rhythmus als krankhaft erachtet und konnte nur bei einer sehr kleinen Population überhaupt festgestellt werden (siehe z. B. Lutzenberger, 1985; Niedermeyer, 2005; Zschocke 2012). Die Gründe für diese Fehlinterpretation waren vielfältig. Zum einen waren die technischen Möglichkeiten der Aufzeichnung und Analyse analog und damit begrenzt. Zum anderen fanden Untersuchungen zumeist mit neurologischen und sedierten Patienten und selten an gesunden Personen statt, wodurch Charakteristik und Ausprägung verfälscht wurden.

1.7.2. Oszillation der Elektroenzephalografie

Die Arbeit mit Veränderungen der Frequenzbereiche des EEGs setzt eine grundlegende Anpassung des Rohsignals, welches eine komplexe Welle im Zeitverlauf darstellt, voraus (Zschocke, 2012). Das vereinfachte Prinzip wird in Abbildung 1 dargestellt. Die *Fast-Fourier-Transformation* (FFT, Cooley & Tukey, 1965) bekommt in der Spektralanalyse eine ganz besondere Bedeutung und stellt in der modernen EEG-Nutzung die Grundlage für viele weitaus komplexere Spektralverfahren wie die *Compressed spectral arrays* (CSA) dar. Die Epochenlänge eines für die FFT genutzten Zeitfensters legt die Möglichkeiten der Spektralanalyse fest. So gilt allgemein eine Mindestlänge der Epochen von 1s mit einer Auflösung der untersuchten Frequenzbereiche von 1 Hz. Bei doppelter Epochenlänge verdoppelt sich ebenfalls die Auflösung im Frequenzbereich auf 0,5 Hz. Da eine FFT immer mit einer Mittelung über den Zeitverlauf berechnet wird, muss berücksichtigt werden, dass die Umwandlung von der Zeitebene in eine Frequenzebene zwangsläufig mit einem Informationsverlust einhergeht.

Die ereigniskorrelierte Desynchronisation (event-related desynchronization; ERD) stellt eine Möglichkeit der Untersuchung von Frequenzen kurzer Epochen im Zeitverlauf dar. Mit einer systematischen Untersuchung begann Gert Pfurtscheller

1977. Zunächst wurde den Fragen nachgegangen, ob okzipitale und zentrale Rhythmen im α -Frequenzbereich erstens charakteristisch voneinander zu trennen und zweitens durch digitale Verarbeitung und Analyse in einer Mehrheit der gesunden Population zu messen sind (Pfurtscheller & Aranibar, 1977).

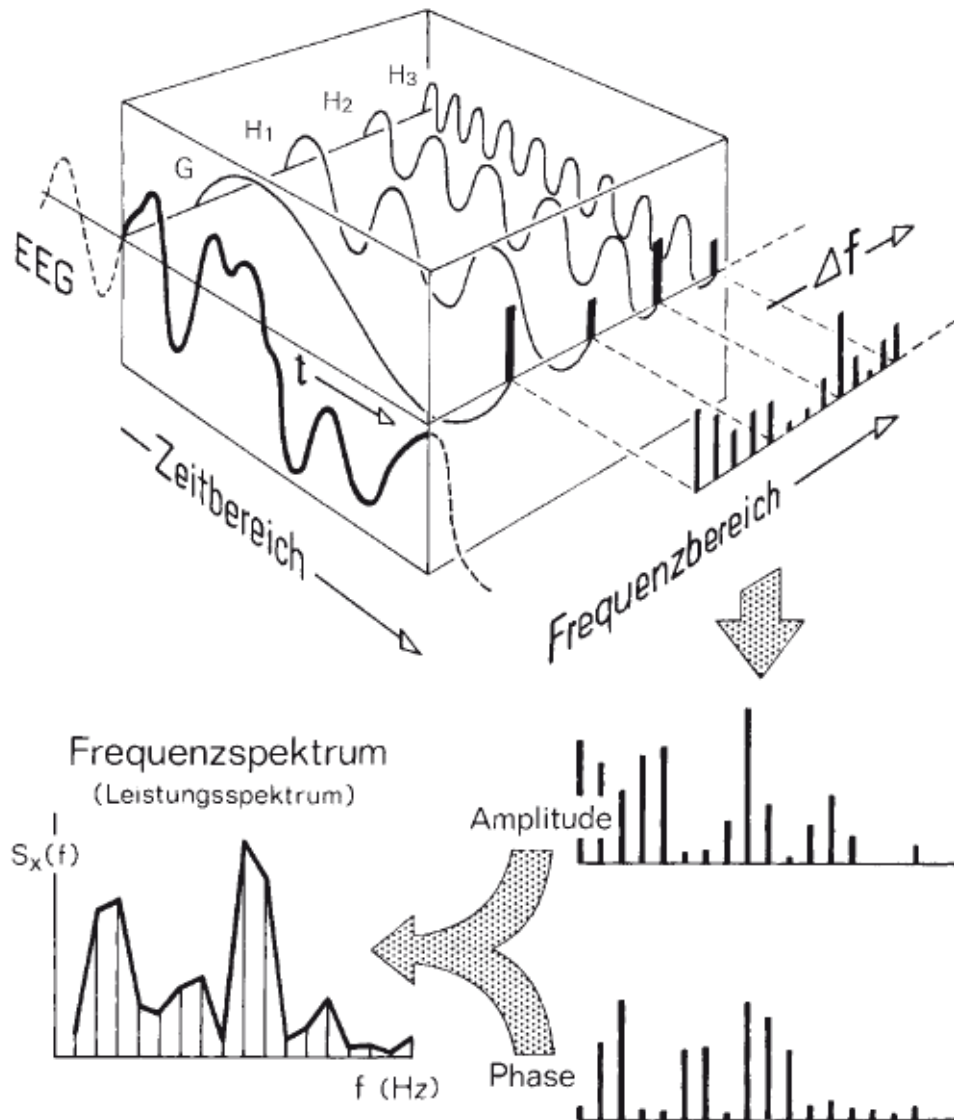


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Grundprinzips der Spektralanalyse (Zschocke, 2012, S.447). Das Rohsignal des EEGs zeigt die Amplitude der gemessenen Spannung im Zeitverlauf. Diese wird umgesetzt in ein Leistungsspektrum im Frequenzverlauf.

Erste Analysen erfolgten durch eine Kombination von Mittelung der evozierten Potentiale, anschließender Spektralanalyse und Vergleich der Standardabweichungen zwischen den Durchgängen von je 6 Sekunden Länge unterteilt in elf überlappende Segmente von je 1 Sekunde. Bereits bei den ersten Versuchen konnte gezeigt werden, dass sich der okzipitale und der zentrale α -Rhythmus voneinander durch das Einwirken von visuellen und auditiven Stimuli

unterschieden. Abgeleitet von der Motorik wird dieser zentrale Rhythmus auch als μ -Rhythmus (8-13 Hz) bezeichnet. Bei geschlossenen Augen wird der okzipitale α -Rhythmus stärker durch visuelle Stimuli (z. B. Blitzlicht) als durch auditive Stimuli (z. B. Tonsignal) beeinträchtigt. Der zentrale μ -Rhythmus zeigt ähnliche Reaktionen auf visuelle und auditive Stimuli. Bei einer motorischen Aufgabe (Knopf drücken) ist eine dominante Reduktion der Spektralleistung im zentralen μ -Rhythmus, jedoch nicht im okzipitalen α -Rhythmus, zu erkennen. Diese ERD ist ein Indiz für die Aktivierung und Beteiligung spezifischer kortikaler Areale an unterschiedlichen Prozessen.

Auf Grundlage dieser ersten Ergebnisse wurde eine grafische und statistische Analyse zur Ermittlung der ERD entwickelt. Es wird ein zeitliches Paradigma (in der Länge von 6 bis 12 Sekunden) angewendet, in dem die Frequenzbandleistung zunächst im α -Frequenzbereich in der Ruhephase, zeitlich vor dem Stimulus, mit der Leistung während und nach der Stimulusreaktion verglichen wird.

Abbildung 2 zeigt beispielhaft die grafische und statistische Auswertung des zeitlichen Verlaufs eines zentralen μ -Rhythmus bezogen auf eine selbstinduzierte motorische Aufgabe. Das Drücken eines Knopfes mit dem Daumen stellt den Bezugspunkt dar, Sekunde -4 bis -2 den Referenzwert in Ruhe, Sekunde -2 bis 0 (S1) die Vorbereitung der Bewegung und die Sekunde nach dem Bezugspunkt (S2) die Bewegung selbst.

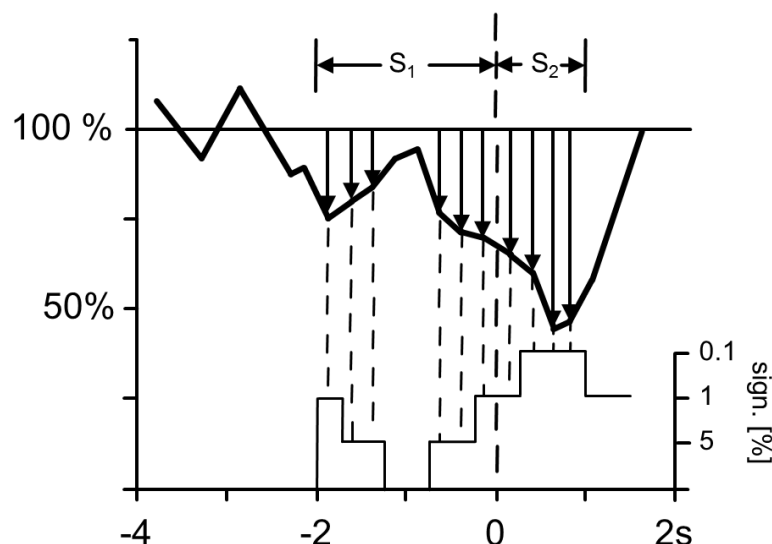


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Messung und Berechnung signifikanter Reduktionen der Leistung im α -Frequenzbereich. Auf der X-Achse dargestellt: der Zeitverlauf ausgehend vom Ruhezeitpunkt über die Vorbereitung und Ausführung der Bewegung. Auf der Y-Achse dargestellt: links die prozentuale α -Leistung; rechts das Signifikanzniveau zwischen der Ruhephase (-4 bis -2) und der Bewegungsvervorbereitung (S1) bzw. der Bewegungsabführung (S2) (Pfurtscheller & Aranibar, 1979, S.139).

In der Folge konnten Kachler und Pfurtscheller (1995) einen Hinweis darauf finden, dass eine alleinige Betrachtung der prozentualen Veränderung eines Frequenzbereiches sowohl dynamisch-oszillatorische (induzierte) phasenunabhängige als auch phasenabhängige (evozierte) Anteile miteinbezieht. Um eine Überlagerung der zu untersuchenden induzierten Potentiale durch evozierte Potentiale zu vermeiden, fand eine Anpassung der Analyse von der unmittelbaren Frequenzleistung auf die Berechnung der Varianz der Frequenzleistung zwischen den Wiederholungen statt. Eine Übersicht der Analyseschritte der zeitabhängigen aber phasenunabhängigen Signale ist in Abbildung 3 dargestellt. Aktuelle Analyse-Software, z. B. die *EEGLAB Toolbox* (Delorme & Makeig, 2004) für *Matlab* ab Version 7 (The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, United States) und *BrainVision Analyzer ab Version 2.0* (Brain Products GmbH, München, Deutschland), ermöglichen beide Verfahren. Kachler und Pfurtscheller (1995) empfehlen allerdings ein Vorgehen nach der Intertrial-Varianz-Methode.

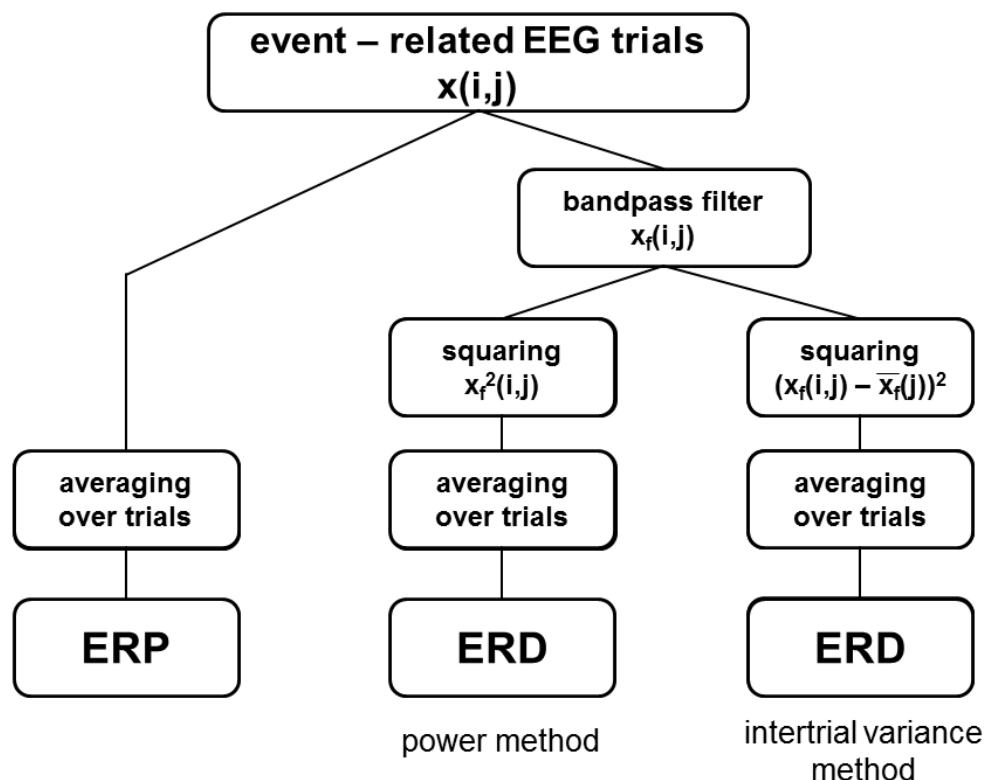


Abbildung 3: Analysemethoden für ereignisbezogene EEG-Daten. Die Mittelwertbildung der Rohdaten resultiert in evozierten Potentialen. Bandpassfilterung, Quadrieren und Mittelwertbildung über die Durchgänge resultiert in prozentualer Leistungsveränderung oder Intertrial Varianz im Zeitverlauf (Kachler & Pfurtscheller, 1995, S. 382).

Auf diese Art und Weise konnte bislang die Beteiligung des zentralen μ -Rhythmus an verschiedenen Formen der Bewegung dargestellt werden. Wie bereits in Verbindung mit Abbildung 2 beschrieben, konnte eine charakteristische Reduktion der Spektralleistung durch selbst induzierte Bewegungen und deren Planung gezeigt werden (Pfurtscheller & Aranibar, 1979; Pfurtscheller & Berghold, 1989). Sowohl visuelle als auch auditive Stimuli als Vorgabe für eine Bewegung zeigten Unterschiede zwischen okzipitalen und zentralen Bereichen (Pfurtscheller & Aranibar, 1977) und konnten daher zur Anweisung von Bewegungen der Finger von linker und rechter Hand genutzt werden (Pfurtscheller, Flotzinger, Mohl & Peltoranta, 1992). Topographisch sind die Aktivierungsmuster für Hände, Zehen und Zunge voneinander zu unterscheiden (Pfurtscheller & Neuper, 1994). Die technische Entwicklung lässt immer genauere und differenziertere Messungen zu. Daher wird ein Rhythmus immer häufiger anhand seiner Funktionalität und weniger durch einen statischen Frequenzbereich erfasst. Eine Möglichkeit besteht darin, individuelle Frequenzbereiche zu ermitteln, um individuelle Aktivierungsmuster hervorheben zu können (Haegens, Cousijn, Wallis, Harrison, & Nobre, 2014). Darüber hinaus werden Frequenzbereiche immer weiter differenziert, um Abstufungen der Funktionalität herausarbeiten zu können. Der α -Frequenzbereich wird immer häufiger in einen unteren (z. B. 8-10 Hz) und einen oberen (z. B. 10-13 Hz) Frequenzbereich unterteilt (Pfurtscheller, 2003). Diese scheinen bei vielen Probanden unabhängige Zentren der Aktivierung zu besitzen und würden je nach Lokalität eine unterschiedliche Reaktivität vorweisen. Weitere charakteristische Veränderungen im Zeitverlauf lassen sich bei Bewegungen der Hände, Zehen und Zunge im β -Frequenzbereich (Pfurtscheller, Stancak & Neuper, 1996) und im 40 Hz-Frequenzbereich (Pfurtscheller, Neuper, & Kalcher, 1993) finden. Der β -Frequenzbereich wird inzwischen häufiger in einen unteren (16–20 Hz) und einen oberen (20-24 Hz) Frequenzbereich geteilt, ähnlich dem α -Frequenzbereich (Wriessnegger et al. 2013). Im Bereich des Neurofeedbacks und Brain-Computer-Interface (BCI) finden zusätzlich θ -Frequenzbereich (4.5-7.5 Hz) und sensomotorischer Rhythmus (SMR; 12-15 Hz) Anwendung (Doppelmayr & Weber, 2011). Cheng et al. (2015a) konnten anhand eines Dartwurfs, der eine hochgradig präzise motorische Leistung darstellt und hohe Aufmerksamkeit erfordert, nachweisen, dass bei Experten eine weniger stark ausgeprägte ERD im SMR-Bereich zu messen ist als bei Novizen.

1.7.3. Event-Related Desynchronization der Bewegungsvorstellung

Um den Aufbau und die zugrunde liegenden Mechanismen von motorischen Repräsentationen zu verstehen, wurden nicht nur die sensomotorischen Ableitungen der tatsächlichen Bewegung, sondern auch die von Bewegungsvorstellungen und Bewegungsbeobachtungen untersucht. Bewegungsvorstellungen wurden bereits von Pfurtscheller und Neuper (1997) experimentell erhoben. Die Probanden der Studie wurden angeleitet, sich nach Anweisungen auf einem Computerbildschirm durch Pfeile, die nach links oder rechts zeigten, entsprechend eine Bewegung mit der rechten oder linken Hand vorzustellen. Bei der Bewegung handelte es sich um eine Dorsalextension, das Abknicken des Handgelenks in Richtung Handrücken. Alle drei Probanden zeigten eine kontralaterale ERD im μ -Rhythmus, wie sie auch bei der Planung einer entsprechenden Bewegung zu beobachten sind. Darüber hinaus konnte bei zwei der drei Probanden ipsilateral eine ereignisbezogene Synchronisierung (ERS) gemessen werden. Die ERS soll als Gegenstück zur ERD ein Indiz für die regionale Deaktivierung sein. Pfurtscheller, Brunner, Schlögl und Lopes da Silva (2006) gelang es bei neun gesunden Probanden anhand individualisierter μ -Rhythmen zwischen Bewegungsvorstellung der linken Hand, rechten Hand, der Füße und der Zunge eine Vorhersage über die Vorstellungsbedingung der Probanden treffen zu können. Alle Probanden zeigten ERD im motorischen Handbereich für die entsprechend vorgestellte Bewegung. Sieben der Probanden zeigten eine ERD zentral, entsprechend der Bewegungsvorstellung einer Fußbewegung. Die Aktivierung in den zentralen Gehirnarealen ist jedoch schwächer als bei Handbewegungen und umrandet von einer ERS in den umliegenden Gebieten (focal ERD/ surround ERS). Acht Probanden zeigten eine ERS als Reaktion der Bewegungsvorstellung einer Zungenbewegung. Auf diese Weise sollte die Möglichkeit angedeutet werden, dass die Bewegungsvorstellung als Verbindungs- und Kommunikationspunkt zwischen Mensch und Computer (BCI) nutzbar ist. Auf ähnliche Weise wird die ERD des μ -Rhythmus während spielerischer Computeraufgaben genutzt (Huang et al., 2012).

Chen, Bin, Daly und Gao (2013) nutzten das Prinzip der ERD, um die Bewegungsrepräsentation gemäß einer mentalen Rotationsaufgabe der Hand zu untersuchen. Es konnten Aktivierungsmuster vergleichbar mit der ERD von Bewegungsvorstellungen der Hände gefunden werden. Darüber hinaus scheint die Ausprägung der ERD im *sensomotorischen Kortex* negativ mit der Reaktionszeit bei

einer mentalen Rotationsaufgabe zu korrelieren. Höller et al. (2013) konnten in einem direkten Vergleich zwischen einer Bewegung mit beiden Händen (Öffnen und Schließen) und entsprechender Bewegungsvorstellung überschneidende Aktivierungsmuster der beiden Bedingungen im Vergleich zum Ruhezustand finden. 22 der 24 Probanden zeigten eine signifikante ERD im μ -Rhythmus (die Autoren schlossen α - und β -Frequenzen ein; unteres α = 8-10 Hz; oberes α = 11-13 Hz; β = 14-30 Hz) zwischen Ruhephase und Bewegungsausführung. 14 der 24 Probanden zeigten eine ERD zwischen Ruhephase und Bewegungsvorstellung. 13 der 24 Probanden zeigten eine Reduktion der Spektralleistung in beiden Bedingungen. Daraus lässt sich eine hohe Äquivalenz der Frequenzbandleistung zwischen Bewegung und Vorstellung ableiten. Es scheinen gemeinsame zugrunde liegende Strukturen für die Aktivierung verantwortlich zu sein.

1.7.4. Event-Related Desynchronization der Bewegungsbeobachtung

Die Messung der ERD von Bewegungsbeobachtungen und Bewegungsvorstellungen ergibt vergleichbare Ergebnisse. Bei der Untersuchung einer ziellosen Bewegung der Mittelfinger beider Hände konnten keine Unterschiede zwischen der eigeninitiierten Bewegung und entsprechender Beobachtung eines sich bewegenden Gegenübers gefunden werden (Babiloni et al., 2002). Die Ausprägung der Aktivität war insgesamt stärker bei der eigenen Bewegung als bei der Beobachtung. Jedoch zeigten sowohl die Messung der α - als auch der β -Frequenzen, abgeleitet über die zentralen Elektroden, vergleichbare Aktivierungsmuster für Bewegung und Beobachtung. Es zeigte sich eine charakteristische ERD in beiden Frequenzbereichen während der Bewegung und während der Beobachtung. Darüber hinaus konnte eine typische ERS dominant im β -Frequenzbereich nach Beendigung der Bewegung gefunden werden. Dieses Phänomen wird als *β -Rebound* bezeichnet (nach Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999; Pfurtscheller & Lopes da Silva, 2005) und ist das deutlichste Indiz für die Unterscheidung der Lateralität.

Bezogen auf den μ -Rhythmus lassen sich weitere Differenzierungen in der Beobachtung zwischen ziellosen und zielgerichteten Bewegungen finden. Muthukumaraswamy, Johnson und McNair (2004) haben darstellen können, dass die Beobachtung des Greifens nach einem Objekt zu einer stärkeren Reduktion des μ -Rhythmus führt, als die Beobachtung einer Greifbewegung ohne ein zu greifendes

Objekt. Hieraus schlossen die Autoren, dass Repräsentationen, auf die bei einer Bewegungsbeobachtung zurückgegriffen wird, einer intentionalen Organisation unterlägen. Nicht nur für die motorische Ausführung, sondern auch für das Verständnis einer Handlung sollen zentrale sensomotorische Gebiete eine Rolle spielen. Diese Ergebnisse konnten Oberman, McCleery, Ramachandran und Pineda (2007) nur teilweise bestätigen. Sie fanden eine Reduktion des μ -Rhythmus für die Beobachtung des Greifens einer Roboterhand mit und ohne Bezug zu einem Objekt. Bei weißem Rauschen in der Kontrollbedingung zeigten sich keine Effekte bezüglich des μ -Rhythmus. Unterschiede zwischen den Bedingungen ließen sich Post-hoc nur tendenziell darstellen. Dementsprechend wurden die Ergebnisse von Muthukumaraswamy, Johnson und McNair (2004) nicht bestätigt. Die zwei Studien sind allerdings aufgrund unterschiedlicher Methoden im Ablauf und der Auswertung auch nicht eindeutig vergleichbar (Oberman et al., 2007).

Bei der Beobachtung des Drückens der linken Taste einer Computermaus konnten Holz, Doppelmayr, Klimesch und Sauseng (2008) bestätigen, dass beide Prozesse einer Beteiligung *prämotorischer* und *motorischer Kortexareale* unterlägen. Diese sei jedoch in Bezug auf Bewegungen natürlicher Gliedmaßen stärker ausgeprägt im Vergleich zu künstlichen Extremitäten. Eine weitere Spezifizierung erfolgte durch Wriessnegger et al. (2013). Es wurden die ERD/ERS in Bezug auf Videos mit dem Inhalt richtiger, falscher und verfehlter Manipulation von realistischen und abstrakten Objekten untersucht. Die Vergleichspunkte waren der untere α -(8-10 Hz), obere α -(10-12 Hz), untere β -(16-20 Hz), obere β -(20-24 Hz), und γ -(36-40 Hz) Frequenzbereich abgeleitet an parietalen (P3, P4) und zentralen (C3, C4) Elektroden. Es zeigte sich eine generell stärkere Ausprägung der ERD in parietalen als in zentralen Arealen. Die Arten der Manipulation zeigten Unterschiede, parietal im oberen α -, unterem β - und γ -Frequenzbereich. Abstrakte und realistische Objekte ließen sich nur auf γ -Ebene voneinander unterscheiden. Charakteristische Merkmale für die Ableitung an zentraler Stelle waren die ERS im unteren β -Frequenzbereich, sowohl für realistische als auch abstrakte Objekte. Außerdem zeigten sich eine ERS im oberen α -Frequenzbereich für korrekt ausgeführte Bewegungen und Bewegungen, die das Objekt verfehlen, nicht aber für Bewegungen mit umständlicher Handhaltung.

Aus den Abschnitten zur ERD der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung lässt sich ableiten, dass die EEG-Untersuchung von ERD

und ERS zur Bestimmung des neuronalen Aktivitätenniveaus von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung genutzt werden kann. Sowohl der Einbezug weiter gefasster als auch engerer Frequenzbänder der zentralen Elektroden ist bei der Untersuchung der Bewegungsvorstellungen und Bewegungsbeobachtungen sinnvoll. Im folgenden Abschnitt wird der Bogen geschlagen von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung zum sportlichen Kontext.

1.7.5. Neuronale Aktivierung der Bewegungssimulation im Sport

Selbst wenn die Bewegungsvorstellung oder Bewegungsbeobachtung der Ausführung nicht gleichgestellt werden dürfen, so ermöglicht deren Untersuchung dennoch einen tieferen Einblick in den sportlichen Nutzen. So konnte zum Beispiel durch EEG-Untersuchungen dargestellt werden, dass sich die spektrale Frequenzbandleistung (abgeleitet an F3, F4, T3, T4, T5, T6, P3, P4, Oz und C3/C4 je 1 cm anterior verschoben) bei Luftgewehrschützen zwischen Bewegungsausführung und drei verschiedenen Positionen der Beobachtung aus interner Perspektive nicht signifikant voneinander unterschieden (einzige Ausnahme Ableitpunkt T5). Analysiert wurde ein Zeitraum von 3 Sekunden bis zum Auslösen des Schusses (Holmes, Collins & Calmels, 2006).

Anhand von 10 verschiedenen ganzheitlichen Gymnastikübungen verglichen Munzert, Zentgraf, Stark und Vaitl (2008) die neuronale Aktivierung von Beobachtungen aus externer Perspektive und Bewegungsvorstellung durch funktionale Magnetresonanztomographie miteinander. Es wurden vergleichbare Aktivierungsmuster in motorischen und mit Motorik verbundenen Arealen während der Bewegungsvorstellung und der Bewegungsbeobachtung gefunden. Über die neokortikalen Gebiete hinaus konnten auch Übereinstimmungen in Cerebellum und Basalganglien gefunden werden. Des Weiteren konnten Babiloni et al. (2008) den Einfluss der zentralen ERD im oberen α -Frequenzbereich auf das Bewegungsergebnis darstellen. Untersucht wurde das Putten im Golf. Es zeigte sich eine höhere, über Fz und Cz abgeleitete ERD für erfolgreiche Treffer gegenüber dem Verfehlen des Lochs. Dementsprechend ist die Desynchronisation im oberen α -Frequenzbereich charakteristisch für die Motorkontrolle und prädiktiv für die Leistung.

1.8. Problemstellung

Beschriebene Ergebnisse aus dem Sport sollen die Funktionsmechanismen und den Nutzen der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung für das Erbringen von motorischer Leistung darstellen. Der Übergang von dem bereits bestehenden Gebrauch des Bewegungsvorstellungstrainings im Wasserspringen (Fricke & Köthe, 2009) und dessen Optimierung (Eberspächer, 2007; Holmes & Collins, 2001) zu den ausführlich begleiteten Messungen des neuronalen Aktivierungsniveaus soll geschaffen werden. Die direkte Rückmeldung zur Bewegungsausführung findet im Wasserspringen durch zeitversetzte Videodarstellungen im Training statt (Noth et al., 2009). Die Bewegungsvorstellung ist ein fester Bestandteil der Bewegungsvorbereitung im Training und im Wettkampf (Leuchte, Noth, Brehmer & Demmler, 2007; Noth, 2011). Die neuronalen Funktionsmechanismen des Bewegungsvorstellungstrainings nach Eberspächer (2007) und des PETTLEP-Ansatzes nach Holmes und Collins (2001) wurden bislang nicht untersucht. Ein Vorteil des Wasserspringens ist es, dass in dieser Sportart bereits umfassend mit Bewegungsvorstellungen gearbeitet wird. In der Praxis verwenden Athleten des Wasserspringens Imitationsübungen. Dabei stellen sich die Athleten einen spezifischen Sprung vor. Dies unterstützen sie mit Andeutungen der Bewegung. Dadurch lässt sich zwar nicht die Ausführung des Sprungs in die Untersuchung mit einbeziehen, aber eine bewegungsspezifische, abgeschwächte Form.

Im Bereich des Wasserspringens gibt es bislang noch keine Studien, welche die Wirkmechanismen von Bewegungsvorstellung, Bewegungsbeobachtung und deren Perspektiven untersuchen. Bekannt ist, dass sich das regelmäßige Ansehen von Aufnahmen eigener Sprünge in bester Qualität positiv auf die Lebhaftigkeit der Bewegungsvorstellung auswirkt (Rymal & Ste-Marie, 2009).

Ein aus dem PETTLEP-Ansatz abzuleitender Interventionsansatz im Wasserspringen wurde bereits in Pithan und Stoll (2012a) beschrieben. Durch Videomaterial aus interner und externer visueller Perspektive soll dabei das Bewegungsvorstellungstraining zum Erlernen, Stabilisieren und Korrigieren von Bewegungen genutzt werden. Die bei der Präsentation der Stimuli auftretenden neuronalen Aktivierungsmuster sollen im Rahmen der hier vorgestellten Forschungsarbeit untersucht werden.

Auf Grundlage der dargestellten Befunde aus dem Bereich der Frequenzbandmessung stellt sich die Frage, inwiefern die Funktionsweise der neuronalen Wirkmechanismen der Bewegungsvorstellung auf das Wasserspringen zu übertragen ist und ob sich der Interventionsansatz nach Pithan und Stoll (2012) auf Grundlage dessen bestätigen lässt.

Sollte ein Einblick in die Wirkmechanismen der Bewegungssimulation im Wasserspringen möglich sein, so ließen sich daraus weitergehende Interventionsmaßnahmen für das Simulationstraining in dieser Sportart ableiten. Dies ist ganz im Sinne von Frenkel, Maltese und Schankin (2012, S. 22), die aus einer Literaturübersicht über EEG im Bewegungsvorstellungstraining herausgearbeitet haben: „Weitere Studien zum Vergleich der EEG-Muster von Bewegungsvorstellung und –ausführung sind unabdingbar, um die funktionale Äquivalenz in der neuronalen Aktivierung auch bei komplexen Bewegungen zu belegen.“

Der experimentelle Abschnitt dieser Arbeit ist geteilt in drei Studien. In einer Pilotstudie wurden erste Herangehensweisen an den Untersuchungsgegenstand anhand einer Trockenübung mit Sportstudierenden als Probanden erprobt. Die gewonnenen Erkenntnisse wurden auf einen Einzelfallvergleich von Wasserspringern und einen spezifischen Sprung übertragen. Der experimentelle Hauptteil der Arbeit ist eine Interventionsstudie zur Untersuchung der Bewegungssimulation eines 2½ Auerbachsaltos gehockt vom Dreimeterbrett (305c) mit Wasserspringern aus dem C-Kader des Deutschen Schwimmverbands.

2. Pilotstudie

Die Pilotstudie stellt den Beginn des experimentellen Abschnitts dieser Arbeit dar. Zur besseren Übersicht wurde Methoden- und Ergebnisteil der drei aufeinander aufbauenden Studien, soweit wie möglich, identisch gehalten.

2.1. Fragestellung und Hypothesen

In Bezug auf die Pilotstudie ergibt sich die Fragestellung: „Lassen sich durch die Bewegungssimulation in Form von Bewegungsvorstellung aus extern- und intern-visueller Perspektive und Bewegungsbeobachtung aus extern- und intern-visueller Perspektive neuronale Aktivierungsmuster vergleichbar mit der Bewegungsausführung nachweisen?“ Die Leistung der dargestellten Arbeit liegt in der Übertragung der experimentellen Ergebnisse auf den sportlichen Kontext. Die

Übereinstimmung der neuronalen Aktivierung zwischen Bewegung und Bewegungsvorstellung konnten Höller et al. (2013) zeigen. Ähnliche Ergebnisse lassen sich für die Bewegungsbeobachtung finden (Babiloni et al., 2002). Bewegung und Beobachtung zeigen gleiche Aktivierungsmuster bei global stärker ausgeprägter Aktivierung der Bewegung. Des Weiteren können Beobachtungen aus externer Perspektive (Munzert, Zentgraf, Stark, & Vaitl, 2008) und interner Perspektive (Holmes, Collins & Calmels, 2006) ähnliche Aktivierungsmuster aufweisen wie die Bewegungsvorstellung und die Bewegung selbst. Der direkte Vergleich zwischen Bewegungsvorstellung, Bewegungsbeobachtung und der tatsächlichen Bewegung bleibt bislang aus. Zwar konnte bereits die Überlegenheit der internen Perspektive gegenüber der externen Perspektive bei der Bewegungsvorstellung in Bezug auf Geschwindigkeit und Genauigkeit gezeigt werden (Callow et al., 2013), ein Beleg für die neuronale Grundlage dieses Unterschiedes fehlt jedoch bislang. Mit der dargestellten theoretischen Grundlage ergeben sich die Hypothesen:

1. Das EEG zeigt während der Bewegungsvorstellung einer Trockenübung eine Reduktion der Frequenzbandleistung im Zeitverlauf, wie sie für Bewegungsabläufe zu erwarten wäre. Die Ergebnisse aus Untersuchungen einzelner Gliedmaßen lassen sich auf eine ganzheitliche Bewegung übertragen.
2. Das EEG zeigt während der Bewegungsbeobachtung einer Trockenübung eine Reduktion der Frequenzbandleistung im Zeitverlauf, wie sie für Bewegungsabläufe zu erwarten wäre. Die Ergebnisse aus bildgebenden Verfahren lassen sich auf die Messung mittels EEG übertragen.
3. Sowohl bei der Bewegungsvorstellung als auch bei der Bewegungsbeobachtung lässt sich ein Unterschied der intern-visuellen Perspektive und der extern-visuellen Perspektive nachweisen.
4. Durch die Bewegungssimulation zeigt sich eine geringere Veränderung der Frequenzbandleistung im Vergleich zur Bewegungsausführung.

2.2. Methode

In den folgenden Abschnitten wird die Pilotstudie als Grundlage für die Arbeit mit den Wasserspringern beschrieben. Es findet sich eine Darstellung der Probandengruppe, des Untersuchungsablaufs, des Versuchsaufbaus und der Messinstrumente. Der methodische Aufbau orientiert sich vornehmlich an den beschriebenen Studien (Abschnitt 1.7.; neuronale Grundlage; S. 43)

2.2.1. Probanden

Die Akquise der Probanden fand im Department Sportwissenschaft der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg statt. Durch die Arbeit mit Sportstudenten war ein sportbezogener Hintergrund der Probanden gewährleistet. An der Erhebung teilgenommen haben $N = 22$ Sportstudierende (7 weiblich; 15 männlich). Voraussetzung für die Teilnahme waren: Rechtshändigkeit, keine neurologischen Vorerkrankungen, Deutsch als Muttersprache, Sehbeeinträchtigungen mussten ggf. ausgeglichen werden. Darüber hinaus fand die Teilnahme auf freiwilliger Basis statt.

Aufgrund technischer Komplikationen bzw. hoher Artefaktbildung bei der EEG-Aufzeichnung wurden fünf Probanden von der Auswertung ausgeschlossen. Die zur Auswertung herangezogene Stichprobe belief sich auf $n = 17$ Probanden (6 weiblich; 11 männlich) im Alter von $M = 22,94$ Jahren ($SD = 1,638$) und einem sportlichen Erfahrungsschatz in der primären Sportart von $M = 10,7$ Jahren ($SD = 4,64$). Die Athleten stammten aus technisch-kompositorischen, Kraft-, Ausdauer-, Rückschlag- und Spisportarten auf dem Leistungsniveau von Freizeitsportlern bis zum Kaderathleten und der ersten Bundesliga.

2.2.2. Experimentalaufbau

Die experimentelle Erhebung wurde im Department Sportwissenschaft der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg durchgeführt, im Mehrzweckraum des Arbeitsbereichs Sportpsychologie. Der Versuchsaufbau ist dargestellt in Abbildung 4. Während der Erhebung standen die Probanden 200 cm vor einem 17“ Monitor, der zur Stimuluspräsentation diente. Die Einweisung in die Erhebung und die verschiedenen Untersuchungsabschnitte erfolgten über entsprechende Bildschirmpräsentationen. Einweisung, Stimuluspräsentation und Synchronisation mit der EEG-Aufzeichnung wurden mit *Presentation 16.5* (Neurobehavioral Systems, Inc., USA) umgesetzt.

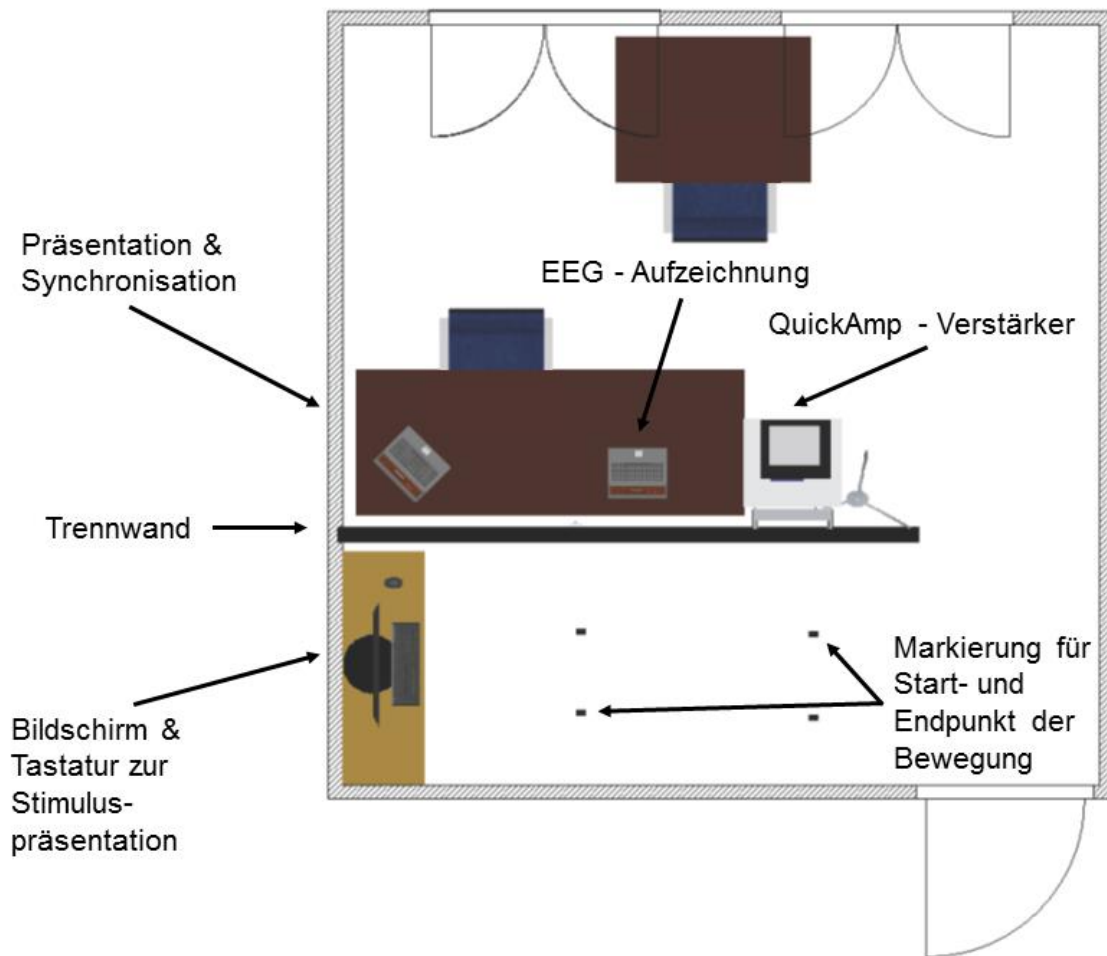


Abbildung 4: Erhebungsort und Experimentalaufbau der Pilotstudie

2.2.3. Experimentelles Paradigma

Eine Bewegung, die im anschließenden Abschnitt ausführlich beschrieben wird, sollte während der Erhebung in fünf Bedingungen umgesetzt werden: Bewegungsausführung, externe Bewegungsvorstellung, interne Bewegungsvorstellung, externe Bewegungsbeobachtung und interne Bewegungsbeobachtung. Die Erhebung verlief in vier Blöcken mit drei Pausen von mindestens 3 Minuten Dauer. Jede der fünf Bedingungen wurde während der Erhebung je 40 Mal wiederholt. Jeder der vier Blöcke der Stimuluspräsentation setzte sich zusammen aus je zehn Wiederholungen jeder Bedingung in randomisierter Reihenfolge (RCT). Der Ablauf jedes Durchgangs setzte sich wie in Abbildung 5 dargestellt zusammen.

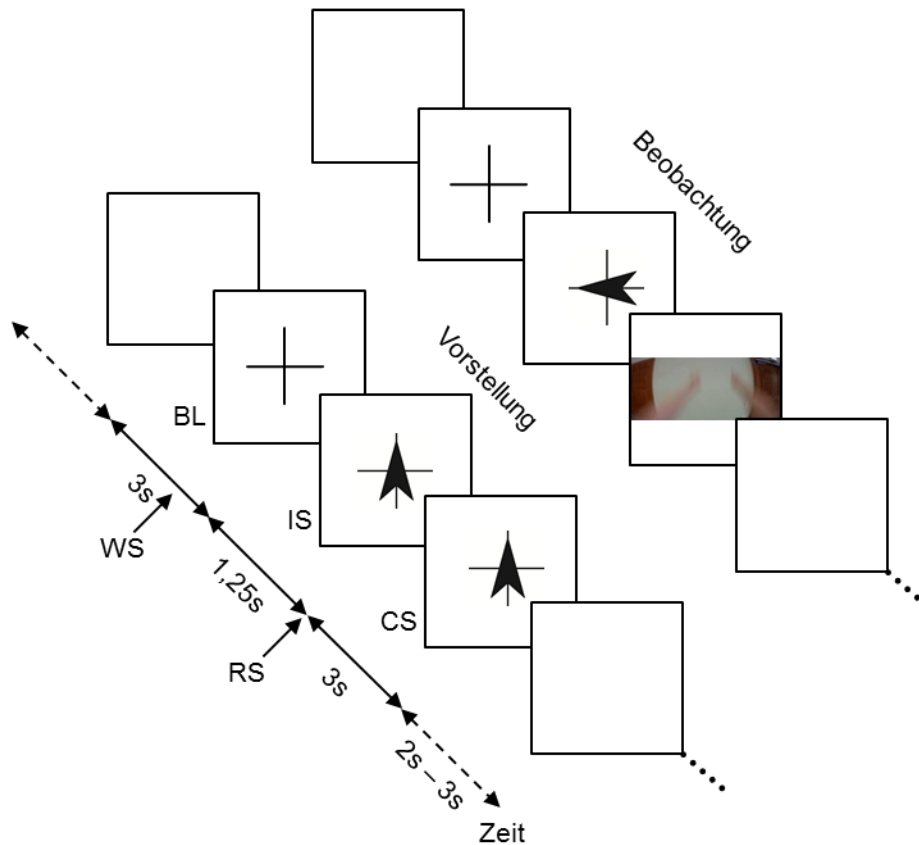


Abbildung 5: Zeitlicher Ablauf der Stimuluspräsentation. Jeder Durchgang begann mit einem Fixationsknoten und einem Warnsignal (WS). Anschließend folgt randomisiert (RCT) ein Pfeil stellvertretend für die jeweilige Bedingung. Nach der Instruktion (IS) zur Bewegungssimulation oder Bewegungsausführung folgt ein Reaktionsstimulus (RS) zur Anweisungsausführung. Der Stimulus (CS) spezifisch während der Simulation wurde bei der Vorstellung durch den jeweiligen Pfeil und bei der Beobachtung durch das entsprechende Video dargestellt.

Zunächst erschien ein Fixationsknoten (3000ms) auf dem Bildschirm. Ein Warnsignal (WS) in Form eines 1000 Hz Tonsignals (1000 Hz, 100 ms) signalisierte den Beginn des Durchgangs nach 2000ms. Nach 3000ms wurde das Fixationsknoten durch ein Symbol stellvertretend für je eine Bedingung (1250ms) überlagert. Ein nach oben zeigender Pfeil war der Stimulus für die Bedingung (Condition Stimulus; CS) Bewegungsvorstellung intern, ein nach unten zeigender Pfeil war der CS Bewegungsvorstellung extern, ein nach links zeigender Pfeil war der CS Bewegungsbeobachtung intern, ein nach rechts zeigender Pfeil war der CS Bewegungsbeobachtung extern. Zwei überlappende Pfeile (Stern) war der CS Bewegungsausführung. Nach insgesamt 4250ms jedes Durchlaufs fand eine Differenzierung der Bewegungsvorstellung/ -ausführung und der Bewegungsbeobachtung statt. Wurde eine Bewegung oder Vorstellung selbst

erzeugt, geschah dies nach dem Reaktionsstimulus (RS; 1000 Hz, 100 ms). In den Videobedingungen erschien an Stelle des CS das entsprechende Videomaterial für ca. 3000ms. Jeder Durchgang schloss mit einem weißen Bildschirm für 750ms bis 1750ms RCT ab. Dementsprechend betrug die Dauer eines Durchgangs 9 bis 10 Sekunden. Der Ablauf wurde gemeinsam mit den Probanden in Probedurchläufen erarbeitet bis den Teilnehmern eine eigenständige und fehlerfreie Zuordnung der CS möglich war.

2.2.4. Untersuchungsgegenstand - Auswahl und Beschreibung der Bewegung

Es sollte in dieser Pilotstudie eine für das Wasserspringen charakteristische Bewegung herangezogen werden, um eine spätere Übertragung auf die Athletenstichprobe zu gewährleisten. Abbildung 6 zeigt den gewählten Bewegungsablauf.

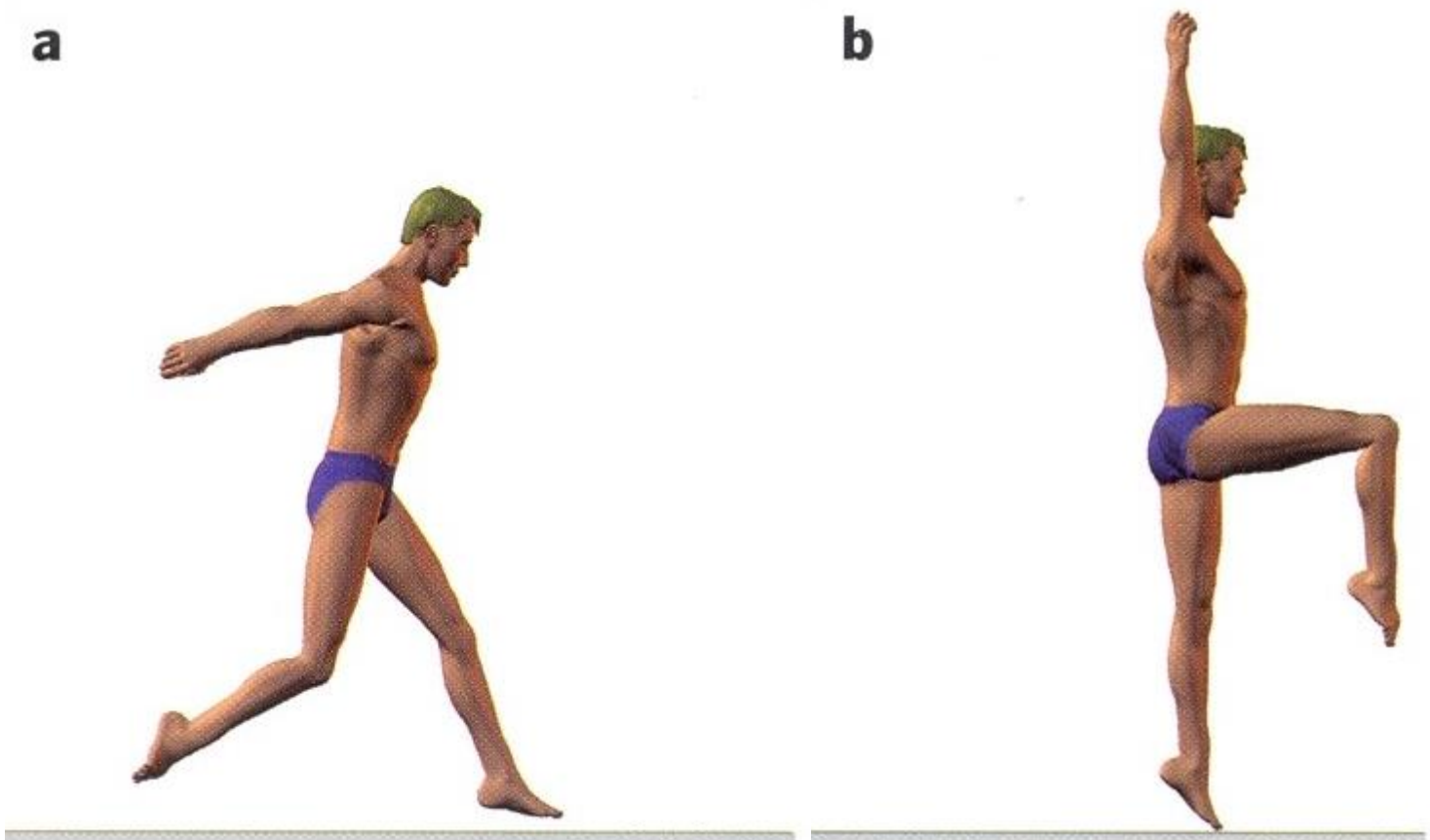


Abbildung 6: Variante des Absprungs am Brett. Dargestellt wird (a) das Aufsetzen des Sprungbeins mit anschließendem (b) Anziehen des Knies zum Aufschwung (Fricke & Köthe, 2009, S. 96).

Hierbei handelt es sich es um einen Aufschwung, wie er vor dem Absprung vom Sprungbrett im Kunstspringen ausgeführt wird. Die Umsetzung der Trockenübung dazu verlief bei der Erhebung wie folgt: die Probanden starteten jeden Durchgang in der Ausgangsposition (auf einer Markierung auf dem Boden stehend, entspannt, beide Arme seitlich am Körper hängen lassend), anschließend folgte ein Schritt mit dem linken Bein nach vorne, gleichzeitig wurde mit beiden Armen entgegengesetzt der Vorwärtsbewegung Schwung geholt, abschließend wurden beide Arme in einer Kreisbewegung vorwärts gehoben und das rechte Knie angezogen.

2.2.5. Datenerhebung

Zur Ableitung des EEGs wurde eine Elektrodenhaube (Montage No.24, Easycap, Deutschland) nach dem 10-20-System (Jasper, 1958) mit 32 Ag/AgCl Elektroden (actiCAP, Brain Products, Deutschland) verwendet. Ein aktiver Schaltkreis (actiShield, Brain Products, Deutschland) diente dabei der Signalstabilisierung und Artefaktunterdrückung. Der verwendete 72-Kanal-QuickAmp-Verstärker mit 22 Bit A/D-Wandler (Brain Products, Deutschland) arbeitete mit einer Referenz- und einer Erdungselektrode zur Datenaufzeichnung und einer Mittelwertreferenz über alle abgeleiteten Elektroden zur Datenverarbeitung. Der Übergang zwischen Schädeldecke und Elektrode wurde mittels Gelbrücke (Super-Visc, Easycap, Deutschland) hergestellt. Die Elektrodenimpedanz stellt eine notwendige Voraussetzung dar, für die Aufzeichnung eines störungsarmen EEG-Signals. Die Impedanz zwischen Elektrode und Schädeloberfläche wurde mittels aktiven Elektrodenschaltkreises individuell bestimmt und überschritt bei allen Probanden, deren Messung zur Auswertung herangezogen wurden, einen Wert von 10 k Ω nicht. Die Aufzeichnung erfolgte mittels BrainVision Recorder 1.2 (Brain Products, Deutschland). Das EEG wurde mit einem Tiefpassfilter von 140 Hz und einer Abtastrate von 500 Hz sowie einer Sensitivität von +/- 1500 μ V, inklusive dem durch Presentation eingespeistem Triggersignal, abgenommen. Um den Bewegungsradius des kabelgebundenen Systems zu erweitern, wurden gemeinsam mit Brain Products Möglichkeiten erarbeitet, den Bewegungsspielraum zu vergrößern. In der Umsetzung geschah dies durch eine Verlängerung des Flachbandkabels, welche die Verbindung zwischen Acticap-Controlbox und

Quickamp darstellt. Auf diese Weise verfügte das beschriebene System über einen Bewegungsradius von 2,5 m.

2.2.6. Datenvorbereitung

Die Datenverarbeitung fand mit dem BrainVision Analyzer (Brain Products, Deutschland) statt. Bearbeitungsgrundlage war das kontinuierliche Datenmaterial in Mittelwertreferenz der 32 abgeleiteten Elektroden. Das EEG-Signal wurde entsprechend den Bedingungen in Abschnitte von je 8250 ms segmentiert. Alle Durchgänge wurden semiautomatisch auf Artefakte untersucht (Gradient: 50 $\mu\text{V}/\text{ms}$, absolute Differenz: 200 $\mu\text{V}/200$ ms, niedrige Aktivität: 0.5 $\mu\text{V}/100$ ms). Alle Segmente, die im Anschluss manuell als von Artefakten belastet bestätigt wurden, waren von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

2.2.7. Datenanalyse

Die Quantifizierung der Spektralanalyse wurde mittels Fast Fourier Transformation (FFT) durchgeführt. Die Ausgabe der Spektralleistung belief sich auf eine Auflösung von 0,5 Hz bei einem Hanningwindow von 20 %. Dabei diente eine Sekunde vor dem WS in jedem Durchgang als individueller Referenzwert. Die Analyse wurde für die individuelle Alphaaktivität im zentralen Frequenzspektrum durchgeführt. Hierfür wurde die individuelle Alpha Peak Frequency (iAPF) durch Bestimmung des gemittelten Höchstwertes und anschließender Festlegung dieser Spitze als Zentrum für einen 4 Hz breiten Frequenzbereich festgelegt (Haegens et al., 2014). Es ergab sich eine iAPF von $M = 10,8$ Hz ($SD = 0,93$). Die Sekunde vor dem RS diente als Epoche für die Vorbereitung auf die Bedingung. Der Zeitraum 500 ms bis 1500 ms nach dem RS diente als Epoche für die Durchführung des Durchgangs und der Zeitraum 3500 ms bis 4500 ms nach dem RS diente als Epoche für die Nachmessung. Die für die Untersuchung relevanten Elektroden im frontoparietalen Netzwerk welche zur Auswertung herangezogen wurden, waren die frontalen, zentralen und parietalen Elektroden auf der linken und rechten Hemisphäre sowie in zentrale Ausrichtung: F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz und P4.

Die Auswertung der EEG-Daten erfolgte mittels Varianzanalyse mit Messwiederholung: fünf Bedingungen (Bewegungsausführung, Bewegungsbeobachtung external/ internal, Bewegungsbeobachtung external/ internal) x vier Zeitpunkte (Referenz, Vorbereitung, Durchführung, Nachmessung) x

drei Orientierungen (Region of interest, ROI; frontal, zentral, parietal) x drei Hemisphären (links, Mitte, rechts). Bei gestörter Sphärizität fand eine Anpassung der Freiheitsgrade durch Greenhouse-Geisser-Korrektur (Field, 2012) statt. Zur Analyse wurden herangezogen: SPSS 21 (IBM, USA) und RStudio 1.1 (RStudio, USA).

2.2.8. Ergänzende Messinstrumente

Zur Kontrolle wurden drei weitere Messinstrumente, die verschiedene Facetten der Bewegungsvorstellungsfähigkeit abdecken sollten, ergänzend erhoben. Als subjektives Maß wurde der Vividness of Movement Imagery Questionnaire 2 (Roberts et al., 2008) in eigener Übersetzung eingesetzt (Anhang I). In dem Fragebogen werden die visuelle Vorstellungsfähigkeit external und internal sowie die kinästhetische Vorstellungsfähigkeit auf einer fünf-stufigen Likert-Skala von 1 „*absolut klar und lebhaft*“ bis 5 „*absolut keine Vorstellung, man weiß nur, dass man gerade an die Bewegung denkt*“ mit je zwölf Items erfasst. Im deutschsprachigen Raum gab es zum Zeitpunkt der Erhebungen keinen validierten Fragebogen zur Erfassung der Bewegungsvorstellungsfähigkeit, daher wurde in dieser Studie eine eigene Übersetzung des im englischsprachigen Raum validierten Messinstruments einbezogen (Pithan & Dahm, 2015). Bei der Interpretation der Ergebnisse war darauf zu achten, dass die Aussagekraft des Fragebogens nur über begrenzte Gültigkeit verfügt.

Ergänzend wurde ein objektives Maß der Bewegungsvorstellungsfähigkeit erhoben. Der Mental Body Rotation Task (MBRT; Steggenmann, Engbert & Weigelt, 2011; Steggemann & Weigelt, 2011) ist ein Reaktionszeittest, bei dem die Teilnehmer beurteilen, ob eine ihnen gezeigte Person den rechten oder linken Arm hebt. Die Aufgabe wird schwieriger je stärker die gezeigte Person um die eigene Achse rotiert wird. Durch den Test konnte bereits die Rotationsexpertise von Athleten unterschieden werden. In dieser Erhebung wurde sich auf die Präsentation der Vorderansicht beschränkt. Es zeigte sich grundsätzlich eine längere Reaktionszeit in Vorderansicht im Vergleich zur Rückenansicht, da die mentale Rotation um mindestens eine zusätzliche Achse notwendig wird. In der Erhebung wurde die Person mit gestrecktem Arm in acht verschiedenen Orientierungen je neun Mal dargeboten.

Abschließend wurden über die Bildschirmpräsentation elf Fragen zur Erhebung selbst gestellt: zur Konzentration, Ausführung und zu jeder Bedingung. Zu

bewerten waren die Kontrollfragen auf einer 16 cm breiten, visuellen Analogskala (VAS) von sehr unkonzentriert bis sehr konzentriert, von schwierig bis einfach, von gar nicht lebhaft bis lebhaft und von gar nicht intensiv bis intensiv.

2.3. Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Pilotstudie beschrieben. Zunächst findet eine ausführliche Darstellung der Ergebnisse der EEG-Daten statt. Im Anschluss werden die Ergebnisse ergänzender Messinstrumente (MBRT, VMIQ, Kontrollfragen) beschrieben.

2.3.1. EEG-Daten

Der zeitliche Verlauf der mittleren iAPF-Leistung vorverarbeiteter EEG-Daten wird in Abbildung 7 dargestellt. Es zeigte sich eine Leistungsreduktion ausgehend von der Ruhemessung zu den Vergleichspunkten der Vorbereitung und Durchführung der einzelnen Bedingungen (Bewegungsvorstellung extern/ intern, Bewegungsbeobachtung extern/ intern, Ausführung). Nach Beendigung der Durchführung glich sich die iAPF-Leistung in allen Bedingungen der dem Ausgangswert der Ruhemessung wieder an.

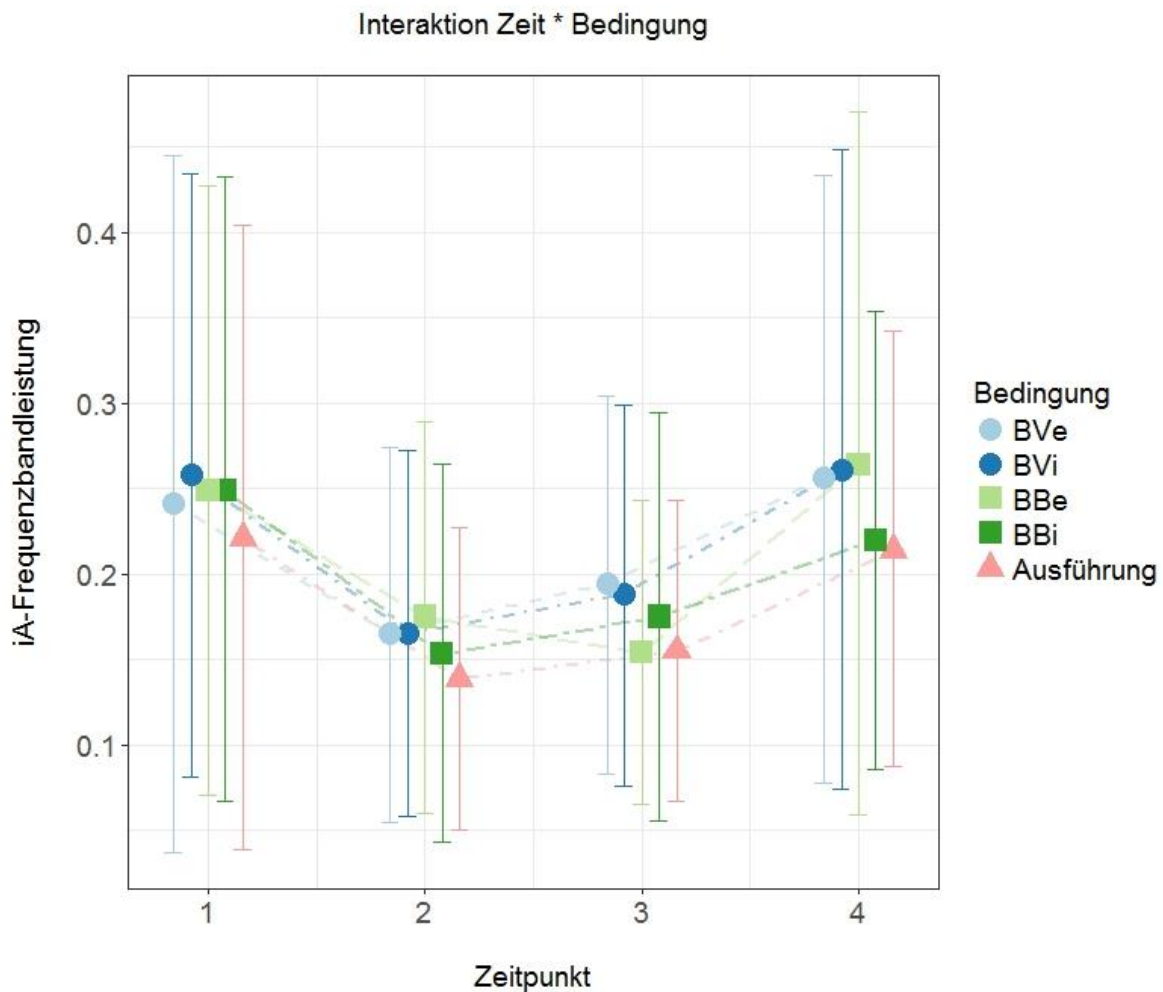


Abbildung 7: Mittelwert und Konfidenzintervall der iAPF mittels FFT im Zeitverlauf. Die Vergleichspunkte sind dargestellt durch fünf untersuchte Bedingungen: Bewegungsvorstellung extern (BVe), Bewegungsvorstellung intern (BVi), Beobachtung extern (BBe), Beobachtung intern (BBi) und Ausführung der Bewegung (A) zu den Zeitpunkten der Referenzierung (1), Vorbereitung (2), Durchführung (3) und Nachwirkung (4) der Bedingungen

Die Varianzanalyse mit Messwiederholung ergab einen signifikanten Haupteffekt Zeit ($F(1.195, 19,114) = 4.366$; $p = .044$; $\rho\eta^2 = .214$). Demzufolge reduzierte sich die iAPF-Leistung ausgehend vom Referenzwert ($M = 0.244$) zur Bedingungsvorbereitung ($M = 0.159$) signifikant ($F(1,16) = 5.121$; $p = .038$; $\rho\eta^2 = .242$). Der Vergleich zwischen Durchführung und Referenz überschritt, wie in Tabelle 1 dargestellt, die 5 %-Hürde nicht. Ein signifikanter Haupteffekt ergab sich ebenfalls für den Vergleich der Bedingungen ($F(1.929, 30.857) = 4.528$; $p = .020$; $\rho\eta^2 = .221$). Im Vergleich zur Ausführung ($M = 0.182$) zeigte sich für die Bedingungen Bewegungsvorstellung extern ($M = 0.214$; $F(1,16) = 5.393$; $p = .034$; $\rho\eta^2 = .252$), Bewegungsvorstellung intern ($M = 0.218$; $F(1,16) = 9.858$; $p = .006$; $\rho\eta^2 = .381$) und

Bewegungsbeobachtung extern ($M = 0.199$; $F(1,16) = 4.934$; $p = .041$; $\rho\eta^2 = .236$) ein signifikanter Unterschied. Unter Einbezug der Wechselwirkung der Haupteffekte ergab sich eine signifikante Interaktion zwischen Bedingung und ROI ($F(2.807, 38.514) = 3.943$; $p = .021$; $\rho\eta^2 = .198$). Der Unterschied zwischen den zentralen und parietalen Elektroden stellt sich bei der Bewegungsvorstellung intern ($M = 0.177$ zu $M = 0.267$) als größer heraus im Vergleich zur Bewegungsausführung ($M = 0.178$ zu $M = 0.191$; $F(1,16) = 7.877$; $p = .013$; $\rho\eta^2 = .330$).

Tabelle 1

Tabellarische Übersicht der Ergebnisse der Varianzanalyse der Zeitpunkte Referenz (Ref), Vorbereitung (Pre), Ausführung (A) und Nachbereitung (Nach) unter den Bedingungen Bewegungsvorstellung extern (BVe), Bewegungsvorstellung intern (BVi), Bewegungsbeobachtung extern (BBe) und Bewegungsbeobachtung intern (BBi).

| | | | |
|-------------------|------------------------------|--------------|-----------------|
| Zeit* | $F(1.195, 19,114) = 4.366$; | $p = .044$; | $\eta^2 = .214$ |
| Pre-Ref | $F(1,16) = 5.121$; | $p = .038$; | $\eta^2 = .242$ |
| Aus-Ref | $F(1,16) = 3.197$; | $p = .093$; | $\eta^2 = .167$ |
| Nach-Ref | $F(1,16) = 0.002$; | $p = .965$; | $\eta^2 = .000$ |
| Bedingung* | $F(1.929, 30.857) = 4.528$; | $p = .020$; | $\eta^2 = .221$ |
| BVe-A | $F(1,16) = 5.393$; | $p = .034$; | $\eta^2 = .252$ |
| BVi-A | $F(1,16) = 9.858$; | $p = .006$; | $\eta^2 = .381$ |
| BBe-A | $F(1,16) = 4.934$; | $p = .041$; | $\eta^2 = .236$ |
| BBi-A | $F(1,16) = 4.144$; | $p = .059$; | $\eta^2 = .206$ |
| Roi* | $F(1.408, 22.534) = 1.954$; | $p = .173$; | $\eta^2 = .109$ |
| Hem | $F(2, 32) = 0.487$; | $p = .619$; | $\eta^2 = .030$ |
| Zeit x Bedingung* | $F(1.992, 31.870) = 1.501$; | $p = .238$; | $\eta^2 = .086$ |
| Zeit x Roi* | $F(2.060, 32.961) = 2.305$; | $p = .114$; | $\eta^2 = .126$ |
| Zeit x Hem* | $F(2.743, 43.889) = 2.031$; | $p = .128$; | $\eta^2 = .113$ |
| Bedingung x Roi* | $F(2.807, 38.514) = 3.943$; | $p = .021$; | $\eta^2 = .198$ |
| BVe-A zu F-Z | $F(1,16) = 3.870$ | $p = .067$; | $\eta^2 = .195$ |
| BVe-A zu Z-P | $F(1,16) = 1.280$ | $p = .275$; | $\eta^2 = .074$ |
| BVi-A zu F-Z | $F(1,16) = 1.620$ | $p = .221$; | $\eta^2 = .092$ |
| BVi-A zu Z-P | $F(1,16) = 7.877$ | $p = .013$; | $\eta^2 = .330$ |
| BBe-A zu F-Z | $F(1,16) = 2.371$ | $p = .143$; | $\eta^2 = .129$ |
| BBe-A zu Z-P | $F(1,16) = 3.176$ | $p = .094$; | $\eta^2 = .166$ |
| BBi-A zu F-Z | $F(1,16) = 2.303$ | $p = .149$; | $\eta^2 = .126$ |
| BBi-A zu Z-P | $F(1,16) = 3.340$ | $p = .086$; | $\eta^2 = .173$ |
| Bedingung x Hem* | $F(2.254, 36.068) = 2.617$; | $p = .081$; | $\eta^2 = .141$ |

* Greenhouse-Geisser Korrektur der Freiheitsgrade aufgrund gestörter Sphärität

2.3.2. Ergänzende Messinstrumente

Im folgenden Abschnitt erfolgt die Ergebnisdarstellung der ergänzenden Messinstrumente MBRT, VMIQ und der Kontrollfragen.

2.3.2.1. MBRT

Bezüglich des MBRTs wurden nur Reaktionszeiten korrekter Antworten mit einbezogen. Korrekte Antworten mit einer gemessenen Reaktionszeit von weniger als 300 ms wurden ausgeschlossen. Dieses Vorgehen entspricht dem Vorbild von Steggemann, Engbert, und Weigelt (2011). Wie in Tabelle 2 zu erkennen ist, stiegen die Reaktionszeiten mit steigendem Rotationsgrad. Der stärkste Anstieg der Reaktionszeit ist bei 135° und 180° Rotation zu erkennen.

Tabelle 2
Mittelwerte und Standardabweichung des MBRTs

| Rotation | <i>M</i> | <i>SD</i> |
|----------|----------|-----------|
| 0° | 850 ms | 242 |
| 45° | 830 ms | 213 |
| 90° | 841 ms | 182 |
| 135° | 921 ms | 287 |
| 180° | 1008 ms | 463 |

Mittels Varianzanalyse mit Messwiederholung für die fünf verschiedenen Rotationswinkel ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Rotationsgraden feststellen ($F(1.285, 20.563) = 2.504; p = .123$).

Als Zwischensubjektfaktor, einbezogen in die Varianzanalyse mit Messwiederholung zur Bestimmung der neuronalen Frequenzbandleistung, zeigen sich keine Interaktionen im Zeitverlauf mit den Bedingungen der aktivierten Region.

2.3.2.2. VMIQ-2

Der Fragebogen zur Erfassung der Bewegungsvorstellungsfähigkeit diente der eigenen Einschätzung einer Fähigkeit und der Erfassung einer möglichen Präferenz in der Vorstellungsperspektive. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der drei Dimensionen des VMIQ-2 werden in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3
Mittelwert und Standardabweichung des VMIQ-2s

| | <i>M</i> | <i>SD</i> |
|---------------|----------|-----------|
| Extern | 1.86 | 0.6 |
| Intern | 1.58 | 0.4 |
| Kinästhetisch | 1.87 | 0.6 |

Es ergab sich ein signifikanter Haupteffekt der Dimensionen ($F(2, 32) = 3.36$; $p = .047$; $p\eta^2 = .174$). Die Bewertung der internen Perspektive fiel bei den beschriebenen Probanden besser aus als die Bewertung der externen Perspektive und Kinästhetik.

Als Zwischensubjektfaktor einbezogen in die Varianzanalyse mit Messwiederholung zur Bestimmung der neuronalen Frequenzbandleistung ergab sich keine signifikante Interaktion zwischen den Dimensionen des Fragebogens und den verschiedenen Bedingungen, Zeitpunkten oder Bereichen bzgl. der Frequenzbandleistung.

2.3.2.4. Kontrollfragen

Abschließend lässt sich beschreiben, dass die Probanden nach den Probedurchläufen keine Probleme mit der Bewegung selbst hatten, konzentriert bei der Aufgabe waren und ihre Augen in den meisten Durchgängen geöffnet hatten. Bei allen Bedingungen der Simulation lässt sich sagen, dass die Probanden die Simulation lebhafter empfanden, als dass sie die Intensität spürten (Differenzierung der visuellen und kinästhetischen Vorstellung). Die Bewegungsvorstellung hatten die Probanden aus der Innenperspektive und die Bewegungsbeobachtung aus der Außenperspektive als lebhafter empfunden. Nach angepasster Bonferroni-Korrektur überschritten keine Unterschiede das 95 %ige Signifikanzniveau im T-Test für gepaarte Stichproben.

2.4. Diskussion

Unter Berücksichtigung der FFT gelang es in der Pilotstudie, die Trockenübung eines Aufschwungs vom Brett in Ausführung, Bewegungsvorstellung (extern/ intern) und Bewegungsbeobachtung (extern/ intern) miteinander zu vergleichen. Im zeitlichen Verlauf zeigte sich die stärkste Reduktion der Frequenzbandleistung iAPF ausgehend von der Referenzzeit zur Vorbereitung auf die jeweilige Bedingung. Dabei zeigte sich eine stärkere Reduktion der Ausführung des Bewegungsablaufs im Vergleich zur Bewegungsvorstellung aus extern- und intern-visueller Perspektive und der Bewegungsbeobachtung extern. Nur die Bewegungsbeobachtung aus interner Perspektive überschritt das Signifikanzniveau nicht und es lässt sich allenfalls ein tendenzieller Effekt vermerken. Vor allem lässt sich durch Abbildung 7 erkennen, dass alle fünf Bedingungen gleiche

Aktivierungsmuster im Zeitverlauf aufwiesen. So wie für einen Bewegungsablauf zu erwarten war (Pfurtscheller & Aranibar, 1977; Pfurtscheller, 2003), reduzierte sich die Frequenzbandleistung ausgehend vom Referenzzeitpunkt über die Vorbereitung und Durchführung der Bedingung, bevor sie sich nach Abschluss der Bewegung wieder dem Ausgangsniveau angleich. Besonders hervorzuheben ist an dieser Stelle, dass rezitierte Studien (Abschnitt 1.7.2; Oszillation der Elektroenzephalografie; S. 45), welche sich mit der Frequenzbandleistung der Bewegung befassten, die Bewegungsabläufe auf feinmotorische Abläufe reduzierten und keine ganzheitlichen Bewegungsabläufe einbezogen. In dieser Pilotstudie ließen sich die Aktivitätsmuster von Finger- und Fußbewegungen auf einen raumgreifenden Bewegungsablauf, welcher alle Extremitäten mit einbezog, übertragen. Das Konzept der Äquivalenz von Bewegung und Simulation (Jeannerod, 2001) lässt sich somit von Laborbedingungen auf praxisnahe Bewegungsabläufe übertragen. Um dies zu gewährleisten, musste jedoch vom ursprünglichen Verfahren der Auswertung unter Einbezug der ERD Abstand genommen werden. Der Gebrauch der ERD-Analyse setzt den Einbezug von vollständigen Segmenten zum Vergleich innerhalb des jeweiligen Durchgangs voraus. Bei der ersten Sichtung der Daten stellte sich jedoch heraus, dass sich dieses Vorgehen für die Untersuchung als nicht praktikabel herausstellte. Ausschließlich die EEG-Daten 3 der 17 Probanden wiesen für die Bewegungsausführung 28 oder mehr artefaktfreie Durchgänge auf. Die 17 Probanden zeigten nur für $M = 16,7$ ($SD = 11$) Durchgänge der Bewegungsausführung artefaktfreie Daten im EEG-Signal. Im Vergleich dazu zeigten sich die Durchgänge der Bewegungsvorstellung extern ($M = 34,8$; $SD = 4,9$), Bewegungsvorstellung intern ($M = 34,1$; $SD = 4,4$), Bewegungsbeobachtung extern ($M = 32,4$; $SD = 5,9$) und Bewegungsbeobachtung intern ($M = 32,2$; $SD = 6$) deutlich stabiler. Da die Pilotstudie dem Vergleich zwischen Bewegungsausführung und Simulation dienen sollte, wurde nach dem Beispiel von Hoedlmoser et al. (2011) gearbeitet. Es fand eine Aufteilung der Segmente in die zu nutzenden Epochen statt, welche anschließend auf Artefaktbelastung geprüft wurden. Auf diese Weise wurden nur die für die Analyse notwendigen Segmente einbezogen. Es ergab sich eine deutlich höhere Stabilität der EEG-Daten mit $M = 190,7$ ($SD = 11,8$) artefaktfreien Segmenten während der Epoche zur Durchführung von 200 gemessenen Durchgängen über alle fünf Bedingungen. Nur durch dieses Vorgehen war ein Vergleich zwischen Bewegungsausführung und Simulation der Trockenübung

möglich. Bei der Interpretation der Daten muss jedoch weiterhin berücksichtigt werden, dass der Einfluss von Bewegungsartefakten auf die Ergebnisse nichtsdestotrotz größer sein kann als unter Einbezug der ERD-Analyse, welche die Abstinenz von (Bewegungs-)Artefakten über den gesamten Zeitverlauf eines Segments voraussetzt. Des Weiteren muss der Verlust der Daten im Vergleich innerhalb eines Durchgangs berücksichtigt werden. Während die ERD-Analyse einen Vergleich zwischen den MZP innerhalb jedes einzelnen Durchgangs anstellt, fand bei der FFT-Analyse nur ein gemittelter Vergleich zwischen den MZP statt.

Im Vergleich zur Bewegungsausführung zeigt sich, dass sowohl die Bewegungsvorstellung als auch die Bewegungsbeobachtung ihre Berechtigung im Trainingsprozess haben. Beide zeigen ein vergleichbares - wenn auch abgeschwächtes - Muster im Zeitverlauf. Somit lässt sich die *Simulationstheorie* (Jeannerod, 2001) bestätigen, welche von vergleichbarem Aktivierungsmuster der verdeckten und offenen Phasen eines Bewegungsablaufs ausgeht. Daher lässt sich der Nutzen von Bewegungssimulationen im Training (Fricke & Köthe, 2009; Highlen & Bennett, 1983; Köthe, 2004; Noth, 2011; Noth, Naundorf, Kaeubler, Wenzel & Krug, 2009; Reed, 2002; Rymal, Martini, & Ste-Marie, 2010; Rymal & Ste-Marie, 2009; Ste-Marie et al., 2012) aus neuropsychologischer Perspektive nachvollziehen.

Was die Messmethoden der psychometrischen Verfahren anbelangt, konnten keine Rückschlüsse von den Messergebnissen auf die Daten der Spektralanalyse in der iAPF gezogen werden. Aufgrund der Ökonomisierung der Untersuchungsmethodik wurde der MBRT (Steggemann, Engbert, & Weigelt, 2011) bereits in der Pilotstudie verkürzt. Es wurde nur mit der Rotationsaufgabe in Vorderansicht gearbeitet und die Anzahl der Durchgänge wurde von 160 auf 89 reduziert, um einen Zeitraum von 15 Minuten für die Aufgabe nicht zu überschreiten. Da sich in der Pilotstudie kein Mehrwert durch den Einsatz des MBRTs ergab, wurde dieser in den folgenden Studien durch ein alternatives objektives Verfahren ersetzt.

3. Einzelfallvergleich

Unter Berücksichtigung der gewonnenen Ergebnisse und Erfahrungen wurde ein Einzelfallvergleich für eine sportartspezifische Bewegung und eine darauf aufbauende Interventionsstudie im Wasserspringen entwickelt. Um eine Praxisrelevanz zu gewährleisten, wurde ein Bewegungsablauf als Gegenstand für die Untersuchung gemeinsam mit Trainern, Trainingswissenschaftlern und Sportpsychologen des Wasserspringens bestimmt. Zunächst stand eine Auseinandersetzung mit der Umsetzbarkeit des Bewegungsablaufs (305c – 3 m) bzw. dessen Imitationsübung und Simulation unter Laborbedingungen im Fokus. Es stellte sich heraus, dass die Trockenübung des Sprungs wesentlich komplexer war als die Trockenübung des Absprungs, welche in der Pilotstudie untersucht wurde. Die Trockenübung des Sprungs selbst in reduzierter Form setzte einen erheblich größeren Bewegungsspielraum voraus als die Trockenübung eines Sprungabschnitts. Des Weiteren führte ein Einrollen des Körpers, Anziehen eines Beins und Anziehen des Kinns an die Brust zu starken Anspannungen der Muskeln im Kopf-, Schulter- und Nackenbereich. Beim Versuch der EEG-Aufzeichnung einer Trockenübung des Sprungs wurde die Aufzeichnung durch massive Muskel- und Bewegungsartefakte überlagert, sodass keine Auswertung der Bewegungsdaten möglich war. Daher reduzierte sich die weitere Untersuchung sportartspezifischer Bewegungsabläufe auf den Einbezug der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung. Abschließend wurde versucht, unter Einbezug der Ergebnisse der Pilotstudie einen Bogen zum Bewegungsablauf zu schlagen.

Dementsprechend wurde im Einzelfallvergleich auf die ERD mit Intertrialvarianz zurückgegriffen, da sich dieses Vorgehen in der Pilotstudie nur in Bezug auf die Bewegungsausführung als nicht praktikabel herausgestellt hat. Die iAPF zeigt sich bei der Messung als informativer, was den individuellen Informationsgehalt angeht. Individuell ermittelte Frequenzen stellen eine Funktion der Gedächtnisleistung (Klimesch, 1997) und des Alters dar (Aurlien et al., 2004). Sie sind ebenfalls auf weitere Frequenzbereiche zu übertragen (Haegens et al., 2014). Allerdings fehlt es an fundierten Grundlagen, was die Stabilität und Reproduzierbarkeit bei Messwiederholungen anbelangt. Um die Stabilität der Messergebnisse und Vergleichbarkeit über verschiedene Frequenzbereiche zu gewährleisten, wurde in den folgenden Untersuchungen nicht mit individuellen, sondern mit fest vordefinierten, standardisierten Frequenzbereichen gearbeitet.

3.1. Fragestellung und Hypothesen

Die zweite Studie stellt einen Einzelfallvergleich zwischen zwei Wasserspringern unterschiedlichen Expertisegrads und eines sportartfremden Athleten dar. Die Simulation eines spezifischen Sprungs (305c – 3 m) wurde untersucht. Folgende Hypothesen werden trotz mangelnder Falsifizierbarkeit mittels statistischer Wahrscheinlichkeit gestellt: Das Aktivierungsniveau, gemessen anhand der ERD im μ -Frequenzbereich ist bei höherer Expertise weniger stark ausgeprägt. Es stellt sich eine Veränderung der Aktivierung mit steigender Expertise ein (Neubauer & Fink, 2009). Da der μ -Frequenzbereich sowohl allgemeine Aufmerksamkeitsprozesse als auch bewegungsspezifische Anteile miteinbezieht (Niedermeyer, 2005), zeigt sich ein sportartunspezifischer Expertiseunterschied.

1. Die ERD im μ -Frequenzbereich zeigt sich bei der Nachwuchsathletin stärker ausgeprägt als beim erwachsenen Wasserspringer.
2. Die ERD im μ -Frequenzbereich zeigt sich beim Judoka stärker ausgeprägt als beim erwachsenen Wasserspringer.
3. Die ERD im μ -Frequenzbereich zeigt sich beim Judoka weniger stark fokussiert als bei den der Sportart vertrauten Athleten

3.2. Methode

Im Folgenden wird der Aufbau des Einzelfallvergleichs beschrieben. Drei Probanden wurden bezüglich der neuronalen Aktivierungsmuster während der Simulation (Bewegungsvorstellung extern/ intern, Bewegungsbeobachtung intern/ extern) eines spezifischen Kunstsprungs miteinander verglichen. Der Einzelfallvergleich diente der Vorbereitung einer Interventionsstudie im C-Kader-Wasserspringen des DSVs. Dieser explorative Vergleich fand ausschließlich auf qualitativ-beschreibender Ebene statt.

3.2.1. Probanden

Der Einzelfallvergleich wurde durchgeführt mit einem B-Kader-Wasserspringer (männlich, 27 Jahre), einer C-Kader-Wasserspringerin (weiblich, 16 Jahre) als Vergleichspunkt mit geringer Sportart- und Wettkampferfahrung und einem

Judoka mit internationaler Wettkampferfahrung als Kontrollproband (männlich, 27 Jahre).

3.2.2. Experimentalaufbau

Die Erhebung wurde ebenfalls im Department Sportwissenschaft der Martin-Luther-Universität durchgeführt. Der Experimentalaufbau ist vergleichbar mit dem der Pilotstudie und daher Abschnitt 2.2.2. (Experimentalaufbau; S. 57) zu entnehmen.

3.2.3. Untersuchungsgegenstand

Nach Rücksprache mit den zuständigen Trainern wurde in Vorbereitung auf die angeschlossene Interventionsstudie ein $2\frac{1}{2}$ Auerbachsalto, gehockt vom Dreimeterbrett als Untersuchungsgegenstand genutzt (Abbildung 8). Es handelt sich um einen Sprung der mit Anlauf aus der Vorwärtsbewegung ausgeführt wird. Nach dem Aufschwung und Absprung vom Brett folgen $2\frac{1}{2}$ Umdrehungen rückwärts mit angewinkelten Beinen. Der Sprung entspricht einem Schwierigkeitsgrad von 2,8. Bei Auerbachsprüngen stoßen Trainer und Athleten auf besondere Schwierigkeiten. Vor allem im Nachwuchsbereich verlangen diese Sprünge den Athleten die größte Überwindung ab. Die Rotation entgegen der Bewegungsrichtung erhöht z. B. die Verletzungsgefahr durch einen Brettkontakt. Aus diesem Grund sollte in der Interventionsstudie mit den $2\frac{1}{2}$ Auerbachs gearbeitet werden.

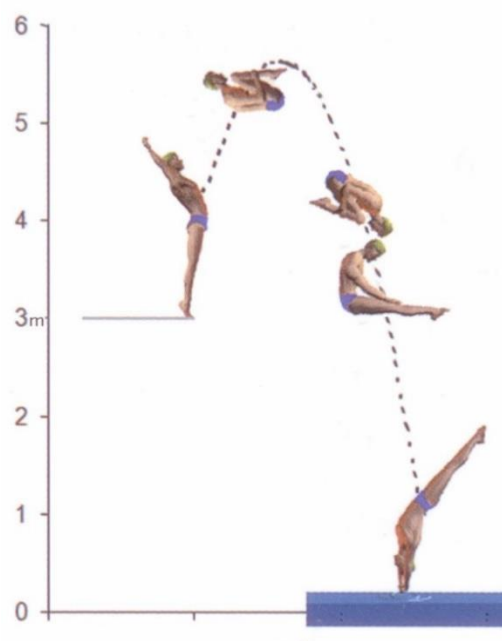


Abbildung 8: 305c ausgeführt vom Dreimeterbrett (abgewandelt von Fricke & Köthe, 2009)

3.2.4. Experimentelles Paradigma

Das experimentelle Paradigma zur Erhebung der neuronalen Aktivierung während der Vorstellung und Beobachtung des Bewegungsablaufs ist an den Ablauf der Pilotstudie angelehnt (Abschnitt 2.2.3.; Experimentelles Paradigma; S. 58). Untersucht wurde die neuronale Reaktivität in Form von ERD unter vier Experimentalbedingungen: Bewegungsvorstellung extern, Bewegungsvorstellung intern, Bewegungsbeobachtung extern und Bewegungsbeobachtung intern. Im Gegensatz zur Pilotstudie konnte die Bewegungsausführung aus den oben beschriebenen Gründen nicht einbezogen werden. Per Bildschirmpräsentation (Presentation, Neurobehavioral Systems, Inc., USA) wurde den Probanden während der Datenerhebung ein zeitlicher Ablauf vorgegeben. Jeder Durchgang startete mit einem weißen Bildschirm für 3000 - 4000 ms (RCT). Ein Fixationskreuz für 2000 ms diente der Referenzmessung der neuronalen Aktivität im Ruhezustand. Es folgte ein Stimulus repräsentativ für jede Bedingung (CS) in Form eines Pfeils. Ein schwarzer Pfeil war jeweils repräsentativ für eine Bewegungsvorstellung und ein weißer Pfeil für eine Bewegungsbeobachtung. Pfeile nach oben indizierten die Simulation aus externer und Pfeile nach unten gerichtet die Simulation aus interner Perspektive. Nach der Präsentation des instruierenden Stimulus (IS) für je 2000 ms folgte ein Reaktionsstimulus (RS) in Form eines Tonsignals (1000 Hz, 100 ms). In den Bedingungen der Bewegungsbeobachtung folgte jeweils ein Video des Sprungs, welches etwa 8000 ms dauerte. In den Bedingungen der Bewegungsvorstellung erstreckte sich die Darstellung des CS über 8000 ms. Die Probanden waren instruiert, sich den Bewegungsablauf in dieser Zeit so lebhaft wie möglich vorzustellen. In jedem Durchgang bewerteten die Probanden nach der Simulation ihre eigene Leistung in Form von Schulnoten. Dies diente der Kontrolle ihrer Aufmerksamkeit. Die Erhebung erfolgte in vier Durchgängen mit je zehn Wiederholungen pro Bedingung (RCT) mit mindestens dreiminütigen Pausen zwischen den Erhebungsblöcken. Der zeitliche Ablauf eines Durchgangs ist dargestellt in Abbildung 9. Zur Einleitung des Untersuchungsabschnittes erfolgten spezifische Instruktionen zum Untersuchungsablauf. Zum Abschluss der Instruktionen folgte ein Probedurchlauf. Bevor die Erhebung begann, war es notwendig, dass die Probanden die erlernten Instruktionen fehlerfrei wiederholen konnten.

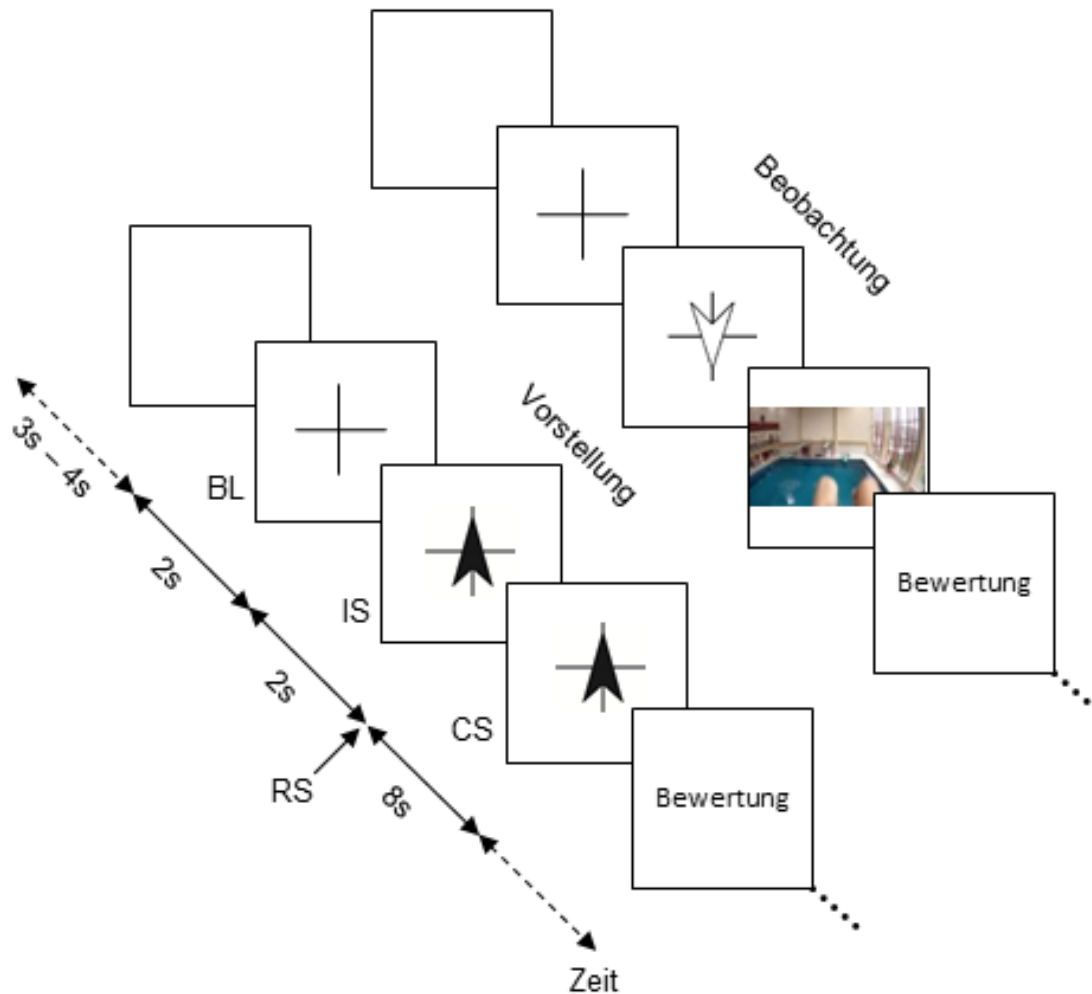


Abbildung 9: Zeitverlauf der Stimuluspräsentation beginnend mit einer Baseline (BL) Messung, gefolgt von einem instruierenden Stimulus (IS) spezifisch für jede Bedingung. Der Reaktionsstimulus (RS) dient der Einleitung der Simulation. Ein Condition Stimulus (CS) spezifisch für jede Bedingung wurde während der Simulation des Bewegungsablaufs zur Stimulation der ERD-Messung dargestellt.

3.2.5. Stimulusmaterial

Grundlage für die Produktion des Stimulusmaterials bieten Pithan und Stoll (2012). Es wurden Videoaufnahmen des Untersuchungsgegenstands (2½ Auerbachsalto) simultan aus externer und interner Perspektive aufgenommen um zu gewährleisten, dass keine Unterschiede im Bewegungsablauf die Untersuchungsergebnisse beeinflussen. Die Aufnahmen gelangen mit der Unterstützung eines B-Kader-Athleten im Wasserspringen. Das Videomaterial aus externer Perspektive wurde mittels Camcorder (HDR-AZ1, Sony, Japan) seitlich vom Beckenrand statisch von einem Stativ aufgezeichnet. Dabei war zu beachten, dass der Bildausschnitt den vollständigen Bewegungsablauf von der Ausgangsposition auf dem Sprungbrett über die Flugphase bis zum Eintauchen des Athleten erfasste. Die

Aufzeichnung des externen Bewegungsablaufs fand im Format 1280 x 720 Bildpunkte, einer Datenrate von 25034 kBit/s und 120 Einzelbildern pro Sekunde statt, um eine möglichst authentische und flüssige Abbildung des Bewegungsablaufs gewährleisten zu können. Die Aufzeichnung des Bewegungsablaufs aus interner Perspektive wurde mittels Helmkamera (HD Hero, GoPro, USA) umgesetzt. Grundsätzlich bietet der Hersteller bereits eine Möglichkeit, die Kamera am Kopf mittels Stirnband zu befestigen. Dieses stellte sich jedoch als nicht ausreichende Befestigung für den Einsatz im Wasserspringen heraus. Bei der Modifikation der Befestigung war zu beachten, dass diese einen festen Halt der Kamera gewährleistet, ohne die Bewegungsfreiheit des Athleten zu beeinflussen. Das Gehör dient dem Athleten während des Sprungs zur Orientierung. Daher war darauf zu achten, dass das Gehör unbeeinträchtigt war. Eine Wasserballhaube, an dem das Kopfband fixiert wurde, ermöglichte einen stabilen Halt der Kamera ohne das Gehör zu beeinflussen. Zusätzlich wurde eine Schwimmhaube über das Kopfband gesetzt und mit Kinesiotape fixiert, um die Halterung weiter zu fixieren. Abbildung 10 zeigt die Halterung, welche die Aufnahmen des Bewegungsablaufs aus interner Perspektive ermöglichte.



Abbildung 10: Konstruktion zur Aufzeichnung eines 2½ Auerbachsalto vom Dreimeterbrett aus interner Perspektive.

Die Aufzeichnung des internen Bewegungsablaufs fand im Format 1280 x 720 Bildpunkte, einer Datenrate von 15095 kBit/s und 60 Einzelbildern pro Sekunde statt, um ebenfalls eine möglichst authentische und flüssige Abbildung des Bewegungsablaufs gewährleisten zu können. Nach der Aufzeichnung wurden die Datenrate und die Bildfrequenz der Videos aus externer und interner Perspektive einander angeglichen, um übereinstimmende Ausgangsvoraussetzungen zu erzeugen.

3.2.6. Datenerhebung

Die Datenerhebung entspricht in großen Teilen der Datenerhebung der beschriebenen Pilotstudie in Abschnitt 2.2.5. (Datenerhebung; S. 61). Abweichend zur Pilotstudie wurden vier Elektroden aus dem 10-20 System (Jasper, 1958) umfunktioniert. Die Elektroden TP9 und TP10 wurden als Ohrreferenzelektroden und die Elektroden FP1 und FP2 wurden zur Ableitung der Elektroofokulografie verwendet. Auf diese Weise ließen sich Artefakte, bedingt durch Augenbewegungen und Lidschlüsse, präziser aus dem abgeleiteten EEG-Signal entfernen.

3.2.7. Datenvorbereitung

Die Datenverarbeitung fand mit dem BrainVision Analyzer (Brain Products, Deutschland) statt. Zunächst wurde eine Re-Referenzierung nach Laplace Quellenableitung durchgeführt (nach Hjorth, 1975; dargestellt in Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999; Zschocke, 2012). Auf diese Weise sollten fokale EEG-Veränderungen hervorgehoben und der Einfluss von Artefakten reduziert werden. Im nächsten Schritt wurde das EEG-Signal entsprechend den Bedingungen in Abschnitte von je 13000ms segmentiert. Zunächst wurden Artefakte durch Augenbewegungen und Lidschlüsse mithilfe der EOC-Korrektur der BrainVision Analyzer Software behoben. Anschließend wurden alle Durchgänge semiautomatisch auf Artefakte untersucht (Gradient: 50 $\mu\text{V}/\text{ms}$, absolute Differenz: 200 $\mu\text{V}/200\text{ ms}$, niedrige Aktivität: 0.5 $\mu\text{V}/100\text{ ms}$). Alle Segmente, die im Anschluss manuell als von Artefakten belastet bestätigt wurden, waren von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

3.2.8. Datenanalyse

Die Quantifizierung der ERD wurde mittels Intertrialvarianz durchgeführt. Dabei dienten 2000 ms während der Baselinemessung in jedem Durchgang als individueller Referenzwert. Die Analyse wurde für die Aktivität im μ -Frequenzbereich (8-13 Hz) durchgeführt. Zur topologischen Betrachtung und Exploration wurde die zeitlich gemittelte ERD betrachtet.

3.2.9. Ergänzende Messinstrumente

Zur Kontrolle wurden, wie auch in der Pilotstudie, zwei weitere Messinstrumente, die verschiedene Facetten der Bewegungsvorstellungsfähigkeit abdecken sollen, ergänzend erhoben. Als subjektives Maß wurde wieder der Vividness of Movement Imagery Questionnaire 2 (Roberts et al., 2008), in eigener Übersetzung (Anhang I), eingesetzt. In dem Fragebogen werden die visuelle Vorstellungsfähigkeit external und internal und die kinästhetische Vorstellungsfähigkeit auf einer 5-stufigen Likert-Skala von 1 „*absolut klar und lebhaft*“ bis 5 „*absolut keine Vorstellung, man weiß nur, dass man gerade an die Bewegung denkt*“ mit je 12 Items erfasst.

Als objektives Maß der Bewegungsvorstellungsfähigkeit wurde auf die mentale Rotation verzichtet und die Vorstellungszeit der externen und internen Bewegungsvorstellung erhoben. Im Anschluss an die Erhebung zur Messung der μ -Aktivität wurde das beschriebene Paradigma zur Zeiterfassung abgewandelt (Abbildung 11). Jeder Durchgang startete mit einem Fixationskreuz (BL), um den Durchgang einzuleiten. Es folgte ein instruierender Stimulus (IS) zur Differenzierung der Vorstellung aus interner und externer Perspektive. Die Probanden wurden instruiert nach dem Reaktionsstimulus (RS), die Bewegungsvorstellung durchzuführen und mit einem Tastendruck (TD) das Ende der Vorstellung zu signalisieren. Der auszuwertende Messzeitraum ergab sich aus dem Zeitverlauf zwischen Reaktionsstimulus und Tastendruck. Es erfolgten insgesamt zehn Bewegungsvorstellungszeitmessungen, fünf je Perspektive (RCT). Abschließend wurden über die Bildschirmpräsentation elf Fragen zur Erhebung selbst gestellt: zur Konzentration, Ausführung und zu jeder Bedingung. Zu bewerten waren die Kontrollfragen auf einer 16 cm langen VAS von sehr unkonzentriert bis sehr konzentriert, von schwierig bis einfach, von gar nicht lebhaft bis lebhaft und von gar nicht intensiv bis intensiv.

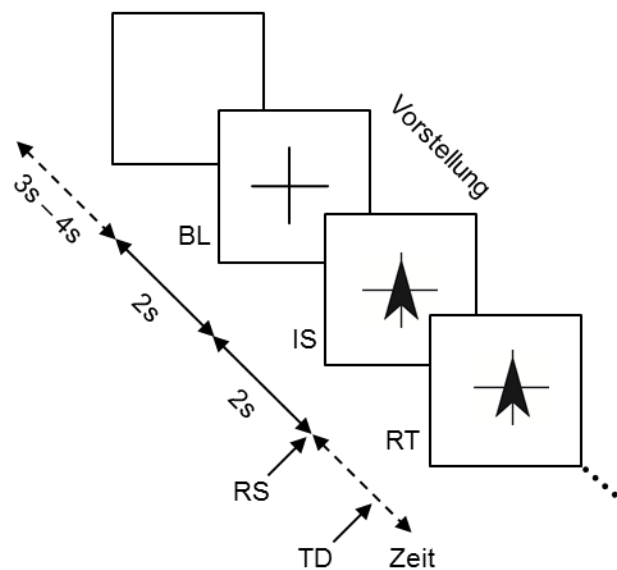


Abbildung 11: Zeitverlauf der Stimuluspräsentation zur Reaktionszeitmessung, beginnend mit einer Baseline (BL) Messung, gefolgt von einem instruierendem Stimulus (IS) spezifisch für die Vorstellung. Der Reaktionsstimulus (RS) dient der Einleitung der Vorstellung. Das Ende der Vorstellung wurde durch einen Tastendruck (TD) signalisiert.

3.3. Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse des Einzelfallvergleichs beschrieben. Zunächst findet eine ausführliche Ergebnisdarstellung der EEG-Daten statt. Im Anschluss werden die Ergebnisse ergänzender Messinstrumente (VMIQ, Vorstellungszeit und Bewertung) beschrieben.

3.3.1. EEG-Daten

Der zeitliche Verlauf der μ -Aktivität in topografischer Verteilung wird in Tabelle 4 dargestellt. Der Ruhezustand zur Baselinemessung galt als Referenzwert und wurde in grün dargestellt. Abweichungen in der μ -Aktivität im Zeitverlauf wurden in gelb bis rot bei ERS und hell- bis dunkelblau bei ERD abgebildet. Untereinander dargestellt wurde pro Proband der zeitliche Verlauf der Veränderung in der μ -Aktivität für die vier erhobenen Bedingungen. Jede Bedingung wurde anhand von sechs grafisch dargestellten Schädeloberflächen abgebildet. Von oben nach unten ist die Auswertung der Bewegungsvorstellung extern, Bewegungsvorstellung intern, Bewegungsbeobachtung extern und Bewegungsbeobachtung intern abgebildet. Die farbliche Darstellung eines Schädels zeigt die durchschnittliche Veränderung der μ -

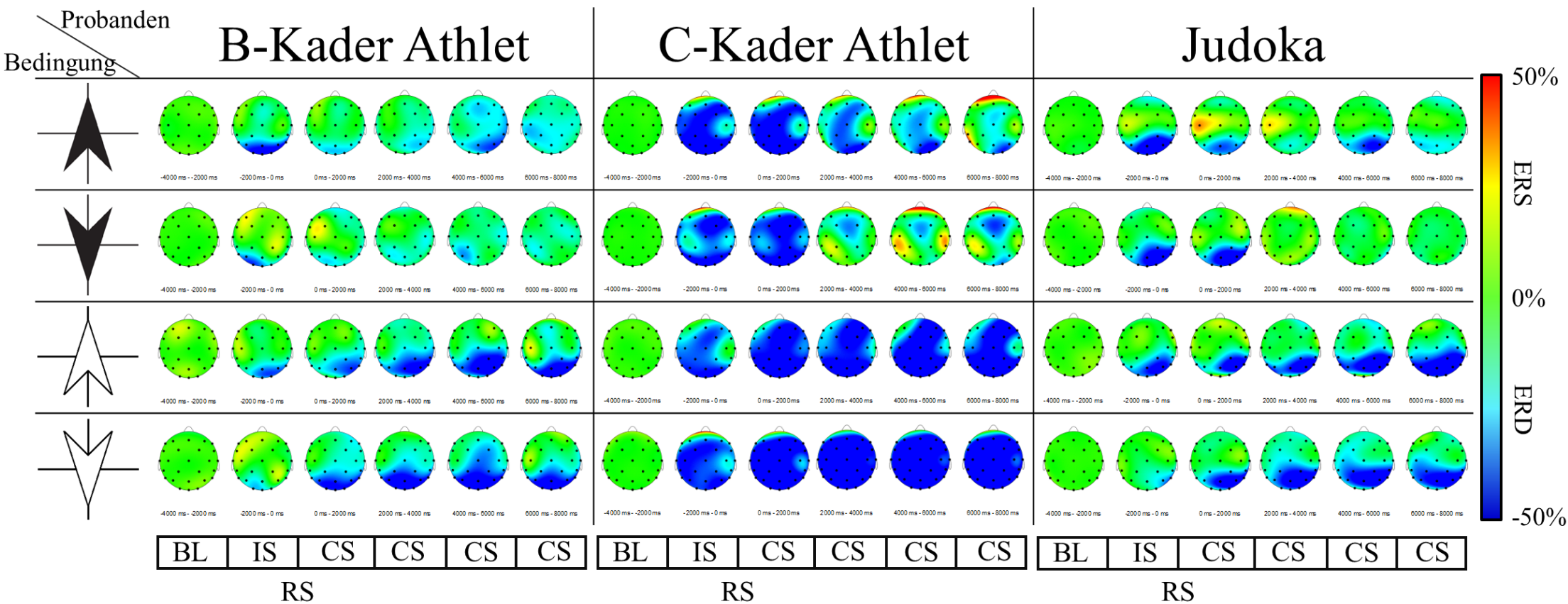
Aktivität ausgehend vom Referenzwert zur Baselinemessung (BL) über einen Zeitraum von 2000 ms. Der je zweite Schädel zeigt die Aktivierung während der Vorbereitung auf die Simulation mit bedingungsspezifischer Instruktion (IS). Die weiteren vier Abbildungen zeigen die Veränderung der Aktivität während der vier Bedingungen (CS).

Die C-Kader-Athletin zeigte weit gefächerte Aktivierungsmuster in Form der blau dargestellten ERD in allen vier Bedingungen. In der Vorbereitung und zu Beginn der Vorbereitungsbedingungen, sowie in der Vorbereitung und während der Beobachtungsbedingungen zeigte sich die global stark ausgeprägte ERD. Im Verlauf der Vorbereitungsbedingungen zeigte sich eine stärkere Differenzierung als im Verlauf der Beobachtungsbedingungen. In der Bewegungsvorstellung aus externer Perspektive zeigte sich die stärkste Aktivierung in einer medialen Linie von den frontalen Elektroden bis zu den parietalen und okzipitalen Elektroden. Die Stärke der Aktivierung nahm über den Zeitverlauf hinweg ab. In der Bedingung der Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive zeigte sich ein fokaleres Aktivierungsmuster. Dieses fokussierte sich zwischen den Elektroden Fz, FC1, FC2 und Cz. Dieses Muster blieb über den Zeitverlauf hinweg erhalten.

Im Vergleich der Probanden zeigte sich am deutlichsten der Unterschied zwischen der C-Kader-Athletin und den beiden volljährigen Probanden. Sowohl der B-Kader-Athlet als auch der Judoka zeigten global betrachtet eine weniger stark ausgeprägte Aktivierung, sowohl über die Bedingungen als auch über den Zeitverlauf hinweg. Beide Probanden zeigten in den Bedingungen der Bewegungsbeobachtung ein stärker ausgeprägtes postzentrales Zentrum der Aktivierung als in den Bedingungen der Bewegungsvorstellung. In den Bedingungen der Bewegungsbeobachtung zeigten sich bei beiden Probanden stark übereinstimmende Aktivierungsmuster. Die geringste Aktivierung zeigte sich bei beiden Probanden in der Bedingung der Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive. Der B-Kader-Athlet zeigte präzentral eine stärker ausgeprägte Aktivierung als der Judoka.

Tabelle 4

Topografische Verteilung der gemittelten ERD/ERS (8-13 Hz) der drei untersuchten Probanden in je vier Bedingungen im Zeitverlauf. Schwarze Pfeile stehen stellvertretend für Bedingungen der Bewegungsvorstellung, weiße Pfeile stehen stellvertretend für die Bewegungsbeobachtung. Pfeile nach oben repräsentieren die externe und Pfeile nach unten die interne Perspektive. (Baseline; BL: -4000 ms bis -2000 ms; Instruktion; IS: -2000 ms bis 0000 ms; Ausführung der Bedingung; CS: 0000 ms bis 8000 ms gemittelte Darstellung über je 2000 ms).



3.3.2. Ergänzende Messinstrumente

In Anbetracht der ergänzenden Messinstrumente (Tabelle 5) lässt sich feststellen, dass bezüglich des VMIQ-2s eine große Übereinstimmung zwischen Judoka und B-Kader-Wasserspringer bestand. Auf allen drei Dimensionen des VMIQ-2s bewertete der Judoka seine Leistung um 0,2 Punkte schlechter als der B-Kader-Wasserspringer. In der Reihenfolge bewerteten beide Athleten die eigene Vorstellungsfähigkeit aus interner Perspektive am besten, gefolgt von der Kinästhetik. Die Vorstellungsfähigkeit aus der extern-visuellen Perspektive wurde von beiden Athleten als am wenigsten stark ausgeprägt bewertet. Die C-Kader-Wasserspringerin bewertete ihre Vorstellungsfähigkeit aus der extern-visuellen Perspektive vergleichbar gut mit den anderen beiden Probanden. Sowohl in Bezug auf die intern-visuelle Perspektive als auch in Bezug auf die Kinästhetik bewertete die C-Kader-Athletin ihre Vorstellungsfähigkeit schlechter als die volljährigen Probanden. In der Eigenwahrnehmung unterschieden sich die visuellen Vorstellungen nicht voneinander. Die Kinästhetik wurde von der C-Kader-Athletin um einen Punkt schlechter bewertet.

Tabelle 5
VMIQ-2 Werte, Bewegungsvorstellungszeit und subjektive Leistungsbewertung der vier Bedingungen im Durchschnitt je Proband.

| | | B-Kader | C-Kader | Judoka |
|------------------|--------------------|----------|---------|---------|
| VMIQ-2 | Extern | 2,1 | 2,0 | 2,3 |
| | Intern | 1,3 | 2,0 | 1,5 |
| | kinästhetisch | 1,9 | 3,0 | 2,1 |
| Vorstellungszeit | Extern | 9481 ms | 9374 ms | 9790 ms |
| | Intern | 10099 ms | 9090 ms | 9755 ms |
| Bewertung | Vorstellung extern | 1,8 | 1,8 | 2,8 |
| | Vorstellung intern | 1,7 | 2,9 | 2,9 |
| | Beobachtung extern | 1,9 | 1,1 | 2,3 |
| | Beobachtung intern | 1,8 | 2,1 | 2,4 |

In Anbetracht der Bewegungsvorstellungszeit lässt sich zusammenfassend feststellen, dass die Mittelwerte der drei Probanden in beiden Perspektiven den Zeitablauf der Bewegung (im Vergleich zum Zeitverlauf des Videomaterials) überschritten. Der B-Kader-Athlet benötigte ca. 600 ms länger für die Vorstellung aus

interner Perspektive im Vergleich zur Vorstellung aus externer Perspektive. Die C-Kader-Athletin benötigte ca. 300 ms länger für die Vorstellung aus externer Perspektive im Vergleich zur Vorstellung aus interner Perspektive. Die Zeiten der Vorstellung der beiden Wasserspringer aus externer Perspektive unterschieden sich um ca. 100 ms. Die Bewegungsvorstellungszeiten der beiden Perspektiven unterschieden sich bei dem Judoka um weniger als 40 ms. Damit lagen die Zeiten beider Perspektiven des Judoka zwischen den Zeiten des B-Kader-Athleten.

Die Bewertungen der eigenen Leistung in Bezug auf die vier erhobenen Bedingungen zeigten sich bei dem B-Kader-Athleten als sehr konsistent. Die mittlere Bewertung aller Bedingungen befand sich zwischen den Schulnoten 1,7 und 1,9. Der Judoka bewertete seine Simulation der vier Bedingungen am schlechtesten. Wobei das Hineinversetzen in die Videos um 0,4 bis 0,6 Punkte besser bewertet wurde als die Vorstellung, welche vom Judoka 1,0 bis 1,2 Punkte schlechter bewertet wurde als vom B-Kader-Wasserspringer. Nur bei der C-Kader-Wasserspringerin zeigte sich eine Differenz der internen und externen Perspektive sowohl in Bezug auf die Vorstellung als auch in Bezug auf die Beobachtung. Bei der Bewegungsvorstellung aus externer Perspektive bewertete die Athletin die eigene Leistung vergleichbar mit der Bewertung des B-Kader-Athleten. Bei der Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive bewertete die C-Kader-Athletin ihre Leistung vergleichbar mit dem Judoka. Die Bewertung der Beobachtung aus externer Perspektive fiel bei der C-Kader-Wasserspringerin besser aus als bei den anderen beiden Probanden. In Bezug auf die Bewegungsbeobachtung aus interner Perspektive zeigten alle Athleten ähnliche Ergebnisse.

3.4. Diskussion

Der Einzelfallvergleich konnte eine erste Differenzierung zwischen sportartspezifischen und Entwicklungsunterschieden aufzeigen. Sowohl in Bezug auf die ERD im μ -Frequenzbereich als auch auf die psychometrischen Messparameter zeigten sich Unterschiede zwischen der Nachwuchsathletin und den beiden volljährigen Athleten. Die Bewertung der Bedingungen lässt vermuten, dass eine der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung zugrunde liegende Fähigkeit der Simulation (Jeannerod, 2001) im extern-visuellen Bereich bereits im Nachwuchsbereich ausgeprägt ist. Sowohl die externe Bewegungsvorstellung als auch die externe Bewegungsbeobachtung zeigten bei der Nachwuchsathletin

Bewertungen vergleichbar mit den volljährigen Athleten. Die Fähigkeit der intern ablaufenden Simulation schien dahingegen weniger stark ausgeprägt zu sein. In Betracht gezogen werden muss jedoch, dass es sich hierbei um einen Einzelfallvergleich handelt und daher eine globale Generalisierung nicht zulässig ist.

Vergleicht man die Aktivierungsmuster mit den EEG-Messungen von feinmotorischen Bewegungen (Pfurtscheller, 2003), so zeigt sich eine ähnliche Struktur der neuronalen Aktivität im Zeitverlauf. Im μ -Frequenzbereich zeigt sich die ERD ausgehend vom Referenzzeitpunkt reduzierend über die Vorbereitung und Ausführung (Bewegung/ Simulation). Weiter wird von Pfurtscheller ein *Rebound-Effekt* beschrieben, eine Art Hyperkompensation nach Abschluss des Durchgangs. Das Aktivitätsniveau überschreitet den Ausgangspunkt um ein Vielfaches, bevor es wieder zum Ausgangsniveau zurückkehrt. Da es sich bei der hier untersuchten Bewegung nicht nur um einen komplexeren, sondern auch um einen zeitlich längeren Bewegungsablauf handelt, wurde der Zeitraum nach der Bewegung nicht mit einbezogen. Je länger die zu untersuchenden Segmente sind, umso höher wird die Wahrscheinlichkeit, dass das EEG-Signal von Artefakten überlagert und der jeweilige Durchgang somit unbrauchbar wird. Eine Beurteilung eines *Rebound-Effekts* ist daher nicht möglich. Weiter spricht Pfurtscheller von einem fokal, räumlich sehr fokussierten ERD, welches topografisch von ERS umgeben wird. Man geht davon aus, dass die umliegenden Gebiete inhibiert werden müssen, damit es zu keiner Ausbreitung der Aktivierung kommt. Wie zu erwarten war, zeigt sich die ERD in dem hier dargestellten Einzelfallvergleich weiter ausgebreitet, was sich durch die Natur der Bewegung begründen lässt. Die Ergebnisse zeigen sich somit konform zu Pfurtscheller, Pichler-Zalaudek und Neuper (1999), welche weiter ausgebreitete Aktivierungsmuster für Arm- im Vergleich zu Fingerbewegungen nachwiesen. Es lässt sich jedoch während der Bewegungssimulation (z. B. während der Bewegungsvorstellung intern der C-Kader-Athletin) eine räumlich begrenzte Aktivierung in präzentralen und Zentralbereichen feststellen, welche mit der Bewegungsplanung und -ausführung in Verbindung zu bringen ist. Des Weiteren lassen sich ERS über den lateralen Elektroden bei allen drei Probanden erkennen. Diese könnten eine aktive Inhibierung der Bewegung von den oberen Extremitäten bedeuten. Es fällt auf, dass bei allen drei Probanden der Fokus der Aktivierung medial verläuft. Bei der Bewegung handelt es sich um einen beidseitig synchronen Ablauf, welcher zu dieser bilateralen Aktivierung führen könnte. Wenn man davon

ausgeht, dass die Vorbereitung und Planung der Bewegung auf präzentrale Areale zu fokussieren ist, so lässt sich damit die geringe Aktivierung in diesen Bereichen bei dem Judoka begründen. Dieser besitzt wenig Vorerfahrung diesen Bewegungsablauf spezifisch zu planen.

Im Einklang mit Stark et al. (2008) konnte der Einzelfallvergleich eine Aktivierung in sensomotorischen Bereichen sowohl in Bezug auf die Bewegungsvorstellung als auch in Bezug auf die Bewegungsbeobachtung nachweisen. Der von Stark et al. beschriebene Unterschied zwischen externer und interner Perspektive zeigt sich bei dem B-Kader-Athleten stärker im späteren Verlauf der Bewegungsvorstellung. Es zeigt sich bei der Bewegungsvorstellung aus externer Perspektive eine fokale Aktivierung präzentral, welche bei der Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive nicht zu erkennen ist. Bei der C-Kader-Athletin zeigt sich bei der Bewegungsvorstellung aus externer Perspektive eine weiter gefächerte Aktivierung und bei der Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive eine mehr präzentral fokale Aktivierung im Verlauf der Vorstellung.

Die stärkere Aktivierung bei der C-Kader-Athletin im Vergleich zum B-Kader-Athleten könnte eine Folge neuronaler Effizienz sein (Del Percio et al., 2008). Das ursprünglich aus der Intelligenzforschung stammende Konzept konnte bereits auf die Expertise im Sport übertragen werden. Im Einklang damit steht der Befund, dass die C-Kader-Athletin eine stärkere und weiter gefächerte neuronale Aktivierung zeigt als der B-Kader-Athlet. Die Bewegungssimulation zeigt sich noch unspezifisch und ist mit höherer Anstrengung verbunden. Unter Einbezug der Ergebnisse von Klimesch (1999) könnte auch ein Unterschied in der dominanten α -Frequenz in Abhängigkeit vom Alter verantwortlich für den Unterschied zwischen den Athleten sein. Es konnte bereits gezeigt werden, dass die iAPF bis zum Erwachsenenalter ansteigt und sich von da an wieder reduziert. Wurde mit dem gemessenen μ -Frequenzbereich die iAPF der C-Kader-Athletin abgedeckt, nicht aber hingegen die iAPF der erwachsenen Athleten, so ließe sich eine stärkere Reaktivität der ERD im μ -Frequenzbereich für die Nachwuchsathletin erklären. Eine alternative Erklärung für den gefundenen Unterschied zwischen den Athleten bietet der Geschlechterunterschied. Koper und Neuper (2011) konnten frequenzspezifische Geschlechterunterschiede im θ -Frequenzbereich nachweisen. Ließen sich diese Ergebnisse auf den μ -Frequenzbereich übertragen, wäre dies eine weitere plausible Erklärung für die gefundenen Unterschiede.

Entsprechend der Bewertung des VMIQ-2 Fragebogens, welcher die unspezifische Lebhaftigkeit der Bewegungsvorstellung misst, scheint die Lebhaftigkeit der Bewegungsvorstellung, was die extern-visuelle Perspektive angeht, bereits in der Jugend gut ausgeprägt zu sein. Mit dem Alter scheinen sich die interne visuelle Perspektive und die Kinästhetik weiter auszubilden. Unter Einbezug der Ergebnisse von Rymal und Ste-Marie (2009), welche nachweisen konnten, dass die Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive vom Einbezug der Videos des eigenen Sprungs profitiert, lässt sich dies bestätigen. Da davon auszugehen ist, dass der B-Kader-Athlet durch die höhere Trainingspraxis bereits mehr mit Videomaterial der eigenen Sprünge gearbeitet hat, lässt sich eine bessere Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive und der Kinästhetik erklären. Im Wasserspringen ist dieses Vorgehen Bestandteil des täglichen Trainings. Im Judo wird weitaus weniger mit dem Videomaterial der eigenen Bewegungsabläufe gearbeitet. Somit erklärt der Einbezug des Videos als Selbstmodell zwar den Unterschied zwischen den beiden Wasserspringern, nicht aber den Unterschied zwischen der C-Kaderathletin und dem Judoka.

Was die Bewegungsvorstellungszeit angeht, war von Unterschieden zwischen den Athleten auszugehen. Die Bewegungsvorstellungszeit zeigt sich bei Wasserspringern als Funktion der Expertise und des Schwierigkeitsgrades des Sprungs (Reed, 2002). Diese Befunde lassen sich nicht auf den Einzelfallvergleich übertragen. Alle Probanden lagen mit der gemittelten Bewegungsvorstellungszeit sowohl aus externer als auch aus interner Perspektive oberhalb der Zeit, welche für die Bewegungsausführung benötigt wird. Hingegen zeigt sich nur eine geringe Differenzierung zwischen der Bewegungsvorstellungszeit aus interner und externer Perspektive bei dem Judoka und der C-Kaderathletin. Nur beim B-Kader-Athleten zeigten sich größere Unterschiede zwischen der Bewegungsvorstellungszeit aus interner und externer Perspektive. Die Bewegungsvorstellungszeit der externen Perspektive zeigte sich auf dem gleichen Niveau wie die der C-Kader-Athletin. Die Bewegungsvorstellungszeit aus interner Perspektive zeigte sich deutlich verlangsamt. Es könnte davon ausgegangen werden, dass die Zeiten oberhalb der Ausführungszeit aufgrund der Komplexität der Bewegung lagen (Guillot & Collet, 2005). Der B-Kader-Athlet könnte über eine Bewegungsexpertise verfügen, welche einen höheren Informationsgehalt der Bewegungsvorstellung aus interner

Perspektive mit sich bringt und dementsprechend mehr Zeit für dessen Verarbeitung benötigt.

Die Bewertung der jeweiligen Durchgänge der Athleten bestätigt das allgemeine Vorgehen der Arbeit mit der Differenzierung zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung in externe und interne Perspektive. Ohne Erfahrung scheint das Videomaterial einen deutlichen Mehrwert im Vergleich zum Gebrauch der Bewegungsvorstellung darzustellen. Daher lässt sich die Empfehlung von Eberspächer (2007) und Holmes und Collins (2001) zum Einbezug des Videomaterials in das Bewegungsvorstellungstraining bestätigen. Mit dem wachsenden Erfahrungsschatz scheint sich zunächst die extern-visuelle Perspektive zu etablieren, wie sich bei der C-Kader-Athletin zeigte. Anhand des B-Kader-Athleten zeigt sich, dass sich ein zugrundeliegender Faktor mit der Expertise festigt und die verschiedenen Simulationen einen gleichwertigen Informationsgehalt darstellen (Jeannerod, 2003). Die Bewegungsrepräsentation scheint ganzheitlich ausgeprägt und variabel in den Einsatzmöglichkeiten zu sein.

4. Interventionsstudie

Der Einzelfallvergleich konnte einen ersten Eindruck von der Entwicklung einer sportartspezifischen Bewegungssimulation vermitteln. Es zeigten sich unspezifische Aktivierungsmuster, im Vergleich der erwachsenen Athleten. Darüber hinaus scheint es ebenso bewegungsspezifische Aktivierungen, z. B. die präzentrale Aktivierung bei beiden Wasserspringern zu geben. Um diesen ersten Eindruck zu falsifizieren und Rückschlüsse für das psychologische Training ableiten zu können, werden im nächsten Schritt diese ersten Befunde in der folgenden Interventionsstudie genauer betrachtet.

4.1. Fragestellung und Hypothesen

Um eine möglichst differenzierte Betrachtung der neuronalen Aktivität zu gewährleisten, wurden bei der dritten Studie die Frequenzbereiche von 8-24 Hz einbezogen. Eine kleinschrittige Aufteilung der Frequenzbereiche ergibt einen höheren Informationsgehalt. Sowohl α -Frequenzbereich (Pfurtscheller, 2003) als auch β -Frequenzbereich (Wriessnegger et al., 2013) werden mit einbezogen und später explorativ in obere und untere Bestandteile unterteilt. Die Lücke zwischen den Frequenzbereichen wird durch den Einbezug des SMR (Cheng et al., 2015a)

geschlossen. Nach den Ergebnissen des Einzelfallvergleichs und unter Berücksichtigung bisheriger experimenteller Ergebnisse (Pfurtscheller et al., 2006) werden die zentralen Elektroden im frontalen, zentralen und parietalen Bereich in die Untersuchung einbezogen. Aufgrund der Überlegenheit der internen Perspektive der Simulation (Eberspächer, 2007; Holmes & Collins, 2001; Jeannerod, 2003) ist davon auszugehen, dass sich diese Differenzierbarkeit mit dem EEG nachweisen lässt. Dennoch können Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung nicht als identisch betrachtet werden und lassen sich mittels EEG ebenfalls voneinander unterscheiden (Munzert, Zentgraf, Stark, & Vaitl, 2008). Das Aktivierungsniveau, gemessen anhand der ERD, ist bei höherer Expertise weniger stark ausgeprägt. Es stellt sich eine Veränderung der Aktivierung mit steigender Expertise ein (Neubauer & Fink, 2009). Die steigende Expertise bezieht sich in der Interventionsstudie auf den Lernfortschritt im Zeitverlauf und den Bekanntheitsgrad der Variante der Simulation. Die Athleten sind durch ihr Training stärker vertraut mit der Simulation aus externer Perspektive, auch wenn die interne Perspektive der Natur des Bewegungsablaufs entspricht (Holmes & Collins, 2001; Jeannerod, 2000). Mit der Grundlage der Pilotstudie und des Einzelfallvergleichs ergeben sich für die Vormessung der Interventionsstudie folgende Hypothesen:

1. Die ERD der Bewegungssimulation lässt sich an den zentralen Elektroden Fz, Cz und Pz nachweisen.
2. Es lassen sich Unterschiede zwischen der ERD der externen und der internen visuellen Perspektive der Bewegungsvorstellung feststellen.
3. Es lassen sich Unterschiede zwischen der ERD der externen und der internen visuellen Perspektive der Bewegungsbeobachtung feststellen.
4. Es lassen sich Unterschiede im Zeitverlauf der ERD von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung erkennen.

Für den Vergleich der MZP zur Überprüfung der Interventionen ergeben sich folgende Hypothesen:

1. Durch verschiedene Interventionen der Bewegungsvorstellung ergeben sich unterschiedliche Ausprägungen der ERD der Bewegungssimulation im Vergleich der MZP.

2. Durch die Bewegungsvorstellungsinterventionen ergeben sich Unterschiede in Bezug auf die ERD der Bewegungsvorstellung zwischen den MZP.
3. Durch die Bewegungsvorstellungsinterventionen ergeben sich Unterschiede in Bezug auf die ERD der Bewegungsbeobachtung zwischen den MZP.
4. Durch die Bewegungsvorstellungsinterventionen ergeben sich Unterschiede in Bezug auf die ERD der Perspektive der Bewegungssimulation zwischen den MZP.

4.2. Methode

Als Konsequenz aus den ersten beiden Studien ergab sich der Ansatz einer Interventionsstudie zur praktischen Umsetzung des simulationszentrierten Ansatzes. Begleitet wurde der Trainingsablauf der Nachwuchswasserspringer an den Olympiastützpunkten Berlin, Dresden und Halle. Die Pilotstudie bietet dabei die Grundlage, dass sowohl Bewegungsvorstellung als auch Bewegungsbeobachtung zu Veränderungen der neuronalen Aktivierung führen, welche vergleichbar sind mit der neuronalen Aktivierung des Bewegungsablaufs selbst. Der Einzelfallvergleich konnte erste Hinweise darauf liefern, dass die neuronale Aktivierung sowohl spezifische als auch unspezifische Anteile umfasst, welche sich mit fortschreitender Expertise verändern. Diese ersten Hinweise galt es zur Konzeption der Interventionsstudie zu nutzen und die Ergebnisse der ersten beiden Studien zu festigen.

4.2.1. Probanden

Im Rahmen der sportpsychologischen Betreuungsarbeit der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg in Zusammenarbeit mit dem Deutschen Schwimmverband (DSV) Fachsparte Wasserspringen, in Unterstützung des Bundesinstituts für Sportwissenschaft (BISp) und des Instituts für angewandte Trainingswissenschaft (IAT) Fachbereich Wasserspringen fand die Akquise der in Frage kommenden Teilnehmer für die geplante Interventionsstudie statt. Der Einbezug der Athleten erfolgte in Absprache mit der zuständigen Sportpsychologin und den entsprechenden Stützpunkttrainern. Die Teilnahme aller Probanden erfolgte auf freiwilliger Basis. Die Vergütung erfolgte ausschließlich durch die Entwicklung eines individuellen Bewegungsvorstellungstrainingsprogramms und die damit

verbundene, individuelle Begleitung der Athleten über einen Zeitraum von Januar bis Mai 2015. Die Rückmeldung der individuellen Ergebnisse erfolgte im Einzelkontakt im September 2015.

An der Interventionsstudie teilgenommen haben C-Kader-Wasserspringer, davon drei dem Olympiastützpunkt Dresden zugehörig, vier dem Olympiastützpunkt Halle (Saale) zugehörig und neun dem Olympiastützpunkt Berlin zugehörig. Die 16 Probanden (10 weiblich; 6 männlich) der Interventionsstudie waren durchschnittlich $M = 15,06$ ($SD = 1,61$) Jahre alt und verfügten über einen durchschnittlichen Erfahrungsschatz im Wasserspringen von $M = 9,13$ Jahren ($SD = 1,96$). Im Vergleich der MZP und zur Validierung der Intervention wurden vier Probanden von der Analyse ausgeschlossen. Gründe dafür waren technische Komplikationen und übermäßige Artefaktbildung bei der EEG-Messung. Daher wurde die Auswertung der Interventionsstudie mit $n = 12$ (9 weiblich; 3 männlich) Probanden durchgeführt. Die Teilnehmer waren durchschnittlich $M = 15,2$ Jahre alt ($SD = 1,6$) und verfügten über eine Erfahrung im Wasserspringen von $M = 9,3$ Jahren ($SD = 2,2$). Bei den Probanden gab es keine neurologischen Vorerkrankungen und Sehbeeinträchtigungen wurden während der Erhebung ausgeglichen. Wie die Ergebnisse des VMIQ-2 zeigen, war ein Mindestmaß an Bewegungsvorstellungsfähigkeit gegeben. Eine Übersicht der deskriptiven Statistik der Probanden, aufgeteilt nach zugeteilter Intervention wird, in Tabelle 6 dargestellt.

Tabelle 6

Deskriptive Statistik der Untersuchungsstichprobe, aufgeteilt nach absolvierter Intervention. Dargestellt werden Alter in Jahren und Erfahrung im Wasserspringen in Jahren. Am auditiven Training nahmen fünf weibliche und ein männlicher Athlet, am videogestützten Training vier weibliche und zwei männliche Athleten teil.

| | Gruppe | | | |
|-----------|--------------------|-----------|--------------------------|-----------|
| | auditives Training | | videogestütztes Training | |
| | <i>M</i> | <i>SD</i> | <i>M</i> | <i>SD</i> |
| Alter | 15,33 | 1,75 | 15 | 1,67 |
| Erfahrung | 9 | 2,76 | 9,67 | 1,75 |

4.2.2. Experimentalaufbau und Ablauf

Der Aufbau der experimentellen Erhebung wurde angelehnt an die Pilotstudie (Abschnitt 2.2.2.; Experimentalaufbau; S. 57) und den Einzelfallvergleich (Abschnitt 3.2.2.; Experimentalaufbau; S. 73). Im Gegensatz zu den vorbereiteten Erhebungen war nur ein Teil der Erhebungen in den Laboren des Departments

Sportwissenschaft der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg möglich. Es war zwingend notwendig, die experimentellen Erhebungen an die Trainingsstandorte und die Trainingspläne der Athleten anzupassen. Die Erhebung der Vormessung fand zwischen dem 05. und 20. Januar 2015 im Department Sportwissenschaft der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg und in an Olympiastützpunkten Wasserspringen Berlin und Dresden statt. Dabei war es notwendig, die Erhebungsbedingungen möglichst konstant zu halten, um den Einfluss äußerer Störparameter zu minimieren. Abbildung 12 zeigt den Versuchsaufbau der Erhebungen an den unterschiedlichen Standorten. Mit Vor- und Nachbereitung betrug die Erhebungsdauer pro Athlet etwa zwei Stunden. Die Erhebung der Nachmessung fand zwischen dem 28. April und dem 19. Mai 2015 unter identischen Bedingungen statt.

4.2.3. Untersuchungsgegenstand und experimentelles Paradigma

Da die Interventionsstudie direkt auf den Einzelfallvergleich aufbaut und die dort gefundenen Ergebnisse zu bestätigen versucht, wurden der Untersuchungsgegenstand (2½ Auerbachsalto vom Dreimeterbrett) und das experimentelle Paradigma übernommen und sind Abschnitt 3.2.3. (Untersuchungsgegenstand; S. 73) und Abschnitt 3.2.4. (Experimentelles Paradigma; S. 74) zu entnehmen. Die Instruktionen zur Stimuluspräsentation, welche als Grundlage für die EEG-Datenerhebung der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung dienten, sind Anhang II zu entnehmen.

4.2.4. Stimulusmaterial

Das Stimulusmaterial entspricht dem genutzten Material des Einzelfallvergleichs und ist in Abschnitt 3.2.5. (Stimulusmaterial; S. 75) beschrieben.

4.2.5. Datenerhebung und Datenvorbereitung des Elektroenzephalogramms

Die Datenerhebung und Datenvorbereitung der EEG-Aufzeichnung der Interventionsstudie war analog zur Datenerhebung und Datenaufbereitung des Einzelfallvergleichs und ist in Abschnitt 3.2.6. (Datenerhebung; S. 77) und 3.2.7. (Datenvorbereitung; S. 77) beschrieben.

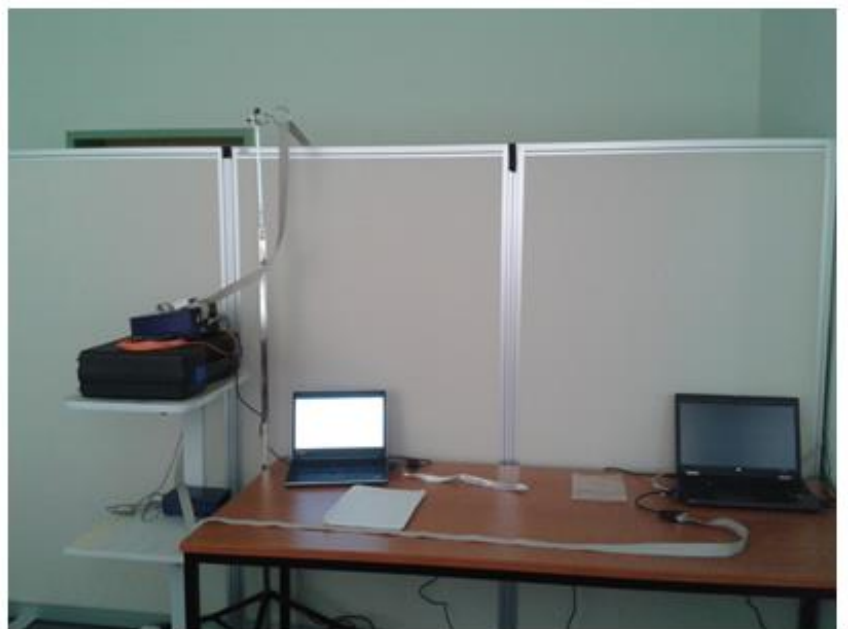


Abbildung 12: Experimentalaufbau an den Erhebungsstandorten Halle (a), Berlin (b) und Dresden (c). Auf der linken Seite ist jeweils die Position der Probanden abgebildet. Auf der rechten Seite ist die Umgebung der Erhebung zu sehen (Vgl. Abschnitt 2.2.2. Experimentalaufbau; S. 57).

4.2.6. Datenerhebung und Datenvorbereitung des Elektromyogramms (EMG)

In Anlehnung an den Bewegungsablauf der Pilotstudie wurden in Absprache mit der Abteilung Bewegungswissenschaft und Trainingswissenschaft des Departments Sportwissenschaft der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg und einem B-Kader-Athleten Wasserspringen die Möglichkeiten zur ergänzenden Elektromyografie-Ableitung eruiert. Die Trockenübung aus der Pilotstudie und der Aufschwung zu Beginn eines Sprungs vom Sprungbrett sind durch eine deutliche, parallele Schwungbewegung beider Arme gekennzeichnet. Es stellte sich heraus, dass sich die Ableitung des EMGs am Oberarm (am anterioren *Musculus deltoideus*) zur Kontrolle einer Bewegung während der Vorstellung und während der Beobachtung eignete. Die Elektrodenpositionen wurden zur Erfassung von Extension und Flexion der Schulter und somit der Schwungbewegung des Arms entsprechend des untersuchten Bewegungsablaufs gewählt (Cram & Criswell, 2011). Für die bipolare Ableitung wurden bilateral zunächst die Elektrodenpositionen markiert: die erste Elektrodenposition etwa 4 cm unter dem Ende der Clavicula, die zweite Elektrodenposition in 2 cm Abstand zur ersten Elektrodenposition unterhalb in Längsrichtung des *Musculus deltoideus* (Abbildung 13).

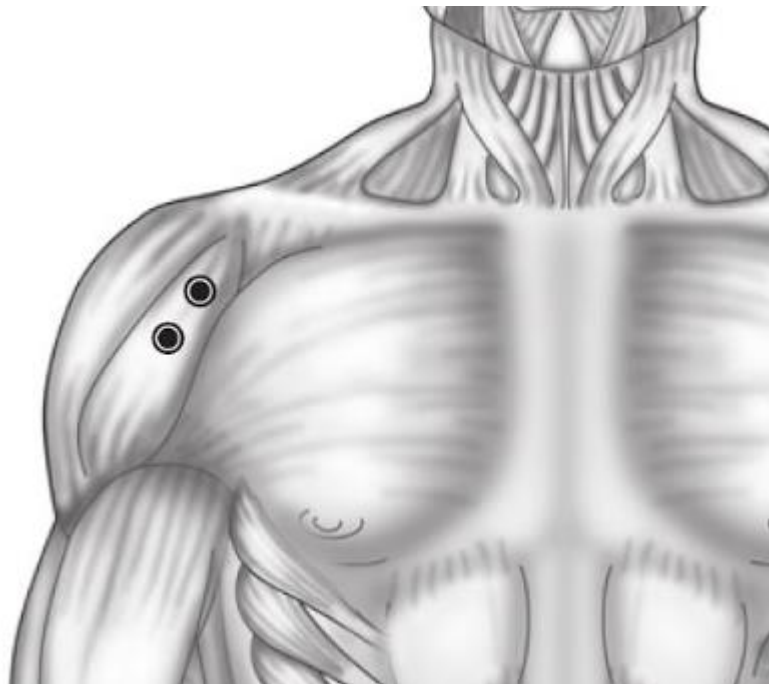


Abbildung 13: Elektrodenpositionierung am anterioren *Musculus deltoideus* (Cram & Criswell, 2011, S.303)

Zur Signalerfassung wurden vier Ag/AgCl-Nassgelelektroden (Blue-Sensoren, Ambu, Dänemark) und aktive EMG-Vorverstärker (Noraxon, USA) zur Artefaktreduktion genutzt. Über Adapterkabel mit implementiertem Spannungsteiler wurde das EMG-Signal in zwei Auxiliary-Eingänge des 72-Kanal-QuickAmp-Systems (Brain Products, Deutschland) eingespeist. Auf diese Weise konnte die Aufzeichnung des EMG-Signals in die Aufzeichnung des EEG-Signals in Echtzeit integriert werden. Zur Referenzierung des EMG-Signals wurde aus ökonomischen Gründen die Referenzelektrode des EEGs genutzt. Diese stellte sich als ebenso effektiv heraus wie eine eigenständige Referenzierung des EMG-Signals.

Das EMG-Signal sollte genutzt werden, um Versuchsdurchgänge, welche durch Bewegungen beeinflusst wurden, zu identifizieren. Da davon auszugehen ist, dass eine Bewegung zu Veränderungen in der neuronalen Aktivierung motorischer Bereiche führt, lässt sich das EMG-Signal zur Kontrolle nutzen. Zur Standardisierung der EMG-Auswertung wurde zu Messbeginn ein Maximalkrafttest (maximum voluntary contraction, MVC, Konrad, 2005) durchgeführt. Die Versuchsteilnehmer streckten beide Arme seitlich im 90° Winkel ab, mit nach oben gerichteten Handflächen und drückten mit maximaler Kraft für 3 bis 5 Sekunden gegen einen Widerstand (Freiwald, Baumgart, & Konrad, 2007). Der MVC-Test wurde insgesamt dreimal in Abständen von mindestens 30 Sekunden durchgeführt.

Die Auswertung der EMG-Signale fand mittels BrainVision Analyzer 2.0 (Brain Products, Deutschland) statt. Zur Erfassung des individuellen MVC-Wertes wurden zunächst die aufgezeichneten EMG-Signale gleichgerichtet, damit sich die positiv und negativ gerichteten EMG-Signale nicht gegenseitig neutralisieren. Anfang und Ende der Kontraktion wurden manuell ermittelt. Die drei Wiederholungen wurden in Abschnitte von 500 ms mit fließendem Übergang geteilt. Die mittlere Signalleistung der einzelnen Segmente wurde zur Weiterverarbeitung in Excel 14 (Microsoft, USA) exportiert. Die stärkste Signalleistung wurde als MVC definiert. Dieser Vorgang wurde für beide Seiten unabhängig durchgeführt. Als Schwellenwert für eine Muskelaktivität wurde eine 5 %-Marke der MVC herangezogen (Konrad, 2005). Zur Erfassung der Überschreitung der 5 %-Marke in den einzelnen Durchgängen der experimentellen Erhebung der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung wurden zunächst die einzelnen Durchgänge in Segmente (-4000 ms bis 8000 ms) geteilt. Das EMG-Signal der Segmente wurde ebenfalls gleichgerichtet. Die 5 % Marke der MVC wurde als Triggerlevel festgelegt. Die Muskelaktivität wurde im EMG-

Signal als Marker bei einer Überschreitung des Triggerlevels von mehr als 50 ms festgelegt, um Muskelaktivität von Bewegungsartefakten differenzieren zu können. Durch Muskelaktivität kontaminierte Segmente wurden nicht in die weitere Auswertung einbezogen. Auf diese Weise wurden bei zwölf der 24 Erhebungen $M = 1.92$ ($SD = 3.71$) Durchgänge von der Auswertung ausgeschlossen, welche nicht zuvor durch die Artefaktkorrektur erfasst worden waren. Der Ausschluss von Durchgängen aufgrund von EMG-Aktivität betrug somit 1,25 % der gesamten Durchgänge.

4.2.7. Datenerhebung und Datenvorbereitung des Elektrokardiogramms (EKG)

Die bipolare Ableitung des EKGs fand mit einem bipolaren Ringlektrodenpaar (Ag/AgCl) statt. Die Ableitung wurde an den Innenseiten beider Unterarme der Probanden abgenommen (Rosendorff, 2013). Die Elektroden wurden mittels Klebering am Unterarm fixiert. Elektrodengel (Super Visc, Easycap, Deutschland) wurde zur Erzeugung einer Gelbrücke zwischen Hautoberfläche und Elektrodenoberfläche genutzt. Die bipolare Elektrode wurde ebenfalls an das 72-Kanal-QuickAmp-System (Brain Products, Deutschland) angeschlossen und somit in die Signalaufzeichnung eingespeist. Zur Referenzierung wurde ebenfalls die aktive Referenzelektrode der EEG-Aufzeichnung benutzt. Das EKG-Signal wurde ebenso wie das EMG-Signal in die kontinuierliche EEG-Aufzeichnung integriert. Die EKG-Daten wurden im BrainVision Analyzer 2.0 (Brain Products, Deutschland) verarbeitet. Zur Auswertung des R-R-Intervalls wurden zunächst die Durchgänge der Bedingungen zur Erhebung der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung segmentiert. In den segmentierten Daten wurde ein Bandpassfilter (0,5–40 Hz) angewendet, um die Genauigkeit der EKG-Erkennung zu erhöhen (Buendia-Fuentes et al., 2012). Der BrainVision Analyzer bietet eine Lösung zur Erzeugung von Markierungen im EKG-Signal zur Erfassung des R-R-Intervalls. Die Marker wurden automatisch erzeugt und manuell kontrolliert. Zur weiteren Verarbeitung wurden die Zeitpunkte der Marker in den Segmenten den vier Bedingungen exportiert. Zur Auswertung des EKG-Signals wurde aus den Zeitmarkern die Herzfrequenz pro Sekunde den Bedingungen entsprechend, ausgehend vom Ruhezustand (-4000 ms bis -2000 ms) über die Vorbereitung (-2000 ms bis 0000 ms) bis zur Ausführung der Bedingung (0000 ms bis 8000 ms), ermittelt (Cooke et al., 2014).

4.2.8. Ergänzende Messinstrumente

Zusätzlich wurden wie auch im Einzelfallvergleich (Abschnitt 3.2.9.; ergänzende Messinstrumente; S. 78) der Fragebogen VMIQ-2 (Roberts et al., 2008) als subjektives Maß der Einschätzung der eigenen Bewegungsvorstellungsfähigkeit sowie die Bewertung der einzelnen Wiederholungen jeder Bedingung (Schulnoten 1 bis 6) erhoben. Als objektives Maß wurde die Bewegungsvorstellungszeit des 2½ Auerbachsaltos aus externer und interner Perspektive erhoben. dargestellt. Abschließend an die Erhebung wurden zehn Kontrollfragen über die Bildschirmpräsentation erfasst. Es wurde ermittelt, ob die Probanden, wie instruiert, ihre Augen bei der Durchführung der Bedingungen offenhielten und wie es sich mit der Konzentration der Probanden während der experimentellen Erhebung verhielt. Darüber hinaus wurden zu jeder Bedingung zwei Fragen über die Lebhaftigkeit der Simulation und das Hineinversetzen in die Simulation auf einer VAS von 16 cm erfasst.

4.2.9. Intervention

Im Anschluss an MZP 1 wurden die Probanden zwei Gruppen mit entsprechendem Interventionsprogramm zugeteilt. Aufgrund der Tatsache, dass eine Arbeit im Spitzensport nur die Untersuchung von kleinen Stichproben ($n = 12$) ermöglicht, wurden die Probanden nicht randomisiert den Gruppen zugeteilt. Es wurden jeweils Paare mit einer Übereinstimmung von Alter und Expertise gebildet. Randomisiert nahm jeweils ein Partner des Paares an einer auditiven und der andere Partner des Paares an einer visuellen Intervention teil. Im folgenden Abschnitt werden beide Interventionsprogramme vorgestellt.

Auditives Bewegungsvorstellungstraining: das klassische Bewegungsvorstellungstraining basiert auf den Vorschlägen von Eberspächer (2007) und findet daher im entspannten Zustand mit lexikaler Grundlage der Stimulation statt. Diese Intervention fokussiert sich auf die Beschreibung des Bewegungsablaufs. Es entspricht dem üblichen Vorgehen der Wasserspringer. Durch eine Standardisierung sollten eine konstante Anwendung und höhere Vergleichbarkeit zur visuellen Intervention gewährleistet werden. Grundlage für das Interventionsprogramm stellte eine möglichst detaillierte Beschreibung des Bewegungsablaufs dar. Da sich der Wortgebrauch und sprachliche Eigenheiten bei dem gleichen Bewegungsablauf unterscheiden können, wurden die detaillierten

Beschreibungen vom jeweiligen Trainer der Athleten vorgegeben, um eine möglichst hohe Übereinstimmung zwischen der vorgegebenen Beschreibung und der eigenen Repräsentation des Athleten zu gewährleisten. Durch die Beschreibung der Trainer konnte für eine fehlerfreie und umfangreich instruierte Vorgabe des Ablaufs gesorgt werden.

Das auditive Bewegungsvorstellungstraining war wie folgt aufgebaut: Den Athleten wurde bei der Durchführung des Trainings freigestellt, ob sie dieses in sitzender oder in liegender Position durchführten (Abbildung 14). Zu Instruktion des Ablaufs der Intervention wurde den Athleten individuelles Audiomaterial zur Verfügung gestellt.



Abbildung 14: Ausgangsposition des auditiven Bewegungsvorstellungstrainings (Eberspächer, 2007).

In dem Audiomaterial wurden die Athleten zunächst dazu aufgefordert, die Ausgangsposition für die Trainingseinheit im Sitzen oder Liegen einzunehmen. Als nächstes folgte eine Instruktion zur Atementspannung, um eine entspannte Ausgangslage der Trainingseinheit zu gewährleisten. Bei der Atementspannung wurde darauf geachtet, dass pro Minute sechs Atemzüge durchgeführt wurden und die Phasen des Ausatmens etwas mehr Zeit in Anspruch nahmen als die Phasen des Einatmens. Das Verhältnis sollte bei 55 % zu 45 % liegen, um einen möglichst hohen Effekt erzielen zu können (Laborde, Allen, Göhring, & Dosseville, 2017). Im Anschluss an die Atementspannung folgte die detaillierte Beschreibung des Bewegungsablaufs auf Grundlage der Darstellung des eigenen Trainers. Die Beschreibung des Bewegungsablaufs wurde nicht durch den Trainer selbst wiedergegeben, um einen Einfluss aufgrund der Beziehung des Athleten zum Trainer zu verhindern. Im Anschluss an die Beschreibung wurden die Athleten aufgefordert,

den Bewegungsablauf für sich zu internalisieren und sich dabei so gut wie möglich in den Sprung hineinzusetzen. Die Beschreibung des Bewegungsablaufs und die Verinnerlichung des Athleten wurden anschließend wiederholt. Zum Abschluss der Intervention fand eine kurze Aktivierung der Athleten statt und eine Aufforderung, die Erfahrung des Trainingsdurchgangs in dem dafür vorgesehenen Trainingstagebuch zu dokumentieren. In der ersten Fassung dauerte das Trainingsprogramm, je nach Beschreibung des Bewegungsablaufs, zwischen 8,5 und 9,5 Minuten.

Eine Anpassung des individuellen Trainingsmaterials fand im Rhythmus von vier bis sechs Wochen statt. Hierzu erfolgte eine telefonische Rücksprache mit den Athleten. Zum einen wurde der Trainingsfortschritt besprochen. Zum anderen wurden Verbesserungsmöglichkeiten des Trainingsmaterials geklärt. Im Laufe der Interventionen wurde das Trainingsmaterial immer weiter individualisiert. Die Anweisungen zur Einführung und zur Atementspannung wurden immer weiter reduziert, um das eigenständige Vorgehen der Athleten zu fördern. Im ersten Durchgang erhielten die Probanden eine noch weitestgehend standardisierte Beschreibung des Bewegungsablaufs auf individueller Grundlage, je nach Beschreibung des Trainers. Das Trainingsmaterial wurde kontinuierlich auf die wichtigsten Kernpunkte reduziert, um gemeinsam mit den Athleten individuelle Knotenpunkte für den Bewegungsablauf zu erarbeiten. Somit konnte sich einer Übereinstimmung im zeitlichen Ablauf zwischen Beschreibung und Bewegungsablauf angenähert werden. Mit der Reduktion der Anweisung und der Verkürzung der Bewegungsbeschreibung wurde die Länge des auditiven Bewegungsvorstellungstrainings bis zum letzten Durchgang auf 6,5 bis 7,5 Minuten verkürzt. Auf diese Weise wurde den Athleten kontinuierlich neues, auf die eigenen Bedürfnisse zugeschnittenes Trainingsmaterial zur Verfügung gestellt (Williams, Cooley, Newell, Weibull & Cumming, 2013).

Videogestütztes Bewegungsvorstellungstraining: Das psychophysiologisch basierte Bewegungsvorstellungstraining nach dem PETTLEP-Ansatz bezieht Videomaterial des Bewegungsablaufs zur Unterstützung der Simulation ein (Holmes & Collins, 2001). Hierbei handelte es sich um Videomaterial sowohl aus externer als auch aus interner Perspektive. Zum Einsatz kam individuelles Videomaterial der Athleten aus externer Perspektive. Zum einen konnte Videomaterial des IATs, aufgenommen auf verschiedenen Wettkämpfen, genutzt werden. Zum anderen konnte ergänzend Videomaterial auf verschiedenen Wettkämpfen selbst generiert

werden. Bei der Auswahl des Videomaterials wurde darauf geachtet, dass auf dem Video der eigene Sprung in möglichst bester Eigenleistung gezeigt wurde. Bei einer Athletin war es nicht möglich, auf individuelles Videomaterial zurückzugreifen, da keine Aufnahme des Sprungs in guter Qualität gelang. In diesem Fall wurde auf Videomaterial einer anderen Athletin zurückgegriffen. Es wurde darauf geachtet, dass eine Übereinstimmung in Größe, Statur, Bewegungsablauf und Sprungvermögen zwischen den beiden Athletinnen bestand. Bei dem Videomaterial aus interner Perspektive wurde auf die Aufnahme des B-Kader-Athleten, welche ebenfalls zur Erhebung beider MZP der Intervention genutzt wurde, zurückgegriffen. Auf die Erstellung von individuellem Videomaterial aus interner Perspektive wurde aus mehreren Gründen verzichtet. Zum einen stellte sich die Ausführung des Sprungs mit Kamera als wesentlich komplizierter heraus als ohne (Pithan & Stoll, 2012a). Der 2½ Auerbach wurde, wie bereits erläutert, explizit als Untersuchungsgegenstand für diese Studie ausgewählt, da die Athleten Schwierigkeiten in der Ausführung hatten und der Sprung noch nicht hinreichend stabil beherrscht wurde. Dementsprechend war davon auszugehen, dass die Athleten nicht in der Lage sein würden, den Sprung in guter Qualität mit Kamera zu absolvieren. Zum anderen zeigte sich in einer vorbereitenden Untersuchung, dass sich bei dem Videomaterial aus interner Perspektive kaum individuelle Unterschiede zeigen und es den Athleten daher ebenso gut möglich war, sich in die interne Aufnahme eines anderen Athleten hinein zu versetzen. Als entscheidender für das Hineinversetzen in einen Bewegungsablauf stellte sich die Übereinstimmung im Fertigniveau des aufgenommenen und beobachtenden Athleten heraus (Pithan, 2013; Pithan & Stoll, 2012b).

Das videogestützte Bewegungsvorstellungstraining war wie folgt aufgebaut: Grundlage des Bewegungsvorstellungstraining war ein individuell zusammengestelltes Video zur Übermittlung von Instruktionen und zur Unterstützung der Simulation durch Fotos und Videos. Zunächst wurden die Athleten aufgefordert, als Ausgangsposition für das Vorstellungstraining die Startposition des Sprungs einzunehmen. Damit sollte die Konzentration auf die Aufgabe gerichtet und das Abrufen der Bewegungsrepräsentation gefördert werden. Unterstützend wurde im Anschluss eine Atemübung zur weiteren Steigerung der Konzentration durchgeführt. Die Athleten wurden aufgefordert, wie in der Intervention des auditiven Bewegungsvorstellungstrainings, sechs Atemzüge pro Minute durchzuführen und

dabei die Ausatmung etwa 10 % länger zu gestalten als die Einatmung (Laborde, Allen, Göhring, & Dosseville, 2017). Als nächstes wurde eine Imaginationsübung zum Einleben in die Umgebung des Sprungs (die Sprunghalle) eingeleitet. Die Athleten sollten sich vorstellen, wie sie in die Halle kommen und sich an den Beckenrand stellen. Im Anschluss folgte das Video aus externer Perspektive mit der Aufforderung, sich so gut wie möglich in den Sprung hineinzusetzen. Um den Einstieg in das Bewegungsvorstellungstraining zu erleichtern, wurden die Videos im ersten Trainingsabschnitt in halber Geschwindigkeit angeboten und in den folgenden Trainingsabschnitten den individuellen Bedürfnissen der Athleten angepasst. Nach dem Video aus externer Perspektive wurden die Athleten aufgefordert, sich den eben gesehenen Sprung aus externer Perspektive so lebhaft wie möglich vorzustellen. Danach wurde eine Imagination der Augenblicke nach dem Sprung, d.h. Verlassen des Schwimmbeckens und erneutes Besteigen des Sprungbretts, instruiert, bevor den Athleten das Video aus interner Perspektive, ebenfalls in halber Geschwindigkeit, dargeboten wurde. Wieder gab es die Vorgabe, sich so lebhaft wie möglich in den Sprung hineinzusetzen. Nach dem Video des Sprungs aus interner Perspektive wurden die Athleten wieder gebeten, sich den eben gesehenen Sprung so lebhaft wie möglich vorzustellen. Zum Abschluss der Intervention fand, wie auch bei der ersten Intervention, eine kurze Aktivierung der Athleten statt und eine Aufforderung, die Erfahrung des Trainingsdurchgangs im dafür vorgesehenen Trainingstagebuch zu dokumentieren. In der ersten Fassung dauerte das Bewegungsvorstellungstraining etwas mehr als 8,5 Minuten.

Bei der Anpassung des visuellen Trainingsmaterials wurde ebenfalls im Abstand von vier bis sechs Wochen Rücksprache mit den Athleten gehalten. Neben dem Beheben möglicher Probleme stand die Optimierung des Trainingsmaterials im Vordergrund. Dementsprechend erfolgte auch hier im Laufe der Anpassung eine steigende Individualisierung des Trainingsmaterials. Zum einen wurden ebenfalls Anweisungen und Instruktionen reduziert, um die Eigenständigkeit der Athleten zu fördern. Nach der ersten telefonischen Rücksprache wurde versucht, durch das visuelle Trainingsmaterial den Eindruck einer Trainingssituation zu verstärken. Hierzu wurde das Fotomaterial der Trainingsstätten (Abbildung 15) zur Unterstützung der Imagination der Umgebung mit einbezogen (Williams, Cooley, Newell, Weibull & Cumming, 2013).

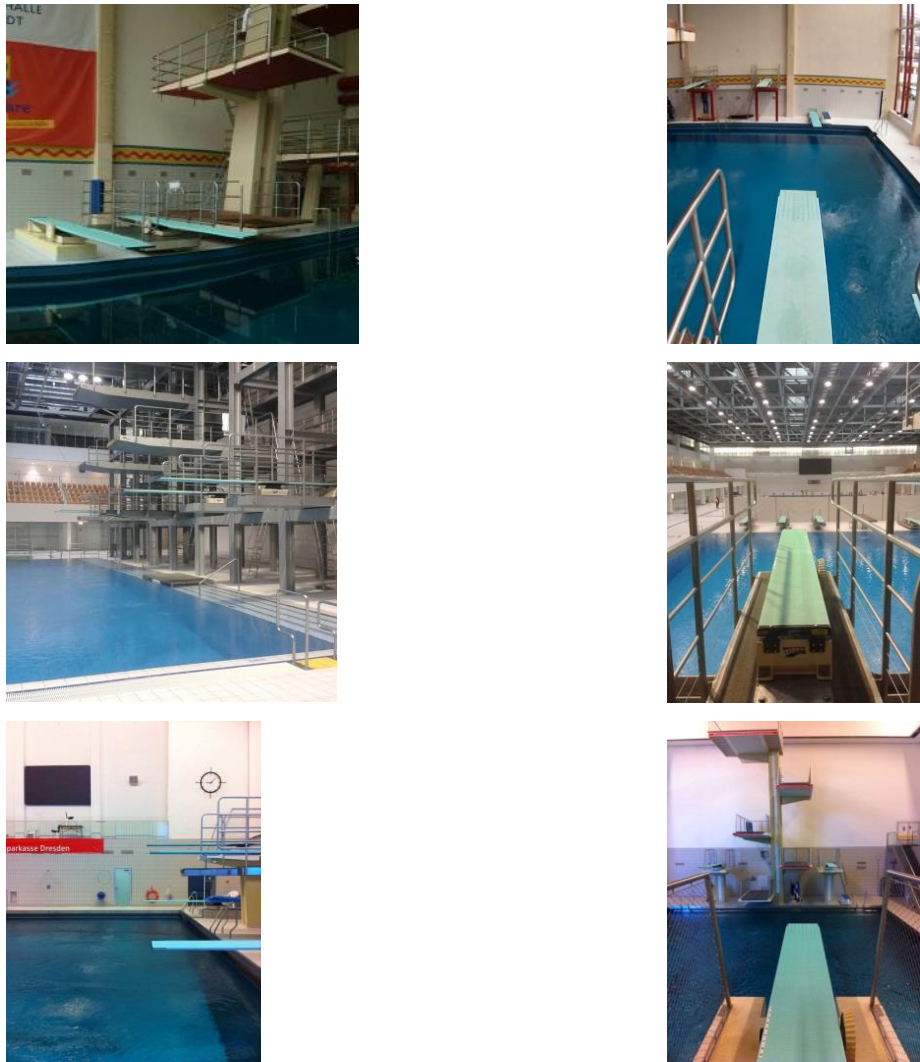


Abbildung 15: Bildmaterial zur Unterstützung der Bewegungsvorstellung: Beobachterposition (links), Ausgangsposition des Sprungs (rechts), der Olympiastützpunkte Halle-Saale (oben), Berlin (mitte) und Dresden (unten).

Zudem wurde der Geräuschpegel des Trainingsablaufs durch Tonaufnahmen des Trainings mit einbezogen. Das Videomaterial aus externer Perspektive der Athleten wurde überarbeitet, wenn aktuelles Material mit besserer Sprungqualität zur Verfügung stand. In der zweiten Überarbeitung wurde versucht, mit dem Trainingsmaterial eine möglichst hohe Übereinstimmung mit der Wettkampfsituation zu erreichen. Hierzu wurde die akustische Untermalung aus einem Wettkampf, an dem die Athleten teilnahmen, in das Trainingsmaterial integriert. Das Videomaterial stammte nach Möglichkeit aus Wettkämpfen, in denen die Athleten eine gute Leistung gezeigt hatten. Zum Abschluss der Aufzeichnung des Sprungs im Wettkampf erfolgte eine Punktbewertung, die einer guten und realistischen Leistung des Athleten entsprach. Unterstützt wurde das Material weiterhin durch Fotos der Wettkampfstätten. Ergänzt wurde dieses durch Anweisungen, welche sich die

Athleten im Wettkampf vor dem Sprung in Form von Selbstgesprächen geben. Im letzten Durchgang lag die Länge des visuellen Bewegungsvorstellungstrainings zwischen 7,2 und 9 Minuten. Ab dem zweiten Trainingsabschnitt konnten die Athleten vor jeder Trainingseinheit auswählen, ob sie weiterhin mit Videomaterial aus externer und interner Perspektive arbeiteten, oder ob sie nur einer Perspektive nutzten.

Die erste Durchführung des individuellen Bewegungsvorstellungstrainings beider Interventionen fand am jeweiligen Olympiastützpunkt unter Aufsicht der zuständigen Sportpsychologen statt. Das individuelle Trainingsprogramm wurde zu Beginn auf die Smartphones der Athleten übertragen, um eventuell auftretende technische Schwierigkeiten sofort beheben zu können. Die Athleten nutzten eigene Kopfhörer zum Hören der Instruktionen. Ergaben sich vor Ort während des Befolgens der Instruktionen Komplikationen (gab es individuelle Unterschiede zwischen den Vorlieben der Athleten und den Vorgaben durch die Instruktionen oder konnten die Athleten direkt Unstimmigkeiten benennen), so wurden diese direkt behoben. Nach der ersten Durchführung des individuellen Bewegungsvorstellungstrainingsprogramms füllten die Athleten ein Trainingstagebuch aus, welches im folgenden Abschnitt beschrieben wird. Gemeinsam mit dem Trainingstagebuch erhielten die Athleten eine Kopie des Trainingsprogramms auf CD, zur Nutzung zuhause. Die Athleten erhielten die Vorgabe, das Trainingsprogramm drei bis fünf Mal pro Woche durchzuführen und gewünschte Anpassungen zu dokumentieren. Nach vier Wochen wurde individuell telefonisch Rücksprache mit den Athleten gehalten, um das Trainingsprogramm anzupassen. Der Trainingsfortschritt und eventuelle Veränderungswünsche wurden besprochen und in die geplante Überarbeitung des Trainingsprogramms eingebunden. Nach weiteren vier Wochen wurde das individuelle Trainingsprogramm nach telefonischer Rücksprache, wie beschrieben, erneut überarbeitet, um eine fortlaufende Individualisierung zu gewährleisten. Die überarbeitete Version des eigenen Trainingsprogramms erhielten die Athleten per E-Mail und über WhatsApp (Facebook Inc., USA). So war gewährleistet, dass die Athleten das neue Trainingsprogramm direkt auf ihr Smartphone übertragen und nutzen konnten.

4.2.10. Trainingstagebuch

Zur Begleitung des Bewegungsvorstellungstrainings dokumentierten die Athleten ihre Trainingseinheiten handschriftlich in einem Trainingstagebuch (Abbildung 16). Jeder Wochentag im Interventionszeitraum wurde den Athleten zur Protokollierung vorgegeben. Es wurde dabei täglich erhoben, ob die Athleten das Training absolvierten. Damit sollte eine tägliche Auseinandersetzung der Athleten mit dem Tagebuch gewährleistet werden. Zum anderen sollte es den Athleten verdeutlichen, dass es legitim ist, an einem Tag das Training nicht durchzuführen. Wenn das Training durchgeführt wurde, dokumentierten die Athleten, mit welcher Version/ Überarbeitung des Trainingsmaterials sie gearbeitet hatten. Als nächstes wurde erfragt, wann die Athleten das Vorstellungstraining durchgeführt hatten und ob an dem Tag der Auerbach trainiert worden war. Danach folgten vier Fragen zum Vorstellungstraining. Abschließend gab es in einem freien Textfeld die Möglichkeit, Auffälligkeiten zu dokumentieren, welche dann zur Überarbeitung des Trainingsmaterials genutzt wurden.

| Montag, 23. Februar 2015 | |
|--|---|
| Hast du das Vorstellungstraining heute durchgeführt? | ja <input type="checkbox"/> Nr.: nein <input type="checkbox"/> |
| Wann hast du das Vorstellungstraining durchgeführt? | vor dem Training <input type="checkbox"/> im Training <input type="checkbox"/> nach dem Training <input type="checkbox"/> zuhause <input type="checkbox"/> |
| Ist oder war der Auerbach heute Trainingsinhalt? Wenn ja, in welcher Form? | ja <input type="checkbox"/> nein <input type="checkbox"/> |
| Wie gut hat dein Sprung in der Vorstellung geklappt? | |
| sehr gut | ----- ----- sehr schlecht |
| Wie lebhaft konntest du dir den Sprung vorstellen? | |
| sehr lebhaft | ----- ----- gar nicht |
| Aus welcher Perspektive war deine Vorstellung? | innen <input type="checkbox"/> außen <input type="checkbox"/> beides <input type="checkbox"/> |
| Wie viele Sprünge hast du dir vorgestellt? | <input type="text"/> <input type="text"/> |
| Anmerkungen/ Probleme | |

Abbildung 16: Auszug aus dem Trainingstagebuch der Probanden der Interventionsstudie.

4.2.11. Datenanalyse

Die Quantifizierung der ERD/ ERS wurde mittels Intertrialvarianz durchgeführt. Dabei dienten die 2 Sekunden zu Beginn eines jeden Durchgangs zur

Baselinemessung (Abschnitt 4.2.3.; Untersuchungsgegenstand und experimentelles Paradigma; S. 91) der individuellen Referenzierung des jeweiligen Durchgangs. Die Analyse wurde für den μ -Frequenzbereich (8-13 Hz) durchgeführt. Zur Ergänzung fand ebenfalls eine Untersuchung des SMR (12-15 Hz) und der β -Frequenz (16-24 Hz) statt. Ausgewertet wurden die zentralen Elektroden Fz, Cz und Pz.

Die Auswertung der ERD-Daten erfolgte mittels Varianzanalysen mit Messwiederholung zum ersten MZP: vier Bedingungen (Bewegungsvorstellung extern/ intern, Bewegungsbeobachtung extern/ intern) zu vier Zeitpunkten (Referenz, Vorbereitung, Beginn der Durchführung, Verlauf der Durchführung) jeweils für die drei Elektroden Fz, Cz und Pz und die Frequenzbereiche 8-13 Hz, 12-15 Hz und 16-24 Hz. Der Vergleich zwischen den MZP fand mittels gemischter Varianzanalyse statt: zwei Zeitpunkte (MZP 1 und MZP 2) zu vier Bedingungen (Bewegungsvorstellung extern/ intern, Bewegungsbeobachtung extern/ intern) bei zwei Interventionsgruppen (auditives Bewegungsvorstellungstraining, videogestütztes Bewegungsvorstellungstraining) jeweils für die drei Elektroden Fz, Cz und Pz und die Frequenzbereiche 8-13 Hz, 12-15 Hz und 16-24 Hz.

Vergleichbare Analyseverfahren wurden für die Auswertung der EKG-Daten angewandt. Zum einen wurden mittels Varianzanalyse mit Messwiederholung die vier Bedingungen (Bewegungsvorstellung extern/ intern, Bewegungsbeobachtung extern/ intern) im Zeitverlauf für 13 Epochen (je 1 Sekunde) miteinander verglichen. Darüber hinaus fand der Vergleich zwischen den MZP (1 und 2) der vier Bedingungen bei den beiden Interventionsgruppen statt. Zur Analyse wurden herangezogen: SPSS 21 (IBM, USA) und RStudio 1.1 (RStudio, USA).

4.2.12. Explorative Analyse

Obwohl wissenschaftlich relevant, wurden die neuronalen Aktivierungsmuster in enger umfassten Frequenzbereichen der α - und β -Frequenz in dieser Arbeit nicht explizit untersucht. Eine ausführliche Betrachtung der Frequenzbereiche war aufgrund der Datenlage und der Physiologie der neuronalen Reaktivität nicht möglich. Daher findet zum Abschluss der Auswertung eine explorative Analyse des unteren (8-10 Hz) und oberen (10-12 Hz) α -Frequenzbereichs sowie des unteren (16-20 Hz) und oberen (20-24 Hz) β -Frequenzbereichs statt.

4.3. Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt findet die Ergebnisdarstellung der Interventionsstudie statt. Zunächst werden die Messresultate von MZP 1 beschrieben. Im Anschluss an die Hauptanalysen der EEG-Daten zu den μ -, SMR- und β -Frequenzbereichen werden explorativ die unteren und oberen α - und β -Frequenzbereiche beleuchtet. Nach der Präsentation der ergänzenden Messinstrumente wird der Bogen zum MZP 2 geschlagen und die Ergebnisse der Vormessung werden mit den Ergebnissen der Nachmessung verglichen.

4.3.1. MZP 1

Für die EEG-Analysen zu MZP 1 fand eine Bonferroni-Alphafehleranpassung nach der Anzahl durchgeführter Analysen ($n = 9$) zur Zustandserfassung (MZP 1) auf ein Signifikanzniveau von $p = 0,0055$ bei der Varianzanalyse mit Messwiederholung (4 Zeitpunkte X 4 Bedingungen) statt. Die Analysen des MZP 1 werden zur genaueren Übersicht nach den untersuchten Frequenzbereichen gestaffelt dargestellt, beginnend mit dem μ -Frequenzbereich (8-13 Hz). Im Anschluss werden die SMR-Frequenz (12-15 Hz) und der β -Frequenzbereich (16-24 Hz) genauer betrachtet. Je Frequenzbereich wurden die Analysen entsprechend der lokalen Orientierung der untersuchten Position von der frontalen Fz über die zentrale Cz hin zur parietalen Pz Elektrode nacheinander durchgeführt. Die wichtigsten Ergebnisse werden einzeln dargestellt. Eine Übersicht der Ergebnisse findet sich in Tabelle 7.

4.3.1.1. μ -Frequenzbereich

Der zeitliche Verlauf, ausgehend von der Referenzmessung (1) über die Vorbereitung (2) bis zur Durchführung (3 und 4) im Frequenzbereich 8-13 Hz, abgeleitet bei der Elektrode Fz, wird in Abbildung 17 dargestellt. Zunächst war eine Veränderung der abgeleiteten Frequenzbandleistung in allen vier Bedingungen zu erkennen. Ein signifikanter Haupteffekt Zeit ($F(3, 33) = 5.783$; $p = .003$; $\rho\eta^2 = .345$) deutete signifikante Unterschiede in der ERD ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 0.003$) hin zu Zeitpunkt 3 ($M = -10.907$; $F(1, 11) = 5.855$; $p = .034$; $\rho\eta^2 = .347$) und Zeitpunkt 4 ($M = -10.483$; $F(1, 11) = 4.904$; $p = .049$; $\rho\eta^2 = .308$) an.

Tabelle 7
p-Werte der Varianzanalysen zu MZP 1

| Frequenz | Elektrode | Zeit | Bedingung | Interaktion |
|----------|-----------|--------------------------|------------------------|------------------------|
| 8-13 Hz | Fz | <i>p</i> = .003 | <i>p</i> = .077 | <i>p</i> = .000 |
| | | $\rho\eta^2 = .345$ | $\rho\eta^2 = .185$ | $\rho\eta^2 = .308$ |
| | Cz | * <i>p</i> = .242 | <i>p</i> = .261 | * <i>p</i> = .125 |
| | | $\rho\eta^2 = .123$ | $\rho\eta^2 = .113$ | $\rho\eta^2 = .152$ |
| | Pz | <i>p</i> = .000 | * <i>p</i> = .045 | * <i>p</i> = .009 |
| | | $\rho\eta^2 = .497$ | $\rho\eta^2 = .261$ | $\rho\eta^2 = .353$ |
| 12-15 Hz | Fz | <i>p</i> = .021 | * <i>p</i> = .373 | * <i>p</i> = .228 |
| | | $\rho\eta^2 = .251$ | $\rho\eta^2 = .081$ | $\rho\eta^2 = .119$ |
| | Cz | * <i>p</i> = .555 | <i>p</i> = .200 | * <i>p</i> = .308 |
| | | $\rho\eta^2 = .047$ | $\rho\eta^2 = .129$ | $\rho\eta^2 = .102$ |
| | Pz | <i>p</i> = .005 | * <i>p</i> = .047 | * <i>p</i> = .030 |
| | | $\rho\eta^2 = .323$ | $\rho\eta^2 = .219$ | $\rho\eta^2 = .287$ |
| 16-24 Hz | Fz | <i>p</i> = .000 | <i>p</i> = .827 | <i>p</i> = .331 |
| | | $\rho\eta^2 = .539$ | $\rho\eta^2 = .026$ | $\rho\eta^2 = .095$ |
| | Cz | * <i>p</i> = .001 | <i>p</i> = .517 | <i>p</i> = .018 |
| | | $\rho\eta^2 = .517$ | $\rho\eta^2 = .066$ | $\rho\eta^2 = .177$ |
| | Pz | * <i>p</i> = .000 | <i>p</i> = .002 | <i>p</i> = .000 |
| | | $\rho\eta^2 = .622$ | $\rho\eta^2 = .363$ | $\rho\eta^2 = .567$ |

Anpassung des Signifikanzniveaus zur Anzahl durchgeführter Analysen nach Bonferroni auf einen Schwellenwert von $p < 0.0055$.

* Greenhouse-Geisser Korrektur der Freiheitsgrade aufgrund gestörter Sphärizität.

Des Weiteren ergab sich ein signifikanter Interaktionseffekt der Faktoren Zeit und Bedingung ($F(9, 99) = 4.903$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .308$). Dieser belief sich, wie auch in Abbildung 17 zu erkennen, auf einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 0.154$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -21.121$) zu Zeitpunkt 4 ($F(1, 11) = 18.243$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .624$). Der Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -6.680$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -15.136$) zu Zeitpunkt 3 war nicht signifikant ($F(1, 11) = 3.973$; $p = .072$; $\rho\eta^2 = .265$).

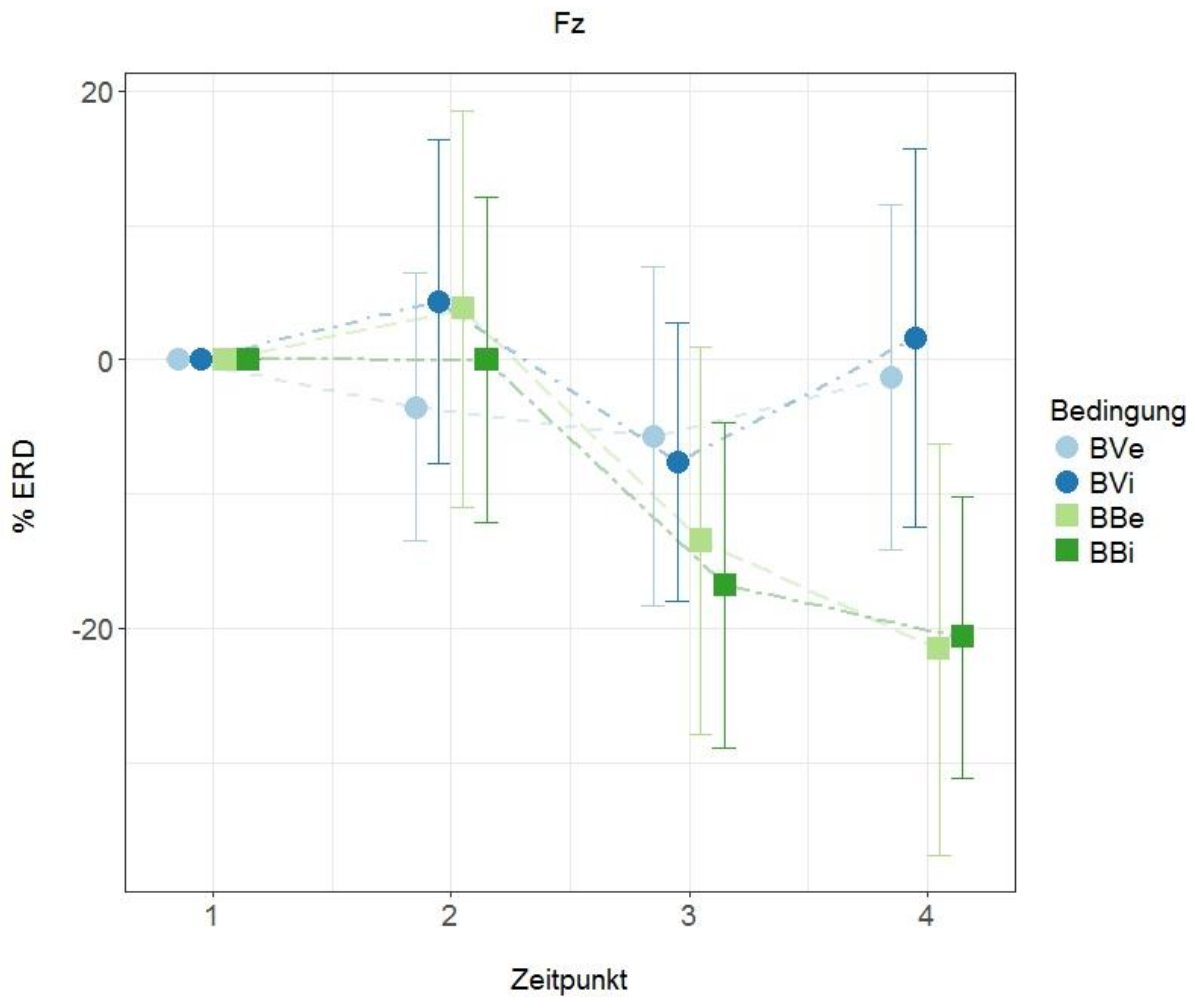


Abbildung 17: Mittelwert und Konfidenzintervall der μ -ERD im Zeitverlauf an der Elektrode Fz abgeleitet. Die Vergleichspunkte sind dargestellt durch die vier untersuchten Bedingungen: Bewegungsvorstellung extern (BVe), Bewegungsvorstellung intern (BVi), Beobachtung extern (BBe) und Beobachtung intern (BBi) zu den Zeitpunkten der Referenzierung (1), Vorbereitung (2) und Durchführung (3 und 4) der Bedingungen.

Im μ -Frequenzbereich ließen sich abgeleitet an der Elektrode Cz keine signifikanten Effekte erkennen. Bezogen auf die Elektrode Pz zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt Zeit ($F(3, 33) = 10.876$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .497$). Sowohl der Unterschied zwischen Zeitpunkt 1 ($M = 0.009$) und 2 ($M = -11.707$; $F(1, 11) = 5.176$; $p = .044$; $\rho\eta^2 = .320$) als auch zwischen Zeitpunkt 1 und 3 ($M = -33.276$; $F(1, 11) = 19.677$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .641$) und zwischen Zeitpunkt 1 und 4 ($M = -17.977$; $F(1, 11) = 9.178$; $p = .011$; $\rho\eta^2 = .455$) ließen sich als signifikant bezeichnen. Dabei ließ sich der größte Unterschied in der ERD vom Referenzzeitpunkt zu Beginn der Ausführung erkennen. Die Interaktion zwischen den Faktoren Zeit und Bedingung ($F(1.915,$

21.066) = 5.993; $p = .009$; $\rho\eta^2 = .353$) war, nach Anpassung des Alphafehlers, als nicht signifikant zu bezeichnen. Zur Übersicht des Unterschiedes zwischen den Elektroden Fz (s. Abbildung 17) und Pz ist dennoch die Interaktion der Elektrode Pz in Abbildung 18 dargestellt.

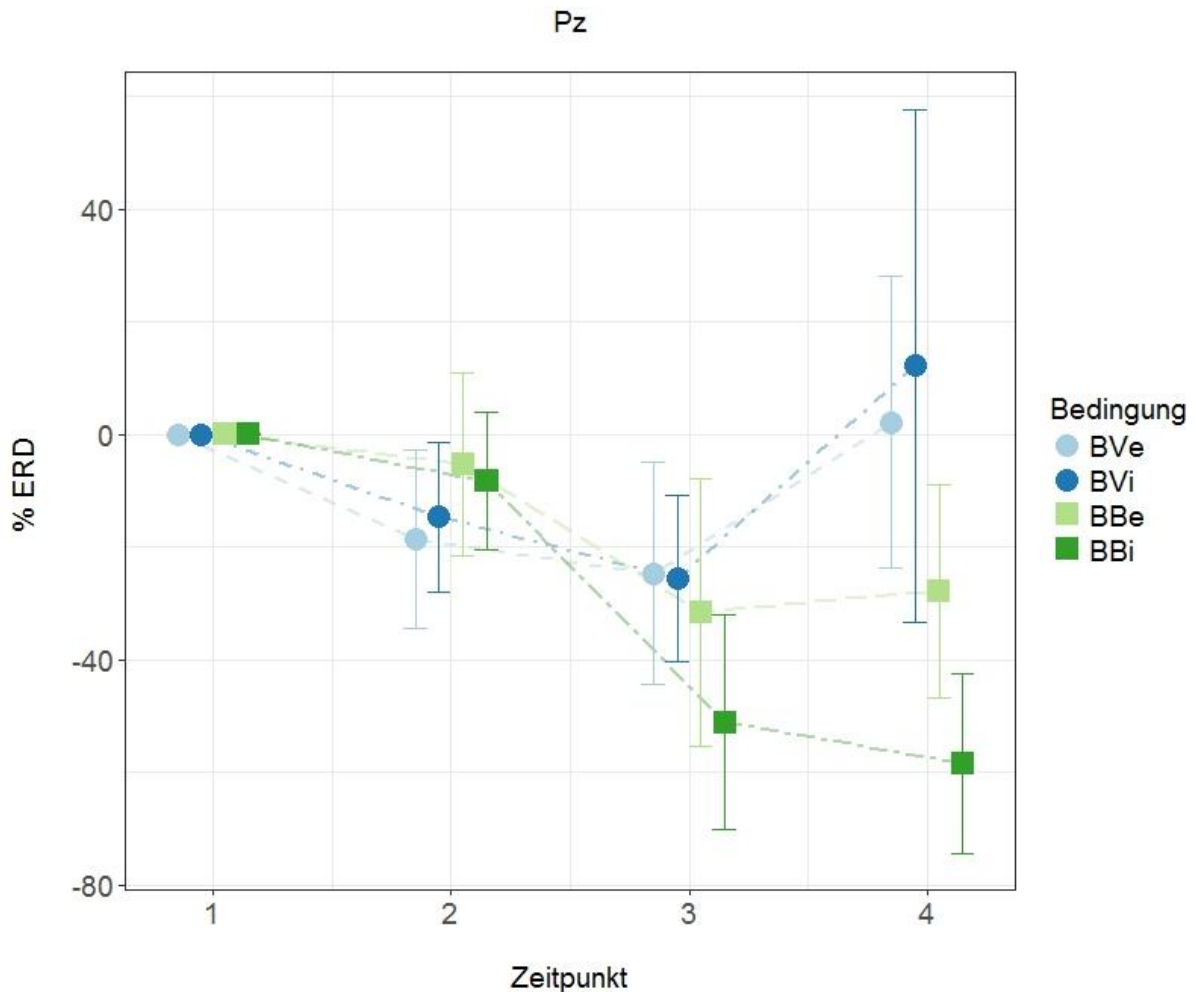


Abbildung 18: Mittelwert und Konfidenzintervall der μ -ERD im Zeitverlauf an der Elektrode Pz abgeleitet. Die Vergleichspunkte sind dargestellt durch die vier untersuchten Bedingungen: Bewegungsvorstellung extern (BVe), Bewegungsvorstellung intern (BVi), Beobachtung extern (BBe) und Beobachtung intern (BBi) zu den Zeitpunkten der Referenzierung (1), Vorbereitung (2) und Durchführung (3 und 4) der Bedingungen

4.3.1.2. SMR-Frequenzbereich

Im SMR-Frequenzbereich ließen sich, wie in Tabelle 6 zu erkennen ist, aus den Varianzanalysen der Elektroden Fz und Cz, unter Einbezug der Signifikanzniveauanpassung, keine Effekte erkennen. Für die Elektrode Pz ergab sich ebenfalls kein signifikanter Haupteffekt Bedingung und kein Interaktionseffekt

aus Zeit und Bedingung. Für die Elektrode Pz ergab sich jedoch ein signifikanter Haupteffekt Zeit. Der Haupteffekt Zeit ($F(3, 33) = 5.238$; $p = .005$; $\rho\eta^2 = .323$) ließ sich genauer betrachtet vornehmlich durch die Differenz der Zeitpunkte 1 ($M = 5.111$) und 3 ($M = -18.692$) erklären ($F(1, 11) = 12.001$; $p = .005$; $\rho\eta^2 = .522$). Der Unterschied zwischen Zeitpunkt 1 und 2 spielte eine untergeordnete Rolle ($F(1, 11) = 4.274$; $p = .063$; $\rho\eta^2 = .280$) und der Unterschied zwischen Zeitpunkt 1 und 4 hatte zur Erklärung des Haupteffekts Zeit keine Relevanz ($F(1, 11) = 2.643$; $p = .132$; $\rho\eta^2 = .194$). Ähnlich wie im μ -Frequenzbereich nahm die Frequenzbandleistung im SMR-Frequenzbereich, ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 5.111$) 1 über die Vorbereitung zu Zeitpunkt 2 ($M = -4.776$) hin zum Beginn der Durchführung zu Zeitpunkt 3 ($M = -18.692$), ab und stieg im weiteren Verlauf der Durchführung zu Zeitpunkt 4 ($M = -5.107$) wieder an.

4.3.1.3. β -Frequenzbereich

Betrachtet man in Tabelle 6 den unteren Abschnitt, stellvertretend für den β -Frequenzbereich, so ist aus der Varianzanalyse in Bezug auf die Elektrode Fz ein Haupteffekt Zeit zu erkennen ($F(3, 33) = 12.882$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .539$). Im internen Vergleich bezog sich dieser Effekt auf die Reduktion der Frequenzbandleistung ausgehend vom Referenzzeitpunkt 1 ($M = 3.876$) hin zu Zeitpunkt 3 ($M = -2.581$; $F(1, 11) = 9.857$; $p = .009$; $\rho\eta^2 = .473$) und Zeitpunkt 4 ($M = -6.191$; $F(1, 11) = 18.464$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .627$).

Im Hinblick auf die Varianzanalyse zur Elektrode Cz zeigte sich ein ähnliches Bild mit einem signifikanten Haupteffekt Zeit ($F(1.551, 17.062) = 11.768$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .517$). Der Haupteffekt Zeit setzte sich zusammen aus der Differenz zwischen dem Referenzzeitpunkt 1 ($M = 4.143$) und der Vorbereitung ($M = -3.667$), Zeitpunkt 2 ($F(1, 11) = 6.882$; $p = .024$; $\rho\eta^2 = .384$), dem Beginn der Ausführung ($M = -10.829$), Zeitpunkt 3 ($F(1, 11) = 13.118$; $p = .004$; $\rho\eta^2 = .544$) und dem Verlauf der Ausführung ($M = -13.576$), Zeitpunkt 4 ($F(1, 11) = 15.258$; $p = .002$; $\rho\eta^2 = .581$). Es ließ sich eine kontinuierliche Leistungsreduktion, ausgehend vom Referenzzeitpunkt zur Vorbereitung und dem Beginn der Ausführung hin zum Verlauf der Ausführung, erkennen. Der Haupteffekt Bedingung war als nicht signifikant zu betrachten und der Interaktionseffekt zwischen Zeit und Bedingung lag nach der Anpassung des Schwellenwerts für den Alphafehler oberhalb des Signifikanzniveaus.

In Bezug auf die Varianzanalyse zur Elektrode Pz zeigten sich sowohl Haupteffekte für die Faktoren Zeit und Bedingung als auch für deren Interaktion. Der Haupteffekt Zeit ($F(1.697, 18.672) = 18.136$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .622$) setzt sich zusammen aus Differenzierungen, ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 4.380$) zur Vorbereitung ($M = -9.729$), Zeitpunkt 2 ($F(1, 11) = 10.594$; $p = .008$; $\rho\eta^2 = .491$), über den Beginn der Ausführung ($M = 21.513$), Zeitpunkt 3 ($F(1, 11) = 21.873$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .665$), bis hin zum weiteren Verlauf ($M = -19.160$), Zeitpunkt 4 ($F(1, 11) = 26.765$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .709$). Der Haupteffekt Bedingung ($F(3, 33) = 6.273$; $p = .002$; $\rho\eta^2 = .363$) wurde durch den Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -9.129$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -13.882$) ersichtlich ($F(1, 11) = 4.838$; $p = .050$; $\rho\eta^2 = .305$). Des Weiteren ließen sich die externe ($M = -9.080$) und interne ($M = -18.684$) Variante der Bewegungsbeobachtung voneinander differenzieren ($F(1, 11) = 17.783$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .618$). Der Interaktionseffekt zwischen den Faktoren Zeit und Bedingung ($F(9, 99) = 14.405$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .567$) in Bezug auf den Referenzzeitpunkt setzte sich zu Zeitpunkt 2 zusammen aus der Differenz zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -13.649$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -5.809$; $F(1, 11) = 8.702$; $p = .013$; $\rho\eta^2 = .442$). Zu Zeitpunkt 3 zeigte sich ebenfalls ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -17.579$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -25.447$; $F(1, 11) = 6.951$; $p = .023$; $\rho\eta^2 = .387$). Des Weiteren zeigte sich ein Unterschied zwischen dem Referenzzeitpunkt und Zeitpunkt 3 in Bezug auf die externe ($M = -16.282$) und interne ($M = -34.611$) Bewegungsbeobachtung ($F(1, 11) = 68.280$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .861$). Im Vergleich zwischen dem Referenzzeitpunkt und Zeitpunkt 4 zeigte sich dieses Bild weiter bestätigt. Ebenfalls zeigte sich ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -9.521$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -28.799$; $F(1, 11) = 26.967$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .710$) und ein Unterschied zwischen externer ($M = -18.928$) und interner ($M = -38.670$) Perspektive der Bewegungsbeobachtung ($F(1, 11) = 25.612$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .700$). Zur Veranschaulichung der beschriebenen Effekte aus der Varianzanalyse der Elektrode Pz im β -Frequenzbereich dient Abbildung 19.

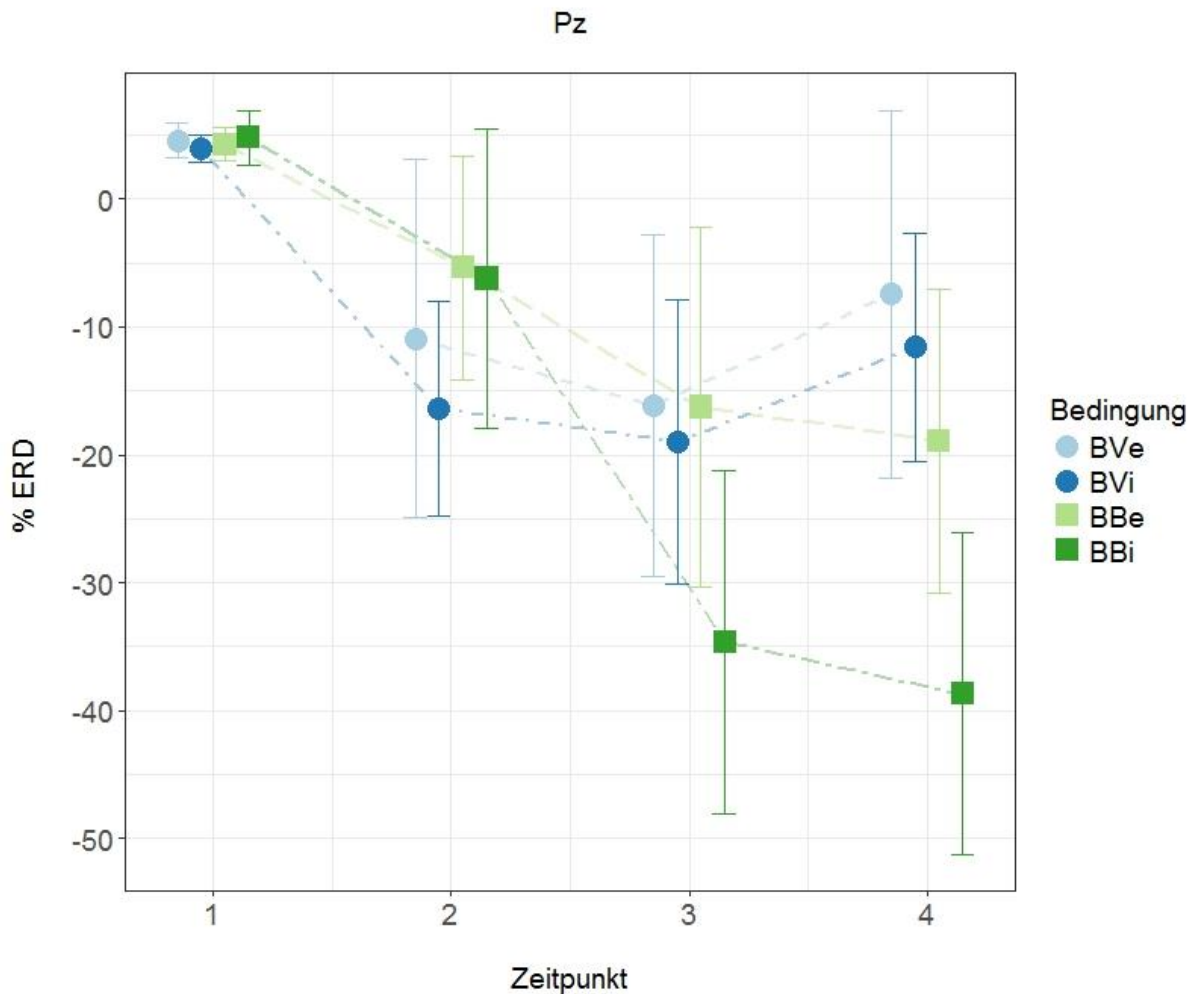


Abbildung 19: Mittelwert und Konfidenzintervall der β -ERD im Zeitverlauf an der Elektrode Pz abgeleitet. Die Vergleichspunkte sind dargestellt durch die vier untersuchten Bedingungen: Bewegungsvorstellung extern (BVe), Bewegungsvorstellung intern (BVi), Beobachtung extern (BBe) und Beobachtung intern (BBi) zu den Zeitpunkten der Referenzierung (1), Vorbereitung (2) und Durchführung (3 und 4) der Bedingungen.

4.3.1.4. Explorative EEG-Analyse

Ergänzend zur Untersuchung der Frequenzbereiche 8-13 Hz, 12-15 Hz und 16-24 Hz wurden die unteren (8-10 Hz) und oberen (10-12 Hz) α -Frequenzbereiche sowie die unteren (16-20 Hz) und oberen (20-24 Hz) β -Frequenzbereiche unabhängig voneinander betrachtet. Da es sich um ein exploratives Vorgehen handelt, fand keine Alphafehleranpassung statt.

4.3.1.4.1. Unterer α -Frequenzbereich

In Bezug auf die Elektrode Fz war zunächst eine Veränderung der abgeleiteten Frequenzbandleistung unter allen vier Bedingungen zu erkennen. Es ergab sich ein Haupteffekt Zeit ($F(3, 33) = 9.821$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .472$). Genauer betrachtet ließen sich signifikante Unterschiede in der ERD ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 3.944$) hin zu Zeitpunkt 3 ($M = -10.423$; $F(1, 11) = 9.385$; $p = .011$; $\rho\eta^2 = .460$) und Zeitpunkt 4 ($M = -11.088$; $F(1, 11) = 11.398$; $p = .006$; $\rho\eta^2 = .509$) erkennen. Des Weiteren ergab sich eine signifikante Interaktion zwischen den Faktoren Zeit und Bedingung ($F(9, 99) = 4.903$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .358$). Der Effekt belief sich auf einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 0.874$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -23.049$) zu Zeitpunkt 4 ($F(1, 11) = 19.065$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .634$).

Im unteren α -Frequenzbereich ließen sich, abgeleitet an der Elektrode Cz, keine Effekte erkennen. Bezogen auf die Elektrode Pz ließ sich ein signifikanter Haupteffekt Zeit ($F(3, 33) = 14.748$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .573$) ermitteln. Sowohl der Unterschied zwischen Zeitpunkt 1 ($M = 5.627$) und 2 ($M = -8.353$; $F(1, 11) = 6.225$; $p = .030$; $\rho\eta^2 = .361$) als auch zwischen Zeitpunkt 1 und 3 ($M = -33.243$; $F(1, 11) = 21.088$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .657$) und zwischen Zeitpunkt 1 und 4 ($M = -19.733$; $F(1, 11) = 15.890$; $p = .002$; $\rho\eta^2 = .591$) ließen sich als signifikant bezeichnen. Dabei lässt sich der größte Unterschied in der ERD vom Referenzzeitpunkt zu Beginn der Ausführung erkennen. Die Interaktion zwischen den Faktoren Zeit und Bedingung ($F(2.997, 32.967) = 8.316$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .431$) war ebenfalls als signifikant zu bezeichnen. Im Vergleich zum Referenzzeitpunkt ließ sich zu Zeitpunkt 3 ein Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -27.974$) und intern ($M = -48.834$) erkennen ($F(1, 11) = 31.449$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .741$). Im Vergleich zum Referenzzeitpunkt ließ sich zu Zeitpunkt 4 dieser Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -26.470$) und intern ($M = -57.133$) bestätigen ($F(1, 11) = 25.649$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .700$). Des Weiteren zeigt sich im Vergleich der Zeitpunkte 1 und 4 ebenfalls ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 2.335$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -40.634$) zu Zeitpunkt 4 ($F(1, 11) = 23.493$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .681$).

4.3.1.4.2. Oberer α -Frequenzbereich

In Bezug auf die Elektrode Fz war ein signifikanter Interaktionseffekt der Faktoren Zeit und Bedingung ersichtlich ($F(4.322, 47.545) = 3.643$; $p = .010$; $\rho\eta^2 = .249$). Dieser belief sich auf einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 0.479$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -9.583$) zu Zeitpunkt 3 ($F(1, 11) = 5.066$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .315$) und einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 8.610$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -13.896$) zu Zeitpunkt 4 ($F(1, 11) = 14.900$; $p = .003$; $\rho\eta^2 = .575$).

Im oberen α -Frequenzbereich ließen sich, abgeleitet an der Elektrode Cz, keine Effekte erkennen. Bezogen auf die Elektrode Pz ließ sich ein signifikanter Haupteffekt Zeit ($F(3, 33) = 7.359$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .401$) ermitteln. Der Unterschied zwischen Zeitpunkt 1 ($M = 5.680$) und 3 ($M = -26.234$; $F(1, 11) = 15.870$; $p = .002$; $\rho\eta^2 = .591$) ließ sich als signifikant bezeichnen. Die Interaktion zwischen den Faktoren Zeit und Bedingung ($F(1.713, 18.843) = 5.090$; $p = .021$; $\rho\eta^2 = .316$) war ebenfalls signifikant. Im Vergleich zum Referenzzeitpunkt ließ sich zu Zeitpunkt 3 ein Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -28.894$) und intern ($M = -46.153$; $F(1, 11) = 20.753$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .654$) und ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -14.944$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -37.524$; $F(1, 11) = 9.181$; $p = .011$; $\rho\eta^2 = .455$) erkennen. Für den Vergleich von Referenzzeit und Zeitpunkt 4 zeigte sich ein ähnliches Bild. Ebenfalls ließen sich ein Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -21.702$) und intern ($M = -54.314$; $F(1, 11) = 30.016$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .732$) und ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 24.095$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -38.008$; $F(1, 11) = 12.710$; $p = .004$; $\rho\eta^2 = .536$) feststellen.

4.3.1.4.3. Unterer β -Frequenzbereich

In Bezug auf die Elektrode Fz war zunächst ein Haupteffekt Zeit ($F(3, 33) = 9.821$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .517$) zu erkennen. Genauer betrachtet ließen sich signifikante Unterschiede in der ERD ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 4.208$) hin zu Zeitpunkt 4 ($M = -5.963$) feststellen ($F(1, 11) = 14.801$; $p = .003$; $\rho\eta^2 = .574$).

Bei der Analyse der Elektrode Cz waren ein Haupteffekt Zeit ($F(1.534, 16.876) = 12.176$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .525$) und ein Interaktionseffekt für Zeit und Bedingung ersichtlich ($F(9, 99) = 2.458$; $p = .014$; $\rho\eta^2 = .183$). Bezogen auf den Haupteffekt Zeit war eine Reduktion der Frequenzbandleistung ausgehend vom

Referenzzeitpunkt ($M = 4.155$) zu Zeitpunkt 2 ($M = -4.525$; $F(1, 11) = 6.633$; $p = .026$; $\rho\eta^2 = .376$), Zeitpunkt 3 ($M = -12.042$; $F(1, 11) = 11.674$; $p = .006$; $\rho\eta^2 = .515$) und Zeitpunkt 4 ($M = -16.163$; $F(1, 11) = 16.413$; $p = .002$; $\rho\eta^2 = .599$) zu erkennen. In Bezug auf den Interaktionseffekt waren im Vergleich zum Referenzzeitpunkt und Zeitpunkt 4 ein Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -14.301$) und intern ($M = -25.370$; $F(1, 11) = 5.897$; $p = .034$; $\rho\eta^2 = .349$) und ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -12.491$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -19.836$; $F(1, 11) = 8.852$; $p = .013$; $\rho\eta^2 = .446$) differenzierbar.

Bei der Analyse der Elektrode Pz waren ein Haupteffekt Zeit ($F(1.675, 18.420) = 17.605$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .615$), ein Haupteffekt Bedingung ($F(3, 33) = 4.780$; $p = .007$; $\rho\eta^2 = .303$) und ein Interaktionseffekt für Zeit und Bedingung ersichtlich ($F(9, 99) = 13.653$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .554$). Bezogen auf den Haupteffekt Zeit war eine Reduktion der Frequenzbandleistung ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 4.356$) zu Zeitpunkt 2 ($M = -10.702$; $F(1, 11) = 10.419$; $p = .008$; $\rho\eta^2 = .486$), Zeitpunkt 3 ($M = -22.699$; $F(1, 11) = 21.233$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .659$) und Zeitpunkt 4 ($M = -20.215$; $F(1, 11) = 26.250$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .705$) zu erkennen. Für den Haupteffekt Bedingung ließen sich die Bewegungsbeobachtung extern ($M = -9.396$) und intern ($M = -19.541$) unterscheiden ($F(1, 11) = 14.831$; $p = .003$; $\rho\eta^2 = .574$). In Bezug auf den Interaktionseffekt waren im Vergleich zum Referenzzeitpunkt und Zeitpunkt 3 ein Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -14.301$) und intern ($M = -25.370$) differenzierbar ($F(1, 11) = 52.076$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .826$). Zu Zeitpunkt 4 waren die Unterschiede zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -19.045$) und intern ($M = -41.288$; $F(1, 11) = 29.843$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .731$) und zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -10.264$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -30.167$; $F(1, 11) = 22.265$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .669$) signifikant.

4.3.1.4.4. Oberer β -Frequenzbereich

In Bezug auf die Elektrode Fz war zunächst ein Haupteffekt Zeit ($F(1.722, 18.938) = 13.739$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .555$) zu erkennen. Eine Reduktion der Frequenzbandleistung ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 3.545$) zu Zeitpunkt 2 ($M = 1.021$; $F(1, 11) = 5.497$; $p = .039$; $\rho\eta^2 = .333$), Zeitpunkt 3 ($M = -3.954$; $F(1, 11) = 20.370$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .649$) und Zeitpunkt 4 ($M = -6.418$; $F(1, 11) = 21.301$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .659$) war zu erkennen.

Bei der Analyse der Elektrode Cz waren ein Haupteffekt Zeit ($F(1.625, 17.871) = 10.718$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .493$) und ein Interaktionseffekt für Zeit und Bedingung ersichtlich ($F(9, 99) = 2.283$; $p = .023$; $\rho\eta^2 = .172$). Bezogen auf den Haupteffekt Zeit war eine Reduktion der Frequenzbandleistung ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 4.131$) zu Zeitpunkt 2 ($M = -2.809$; $F(1, 11) = 6.474$; $p = .027$; $\rho\eta^2 = .371$), Zeitpunkt 3 ($M = -9.616$; $F(1, 11) = 14.484$; $p = .003$; $\rho\eta^2 = .568$) und Zeitpunkt 4 ($M = -10.989$; $F(1, 11) = 13.563$; $p = .004$; $\rho\eta^2 = .552$) zu erkennen. In Bezug auf den Interaktionseffekt war beim Referenzzeitpunkt und Zeitpunkt 4 ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -7.325$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -14.654$; $F(1, 11) = 10.617$; $p = .008$; $\rho\eta^2 = .491$) ersichtlich.

Bei der Analyse der Elektrode Pz waren ein Haupteffekt Zeit ($F(3, 33) = 17.943$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .620$), ein Haupteffekt Bedingung ($F(3, 33) = 7.684$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .411$) und ein Interaktionseffekt für Zeit und Bedingung zu finden ($F(9, 99) = 13.544$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .552$). Bezogen auf den Haupteffekt Zeit war eine Reduktion der Frequenzbandleistung ausgehend vom Referenzzeitpunkt ($M = 4.404$) zu Zeitpunkt 2 ($M = -8.756$; $F(1, 11) = 10.597$; $p = .008$; $\rho\eta^2 = .491$), Zeitpunkt 3 ($M = -20.327$; $F(1, 11) = 22.118$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .668$) und Zeitpunkt 4 ($M = -18.105$; $F(1, 11) = 26.250$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .705$) zu erkennen. Für den Haupteffekt Bedingung ließen sich die Bewegungsbeobachtung extern ($M = -8.764$) von der Bewegungsbeobachtung intern ($M = -17.827$; $F(1, 11) = 20.411$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .650$) und die Bewegungsvorstellung ($M = -8.096$) von der Bewegungsbeobachtung ($M = -13.296$; $F(1, 11) = 7.321$; $p = .020$; $\rho\eta^2 = .400$) unterscheiden. In Bezug auf den Interaktionseffekt war im Vergleich zum Referenzzeitpunkt und Zeitpunkt 2 ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -10.264$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -30.167$; $F(1, 11) = 10.226$; $p = .008$; $\rho\eta^2 = .482$) signifikant. Im Vergleich zwischen dem Referenzzeitpunkt und Zeitpunkt 3 war ein Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -17.045$) und intern ($M = -32.711$; $F(1, 11) = 55.624$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .835$) sowie ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -15.775$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -24.878$; $F(1, 11) = 9.567$; $p = .010$; $\rho\eta^2 = .465$) differenzierbar. Zu Zeitpunkt 4 waren die Unterschiede zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -18.811$) und intern ($M = -36.053$; $F(1, 11) = 19.030$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .634$) und zwischen

Bewegungsvorstellung ($M = -8,778$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -27.432$; $F(1, 11) = 29.244$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .727$) signifikant.

4.3.1.5. Ergänzende Messinstrumente

Zusätzlich zur neurologischen EEG-Erhebung wurden objektive Parameter in Form von EKG und Bewegungsvorstellungszeit und subjektive Parameter in Form des VMIQ-2, Selbstbeurteilung und abschließender Kontrolle der Erhebung zu MZP 1 erhoben und unabhängig voneinander betrachtet.

4.3.1.5.1. EKG

Die Ergebnisse der Varianzanalyse zu vier Bedingungen und 13 Epochen wurde für den MZP 1 durchgeführt. Es ergab sich ein Haupteffekt Zeit ($F(12, 132) = 2.010$; $p = .028$; $\rho\eta^2 = .155$). Dabei lässt sich, wie in Abbildung 20 zu erkennen ist, eine kontinuierliche Reduktion der Herzfrequenz im Zeitverlauf feststellen. Der Unterschied von Sekunde 1 zu Sekunde 4 erreicht das Signifikanzniveau nicht ($F(1, 11) = 3.139$; $p = .140$; $\rho\eta^2 = .222$). Erst ab Sekunde 11 ($M = 95.2$) ließ sich eine signifikante Reduktion der Herzfrequenz ausgehend von Sekunde 1 ($M = 97.3$) erkennen ($F(1, 11) = 11.257$; $p = .006$; $\rho\eta^2 = .506$). Dieser Effekt zeigt sich zu Sekunde 12 ($M = 94.8$; $F(1, 11) = 29.530$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .729$) und Sekunde 13 ($M = 94.5$; $F(1, 11) = 26.995$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .710$) verstärkt.

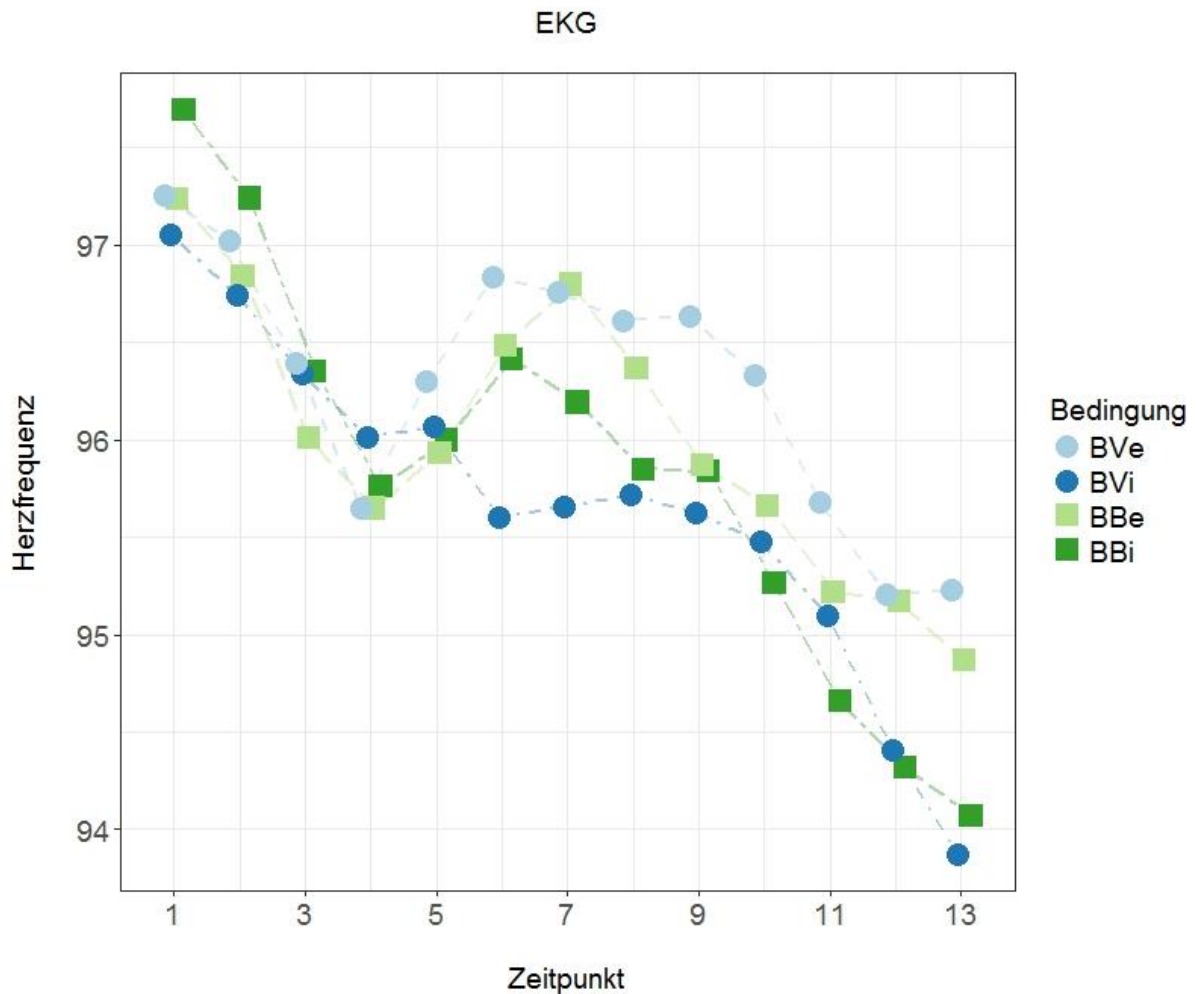


Abbildung 20: Mittelwert und Konfidenzintervall der Herzfrequenz im Zeitverlauf (Sekunden) zu MZP 1 bei vier Bedingungen: Bewegungsvorstellung extern (BVe), Bewegungsvorstellung intern (BVi), Beobachtung extern (BBe) und Beobachtung intern (BBi) über den Zeitverlauf.

4.3.1.5.2. Bewegungsvorstellungszeit

Die Erfassung der für die zur Vorstellung benötigte Zeit diente der Objektivierung der Bewegungsvorstellung. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewegungsvorstellungszeit werden in Tabelle 8 dargestellt.

Tabelle 8
Mittelwert und Standardabweichung der Bewegungsvorstellungszeit (ms) extern (ZBVe) und intern (ZBVi) zu MZP 1

| | <i>M</i> | <i>SD</i> |
|------|----------|-----------|
| ZBVe | 7009 ms | 2152 |
| ZBVi | 6971 ms | 2275 |

Der Haupteffekt Bewegungsvorstellungszeit zu MZP 1 war nicht signifikant ($F(1, 11) = 0.032$; $p = .861$). Die Bewegungsvorstellungszeiten der internen und der externen Perspektive unterschieden sich nicht signifikant voneinander.

4.3.1.5.3. VMIQ-2

Der Fragebogen zur Erfassung der Bewegungsvorstellungsfähigkeit diente wie auch in der Pilotstudie und im Einzelfallvergleich dem Zweck der eigenen Einschätzung und der Erfassung einer möglichen Präferenz in der Vorstellungsperspektive. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der drei Dimensionen des VMIQ-2 werden in Tabelle 9 dargestellt.

Tabelle 9
Mittelwert und Standardabweichung des
VMIQ-2 zu MZP 1

| | <i>M</i> | <i>SD</i> |
|---------------|----------|-----------|
| Extern | 1.93 | 0.6 |
| Intern | 1.87 | 0.6 |
| Kinästhetisch | 2.3 | 1.2 |

Es ergab sich kein signifikanter Haupteffekt der Dimensionen ($F(2, 22) = 1.465$; $p = .254$) zu MZP 1. Die Bewertung der internen Perspektive fiel bei den beschriebenen Probanden vergleichbar aus mit den Bewertungen der externen Perspektive und der Kinästhetik.

4.3.1.5.4. Bewertung

Die eigene Bewertung der Probanden eines jeden Durchgangs diente der subjektiven Leistungseinschätzung bezüglich der durchgeführten Simulation. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewertungen zu den Bedingungen der Bewegungsvorstellung (BVe, BVi) und Bewegungsbeobachtung (BBe, BBi) werden in Tabelle 10 dargestellt.

Tabelle 10
 Mittelwert und Standardabweichung der subjektiven Bewertung der Bewegungsvorstellung extern (BVe) und intern (BVi) und der Bewegungsbeobachtung extern (BBe) und intern (BBi) zu MZP 1

| | M | SD |
|-----|------|-----|
| BVe | 2.16 | 0.6 |
| BVi | 2.29 | 0.5 |
| BBe | 2.25 | 0.7 |
| BBi | 2.07 | 0.7 |

Es ergab sich kein signifikanter Haupteffekt der Bewertung der Bedingungen ($F(3, 33) = 0.421$; $p = .739$) zu MZP 1. Die Bewertung der internen Perspektive fiel bei den beschriebenen Probanden vergleichbar aus mit den Bewertungen der externen Perspektive sowohl in Bezug auf die Bewegungsvorstellung als auch auf die Bewegungsbeobachtung.

4.3.1.5.5. Kontrollfragen

Nach eigenen Angaben waren die Probanden konzentriert bei der Aufgabe und ihre Augen waren bis auf wenige Durchgänge dauerhaft geöffnet. Bei der Bewegungsvorstellung aus externer Perspektive empfanden die Probanden die Vorstellung lebhafter als dass sie die Intensität spürten. Bei der Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive zeigte sich das umgekehrte Bild. Bei der Bewegungsbeobachtung aus externer Perspektive unterschieden sich Lebhaftigkeit und empfundene Intensität der Beobachtung kaum voneinander. Für die Bewegungsbeobachtung aus interner Perspektive wurde die Intensität höher bewertet als die Lebhaftigkeit. Bei der Post-hoc-Einschätzung der Bedingungen zeigten sich große interindividuelle Unterschiede, alle Ergebnisse sind daher rein deskriptiv und nicht statistisch differenzierbar.

4.3.2. Vergleich zwischen MZP 1 und MZP 2

Für die EEG-Analysen zum Vergleich von MZP 1 und MZP 2 fand eine Alphafehleranpassung nach der Anzahl durchgeführter Analysen ($n = 9$) zur Interventionsbegleitung auf ein Signifikanzniveau von $p = 0.0055$ bei der gemischten

Varianzanalyse (Messwiederholung: zwei Zeitpunkte X vier Bedingungen; Faktor: zwei Gruppen) statt.

Die Analysen des experimentellen Verlaufs werden der Übersicht halber nach den untersuchten Frequenzbereichen gestaffelt dargestellt, beginnend mit dem μ -Frequenzbereich (8-13 Hz). Im Anschluss werden der SMR- (12-15 Hz) und der β -Frequenzbereich (16-24 Hz) genauer betrachtet. Je Frequenzbereich wurden die Analysen, wie auch bei der Zustandserfassung zu MZP 1 (Abschnitt 4.3.1.; MZP 1; S. 105) entsprechend der lokalen Orientierung, der untersuchten Position von der frontalen Fz über die zentrale Cz hin zur parietalen Pz Elektrode nacheinander durchgeführt. Die wichtigsten Ergebnisse werden einzeln beschrieben. Eine Übersicht der gesamten Ergebnisse findet sich in Tabelle 11.

Tabelle 11
Übersicht zu den Ergebnissen der gemischten Varianzanalysen MZP 1 zu MZP 2

| Frequenz | Elektrode | Zeit | Bedingung | Gruppe | Zeit * Bedingung | Zeit * Gruppe | Bedingung * Gruppe | Zeit * Bedingung * Gruppe |
|----------|-----------|---------------------|------------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|-----------------------|---------------------------------|
| 8-13 Hz | Fz | $p = .029$ | $p = .001$ | $p = .533$ | $p = .079$ | $p = .985$ | $p = .736$ | $p = .546$ |
| | | $\rho\eta^2 = .393$ | $\rho\eta^2 = .416$ | $\rho\eta^2 = .040$ | $\rho\eta^2 = .199$ | $\rho\eta^2 = .000$ | $\rho\eta^2 = .041$ | $\rho\eta^2 = .067$ |
| | Cz | $p = .728$ | $p = .028$ | $p = .667$ | * $p = .900$ | $p = .282$ | $p = .198$ | $p = .954$ |
| | | $\rho\eta^2 = .013$ | $\rho\eta^2 = .259$ | $\rho\eta^2 = .019$ | $\rho\eta^2 = .007$ | $\rho\eta^2 = .115$ | $\rho\eta^2 = .142$ | $\rho\eta^2 = .011$ |
| | Pz | $p = .121$ | $p = .003$ | $p = .375$ | $p = .217$ | $p = .476$ | $p = .668$ | $p = .220$ |
| | | $\rho\eta^2 = .224$ | $\rho\eta^2 = .521$ | $\rho\eta^2 = .079$ | $\rho\eta^2 = .136$ | $\rho\eta^2 = .052$ | $\rho\eta^2 = .050$ | $\rho\eta^2 = .135$ |
| 12-15 Hz | Fz | $p = .071$ | * $p = .070$ | $p = .724$ | $p = .015$ | $p = .536$ | $p = .978$ | $p = .817$ |
| | | $\rho\eta^2 = .290$ | $\rho\eta^2 = .253$ | $\rho\eta^2 = .013$ | $\rho\eta^2 = .289$ | $\rho\eta^2 = .039$ | $\rho\eta^2 = .006$ | $\rho\eta^2 = .030$ |
| | Cz | $p = .872$ | $p = .014$ | $p = .382$ | $p = .897$ | $p = .432$ | $p = .166$ | $p = .946$ |
| | | $\rho\eta^2 = .003$ | $\rho\eta^2 = .294$ | $\rho\eta^2 = .077$ | $\rho\eta^2 = .019$ | $\rho\eta^2 = .063$ | $\rho\eta^2 = .154$ | $\rho\eta^2 = .012$ |
| | Pz | $p = .080$ | * $p = .011$ | $p = .880$ | $p = .569$ | $p = .392$ | $p = .779$ | $p = .394$ |
| | | $\rho\eta^2 = .274$ | $\rho\eta^2 = .441$ | $\rho\eta^2 = .002$ | $\rho\eta^2 = .064$ | $\rho\eta^2 = .074$ | $\rho\eta^2 = .035$ | $\rho\eta^2 = .093$ |
| 16-24 Hz | Fz | $p = .042$ | $p = .400$ | $p = .653$ | $p = .147$ | $p = .161$ | $p = .547$ | $p = .241$ |
| | | $\rho\eta^2 = .352$ | $\rho\eta^2 = .092$ | $\rho\eta^2 = .021$ | $\rho\eta^2 = .161$ | $\rho\eta^2 = .186$ | $\rho\eta^2 = .067$ | $\rho\eta^2 = .129$ |
| | Cz | $p = .033$ | $p = .044$ | $p = .263$ | * $p = .811$ | $p = .149$ | $p = .040$ | $p = .583$ |
| | | $\rho\eta^2 = .380$ | $\rho\eta^2 = .233$ | $\rho\eta^2 = .123$ | $\rho\eta^2 = .015$ | $\rho\eta^2 = .196$ | $\rho\eta^2 = .238$ | $\rho\eta^2 = .062$ |
| | Pz | $p = .096$ | $p = .005$ | $p = .874$ | $p = .200$ | $p = .292$ | $p = .433$ | $p = .867$ |
| | | $\rho\eta^2 = .252$ | $\rho\eta^2 = .478$ | $\rho\eta^2 = .003$ | $\rho\eta^2 = .141$ | $\rho\eta^2 = .110$ | $\rho\eta^2 = .086$ | $\rho\eta^2 = .023$ |

Anpassung des Signifikanzniveaus zur Anzahl durchgeführter Analysen nach Bonferroni auf einen Schwellenwert von $p < 0.0055$.

* Greenhouse-Geisser Korrektur der Freiheitsgrade aufgrund gestörter Sphärizität

4.3.2.1. μ -Frequenzbereich

Im μ -Frequenzbereich ließ sich abgeleitet an der Elektrode Fz ein signifikanter Haupteffekt Bedingung ($F(3, 30) = 7.111$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .416$) erkennen. Genauer betrachtet stellte sich der Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 1.361$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -13.052$) als signifikant heraus ($F(1, 10) = 11.489$; $p = .007$; $\rho\eta^2 = .535$). Wie bei der Ableitung an Elektrode Fz, konnte der Haupteffekt Bedingung ebenfalls an der Elektrode Pz nachgewiesen werden ($F(3, 30) = 10.896$; $p = .003$; $\rho\eta^2 = .521$). Dieser Effekt ließ sich zurückführen auf einen Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -32.006$) und intern ($M = -49.699$; $F(1, 10) = 116.410$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .921$) und einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -17.813$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -40.853$; $F(1, 10) = 9.851$; $p = .011$; $\rho\eta^2 = .496$).

4.3.2.2. SMR-Frequenzbereich

Wie in Tabelle 11 zu erkennen ist, lassen sich unter Einbezug der Alphafehlerkorrektur aus den gemischten Varianzanalysen im 2 (Zeitpunkte) x 4 (Bedingungen) x 2 (Gruppen) zu den Elektroden Fz, Cz und Pz keine signifikanten Effekte nachweisen.

4.3.2.3. β -Frequenzbereich

Im β -Frequenzbereich ließ sich abgeleitet an der Elektrode Pz ein signifikanter Haupteffekt Bedingung ($F(3, 30) = 9.150$; $p = .005$; $\rho\eta^2 = .478$) erkennen. Dieser Effekt ließ sich zurückführen auf einen Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -16.878$) und intern ($M = -30.657$; $F(1, 10) = 66.814$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .870$) und einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -14.857$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -23.768$; $F(1, 10) = 5.347$; $p = .043$; $\rho\eta^2 = .348$).

4.3.2.4. Explorative EEG-Analyse

Ergänzend zur Untersuchung der Frequenzbereiche 8-13 Hz, 12-15 Hz und 16-24 Hz wurden die unteren (8-10 Hz) und oberen (10-12 Hz) α -Frequenzbereiche sowie die unteren (16-20 Hz) und oberen (20-24 Hz) β -Frequenzbereiche unabhängig voneinander betrachtet. Da es sich um ein exploratives Vorgehen handelt, fand keine Alphafehleranpassung statt.

4.3.2.4.1. Unterer α -Frequenzbereich

Bei der gemischten Varianzanalyse der Elektrode Fz im unteren α -Frequenzbereich ließen sich signifikante Haupteffekte Zeit ($F(3, 30) = 7.035$; $p = .024$; $\rho\eta^2 = .413$) und Bedingung ($F(3, 30) = 5.944$; $p = .003$; $\rho\eta^2 = .373$) nachweisen. Zum einen zeigte sich zu MZP 1 ($M = -10.423$) eine stärkere Reduktion der Frequenzbandleistung im Vergleich zum MZP 2 ($M = 2.206$). Zum anderen war ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 3.000$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -11.217$) zu erkennen ($F(1, 10) = 9.921$; $p = .010$; $\rho\eta^2 = .498$).

Bei der Analyse der Elektrode Cz war ein Haupteffekt Bedingung ($F(3, 30) = 3.127$; $p = .040$; $\rho\eta^2 = .238$) ersichtlich. Dieser Effekt ließ sich zurückführen auf einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -6,314$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -17,073$; $F(1, 10) = 9.232$ $p = .012$; $\rho\eta^2 = .480$).

Wie auch bei der Ableitung an den Elektroden Fz und Cz, konnte der Haupteffekt Bedingung an der Elektrode Pz nachgewiesen werden ($F(1.276, 12.755) = 6.638$; $p = .018$; $\rho\eta^2 = .399$). Dieser Effekt ließ sich ebenfalls zurückführen auf einen Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -30.756$) und intern ($M = -48.642$; $F(1, 10) = 158.112$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .941$) und einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -21.253$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -39.699$; $F(1, 10) = 5.054$; $p = .048$; $\rho\eta^2 = .336$).

4.3.2.4.2. Oberer α -Frequenzbereich

Bei der gemischten Varianzanalyse der Elektrode Fz im oberen α -Frequenzbereich ließ sich ein signifikanter Haupteffekt Bedingung ($F(3, 30) = 7.747$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .437$) nachweisen. Ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 8.127$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -8.606$) stellte sich dafür als verantwortlich heraus ($F(1, 10) = 12.544$; $p = .005$; $\rho\eta^2 = .556$).

Bei der Analyse der Elektrode Cz war ebenfalls ein Haupteffekt Bedingung ($F(3, 30) = 3.141$; $p = .040$; $\rho\eta^2 = .239$) ersichtlich. Dieser Effekt ließ sich zurückführen auf einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = 5.538$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -8.061$; $F(1, 10) = 8.519$ $p = .015$; $\rho\eta^2 = .460$).

Wie auch bei der Ableitung an den Elektroden Fz und Cz, konnte der Haupteffekt Bedingung ebenfalls an der Elektrode Pz nachgewiesen werden ($F(1.397, 13.966) = 9.997$; $p = .004$; $\rho\eta^2 = .500$). Dieser Effekt ließ sich ebenfalls

zurückführen auf einen Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -27.092$) und intern ($M = -43.039$; $F(1, 10) = 31.304$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .758$) und einen Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -4.397$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -35.066$; $F(1, 10) = 10.462$; $p = .009$; $\rho\eta^2 = .511$).

4.3.2.4.3. Unterer β -Frequenzbereich

Bezogen auf die Varianzanalyse der Elektrode Fz ergaben sich weder ein Haupteffekt Bedingung oder Zeit noch ein Interaktionseffekt. Im Hinblick auf die Varianzanalyse der Elektrode Cz zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt Zeit ($F(1, 10) = 5.281$; $p = .044$; $\rho\eta^2 = .346$). Von MZP 1 ($M = -12.042$) zu MZP 2 ($M = -7.419$) wurde eine Reduktion der Desynchronisation deutlich. In Bezug auf die Elektrode Pz war ein Haupteffekt Bedingung erkennbar ($F(1.464, 14.638) = 7.964$; $p = .008$; $\rho\eta^2 = .443$). Ein Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -16.773$) und intern ($M = -31.738$) wurde gefunden ($F(1, 10) = 57.734$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .852$).

4.3.2.4.4. Oberer β -Frequenzbereich

In Bezug auf die Elektrode Fz war ein Haupteffekt Zeit ($F(1, 10) = 5.309$; $p = .044$; $\rho\eta^2 = .347$) zu erkennen. Von MZP 1 ($M = -3.954$) zu MZP 2 ($M = -0.697$) zeigte sich eine Reduktion der Desynchronisation.

Bei der gemischten Varianzanalyse der Elektrode Cz ließen sich signifikante Haupteffekte Zeit ($F(1, 10) = 6.101$; $p = .033$; $\rho\eta^2 = .379$) und Bedingung ($F(3, 30) = 3.021$; $p = .045$; $\rho\eta^2 = .232$) sowie ein Interaktionseffekt Bedingung x Gruppe ($F(3, 30) = 3.388$; $p = .031$; $\rho\eta^2 = .232$) nachweisen. Zum einen zeigte sich zu MZP 1 ($M = -9.616$) eine stärkere Reduktion der Frequenzbandleistung im Vergleich zu MZP 2 ($M = -4.536$). Zum anderen war ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -4.823$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -9.330$; $F(1, 10) = 5.458$; $p = .042$; $\rho\eta^2 = .353$) zu erkennen. Der Interaktionseffekt Bedingung x Gruppe spiegelte sich, wie dargestellt in Abbildung 21, ebenfalls in einem Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung wieder. Während die Frequenzbandleistung der Bewegungsvorstellung der visuellen Intervention ($M = 1.716$) höher war als die Frequenzbandleistung der auditiven Intervention ($M = -11,361$), lagen die Werte bei der Bewegungsbeobachtung in der visuellen Intervention ($M = -7.254$) und der auditiven Intervention ($M = -11.406$) näher beieinander ($F(1, 10) = 5.351$; $p = .043$; $\rho\eta^2 = .349$).

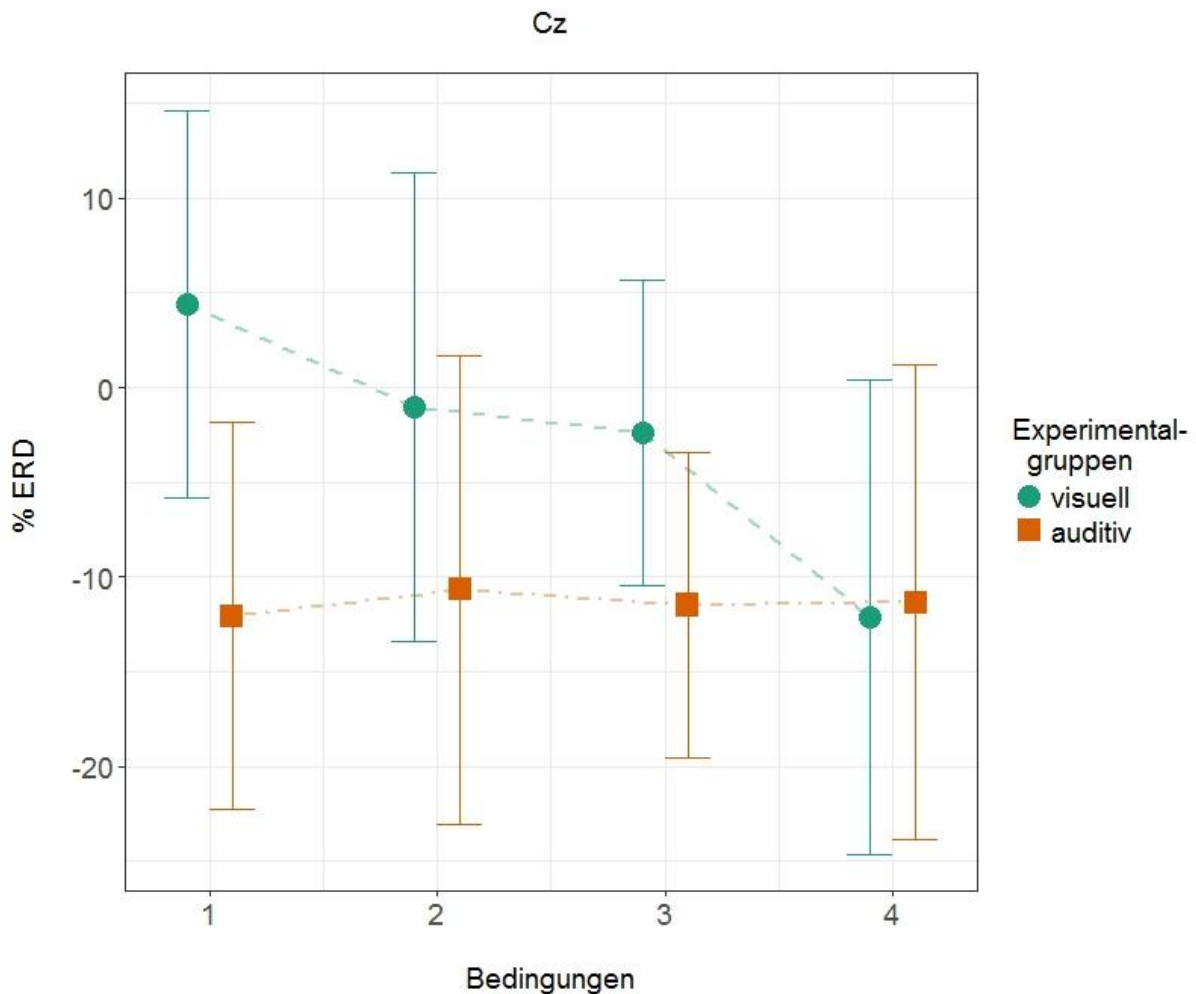


Abbildung 21: Mittelwert und Konfidenzintervall der ERD des oberen β -Frequenzbereichs der vier untersuchten Bedingungen: Bewegungsvorstellung extern (BVe), Bewegungsvorstellung intern (BVi), Beobachtung extern (BBe) und Beobachtung intern (BBi) der beiden Interventionsgruppen.

In Bezug auf die Elektrode Pz war ein Haupteffekt Bedingung erkennbar ($F(1.401, 14.007) = 9.795$; $p = .004$; $\rho\eta^2 = .495$). Sowohl ein Unterschied zwischen der Bewegungsbeobachtung extern ($M = -16.983$) und intern ($M = -29.577$; $F(1, 10) = 66.194$; $p < .000$; $\rho\eta^2 = .869$) als auch ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung ($M = -12.551$) und Bewegungsbeobachtung ($M = -23.280$; $F(1, 10) = 7.285$; $p = .022$; $\rho\eta^2 = .421$) wurden gefunden.

4.3.2.5. Ergänzende Messinstrumente

Die objektiven Parameter in Form von EKG und Bewegungsvorstellungszeit und die subjektiven Parameter in Form von VMIQ-2, Selbstbeurteilung,

abschließender Kontrolle der Erhebung und Tagebuch während der Intervention wurden zur Verlaufsbegleitung erhoben und unabhängig voneinander betrachtet.

4.3.2.5.1. EKG

Die Varianzanalyse zu vier Bedingungen, 13 Epochen und zwei Gruppen wurde für den Vergleich zwischen MZP 1 (Abschnitt 4.3.1.5.1., EKG, S.116) und MZP 2 durchgeführt. Zur Illustration der Ergebnisse im Vergleich zu Abbildung 20 (S. 117) wurde Abbildung 22 für den MZP 2 ergänzt. Für den Vergleich von MZP 1 ($M = 95.5$) und MZP 2 ($M = 84.4$) ergibt sich ein Haupteffekt Zeit ($F(1, 10) = 19.146$; $p = .001$; $\rho\eta^2 = .657$). Aus dem Vergleich der beiden Abbildungen lässt sich erkennen, dass das Ausgangsniveau der Herzfrequenz zu MZP 2 niedriger liegt als zu MZP 1. In beiden Fällen nimmt die Herzfrequenz im Zeitverlauf kontinuierlich ab. Daher lässt sich auch im Vergleich der beiden MZP der Haupteffekt Zeit ($F(12, 120) = 2.740$; $p = .003$; $\rho\eta^2 = .215$) erklären.

Ab Sekunde 10 ($M = 89.8$) lässt sich eine signifikante Reduktion der Herzfrequenz ausgehend von Sekunde 1 ($M = 91.3$) erkennen ($F(1, 10) = 4.986$; $p = .05$; $\rho\eta^2 = .333$). Dieser Effekt zeigt sich zu Sekunde 11 ($M = 89.5$; $F(1, 10) = 10.058$; $p < .01$; $\rho\eta^2 = .501$), Sekunde 12 ($M = 89.3$; $F(1, 10) = 18.102$; $p < .002$; $\rho\eta^2 = .644$) und Sekunde 13 ($M = 89.0$; $F(1, 10) = 20.2019$; $p < .001$; $\rho\eta^2 = .669$) verstärkt.

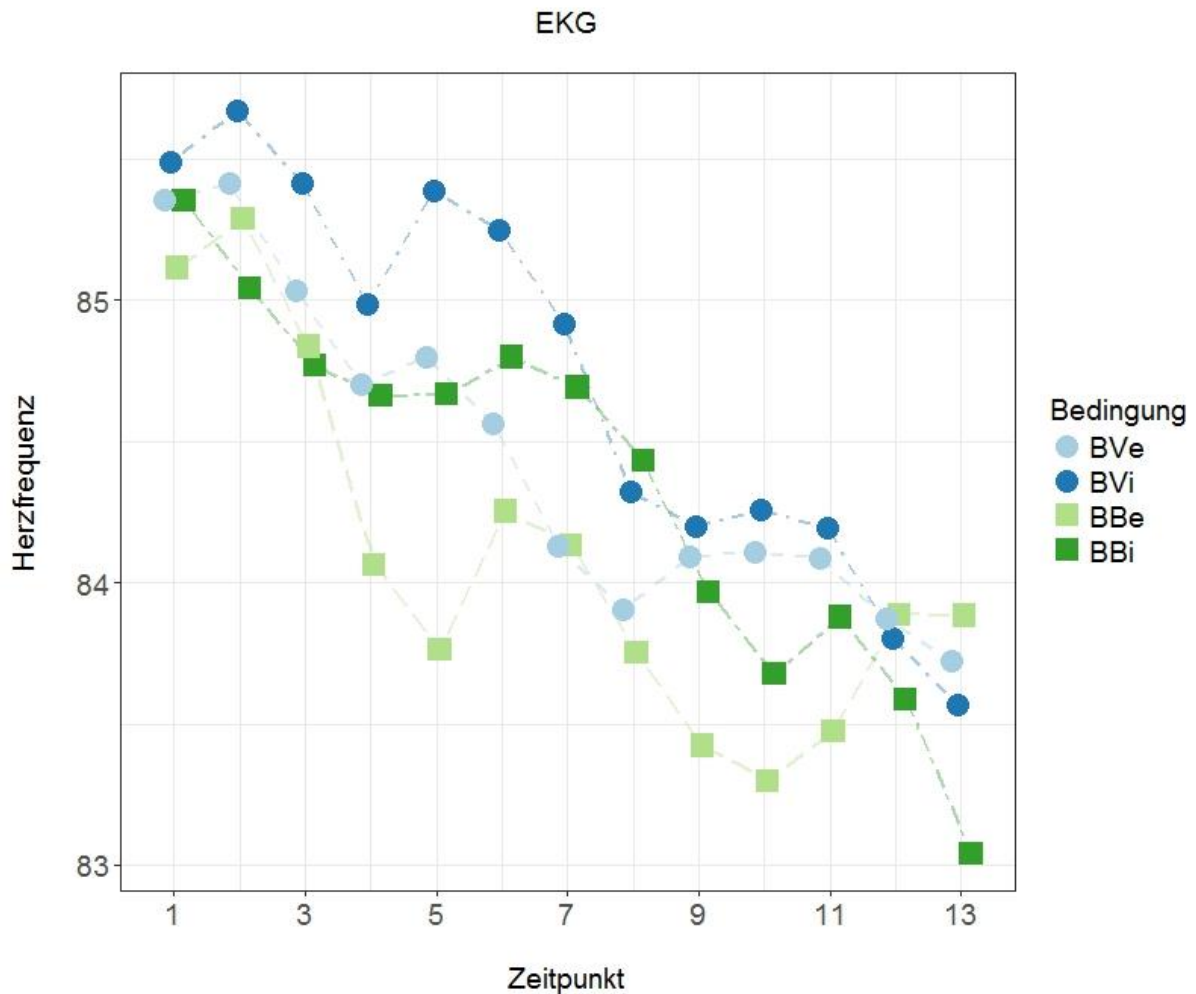


Abbildung 22: Mittelwert und Konfidenzintervall der Herzfrequenz im Zeitverlauf (Sekunden) zu MZP 2 bei vier Bedingungen: Bewegungsvorstellung extern (ME), Bewegungsvorstellung intern (BVe), Bewegungsvorstellung intern (BVi), Beobachtung extern (BBe) und Beobachtung intern (BBi) über den Zeitverlauf.

4.3.2.5.2. Bewegungsvorstellungszeit

Wie auch zu MZP 1 wurden zu MZP 2 die Bewegungsvorstellungszeiten der externen und internen Perspektive erfasst. Vergleichend wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen in Tabelle 12 gegenübergestellt. Es ergaben sich keine Unterschiede zwischen den MZP, den Bedingungen, den Experimentalgruppen oder deren Interaktion.

Tabelle 12
Mittelwert und Standardabweichung der Bewegungsvorstellungszeit (ms) extern (ZBVe) und intern (ZBVi) zu MZP 1 und MZP 2

| | MZP 1 | | MZP 2 | |
|------|---------|------|---------|------|
| | M | SD | M | SD |
| ZBVe | 7009 ms | 2152 | 6910 ms | 1818 |
| ZBVi | 6971 ms | 2275 | 6720 ms | 1848 |

4.3.2.5.3. VMIQ-2

Die subjektive Einschätzung der Bewegungsvorstellungsfähigkeit fand zu MZP 1 und MZP 2 statt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der drei Dimensionen des VMIQ-2 zu MZP 1 und MZP 2 werden in Tabelle 13 dargestellt. Es ergaben sich keine Unterschiede zwischen den MZP, den Dimensionen des VMIQ-2, den Experimentalgruppen oder deren Interaktion.

Tabelle 13
Mittelwert und Standardabweichung des VMIQ-2 zu MZP 1 und MZP 2

| | MZP 1 | | MZP 2 | |
|---------------|----------|-----------|----------|-----------|
| | <i>M</i> | <i>SD</i> | <i>M</i> | <i>SD</i> |
| Extern | 1.93 | 0.6 | 2.03 | 0.7 |
| Intern | 1.87 | 0.6 | 1.94 | 0.5 |
| Kinästhetisch | 2.3 | 1.2 | 2.34 | 1.1 |

4.3.2.5.4. Bewertung

Die eigene Bewertung der Probanden eines jeden Experimentaldurchgangs wurde zu MZP 1 und MZP 2 durchgeführt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewertungen zugehörig zu den Bedingungen der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung zu MZP 1 und MZP 2 werden in Tabelle 14 dargestellt. Es ergaben sich keine Unterschiede zwischen den MZP, den Bewertungen der Bedingungen, den Experimentalgruppen oder deren Interaktion.

Tabelle 14
Mittelwert und Standardabweichung der subjektiven Bewertung der Bewegungsvorstellung extern (BBVe) und intern (BBVi) und der Bewegungsbeobachtung extern (BBBe) und intern (BBBi) zu MZP 1

| | MZP 1 | | MZP 2 | |
|------|----------|-----------|----------|-----------|
| | <i>M</i> | <i>SD</i> | <i>M</i> | <i>SD</i> |
| BBVe | 2.16 | 0.6 | 2.12 | 0.5 |
| BBVi | 2.29 | 0.5 | 2.40 | 0.6 |
| BBBe | 2.25 | 0.7 | 2.13 | 0.6 |
| BBBi | 2.07 | 0.7 | 2.16 | 0.8 |

4.3.2.5.5. Kontrollfragen

Nach eigenen Angaben waren die Probanden zu beiden MZP vergleichbar konzentriert bei der Aufgabe und ihre Augen bis auf in wenigen Durchgängen geöffnet. Bei der Bewegungsvorstellung aus externer Perspektive empfanden die

Probanden die Bewegungsvorstellung zu beiden MZP lebhafter als dass sie die Intensität spürten. Bei der Bewegungsvorstellung aus interner Perspektive zeigte sich das umgekehrte Bild. Zu MZP 2 glichen sich die Werte weiter einander an. Bei der Bewegungsbeobachtung aus externer Perspektive unterschieden sich Lebhaftigkeit und empfundene Intensität der Beobachtung zu MZP 1 kaum voneinander. Zu MZP 2 reduzierten sich beide Werte. Für die Bewegungsbeobachtung aus interner Perspektive zeigte sich eine intensivere als lebhaft empfundene Empfindung. Zu MZP 2 nahmen beide Werte ab und glichen sich einander an. Bei der Post-hoc-Einschätzung der Bedingungen zeigten sich große interindividuelle Unterschiede. Alle Ergebnisse sind daher rein deskriptiv und nicht statistisch differenzierbar.

4.3.2.5.6. Tagebuch

Mittels Tagebuch wurde die Umsetzung der Interventionen beurteilt. Durchschnittlich absolvierten die Athleten $M = 35$ ($SD = 8.3$; $Min. = 19$; $Max. = 45$) Trainingseinheiten. Bei dem Training wurden $M = 4$ ($SD = 5.6$) Einheiten aus der internen Perspektive, $M = 11.9$ ($SD = 14.2$) Einheiten aus der externen Perspektive und $M = 20.6$ ($SD = 13.7$) Einheiten unter Einbezug beider Perspektive durchgeführt. Dabei wurden $M = 159.6$ ($SD = 101.5$; $Min. = 70$; $Max. = 443$) Bewegungsvorstellungen generiert. Die Athleten bewerteten ihre Einheiten als $M = 39.4\%$ ($SD = 11.9$) kontrolliert und $M = 43.0\%$ ($SD = 16.0$) lebhaft.

4.4. Diskussion

Die Interventionsstudie diente unter anderem dem Zweck, die Ergebnisse des Einzelfallvergleichs zu verifizieren. Es wurde ein Vergleich zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung aus externer und interner Perspektive einer sportartspezifischen Bewegung der Nachwuchskaderathleten im Wasserspringen angestellt. Zunächst wurde davon ausgegangen, dass die verschiedenen Bewegungssimulationen in zentralen Gebieten zu Veränderungen von Frequenzbandleistungen führen würden, welche sich durch die ERD an den zentralen Elektroden Fz, CZ und Pz nachweisen lassen. Um eine möglichst umfangreiche Ergebnisdarstellung zu gewährleisten, wurden die Frequenzbereiche μ , SMR und β in die Auswertung mit einbezogen. Dabei zeigten sich sowohl Übereinstimmungen als auch Unterschiede zwischen den Lokalitäten und Frequenzbereichen. Die Annahme aufgabenspezifischer Reaktionen in

verschiedenen Frequenzbereichen und topografischer Positionen (Niedermeyer, 2005; Wriessnegger et al., 2013) konnten bestätigt werden. Am stärksten ausgebreitet zeigte sich dabei die ERD im Zeitverlauf, die Veränderung der Frequenzbandleistung ausgehend von Ruhezustand zur aufgabenspezifischen Aktivierung. Bei allen drei Elektroden ließen sich Veränderungen im Zeitverlauf nachweisen. Die Effekte zeigten sich für die Elektrode Fz im μ - und β -Frequenzbereich. Bei der Elektrode Cz zeigte sich der Effekt der Frequenzbandveränderung im Zeitverlauf im β -Frequenzbereich. Für die Elektrode Pz zeigte sich die Veränderung im Zeitverlauf in allen drei untersuchten Frequenzbereichen. In Übereinstimmung hiermit zeigten sich die Veränderungen im Frequenzbandbereich in Form der ERD. Ausgehend vom Ruhezeitpunkt reduzierte sich die Frequenzbandleistung über Simulationsvorbereitung und Durchführung. Des Weiteren kehrte die gemessene Frequenzbandleistung in Einzelfällen ebenfalls wieder auf das Ausgangsniveau zurück. Die Ergebnisse stehen im Einklang mit den Hypothesen und dem aktuellen Forschungsstand (Doppelmayr & Weber, 2011; Pfurtscheller, 2003; Wriessnegger et al., 2013). In den verschiedenen Frequenzbereichen zeigten sich Reduktionen der Frequenzbandleistung, ausgelöst durch die spezifische Bewegungssimulation. Die Erfassung eines β -Rebounds (Pfurtscheller, Stancák, & Neuper, 1996), d.h. einer Hyperkompensation nach Bewegungsabschluss in Form einer ereigniskorrelierten Synchronisation (ERS), war aufgrund der Komplexität und zeitlichen Ausdehnung des Bewegungsablaufs nicht möglich. Jedoch liefern Studien der ERD-Untersuchungen z. B. aus dem Luftgewehrschießen (Holmes, Collins & Calmels, 2006), dem Putten im Golf (Babiloni et al., 2008) und Studien mit bildgebender Verfahren, aus der Gymnastik (Munzert et al., 2008) Ergebnisse vergleichbar mit der dargestellten Untersuchung der Wasserspringer.

Des Weiteren wurde eine Differenzierbarkeit zwischen der externen und internen Perspektive der Bewegungssimulation untersucht. Bei Unterscheidung und Präferenz der visuellen Perspektive kann diese Arbeit an die Diversität der empirischen Datenlage anknüpfen. Es wurde davon ausgegangen, dass konform mit Holmes und Collins (2001) und Eberspächer (2007) sowie Jeannerod (2001) ein Unterschied zwischen den visuellen Perspektiven der Bewegungsvorstellung bei Bewegungsvorstellungsexperten feststellbar ist. Eine Überlegenheit der internen Perspektive wurde erwartet, da diese in höherer Übereinstimmung mit der

tatsächlichen Bewegungsausführung steht und den Einbezug von kinästhetischen Informationen dementsprechend vereinfachen sollte. Auf der anderen Seite zeigte sich aus der praktischen Arbeit mit den Athleten eine vorrangige Präferenz für die extern-visuelle Perspektive der Bewegungsvorstellung. Beide Standpunkte einer eindeutigen Favorisierung einer der beiden untersuchten Perspektiven der Bewegungsvorstellung konnten durch diese Studie nicht bestätigt werden. Auf keiner Ebene, weder objektiv noch subjektiv, ließen sich die externe und interne Perspektive der Bewegungsvorstellung voneinander unterscheiden. Gemessen mit dem EEG zeigte sich bei den Bedingungen eine Veränderung der Aktivierung im Zeitverlauf. Die ERD verlief bei den verschiedenen Elektroden und in den unterschiedlichen Frequenzbereichen weitestgehend parallel. Diese Erkenntnis wird verstärkt durch die weiteren Messparameter des EKGs, der Bewegungsvorstellungszeit, Bewertung der gemessenen Bedingungen und der Messung der lebhaften Bewegungsvorstellung in den Perspektiven. Keines der Messinstrumente konnte einen Unterschied zwischen den beiden Perspektiven der Bewegungsvorstellung bei den C-Kader-Athleten begründen. Damit stehen die Ergebnisse im Einklang mit Weinberg und Gould (2007), welche bei Leistungssportlern die Präferenz beider Perspektiven und auch den Einbezug beider Perspektiven zu unterschiedlichen Zielsetzungen nachweisen konnten. Der Wechsel der Perspektive während eines Bewegungsablaufs scheint ebenso eine mögliche Alternative zum alleinigen Gebrauch der externen oder der internen Perspektive zu sein. Daher scheinen beide Perspektiven der Bewegungsvorstellung ihre Berechtigung zu haben. Selbst wenn man davon ausgeht, dass die interne Perspektive in höherer Übereinstimmung mit dem tatsächlichen Bewegungsablauf steht (Holmes & Collins, 2001), wird die externe Perspektive im Wasserspringen durch das Videofeedback im Trainingsalltag (Köthe, 2004; Noth, 2011) gefördert. Daher könnten mögliche, natürliche Unterschiede ausgeglichen werden. **Aus diesem Grund sollte sich nicht ausschließlich auf eine Perspektive fixiert, sondern den Athleten der Vorteil beider Perspektiven der Bewegungsvorstellung vermittelt werden.** Aufgrund der hohen Übereinstimmung der Ergebnisse der Bewegungsvorstellung aus interner und externer Perspektive könnte man davon ausgehen, dass es sich um gemeinsame zugrunde liegende Mechanismen der Bewegungsrepräsentation handelt. Jeannerod (2001) beschreibt die Repräsentation als Grundlage der Ausführung. Anders als im Vorfeld vermutet, könnte es sich bei der Bewegungsvorstellung vielmehr um

alternative inhibierte Formen der Bewegungsausführung handeln als um die verdeckte Phase, welche der offenen Phase als Grundlage vorausgeht.

In Bezug auf die Bewegungsbeobachtung hingegen ließ sich, wie im Vorfeld vermutet, ein Unterschied zwischen der externen und internen visuellen Perspektive nachweisen. Diese Differenzierbarkeit lässt sich in der vorliegenden Interventionsstudie auf den β -Frequenzbereich und die Elektrode Pz zurückführen. Im Verlauf der Beobachtung zeigt sich eine stärkere Ausprägung der ERD bei der internen Perspektive. Damit stehen die Ergebnisse im Einklang mit Stark et al. (2008), welche mittels fMRT eine höhere Aktivierung durch die interne visuelle Perspektive nachweisen konnten. Auf der einen Seite könnte dies dafür sprechen, dass die interne Perspektive in stärkerer Übereinstimmung mit der tatsächlichen Wahrnehmung steht und daher einen entsprechenden Informationsgehalt aufweist (Holmes & Collins, 2001). Auf der anderen Seite könnte die stärkere Aktivierung darauf zurückzuführen sein, dass es sich um einen neuen, ungewohnten Stimulus handelt im Vergleich zum Videomaterial aus externer Perspektive. Del Percio et al. (2008) gehen von einer neuronalen Effizienz der Bewegung aus. Wenn sich diese auf die Beobachtung der Bewegungsabläufe übertragen ließe, würde dies bedeuten, dass das Beobachten aus der externen Perspektive wegen des Bekanntheitsgrads einen geringeren Ressourcenverbrauch zur Folge hätte. Das Beobachten der internen Perspektive wäre mit einer größeren Bemühung verbunden. In diesem Fall würde die stärkere Aktivierung auf ein geringeres Leistungsniveau bei der Beobachtung und somit auf mögliches Trainingspotenzial hinweisen. Die Veränderung der Oszillation im β -Frequenzbereich steht in starkem Zusammenhang mit der Bewegungsplanung (Park, Kim, & Chung, 2013). Kognitive Anteile der Bewegung spielen eine größere Rolle in Unterschieden der ERD als physische. **Daher ist davon auszugehen, dass beide Perspektiven der Bewegungsbeobachtung, auf dieselbe Bewegung bezogen, über einen unterschiedlichen Informationsgehalt verfügen und in den Trainingsablauf mit einbezogen werden sollten.** Engel und Fries (2010) gehen davon aus, dass die Aktivierung im zentralen β -Frequenzbereich in Zusammenhang steht mit einer Instandhaltung oder Stabilisierung eines sensomotorischen Prozesses. Dies würde darauf hindeuten, dass das Wissen über die höhere Reaktivität der internen Perspektive genutzt werden könnte, um eine Stabilisierung der Simulation und somit des Bewegungsablaufs zu unterstützen.

Obwohl die Bewegungsvorstellung und die Bewegungsbeobachtung als Bewegungssimulation mit übereinstimmenden Charakteristiken bezüglich der Bewegungsausführung betrachtet wurden, war von einer Differenzierbarkeit der Bewegungsvorstellung und der Bewegungsbeobachtung auf neuronaler Ebene auszugehen. Dieser Unterschied zeigte sich in der Betrachtung des MZP 1 am deutlichsten. Zwar zeigten sich Übereinstimmungen in der Charakteristik der ERD im Zeitlauf, doch ließen sich die Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung in verschiedenen Frequenzbereichen und Elektroden voneinander unterscheiden. Im frontalen Bereich (Fz) war eine Unterscheidung zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung im μ -Frequenzbereich möglich. Die Bewegungsbeobachtung führte zu einer stärkeren und länger ausgeprägten ERD als die vergleichbare Bewegungsvorstellung. **Als Bestandteile des gleichen Prozesses (Jeannerod, 2001) ergibt sich daher die Rechtfertigung beider Formen der Bewegungssimulation (Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung) für den Trainingsprozess.** Ähnlich der Unterscheidung zwischen den Perspektiven der Bewegungsbeobachtung lässt sich ebenfalls ein Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung parietal im β -Frequenzbereich finden. Vor allem im Verlauf der Simulation zeigt sich eine stärkere Ausprägung der ERD bedingt durch die Bewegungsbeobachtung. Somit lässt sich festhalten, dass es sich bei dem Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung nicht allein um ein Phänomen der visuellen Wahrnehmungsverarbeitung handeln kann, da sowohl im frontalen Bereich als auch im parietalen Bereich eine Differenzierbarkeit besteht. Zwar finden sich tatsächlich viele Übereinstimmungen zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung, wie auch bei Munzert et al. (2008), doch scheint es auch für die Unterschiede deutliche Unterstützung zu geben. Eaves, Riach, Holmes, und Wright (2016) heben in dem Zusammenhang hervor, dass die Phänomene bisher vorwiegend unabhängig voneinander im Vergleich mit der Bewegung untersucht wurden und daher die Kombination beider Verfahren noch viel Potenzial zur Verfügung stellt. **So sollte auch im Trainingsverlauf der Wasserspringer mit der Kombination von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung gearbeitet werden.** Vor allem zur Stabilisierung der Bewegungsvorstellung sollte die Bewegungsbeobachtung unterstützend zum Einsatz kommen.

Anders als durch die Studien zum Neurofeedback von Doppelmayr und Weber (2011) sowie Cheng et al. (2015b) zu erwarten war, zeigten sich keine Veränderungen für die Messung des SMR. Jedoch handelte es sich bei Cheng et al. (2015a) in der Untersuchung zur kognitiv-motorischen Informationsverarbeitung im Darts um einen Experten-Novizen-Vergleich, welcher den Unterschied in der SMR-Leistung zwischen den Versuchsgruppen hervorheben konnte, nicht aber die Veränderung im Zeitverlauf. Dies bestätigt die Befunde eines stabilen Verlaufs der SMR-Leistung im Zeitverlauf der Erhebung. Des Weiteren muss beim Vergleich der Studien ebenfalls berücksichtigt werden, dass sich die Altersgruppen der Untersuchungen unterscheiden. Die Reaktivität der spezifischen Frequenzbandleistung verändert sich im Kindes- und Jugendalter und stabilisiert sich erst im Erwachsenenalter (Klimesch, 1999; Zschocke, 2012). Die Tatsache einer deutlichen Ergebnislage im μ -, α - und β -Frequenzbereich, nicht aber im dazwischenliegenden SMR-Frequenzbereich, verstärkt die Hypothese einer Frequenzbereich spezifischen Aktivierung und entkräftet die Annahme einer globalen frequenzübergreifenden Aktivierung (Neuper & Klimesch, 2006).

Des Weiteren ist in Bezug auf die Erkenntnisse des ersten MZP zu erwähnen, dass sich die dargestellten Ergebnisse überwiegend unter Ableitung der frontalen Elektrode Fz und der parietalen Elektrode Pz ergeben. Die eigentlich dominant für sensomotorische Aktivität prognostizierte Elektrode Cz zeigte nur wenig Effekt bei der Bewegungssimulation. Zum einen spricht dieses Ergebnis dafür, dass es sich bei den gemessenen Aktivitäten um lokal begrenzte ERD-Muster handelt, wie von Pfurtscheller (2003) beschrieben, und nicht um eine globale Veränderung der Frequenzbandleistung. Die Aktivierungsmuster im frontalen Bereich könnten dabei die kognitive Planungsarbeit der Bewegungssimulation darstellen und die parietale Aktivität die sensorisch prognostizierte Körperwahrnehmung der simulierten Bewegung. Betrachtet man zum anderen ergänzend die topografischen Ergebnisse der zweiten Studie (Abschnitt 3.3.; S. 79), so könnte das fehlende Auftreten der ERD Cz damit begründet sein, dass die Zentren der ERD C3 und C4 lokal stark begrenzt und daher von Cz nicht mehr zu erfassen sind. Dieses Phänomen der lokalen ERD und umkreisten ERS wurde von Pfurtscheller et al. (2006) beschrieben.

Aus den Post-hoc-Analysen der aufgeteilten α - und β -Frequenzbereiche lassen sich die dargestellten Ergebnisse weiter festigen. Im unteren α -Frequenzbereich lässt sich darüber hinaus eine Art Rebound-Effekt der

Bewegungsvorstellung feststellen, wie er von Pfurtscheller (1996, 1998) für den β -Frequenzbereich nach Ablauf einer Bewegung beschrieben wurde. Geht man davon aus, dass der untere α -Frequenzbereich eher allgemeine Aufmerksamkeitsprozesse im frontalen Kortex beschreibt, welche der Planung zuzuordnen sind (Niedermeyer, 2005), so kann man davon ausgehen, dass der dazugehörige Planungsprozess zu Beginn der Bewegungsvorstellung weitestgehend abgeschlossen ist und die entsprechende Leerlauf-Oszillation wiederhergestellt werden kann. Die Aktivierung bei der Bewegungsbeobachtung bleibt, bedingt durch die externe Stimulation, längerfristig vorhanden. Weiter wird durch die Post-hoc-Analyse der Unterschied zwischen externer und interner Bewegungsbeobachtung weiter bestärkt.

Das durch das EEG beschriebene Bild lässt sich durch EKG-Analysen erweitern. Nicht nur das zentrale, sondern ebenfalls das autonome Nervensystem scheinen durch den kognitiven Prozess der Bewegungssimulation manipulierbar zu sein. Wie Cooke et al. (2014) bereits darstellen konnten, zeigt sich eine für den Bewegungsablauf spezifische Veränderung der Herzfrequenz im Zeitverlauf. Im vorliegenden Beispiel zeigt sich die Veränderung im EKG ähnlich der Veränderung im EEG. Ausgehend vom Referenzzeitpunkt nehmen sowohl die neuronale Frequenzbandleistung als auch die Herzfrequenz über die Vorbereitung zur Planung und Ausführung der Simulation ab. **Sollte es sich dabei um einen direkten Zusammenhang handeln, so hätte es deutliche Relevanz für die Ökonomisierung der Übertragbarkeit in den Trainingsalltag der Wasserspringer.** Die Messung von Veränderungen der Herzfrequenz ließe sich einfacher in das Training der Wasserspringer integrieren als die Messung eines EEGs. Die hier genutzten psychometrischen Verfahren scheinen, trotz ihrer nachgewiesenen Relevanz, keinen Hinweis auf die Ergebnisse der EEG-Messung zu liefern. Die Messung der Bewegungsvorstellungszeit spiegelt das Ergebnis der Frequenzbandleistung wider, da sich keine Differenzierbarkeit der Perspektiven zeigt. Die Bewertung der Bewegungssimulation oder ein allgemeines Messverfahren der subjektiv eingeschätzten Bewegungsvorstellungsfähigkeit (VMIQ-2) konnten die physiologischen Parameter nicht bestätigen. Die alleinige Anwendung dieser scheint daher nicht hinreichend zu sein.

Der hier untersuchte Standpunkt eines integrativen Vorgehens mit Begründung eines zugrundeliegenden Mechanismus sollte für den **Trainingsgebrauch** berücksichtigt werden.

Im Vergleich zwischen den MZP ergaben sich keine Interaktionen mit dem Faktor Zeit. Da sich die Fragestellungen zur Interventionsmessung in jedem Fall auf einen Vergleich der Vor- und Nachmessung beziehen, lassen sich die gestellten Hypothesen verwerfen. Eine mögliche Antwort auf die Frage, warum sich keine der erwarteten Lerneffekte in den Messungen der Interventionsbegleitung zeigten, liefert das von den Athleten zur Dokumentation genutzte Trainingstagebuch. Grundsätzlich haben die Athleten ihre Aufgabe ernst genommen und das Simulationstraining regelmäßig drei bis fünf Mal pro Woche absolviert. Dabei war durch die geführte Anleitung der zeitliche Rahmen des Trainingsprogramms vorgegeben. Jedoch variierte die Anzahl der simulierten Bewegungsabläufe erheblich. Ein Unterschied um den Faktor vier bis sechs war im Vorfeld nicht zu erwarten. Es zeigte sich bei einigen Athleten in beiden Gruppen ein Engagement, welches weit über die Trainingsvorgaben hinausging. Was die Differenzierung der Perspektiven anbelangt, lassen sich durch die Dokumentation der Athleten die Ergebnisse von Weinberg und Gould (2007) bestätigen. Ein Großteil der Trainingseinheiten fand unter Einbezug beider Perspektiven statt. Nur vereinzelt fokussierten sich die Athleten tatsächlich auf den Gebrauch einer der beiden Perspektiven. So zeigte sich ebenfalls, dass beide Perspektiven ihre Funktionalität besitzen und auch Wechsel in der Perspektive innerhalb eines Bewegungsablaufs stattfinden. Des Weiteren war bereits zu Beginn der Studienplanung deutlich, dass die Bewegungssimulationsintervention trainingsbegleitend zur Unterstützung der Trainingsprozesse stattfinden wird. Was im Umkehrschluss bedeutet, dass das praktische Training grundsätzlich und das Training des untersuchten Sprungs im Speziellen nicht standardisierbar waren. Ein Teil der Athleten befand sich zu Studienbeginn, Anfang des Jahres, noch im Trainingsaufbau. Es wurden viele Grundlagen trainiert und noch wenig an Wettkampfsprüngen gearbeitet, da die ersten Wettkämpfe erst einige Wochen später geplant waren. Andere Athleten hingegen standen kurz vor Beginn der Wettkämpfe oder hatten bereits erste Wettkämpfe in diesem Jahr absolviert und wiesen daher einen deutlichen Trainingsfortschritt in Bezug auf den untersuchten Sprung auf. Durch diesen Unterschied wurde folglich in der Interventionsphase der untersuchte Sprung sehr unterschiedlich intensiv praktisch trainiert. Wenn berücksichtigt wird, dass das praktische Training zumindest eine gleichsame Wirksamkeit (Wright & Smith, 2009), meist aber eine höhere Wirksamkeit (Diskrell, Copper & Moran, 1994; Feltz & Landers, 1983; Moran, 2004, S.139 ff.) aufweist als das

Bewegungsvorstellungstraining, so ist nicht verwunderlich, dass die Tatsache der starken Varianz des praktischen Trainings erheblichen Einfluss auf die Studienergebnisse hat. Nach der Simulationstheorie (Jeannerod, 2001) baut die Bewegungsausführung als offene Phase auf die Bewegungsrepräsentation, -vorbereitung und -simulation als verdeckte Phase auf. Demzufolge würde durch das Durchlaufen einer offenen Phase automatisch die verdeckte Phase ebenfalls aktiviert und trainiert werden. Ebenso sind die Ergebnisse nach dem Ansatz der *Embodied Cognition* (Wilson, 2002) zu verstehen. Der Kontext, die Umgebung und die Aktivität des Athleten haben erheblichen Einfluss auf die Festigung der Bewegungsrepräsentation, die Motorkognition und Motorexekutive. Die Athleten halten sich täglich mehrere Stunden im Bewegungsumfeld, im Training und im Wettkampf, auf. Die Reizwahrnehmung und Bewegungsausübung zeigen eine deutliche Überschneidung mit der intrusiv erzeugten Bewegungssimulation. Daraus ergibt sich zwangsläufig eine Festigung der Bewegung und ihrer Repräsentation.

Geht man entsprechend der *Common-Coding-Theorie* (Prinz, 2001) davon aus, dass Wahrnehmung und Verhalten, inklusive Handlungsmöglichkeiten, gleichermaßen der Repräsentation als zugrunde liegendem Faktor unterliegen, findet sich weitere Bestätigung für die Stabilität der EEG-Ergebnisse. Die Repräsentation als allgemeiner Faktor wird durch die Bewegungswahrnehmung/-beobachtung und die Ausführung einer Vielzahl eng miteinander verbundener Handlungsmöglichkeiten genährt. Die Bewegungssimulation als aktiv gestaltetes Trainingsmerkmal kann in diesem Zusammenhang nur einen Bruchteil der Effektivität ausmachen.

Spiegelneuronennetzwerke (Decety, 1996; Cabeza & Nyberg, 2000; Grèzes, Armony, Rowe & Passingham, 2003; Rizzolatti & Craighero, 2004; Calvo-Merino et al., 2005; Glenberg, 2011) werden beim Menschen durch Beobachtungen (*Beobachtungslernen*; Bandura, 1977) aktiviert und gefestigt. Das bedeutet für den Athleten, dass die entsprechenden neuronalen Bereiche sowohl beim eigenen Training als auch beim Beobachten der Trainingsgruppe sowie beim Beobachten der eigenen Bewegung, in Form von Videofeedback (Köthe, 2004; Noth, 2011; Noth, Naundorf, Kaeubler, Wenzel & Krug, 2009), aktiviert werden. Das Bewegungsvorstellungstraining kann diesen Prozess zwar ergänzen, ist im Verhältnis betrachtet allerdings nur für einen geringen Teil der Aktivierung der *Spiegelneuronennetzwerke* verantwortlich. Darüber hinaus zeigen die zu der Thematik dargestellten Studien einer Drehbewegung (Calvo-Merino et al., 2005) und

im Bogenschießen (Yang-Tae et al., 2011) zwar sportartspezifische Unterschiede auf, welche allerdings auf einen Vergleich zwischen Versuchsgruppen im Querschnitt und nicht auf einen Lernprozess im Längsschnitt zurückzuführen sind.

Bei den untersuchten Athleten handelt es sich trotz ihres jungen Alters, aufgrund der durchschnittlichen Erfahrung im Wasserspringen von über neun Jahre, bereits um Experten. Es hat bereits ein strukturell kontinuierlicher Lernprozess der aufeinander aufbauenden Bewegungsabläufe (Fricke & Köthe, 2009) stattgefunden. Wie auch bei Noth (2011) dargestellt, ist bei komplexeren Bewegungsabläufen bzw. schwierigen Sprüngen bereits vor der ersten Ausführung eine Bewegungsrepräsentation vorhanden, welche sich durch den Erfahrungsschatz der zugrunde liegenden Sprünge bereits gebildet hat. Bei der passiv-observativen Untersuchung zur Begleitung des Lernfortschritts von Noth (2011) wurden, wie auch in der hier dargestellten Interventionsstudie, Nachwuchsathleten untersucht. Auch wenn dort der Fokus auf dem isolierten Bewegungsablauf durch sprachlich-symbolische Betrachtung lag, ohne den Einbezug von emotionalen, volitionalen und motivationalen Aspekten, zeigten sich vergleichbare Ergebnisse. Die Cluster der Bewegungsrepräsentation stellten sich im Lernprozess als relativ stabil heraus. Über den Verlauf mehrerer Wettkampffahre zeigten sich Veränderungen in der Struktur der Bewegungsrepräsentation. Da wesentliche Strukturmerkmale auf aufbauende Sprünge übertragbar sind, lassen sich diese Ergebnisse erklären. In der hier vorliegenden Interventionsstudie lässt sich zusätzlich ergänzen, dass der untersuchte Sprung bereits einen Bestandteil des Trainingsprozesses der Athleten ausmachte. Es ging in keinem Fall um das Erlernen eines neuen Bewegungsablaufs (mit bewegungsspezifischer Grundlage), sondern um die Verbesserung und Stabilisierung des Sprunges.

Daher kann davon ausgegangen werden, dass sich bereits Informationsnetzwerke (Lang, 1977) bzw. BACs (Noth, 2011; Schack, 2007) für den grundsätzlichen Bewegungsablauf im Allgemeinen und für den untersuchten Sprung im Besonderen gebildet haben. Das bedeutet für die Interventionsstudie eine andere Grundlage als in den zum Vergleich herangezogenen Studien. Während der Vergleich sich weitestgehend mit dem Erlernen und Verbessern isolierter Bewegungsabläufe oder Ausnahmesituationen beschäftigt (Tennisaufschlag (Féry & Moizot (2000), Golfabschlag (Swainston ,2011) oder Penalty beim Hockey (Smith et al., 2007)) wurde hier ein Bewegungsablauf untersucht, welcher immer im Kontext

der zugrunde liegenden Sprünge, Bewegungsabläufe und Disziplinen zu verstehen sein muss. Andere Vergleichspunkte stellten häufig die Untersuchungen von Bewegungsnovizen dar, welche zwar über eine allgemeine Bewegungsgrundlage verfügten, jedoch einen spezifischen Ablauf in Form einer neuen Bewegung der Sportart (Smith et al., 2007) oder eines Parcours (White & Hardy, 1995) neu erlernen sollten. In diesen Fällen zeigte sich deutlich, dass von einer geringeren Ausprägung der neuronalen Repräsentation und einem damit verbunden stärkerem Lerneffekt zu rechnen ist.

Werden die gefundenen Ergebnisse unter Einbezug der neuronalen Effizienz (Del Percio, 2008; Neubauer & Finke, 2009) besprochen, ist zunächst ebenfalls die Einschränkung anzuführen, dass die in Abschnitt 1.1.8. (Neural Efficacy Hypothesis; S. 24) beschriebenen Studienergebnisse als ein Novizen-Experten-Vergleich im Querschnitt und nicht als Lernerfolg im Längsschnitt zu verstehen sind. Jedoch zeigt sich zumindest unter Betrachtung der post-hoc vorgenommenen explorativen Datenauswertung eine Differenzierbarkeit der neuronalen Aktivierungsmuster zwischen der Vor- und Nachmessung. Es zeigte sich eine Reduktion der Frequenzbandleistung sowohl im unteren α -Frequenzbereich als auch im unteren und oberen β -Frequenzbereich frontal und zentral abgeleitet. Der untere α -Frequenzbereich frontal abgeleitet ist im Sinne einer allgemeinen Aufmerksamkeitsfokussierung zu verstehen (Pfurtscheller 2000, 2003). Demnach ist im Zusammenhang mit der neuronalen Effizienz zu vermuten, dass die Athleten sich zur Nachmessung weniger stark anstrengen mussten um die gleiche Konzentration auf die Aufgabenstellung zu richten. Das entspricht den Erwartungen des Lerneffekts. Die Leistungsreduktion spricht für eine Automatisierung der Bewegungssimulation, welche einer weniger aktiven Aufmerksamkeitssteuerung bedarf. Nach Wriessnegger et al. (2013) ist die Aktivierung im β -Frequenzbereich frontal und zentral einem breiten *Spiegelneuronennetzwerk* zuzuordnen. Diese stünde im Zusammengang mit den natürlichen Rahmenbedingungen der Bewegungs- und Handlungsmöglichkeit (Engel, 2010). Im motorischen System scheint ein Zusammenhang mit der Aufrechterhaltung und Aktivierung der aktuell genutzten Repräsentation zu stehen. Daher scheint es den Athleten leichter zu fallen, die Simulation zu aktivieren und aufrecht zu halten. Im kognitiven Prozess spricht die β -Aktivierung für die Stabilisierung eines zentral gesteuerten Prozesses gegenüber dem externen Einfluss. Die Reduktion der Aktivierung im frontalen und

zentralen β -Frequenzbereich könnte also für eine Stabilität des Ablaufs der Bewegungssimulation sowie für eine Stabilität gegen äußere Einflüsse sprechen.

Dieser Effekt der Leistungsreduktion ließ sich vergleichbar auch im Bereich der Herzfrequenzmessung wiederfinden. Die Reduktion der Herzfrequenz in der Vorbereitung und über den Bewegungsablauf an sich zeigt sich als Funktion der Expertise (Cooke et al., 2014). Morre et al. (2012) konnten nachweisen, dass Fokussierungs- und Konzentrationstraining nicht nur zu einer Reduktion der Herzfrequenz vor und während der Bewegungsausführung führen. Diese Reduktion des Herzschlags sei mit der Fokussierung auf aufgabenspezifische Reize verbunden (Lacey & Lacey, 1980). Dieser Aufgabenfokus scheint die Leistung der Bewegungsausführung direkt zu beeinflussen (Morre et al., 2012). Dazu versucht der Ansatz der *individual zone of optimal functioning* (IZOF; Kamata & Tenenbaum, 2002) den Zusammenhang zwischen körperlicher und emotionaler Erregung und der Leistungsbereitschaft zu beschreiben. Wie auch im PETTLEP-Ansatz (Holmes & Collins, 2001) dargestellt, sollte sowohl die körperliche Aktivierung als auch der emotionale Zustand während der Simulation dem Zustand der Bewegungsausführung entsprechen. Für den Trainingsaspekt könnte dies aber nach dem *IZOF-Modell* und den gezeigten Studienergebnissen bedeuten, dass ein dysfunktionaler Aktivierungsbereich aus der Bewegungsausführung im Simulationstraining aufgegriffen und entsprechend den gezeigten Ergebnissen der Interventionsstudie verändert werden könnte. Dabei bleibt zu überprüfen, ob sich durch die Reduktion des Herzschlags die *IZOF* der Athleten für den Sprung angenähert wird und ob sich die gefundenen Veränderungen im Zeitverlauf auf die Bewegungsausführung übertragen lassen.

Außerdem sollte das Verhältnis von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung für die Trainingsgestaltung mitberücksichtigt werden. In der Interventionsstudie fiel über alle Frequenzbereiche und Elektroden die Veränderung der Frequenzbandleistung bei Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung auf. Wie auch durch Munzert et al. (2008) dargestellt, zeigte sich eine Veränderung der neuronalen Aktivierung in Abhängigkeit von der Bewegungssimulation. In der vorliegenden Interventionsstudie zeigte sich jedoch ein größerer Unterschied zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung. Eine mögliche Erklärung hierfür könnte sein, dass die Athleten in den Erhebungen sowohl bei der Bewegungsvorstellung als auch während der Bewegungsbeobachtung die Augen

geöffnet hielten, um eine Vergleichbarkeit zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung gewährleisten zu können. Zwar funktionieren der okzipitale und der zentrale Rhythmus im 8-13 Hz-Frequenzbereich weitestgehend unabhängig voneinander (Pfurtscheller, Aranibar, & Maresch, 1979), jedoch kann das Vorstellen einer Bewegung bei geöffneten Augen die Vorstellungsqualität beeinflussen (Eberspächer, 2007). Dadurch lässt sich der Unterschied in der Ausprägung der Frequenzbandleistungsreduktion zwischen Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung erklären. Nichtsdestotrotz scheinen beide Prozesse dem gleichen Aktivierungsmuster zu unterliegen, wie auch durch Munzert et al. (2008) beschrieben wurde. Durch die geöffneten Augen nicht zu erklären ist der stabil gefundene Unterschied zwischen der externen und internen Bewegungsbeobachtung über den Interventionsverlauf hinweg. Hier greift erneut die Erklärung, dass die Auseinandersetzung mit externen Beobachtungen Bestandteil des Trainingsprozesses in Form von Videofeedback sind (Köthe, 2004; Noth, 2011) und das externe Videomaterial somit keinen neuen, sondern einen bekannten Reiz darstellt, welcher dementsprechend weniger stark im Fokus der Aufmerksamkeit liegt. Neue, unbekannte Stimuli bleiben länger im Fokus der Aufmerksamkeit. Dieser Prozess ist sowohl für das *Beobachtungslernen* (Bandura, 1977) als auch für die Adaption an neue Umgebungsreize notwendig (Kormi-Nouri, Nilsson, & Ohta, 2005).

Die Ergebnisse, sowohl zur Veränderung in frontalen, zentralen und parietalen Bereichen durch die Bewegungssimulation als auch zur Differenzierung zwischen externer und interner Perspektive, bestätigen die Ergebnisse von Stark et al. (2008). Diese fanden Veränderungen in der neuronalen Aktivität bedingt durch die Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung. Ebenso konnte eine stärkere Aktivierung durch die interne Perspektive festgestellt werden. Dieser Unterschied zwischen den Perspektiven konnte in der vorliegenden Arbeit zwar nicht für die Bewegungsvorstellung, jedoch für die Bewegungsbeobachtung bestätigt werden. **Insgesamt sollte aufgrund der Studienlage und der hier gezeigten Forschungsergebnisse ein Vorgehen gewählt werden, welches beide Verfahren gleichermaßen unterstützend einsetzt, um die Vorteile von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung zu nutzen.**

4.4.1. Limitationen

Aus der bisherigen Diskussion ergeben sich einige Einschränkungen der vorliegenden Interventionsstudie, welche zum einen dargestellt werden müssen und zum anderen bei dem Aufbau weiterer, fortführenden Studien berücksichtigt werden sollten. Größtenteils lassen sich die Begrenzungen darauf zurückführen, dass die oberste Prämisse der Studie war, den Trainingsablauf der Athleten nicht zu stören. Ein Aspekt betrifft das Stimulusmaterial bei der Erhebung und zum Gebrauch in der Intervention. Bei den Erhebungen wurde bei allen Athleten identisches Stimulusmaterial verwendet. Dieses Vorgehen sollte die Vergleichbarkeit der neuronalen Aktivität bei der Erhebung gewährleisten. Allerdings kann dies auch dafür verantwortlich sein, dass Unterschiede zwischen den MZP weniger stark ausfallen als es bei individualisiertem Material der Fall gewesen wäre. Aufgrund der notwendigen Vorbereitung der Erhebung war es allerdings nicht möglich, bereits vor dem MZP 1 Stimulusmaterial aller Athleten aus externer Perspektive zu sammeln. Des Weiteren gestaltete sich der Sprung mit Kamera am Kopf schwieriger als der Sprung ohne Kamera. Daher wird es wahrscheinlich auch in Zukunft schwierig werden, zu Trainingszwecken mit individualisiertem Stimulusmaterial aus interner Perspektive zu arbeiten. Die zu Beginn beschriebene theoretische Grundlage legt jedoch für die Intervention individualisiertes Videomaterial nahe. Aus Training und Wettkampf wurde Videomaterial der Athleten aus externer Perspektive von Sprüngen möglichst guter Qualität genutzt. Aus den beschriebenen Gründen war eine Individualisierung des Videomaterials aus interner Perspektive jedoch nicht möglich. Da bei der Auswahl des Videomaterials aus externer Perspektive in erster Linie auf die Qualität der Bewegungsausführung geachtet wurde, gibt es Unterschiede, was die exakte externe Perspektive, den Kamerawinkel und die Bildqualität anbelangt.

Die Auswahl der Athleten erfolgte nicht randomisiert aus der Population. Die beschriebene Gesamtpopulation der Nachwuchswasserspringer des DSV belief sich zum Zeitpunkt der Erhebung auf 39 Athleten. Die Trainer entschieden gemeinsam mit der Sportpsychologin, welche Athleten an der Studie teilnehmen sollten. Mit den ausgewählten 16 Probanden beschreibt die Stichprobe 41 % der Gesamtpopulation. Das Alter der Athleten variierte dabei vom 15. bis zum 19. Lebensjahr. Nach Niedermeyer (2005) ist diesbezüglich zu berücksichtigen, dass sich die Frequenzen der Oszillation mit der Entwicklung vom Kind über die Jugend hin zum Erwachsenen verändern. Zentrale und frontale α - und β -Rhythmen zeigen ihr Maximum zwischen

dem 11. und 15. Lebensjahr. Von dort an findet eine Reduktion des Zentrums der Frequenz statt. Daher könnte es sein, dass die für Erwachsene bestimmten Standardwerte der Frequenzen nicht mit den Zentren der Rhythmen der Probanden übereinstimmen. Eine weitere zu berücksichtigende Einschränkung, vor allem im Jugendbereich, ist die Verarbeitung von visuellen Informationen. Diese zeigt sich insbesondere beim Einsatz des Videomaterials aus interner Perspektive als wichtig. Allerdings lernen die Athleten erst im Laufe der Zeit, bei den Sprüngen visuelle Informationen, wie Wasseroberfläche und Hallendecke während der Rotation zur Orientierung zu nutzen. Diese Fähigkeit war bei den teilnehmenden Athleten unterschiedlich stark ausgeprägt. Einige Athleten waren in der Lage, visuelle Informationen beim Springen zu nutzen, andere konnten dies nur bei einem Teil ihres Sprungrepertoires, und wieder andere zeigten keinen Gebrauch von visuellen Informationen zur Orientierung im Raum. Daher ist davon auszugehen, dass der Informationsgehalt durch das Videomaterial aus interner Perspektive für die Athleten unterschiedlich hoch ist. Es ist deshalb nachvollziehbar, dass diese Einschränkung vor allem im Umgang mit der Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung aus interner Perspektive zu Einschränkungen führen kann.

Weitere Einschränkungen der Generalisierbarkeit ergeben sich aus dem dynamischen Trainingsprozess der Athleten. Es ist sinnvoll, deren individuelle Trainingsstruktur nicht zu beeinflussen, da sich auf diese Weise eine höhere externe Validität zeigt. Allerdings sorgen daher Unterschiede im Trainingsstand für stärkere Varianz in den Untersuchungsergebnissen und führen dazu, dass sich die Ergebnisse der einzelnen Athleten nur eingeschränkt miteinander vergleichen lassen. Einige Athleten standen zum MZP 1 bereits vollständig im Trainingsprozess. Sie trainierten bereits ihre Wettkampfsprünge, inklusive des 2½ Auerbachs vom Dreimeterbrett, und waren bereits kurz vor den ersten Wettkämpfen der Saison. Andere Athleten kamen direkt aus der Winterpause in die Vormessung, das Training wurde erst mit Grundlagen aufgebaut, nur wenige Wettkampfsprünge wurden trainiert und die ersten Wettkämpfe fanden erst Wochen später statt. Das Training über den Zeitraum der Intervention wurde bei den Athleten sehr unterschiedlich gestaltet und der untersuchte Sprung wurde in den Wochen der Intervention unterschiedlich stark trainiert. Daher wird deutlich, dass sich im Interventionsverlauf eine starke Varianz ergibt und gefundene Ergebnisse können nicht isoliert auf Interventionsprozesse zurückgeführt werden. Die Beobachtung der Sprünge findet außerdem im Training

durch Videofeedback statt. Das bedeutet, dass die Beobachtung aus externer Perspektive kontinuierlich gestärkt wird. Bereits vor der Intervention fand eine intensive Auseinandersetzung mit dem Videomaterial aus externer Perspektive statt. Auch während der Intervention ist davon auszugehen, dass die externe Perspektive häufiger zum Einsatz kam als die Bewegungsvorstellung oder die Bewegungsbeobachtung aus interner Perspektive. Die Anwendung beider Simulationen aus interner Perspektive konzentrierte sich vorwiegend auf das Simulationstraining. In den einzelnen Studien sollte der Bogen geschlagen werden von der Bewegung zur Simulation. All dies geschah, um nach Möglichkeit Rückschlüsse auf die neuronale Aktivität während des Sprungs ziehen zu können. In der Pilotstudie konnten zwar Übereinstimmungen zwischen der Trockenübung einer Bewegung und dessen Simulation gezeigt werden, dennoch dürfen die gefundenen Ergebnisse der Simulation keineswegs eins zu eins auf den Sprung der Wasserspringer übertragen werden (Dietrich, 2008).

5. Ausblick

In den vorliegenden Studien konnte dargestellt werden, dass sowohl Bewegungsvorstellung als auch Bewegungsbeobachtung zur Aktivierung zentraler motorischer Strukturen führen. Holmes und Calmels (2008) betrachten zwar die Bewegungsvorstellung als Top-Down- und die Bewegungsbeobachtung als Bottom-Up-Prozess, kommen jedoch zu einem ähnlichen Ergebnis. Daher sollten die Verfahren nicht in Konkurrenz zueinander, sondern als gegenseitige Ergänzung verstanden werden. Dabei ist zukünftig darauf zu achten, dass das Selbstmodell nach Möglichkeit als Grundlage der Simulation dienen sollte. Die Perspektive der umgesetzten Simulation spielt dabei nur eine untergeordnete Rolle. Zwar lassen sich Unterschiede zwischen der internen Perspektive des Selbst und der externen Perspektive Anderer im extrastriaten Körperfeld in der rechten Hemisphäre erkennen (Holmes & Collins, 2008), jedoch wurde dieser Unterschied in der vorliegenden Studie nicht untersucht. Die Funktionsweise der Simulation ist durch die Aktivierung des M1 zu verstehen, wie es auch in den vorliegenden Studien gezeigt werden konnte. Nicht nur im Bereich der *Spiegelneuronennetze*, sondern auch durch Reaktionen des peripheren Nervensystems konnte der Effekt der Bewegungssimulation gezeigt werden. Hier zeigte sich dieser Effekt bei Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung durch die Veränderung der

Herzfrequenz. Diese ließe sich mit einfachen Mitteln zur Operationalisierung der Bewegungssimulation nutzen.

Den Vorteil der Bewegungsbeobachtung stellt eindeutig die Kontrollierbarkeit des simulierten Inhalts dar. Während die Bewegungsvorstellung über eine Vielzahl von Freiheitsgraden verfügt, kaum eine Bewegungsvorstellung exakt der anderen gleicht und in der Vorstellung ein Bewegungsablauf fehlerhaft oder unvollständig sein kann, lassen sich diese Freiheitsgrade bei der Bewegungsbeobachtung minimieren. Daher zeigt sich durch die regelmäßige Bewegungsbeobachtung als ideales Selbstmodell eine Verbesserung des Bewegungsergebnisses. Die Bewegungsbeobachtung kann die Lösung für eine Vielzahl an Problemen sein, welche die Bewegungsvorstellung mit sich bringt. Die Wirksamkeit des Bewegungsvorstellungstrainings ist stark von der Bewegungsvorstellungsfähigkeit abhängig. Die Perspektive, der Zeitverlauf, der Blickwinkel, die Vorstellungsmodalität und die Kontrolle des Bewegungsablaufs können zwischen zwei Einheiten variieren. Die Bewegungsbeobachtung stellt Kontrolle und Bezug zur realen Situation dar.

Wenn man Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung ergänzend als kombinierte Bewegungssimulation nutzen möchte, bleibt die Frage, in welcher Form dies geschehen sollte. Darauf geben Eaves, Haythornthwaite und Vogt (2014) eine Antwort. In ihrer Untersuchung zeigte sich bei der gemeinsamen Anwendung von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung ein stärkerer Effekt als bei der alleinigen Bewegungsbeobachtung. Die besten Resultate zeigten sich für die Kombination von Bewegungsbeobachtungen und Bewegungsvorstellungen. Diese Ergebnisse sollten für den Trainingsprozess berücksichtigt werden.

Ste-Marie et al. (2012) haben Faktoren zusammengefasst, welche Einfluss auf den Effekt des Beobachtungstrainings haben sollen. Es zeigen sich deutliche Übereinstimmungen mit den beschriebenen Wirkfaktoren der Bewegungsvorstellung (Eberspächer, 2007; Holmes & Collins, 2001). **Bei der Trainingsgestaltung sollte berücksichtigt werden, wer beobachtet wird, wobei diese Beobachtung stattfindet, welche Aufgabenstellung mit der Beobachtung verbunden ist, wann die Beobachtung stattfindet und wie die Beobachtung stattfinden kann (Ste-Marie et al., 2012).** Ein Einbezug der Bewegungsbeobachtung ist im Training, im Wettkampf und zur Unterstützung der Rehabilitation möglich. Dabei besteht die Möglichkeit, die Bewegungsbeobachtung zu nutzen um eine Verbesserung der Fertigkeiten, der möglichen Strategien und der Leistung zu erzielen.

Wer beobachtet wird spielt eine Rolle. Wie auch Holmes und Calmels (2008) präferieren Ste-Marie et al. (2012) das Selbst als Modell gegenüber einer anderen Person. Das Beobachten einer schlechteren Leistung bei anderen kann jedoch selbstwertdienlich sein. Kann das Selbst als Vorlage nicht genutzt werden, so sollte ein direkter Bezug zum dargestellten Modell bestehen, um ein Vorbild für gute Leistungen und den Umgang mit Schwierigkeiten zu haben. Für die Wirksamkeit des *Beobachtungslernens* (Bandura, 1977) spielen die Ähnlichkeit zum Modell, die empfundene Sympathie und die Wahrnehmung des Modells als Vorbild eine motivierende Rolle.

Was beobachtet ist relevant. Je nach Aufgabenstellung kann ein Video des schematischen Ablaufs der Bewegung oder aber ein reales Bewegungsmodell in echter Umgebung eingesetzt werden. Räumliche und zeitliche Information können in den Fokus gerückt werden.

Wann die Beobachtung in den Trainingsablauf integriert wird, sollte berücksichtigt werden. Zwar gibt es keine eindeutigen Ergebnisse in Bezug auf die Präferenz eines Zeitpunktes, jedoch wird in den meisten Studien die Beobachtung vor dem und im Trainingsalltag genutzt.

Wie der zeitliche Verlauf aussehen soll, hängt wiederum von der Aufgabenstellung ab. Es scheint tendenziell so zu sein, dass die Genauigkeit der Bewegung eher von einem verlangsamten und die Rhythmizität der Bewegung eher von originaler Geschwindigkeit des zu beobachtenden Bewegungsablaufs profitiert.

Im Prozess des Einbezugs der Bewegungsbeobachtung in das Training und den Wettkampf zeigen Rymal und Ste-Marie (2009) bei Wasserspringern eine deutliche Präferenz für die Beobachtung der eigenen Person im Vergleich zu einer anderen Person. Sie konnten zeigen, dass sich die Lebhaftigkeit der Bewegungsvorstellung durch das Training mit der Bewegungsbeobachtung zwar verbesserte, wenn ein Selbstmodell zum Einsatz kam, nicht aber wenn eine andere Person beobachtet wurde. Diese Ergebnisse lassen sich durch die hier dargestellten Studien nicht nachweisen, da die Athleten bereits zu MZP 1 über eine stark ausgeprägte Lebhaftigkeit der Bewegungsvorstellung verfügten. Die Expertise war bereits zu Beginn der Intervention stark ausgeprägt. Besonders im Wettkampf von Wasserspringern kann der Einbezug von Videos mit Selbstmodellen dem Zweck der Selbstregulation dienlich sein (Rymal, Martini, & Ste-Marie, 2010). Von motivationalen Aspekten, Zielsetzung und Selbstwirksamkeit im Vorfeld der

Leistungserbringung bis hin zur Reflektion, Bewertung und Kausalattribution der eigenen Leistung reichen die Funktionen des Selbstmodells als regulierende Funktion. **Zusammenfassend lässt sich empfehlen, dass aus all diesen Gründen die Beobachtung eines Selbstmodells als beste Option für Training und Wettkampf im Wasserspringen berücksichtigt werden sollte.**

6. Fazit

Diese Arbeit versuchte, den Bogen von der Theorie zur Praxis zu schlagen, um die Facetten des dazugehörigen Forschungsprojekts widerzuspiegeln. Es fand eine Erweiterung des Kenntnisstands im Bereich der EEG-Untersuchung in der Sportpsychologie statt und es wurden Empfehlungen für die Verbesserung der Trainingsmöglichkeiten von Bewegungssimulationen ausgesprochen. Das Interesse an der Thematik zeigte sich bereits durch die Nachfrage bei Trainerfortbildungen der Wasserspringer, Konferenzen der Arbeitsgemeinschaft für Sportpsychologie 2012 (Pithan & Stoll, 2012b), 2015 (Pithan, Blazek, & Stoll, 2015) und 2016 (Pithan, Blazek, & Stoll, 2016), des deutschen Mapping Meetings 2015 (Pithan & Stoll, 2015b) und des europäischen Kongresses für Sportpsychologie 2015 (Pithan & Stoll, 2015a).

Es lässt sich schlussfolgern, dass viele der unter Laborbedingungen mit künstlichen Bewegungen gefundenen Ergebnisse auf komplexe sportartspezifische Bewegungsabläufe, welche eine hohe Expertise voraussetzen, übertragbar zu sein scheinen. Zunächst konnten eine Grundlage und ein Untersuchungsparadigma entwickelt werden, auf welches die in dieser Arbeit beschriebenen Studien aufgebaut wurden. Besonders hervorzuheben ist bei der Pilotstudie, dass ein direkter Vergleich zwischen Bewegung, Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung realisiert wurde. Damit konnten die Inhalte von Studien, die sich mit der Untersuchung einzelner Variablen befassten, zusammengefasst werden und die Lücke im Wissensstand, des Übergangs von der Simulation zur Bewegung, konnte ein Stück weiter geschlossen werden. Im Einzelfallvergleich konnte ein alternativer Ansatz, verschiedene Vergleichspunkte zur Untersuchung von kleinen Populationen, wie es in vielen Bereichen der Kaderathleten der Fall ist, gezeigt werden. Es stellte sich als sinnvoll heraus, Erwachsene und Nachwuchsathleten miteinander zu vergleichen, um einen ersten Einblick im Übergang vom Querschnitt zum Längsschnitt bekommen zu können. Auf diese Weise ist ebenfalls eine detaillierte Betrachtung der

Aktivierungsmuster möglich gewesen, welche sich bei mehr Athleten schnell unübersichtlich gestaltet hätte. Aus der Interventionsstudie lassen sich zwar kaum Rückschlüsse über den Wirkungsgrad der Intervention ziehen, jedoch wird die Stabilität der Bewegungsrepräsentation auf neuronaler Ebene deutlich. Zum ersten Mal konnten Hinweise dafür gefunden werden, durch welche Aktivierungsmuster ein Wettkampfsprung auf neuronaler Ebene abgebildet wird. Da sich die Aktivierung von Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung nicht identisch gestalten, sollte unbedingt ein integratives Verfahren genutzt werden, welches beide Formen der Simulation verbindet. Auf diese Weise wird auch bei der Problemstellung aus der Praxis angesetzt. Bemängelt wurde, dass die Bewegungsvorstellung vom Trainer kaum kontrollierbar/ korrigierbar ist. Durch den Einbezug des Videos lässt sich der Inhalt der Simulation exakt bestimmen und die Aufgabenstellung für die Athleten besser definieren. Die Gefahr, dass sich bei Bewegungsausführung und Bewegungsvorstellung Fehler einschleichen, wird reduziert. Darüber hinaus konnte durch die Arbeit mit den Athleten ein Indikator gefunden werden, welcher für den direkten Vergleich zwischen Sprung, Imitation, Vorstellung und Beobachtung in Frage kommen kann. Durch die Untersuchung der Herzfrequenz kann die Reaktivität des autonomen Nervensystems auf die verschiedenen Bedingungen direkt miteinander verglichen werden. Es sollte weiter untersucht werden, ob der Einbezug der Herzfrequenz einen ökonomischen Weg zum praktischen Einbezug in den Trainingsalltag darstellen kann. Denn in der Sportpsychologie, insbesondere bei neurologischen Parametern, wird es immer um den Balanceakt zwischen der Grundlagenforschung zur Generierung von Wissen und den praktischen Bezug und die Anwendbarkeit für die Athleten in der Praxis gehen (Doppelmayr & Amesberger, 2012; Frenkel, Maltese, & Schankin, 2012).

Literaturverzeichnis

- Augustine, J.R. (2008). *Human Neuroanatomy*. London, England: Academic Press.
- Aurlien, H., Gjerde, I.O., Aarseth, J.H., Eldøen, G., Karlsen, B., Skeidsvoll, H., & Gilhus, N.E. (2004). EEG background activity described by a large computerized database. *Clinical Neurophysiology*, *115*(3), 665-673.
- Babiloni, C., Babiloni, F., Carducci, F., Cincotti, F., Coccozza, G., Del Percio, C., . . . Possini, P.M. (2002). Human cortical electroencephalography (EEG) rhythms during the observation of simple aimless movements: A high resolution EEG study. *NeuroImage*, *17*(1), 559-572.
- Babiloni, C., Brancucci, A., Arendt-Nielsen, L., Babiloni, F., Capotosto, P., Carducci, F., . . . Rossini, P.M. (2004). Alpha event-related desynchronization preceding a Go/No-Go task: A high-resolution EEG study. *Neuropsychology*, *18*(4), 719 -728.
- Babiloni, C., Del Percio, C., Iacoboni, M., Infarinato, F., Lizio, R., Marzano, . . . Eusebi, F. (2008). Golf putt outcomes are predicted by sensorimotor cerebral EEG rhythms. *Journal of Physiology*, *586*(1), 131-139.
- Bandura, A. (1965). Influence of models' reinforcement contingencies on the acquisition of imitative responses. *Journal of Personality and Social Psychology*, *1*(6), 589–595.
- Bandura, A. (1977). *Social learning theory*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall.
- Bargh, J.A., Chen, M., & Burrows, L. (1996). Automaticity of social behavior: direct effects of trait construct and stereotype activation on action. *Journal of Personality and Social Psychology*, *71*(2), 230-244.
- Barris, C.S. (2013). An examination of learning design in elite springboard diving. Dissertation, School of Exercise & Nutrition Sciences Queensland University of Technology Brisbane, Australia.
- Bell, R.J., Finch, W.H., & Whitaker, Z. (2010). Duration of pre-performance routines of divers and performance outcomes. *Sport Journal*, *13*(4), 1-7.
- Berger, H. (1929). Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, *87*(1), 527-570.
- Betts, G.H. (1909). *The distribution and function of the mental imagery*. New York: Columbia University.
- Cabeza, R., & Nyberg, L. (2000). Imaging cognition II: an empirical review of 275 PET and fMRI studies. *Journal of Cognitive Neuroscience*, *12*(1), 1-47.
- Callow, N., Roberts, R., Hardy, L., Jiang, Dan, & Edwards, M.G. (2013). Performance improvements from imagery: evidence that internal visual imagery is superior to external visual imagery for slalom performance. *Frontiers in human Neuroscience*, *7*(697), 1-10.

- Callow, N., & Roberts, R. (2010). Imagery research: an investigation of three issues. *Psychology of Sport and Exercise, 11*(1), 325-329.
- Calvo-Merino, B., Glaser, D.E., Grèzes, J., Passingham, R.E., & Haggard, P. (2005). Action observation and acquired motor skills: an fMRI study with expert dancers. *Cerebral Cortex, 15*(1), 1243-1249.
- Cannon, W.B. (1932). *The Wisdom of the body*. New York: W.W. Norton & Company.
- Carr, L., Iacoboni, M., Dubeau, M.C., Mazziotta, J.C., & Lenzi, G.L. (2003). Neural mechanisms of empathy in humans: A relay from neural systems for imitation to limbic areas. *Proceedings of the National Academy of Science of the United States of America, 100*(9), 5497-5502.
- Chen, X., Bin, G., Daly, I., & Gao, X. (2013). Event-related desynchronization (ERD) in the alpha band during a hand mental rotation task. *Neuroscience Letters, 541*(1), 238-242.
- Cheng, M.Y., Hung, C.L., Huang, C.J., Chang, Y.K., Lo, L.C., Shen, C., & Hung, T.M. (2015a). Expert-novice differences in SMR activity during dart throwing. *Biological Psychology, 8*(3), 212-218.
- Cheng, M.Y., Huang, C.J., Chang, Y.K., Koester, D., Schack, T., & Hung, T.M. (2015b). Sensorimotor rhythm neurofeedback enhances golf putting performance. *Journal of Sport & Exercise Psychology, 37*(1), 626-636.
- Cram, J.F., & Criswell, E. (2011). *Introduction to surface electromyography*. Sudbury, MA: Jones and Bartlett Publishers.
- Cross, E.S., Hamilton, A.F.C., & Grafton, S.T. (2006). Building a motor simulation de novo: observation of dance by dancers. *NeuroImage, 31*(1), 1257-1267.
- Cooley, J.W., & Tukey, J.W. (1965). An algorithm for the machine calculation of complex fourier series. *Mathematics of Computation, 19*(1), 297-301.
- Cooke, A., Kavussanu, M., Gallicchio, G., Willoughby, A., McIntyre, D., & Ring, C. (2014). Preparation for action: psychophysiological activity preceding a motor skill as a function of expertise, performance outcome, and psychological pressure. *Psychophysiology, 51*(1), 374-384.
- Cumming, J. & Williams, S.E. (2012). The role of imagery in performance. In S. Murphy (Ed.), *Handbook of Sport and Performance Psychology* (pp. 213-232). New York, NY: Oxford University Press.
- de Lange, F.P., Hagoort, P. & Toni, I. (2005). Neural topography and content of movement representations. *Journal of Cognitive Neuroscience, 17*(1), 97-112.
- Decety, J. (1996). The neurophysiological basis of motor imagery. *Behavioral Brain Research, 77*(1), 45-52.
- Decety, J., & Jeannerod, M. (1996). Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitts's law hold in motor imagery?. *Behavioral Brain Research, 72*(1), 127-134.

- Decety, J., Jeannerod, M., & Prablanc, C. (1989). The timing of mentally represented actions. *Behavioural Brain Research*, 34(1-2), 35-42.
- Del Percio, C., Rossini, P.M., Marzano, N., Iacoboni, M., Infarinato, F., ... Eusebi, F. (2008). Is there a "neural efficiency" in athletes? A high-resolution EEG study. *NeuroImage*, 42(4), 1544–1553.
- 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(1), 9-21.
- Dietrich, A. (2008). Imaging the imagination: The trouble with motor imagery. *Methods*, 45(1), 319-324.
- Diskrell, J.E., Copper, C. & Moran, A. (1994). Does mental practice enhance performance? *Journal of Applied Psychology*, 79(4), 481-492.
- Doppelmayr, M., & Amesberger, G. (2012). Zur Anwendung der Elektroenzephalographie in der Sportpsychologie: Ein Überblick. *Zeitschrift für Sportpsychologie*, 19(2), 70-79.
- Eaves, D.L., Haythornthwaite, L., & Vogt, S. (2014). Motor Imagery during action observation modulates automatic imitation effects in rhythmical action. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8(28), 1-13.
- Eaves, D.L., Riach, M., Holmes, P.S., & Wright D.J. (2016). Motor Imagery during action observation: a brief review of evidence, theory, and future research opportunities. *Frontiers in Neuroscience*, 10(514), 1-10.
- Eberspächer, H. (2007). *Mentales Training: Das Handbuch für Trainer und Sportler*. München: Copress Verlag.
- Engel, A.K., & Fries, P. (2010). Beta-band oscillations - signalling the status quo? *Current Opinion in Neurobiology*, 20(2), 156-165.
- Feltz, D.L. & Landers, D.M. (1983): The effects of mental practice on motor skill learning and performance: a meta-analysis. *Journal of Sport Psychology*, 5(1), 25-57.
- Féry, Y.A. (2003). Differentiating visual und kinesthetic imagery in mental practice. *Canadian Journal of Experimental Psychology*, 57(1), 1-10
- Féry, Y.A., Morizot, P. (2000). Kinesthetic and visual image in modeling closed motor skills: the example of the tennis serve. *Perceptual and Motor Skills*, 90(1), 707-722.
- Field, A. (2009). *Discovering statistics using SPSS*. Los Angeles, USA: Sage publications.
- Federation internationale de natation (2014). *Diving officials manual*. Retrieved from https://www.fina.org/sites/default/files/fina_dv_judges_manual.pdf
- Freiwald, J., Baumgart, C., & Konrad, P. (2007). *Einführung in die Elektromyographie: Sport – Prävention – Rehabilitation*. Balingen, Deutschland: Spitta-Verlag.

- Frenkel, M.O., Maltese, S., & Schankin, A. (2012). Befunde aus EEG-Untersuchungen zum Mentalen Training. *Zeitschrift für Sportpsychologie*, 19(1), 16-25.
- Fricke, B., & Köthe, T. (2009). *Wasserspringen: Einblicke in die Sporttechnik und ihre Vermittlung*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Fritsch, G., & Hitzig, E. (1870). Ueber die elektrische Erregbarkeit des Grosshirns. *Archiv für Anatomie, Physiologie und wissenschaftliche Medizin*, 300-332.
- Gastaut, H.J., Bert, J. (1954). EEG changes during cinematographic presentation (moving picture activation of the EEG). *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 6(1), 433-444.
- Glenberg, A.M. (2011). Introduction to the mirror neuron forum. *Perspectives on Psychological Science*, 6(4), 363-368.
- Grafton, S.T., & Tipper, C.M. (2012). Decoding intention: A neuroergonomic perspective. *NeuroImage*, 59(1), 14-24.
- Grant, H. M., Bredahl, L. C., Clay, J., Ferrie, J., Groves, J. E., McDorman, T. A., & Dark, V. J. (1998). Context-dependent memory for meaningful material: information for students. *Applied Cognitive Psychology*, 12(1), 617–623.
- Gregg, M., Hall, C. & Butler, A., (2007). The MIQ-RS: a suitable option for examining movement imagery ability. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, 7(2), 249-257.
- Grèzes, J., Armony, J.L., Rowe, J., & Passingham, R.E. (2003). Activation related to “mirror“ and “canonical“ neurons in the human brain: an fMRI study. *NeuroImage*, 18(1), 928-937.
- Gronwald, T. & Hottenrott, K. (2011a). Einfluss von Trittfrequenz und Belastungsintensität auf EEG-Signale. In M. Engelhardt, B. Franz, G. Neumann & A. Pfützner (Hrsg.), 25. *Internationales Triathlon-Symposium in Niedernberg 2010* (Triathlon und Sportwissenschaft, Band 22, S. 66-80). Hamburg: Edition Czwalina Feldhaus Verlag.
- Gronwald, T. & Hottenrott, K. (2011b). Vergleich der zentralnervalen Aktivierung bei identischer Belastungsvorgabe unter Normoxie und normobarer Hypoxie – Eine standardisierte fahrradergometrische Laborstudie. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 62(7/8), 222.
- Grouios, G. (1992). The effect of mental practice on diving performance. *International Journal of Sport Psychology*, 23(1), 60–69.
- Guillot, A., & Collet, C. (2005). Contribution from neurophysiological and psychological methods to the study of motor imagery. *Brain Research Reviews*, 50(1), 387-397.
- Haegens, S., Cousijn, H., Wallis, G., Harrison, P. J., & Nobre, A. C. (2014). Inter-and intra-individual variability in alpha peak frequency. *NeuroImage*, 92(1), 46-55.

- Hall, C.R., Mack, D.E., Paivio, A. & Hausenblas, H.A (1998). Imagery use by athletes: development of the Sport Imagery Questionnaires. *International Journal of Sport Psychology*, 29(1), 73-89.
- Hall, C.R. & Martin, K.A. (1997). Measuring movement imagery abilities: A revision of the Movement Imagery Questionnaire. *Journal of Mental Imagery*, 21(1-2), 143-154.
- Hall, C., Pongrac, J. & Buckholz, E. (1985). The measurement of imagery ability. *Human Movement Science*, 4(2), 107-118.
- Hall, C.R., Stevens, D.E. & Paivio, A. (2005). *The sport imagery questionnaire*. Morgantown: West Virginia University.
- Hardy, L., & Callow, N. (1999). Efficacy of external and internal visual imagery perspectives for the enhancement of performance on tasks in which form is important. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 21(1), 95-112.
- Haslinger, B., Erhard, P., Altenmüller, E., Schroeder, U., Boecker, H., & Ceballos-Baumann, A.O. (2005). Transmodal sensorimotor networks during action observation on professional pianists. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 17(2), 282-293.
- Highlen, P.S., & Bennett, B.B. (1983). Elite divers and wrestlers: a comparison between open- and closed-skill athletes. *Journal of Sport Psychology*, 5(1), 390-409.
- Hjorth, B. (1975). An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 39(5), 526-530.
- Hoedlmoser, K., Griessenberger, H., Fellingner, R., Freunberger, R., Klimesch, W., Gruber, W., & Schabus, M. (2011). Event-related activity and phase locking during a psychomotor vigilance task over the course of sleep deprivation. *Journal of Sleep Research*, 20(3), 977-985.
- Höller, Y. et al. (2013). Real movement vs. motor imagery in healthy subjects. *International Journal of Psychophysiology*, 87(1), 35-41.
- Höllinger, P., Beisteiner, R., Lang, W., Lindinger, G., & Berthoz, A. (1999). Mental representation of movements: brain potentials associated with imagination of eye movements. *Clinical Neurophysiology*, 100(1), 799-805.
- Holmes, P.S., & Calmels, C. (2008). A neuroscientific review of imagery and observation use in sport. *Journal of Motor Behavior*, 40(5), 433-445.
- Holmes, P.S., & Collins, D.J. (2001) The PETTLEP Approach to motor imagery: a functional equivalence model for sport psychologists. *Journal of Applied Sport Psychology*, 13(1), 60-83.
- Holmes, P.S., Collins, D.J., & Calmels, C. (2006). Electroencephalographic functional equivalence during observation of action. *Journal of Sport Science*, 24(6), 605-616.

- Holz, E.M., Doppelmayr, M., Klimesch, W., & Sauseng, P. (2008). EEG correlates of action observation in humans. *Brain Topography*, 21(1), 93-99.
- Huang, D., Qian, K., Fei, D.Y., Jia, W., Chen, X., & Bai, O. (2012). Electroencephalography (EEG)-base brain-computer interface (BCI): A 2-D virtual wheelchair control based on event-related desynchronization/synchronization and state control. *IEEE Transactions on Neuronal Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(3), 379-389.
- Husserl, E. (1991). *Ding und Raum: Vorlesung 1907*. Hamburg, Deutschland: Felix Meiner Verlag.
- Isaac, A., Marks, D.F. & Russell, D.G. (1986). An Instrument for assessing imagery of movement: the vividness of movement imagery questionnaire (VMIQ). *Journal of Mental Imagery*, 10(4), 23-30.
- Jacobson, S., & Marcus, E.M. (2011). *Neuroanatomy for the Neuroscientist (2nd ed.)*. New York: Springer Verlag.
- Jasper, H.H. (1958). The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10(1), 371-375.
- Jeannerod, M. (1994). The representing brain: Neural correlates of motor intention and imagery. *Behavioral and Brain Science*, 17(1), 187-245.
- Jeannerod, M. (1997). *The cognitive neuroscience of action*. Oxford: Blackwell Publisher.
- Jeannerod, M. (2001). Neural simulation of action: A unifying mechanism for motor cognition. *NeuroImage*, 14(1), 103-109.
- Jeannerod, M. (2006). *Motor cognition: what action tell the self*. Oxford, New York: Oxford University Press.
- Jola, C. & Mast, F.W. (2005). Mental object rotation and egocentric body transformation: two dissociable processes? *Spatial Cognition and Computation*, 5(2-3), 217-237.
- Kachler, J., & Pfurtscheller, G. (1995). Discrimination between phase-locked and non-phase-locked event-related EEG activity. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 94(1), 381-384.
- Kalat, J.W. (2009). *Biological Psychology (11th ed.)*. Belmont: Wadsworth.
- Kamata, A., & Tenenbaum, G. (2002). Individual zone of optimal functioning (IZOF): a probabilistic estimation. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 24(1), 189-208.
- Klimesch, W. (1997). EEG-alpha rhythms and memory processes. *International Journal of Psychophysiology*, 26(1-3), 319-340.
- Kolb, B., & Wishaw, I.Q. (2006). *An introduction to brain and behavior (2nd ed.)*. New York, USA: Worth Publisher.

- Kober, S. E., & Neuper, C. (2011). Sex differences in human EEG theta oscillations during spatial navigation in virtual reality. *International Journal of Psychophysiology*, 79(3), 347-355.
- Konrad, P. (2005). EMG Fibel – Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Köln, Deutschland: Deutscher Ärzte Verlag.
- Kormi-Nouri, R., Nilsson, L.G., & Ohta, N. (2005). The novelty effect: support for the novelty-encoding hypothesis. *Scandinavian Journal of Psychology*, 46(2), 133-143.
- Köthe, T. (2004). Möglichkeiten zur Unterstützung des Lernfortschritts durch Visualisierung biomechanischer Simulationsergebnisse im Wasserspringen. *Zeitschrift für Angewandte Sportwissenschaft*, 11(1), 66-87.
- Kosslyn, S.M., DiGirolamo, G.J., Thompson, W.L., & Alpert, N.M. (1998). Mental rotation of objects versus hands: neural mechanisms revealed by positron emission tomography. *Psychophysiology*, 35(2), 151-161.
- Laborde, S., Allen, M.S., Göhring, N., & Dosseville, F. (2017). The effect of slow-paced breathing on stress management in adolescents with intellectual disability. *Journal of Intellectual Disability Research*, 61(6), 560-567.
- Lacey, B.C., & Lacey, J.I. (1980). Cognitive modulation of time-dependent primary bradycardia. *Psychophysiology*, 17(1), 209-221.
- Lacey, S. & Lawson, R. (Eds.). (2013). *Multisensory Imagery*. New York: Springer.
- Lang, P. J. (1977). Imagery in therapy: An information processing analysis of fear. *Behavior Therapy*, 8(5), 862-886.
- Lang, P. J. (1979). A bio-informational theory of emotional imagery. *Psychophysiology*, 16(6), 495-512.
- Leuchte, S., Noth, N., Brehmer, S., & Demmler, M. (2007). Interdisziplinäre Strukturanalyse und Integratives Techniktraining im Wasserspringen. In Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.), *BISp-Jahrbuch 2007* (S. 93-100). Bonn: Bundesinstitut für Sportwissenschaft.
- Levine, D.L. (1989). Neural network principles for theoretical psychology. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 21(2), 213-224.
- Libby, L.K., & Eibach, R.P. (2011). Visual perspective in mental imagery: a representational tool that functions in judgment, emotion, and self-insight. *Advances in Experimental Social Psychology*, 44(1), 185-245.
- Lutzenberger, W., Elbert, T., Rockstroh, B., & Birbaumer, N. (1985). Überblick über die elektrischen Aktivitäten des Gehirns. In *Das EEG: Psychophysiologie und Methodik von Spontan-EEG und ereigniskorrelierten Potentialen* (S.5-57). Berlin, Deutschland: Springer Verlag.
- Madan, C.R. & Singhal, A. (2013). Introducing TAMI: an objective test of ability in movement imagery. *Journal of Motor Behavior*, 45(2), 153-166.

- Marshall, P.J., & Meltzoff, A.N. (2011). Neural mirroring systems: Exploring the EEG murhythm in human infancy. *Developmental Cognitive Neuroscience*, 1(1), 110-123.
- Mayer, J., & Hermann, H.D. (2009). *Mentales Training*. Heidelberg, Deutschland: Springer Medizin Verlag.
- Moore, L.J., Vine, S.J., Cooke, A., Ring, C., & Wilson, M. (2012). Quiet eye training expedites motor learning and aids performance under heightened anxiety: The roles of response programming and external attention. *Psychophysiology*, 49(7), 1005-1015.
- Moran, A.P. (2004). *Sport and Exercise Psychology: A critical Introduction*. New York, USA: Routledge.
- Mukamel, R., Ekstrom, A.D., Kaplan, J., Iacoboni, M. & Fried, I. (2010). Single-neuron responses in humans during execution and observation of action. *Current Biology*, 20(8), 750-756.
- Mulder, Th. (2007). Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission*, 114(1), 1265-1278.
- Munzert, J., Zentgraf, K., Stark, R., & Vaitl, D. (2008). Neural activation in cognitive motor processes: comparing motor imagery and observation of gymnastic movements. *Experimental Brain Research*, 188(1), 437-444.
- Muthukumaraswamy, S.D., Johnson, B.W., & McNair, N.A. (2004). Mu rhythm modulation during observation of an object directed grasp. *Cognitive Brain Research*, 19(1), 195-201.
- Neubauer, A.C., & Fink, A. (2009). Intelligence and neural efficiency. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 33(1), 1004-1023.
- Neuper C., Klimesch W. (2006). *Event-related dynamics of brain oscillations. Progress in Brain Research, Vol. 159*. Amsterdam, Netherlands: Elsevier.
- Neuper, C., Scherer, R., Grieshofer, P., & Pfurtscheller, G. (2008). Event-related EEG characteristics during motor imagery. *International Journal of Psychophysiology*, 69(1), 181-182.
- Niedermeyer, E. (1997). Alpha rhythms as physiological and abnormal phenomena. *International Journal of Psychophysiology*, 26(1), 31-49.
- Niedermeyer, E., & Lopes da Silva, F.H. (2005). *Electroencephalography: basic principles, clinical applications and related fields*. Baltimore, MD, USA: Williams & Wilkins.
- Noth, N. (2011). Mentale Bewegungsrepräsentation und Techniktraining – Empirische Untersuchung im Kunst- und Turmspringen sowie Geräteturnen. Dissertation, MartinLuther-Universität Halle-Wittenberg, Deutschland.
- Noth, N., Köthe, T., & Seidel, I. (2015). Die Beurteilung des Eintauchverhaltens im Wasserspringen. *Leistungssport*, 45(3), 24-29.

- Noth, N., Naundorf, F., Kaeubler, W.D., Wenzel, K., & Krug, J. (2009). Wirksamkeit eines Messplatztrainings im Synchronspringen vom 3-Meter-Brett. *In Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.), BISp-Jahrbuch 2008 (S.139-142)*. Bonn: Bundesinstitut für Sportwissenschaft.
- Oberman, L.M., McCleery, J.P., Ramachandran, V.S., & Pineda, J.A. (2007). EEG evidence for mirror neuron activity during the observation of human and robot actions: towards an analysis of the human qualities of interactive robots. *Neurocomputing*, 70(1), 2194-2203.
- Onton, J., & Makeig, S. (2006). Information-based modeling of event-related brain dynamics. *Progress in Brain Research*, 159(1), 99-120.
- Park, H., Kim, J.S., & Chung, C.K. (2013). Differential beta-band event-related desynchronization during action sequence planning. *PloS ONE*, 8(3), e59544. doi:10.1371/journal.pone.0059544
- Parson, L.M., (1987). Imagined spatial transformation of one's body. *Journal of Experimental Psychology*, 116(2), 172-191.
- Penfield, W., & Rasmussen, T. (1950). *The cerebral cortex of man*. New York, USA: Macmillan
- Pfurtscheller, G. (2000). Spatiotemporal ERD/ERS patterns during voluntary movement and motor imagery. *Supplements to Clinical Neurophysiology*, 53(1), 196–198.
- Pfurtscheller, G. (2003). Induced oscillations in the alpha band: functional meaning. *Epilepsia*, 44(12), 2-8.
- Pfurtscheller, G., Brunner, C., Schlögl, A., & da Silva, F.H.L. (2006). Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. *NeuroImage*, 31(1), 153-159.
- Pfurtscheller, G., & Aranibar, A. (1977). Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 42(1), 817-826.
- Pfurtscheller, G., & Berghold, A. (1989). Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 72(1), 250-258.
- Pfurtscheller, G., Flotzinger, D., Mohl, W., & Peltoranata, M. (1992). Prediction of the side of hand movements from single-trial multi-channel EEG data using neural networks. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 82(1), 313-315.
- Pfurtscheller, G., & Neuper, C. (1994). Event-related synchronization of mu rhythm in the EEG over the cortical hand area in man. *Neuroscience Letters*, 174(1), 93-96.
- Pfurtscheller, G., Neuper, C., Andrew, C., & Edlinger, G. (1997). Foot and hand area mu rhythms. *International Journal of Psychophysiology*, 26(1), 121-135.

- Pfurtscheller, G., & Neuper, C., (1997). Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans. *Neuroscience Letters*, 239(1), 65-68.
- Pfurtscheller, G., Neuper, C., & Kachler, J. (1993). 40-Hz oscillations during motor behavior in man. *Neuroscience Letters*, 164(1), 179-182.
- Pfurtscheller, G., Pichler-Zalaudek, K., & Neuper, C. (1999). ERD and ERS in voluntary movement of different limbs. In G. Pfurtscheller, & F. H. Lopes da Silva (Eds.). *Event-Related Desynchronization. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Revised Edition, vol. 6 (pp. 245–268). Amsterdam, Netherlands: Elsevier.
- Pfurtscheller, G., & Silva da Lopes, F. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(1), 1842-1857.
- Pfurtscheller, G., & Silva da Lopes, F. (2005). EEG event-related desynchronization (ERD) and event-related synchronization (ERS). In Niedermeyer, E., & Lopes da Silva, F. (Eds.). *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields (5th ed.; S. 1003-1017)*. Philadelphia, PA, USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Pfurtscheller, G., Stancák, A., & Neuper, C. (1996). Post-movement beta synchronization. A correlate of idling motor area?. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 98(1), 281-293.
- Pfurtscheller, G., Zalaudek, K., & Neuper, C. (1998). Event-related synchronization after wrist, finger and thumb movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 109(1), 154-160.
- Pineda, J.A., Allison, B.Z., & Vankov, A. (2000). The effects of self-movement, observation and imagination on mu rhythms and readiness potentials (RP's): Toward a Brain-Computer Interface (BCI). *Transaction on Rehabilitation Engineering*, 8(2), 219-222.
- Pithan, J.M. (2013). Videogestützte Visualisierung nach dem PETTLEP-Ansatz im Wasserspringen: Eine Pilotstudie zur technischen Entwicklung. Masterthesis, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Deutschland.
- Pithan, J.M., Blazek, I., & Stoll, O. (2015). Der Einfluss von Bewegungsvorstellung und -beobachtung auf die zentrale Alpha-Aktivität im Wasserspringen. 47. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Sportpsychologie, Freiburg (Breisgau), 14.-16.05.2015, Hamburg: Feldhaus Verlag GmbH & Co.KG.
- Pithan, J.M., Blazek, I., & Stoll, O. (2016). Neural correlates of motor imagery and action observation intervention of springboard divers. 48. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Sportpsychologie, Münster, 05.-07.05.2016, Hamburg: Feldhaus Verlag GmbH & Co.KG.
- Pithan, J.M., & Stoll, O. (2012a). Technische Lösung zur Erweiterung des videogestützten Techniktrainings im Wasserspringen um die interne Perspektive. *Leistungssport*, 42(5), 20-24.

- Pithan, J.M., & Stoll, O. (2012b). Technische Lösung zur Erweiterung des videogestützten Techniktrainings im Wasserspringen um die interne Perspektive. 44. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Sportpsychologie, Kiel/ Oslo, 17.-19.05.2012, Hamburg: Feldhaus Verlag GmbH & Co.KG.
- Pithan, J.M., & Dahm, S.F. (2015). Fragebögen und Testmethoden der Bewegungsvorstellung. *Zeitschrift für Sportpsychologie*, 22(3), 112-124.
- Pithan, J.M., & Stoll, O. (2015a). Neural correlates of motor imagery and observation in springboard diving. 14th European Congress of Sport Psychology Sport Psychology Theories and Applications for Performance, 14-19 July 2015, Bern, Switzerland.
- Pithan, J.M., & Stoll, O. (2015b). Veränderung der μ -Aktivität durch Bewegungsvorstellungsinterventionen bei Kunstspringern. 24. Deutsches EEG/ EP Mapping Meeting, 23.-25.10.2015, Schloss Rauschholzhausen.
- Post, P. G., Simpson, D., Young, G., & Parker, J. F. (2014). A phenomenological investigation of divers' lived experience of imagery. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 8(1), 67-82.
- Prinz, W. (2000). Kognitionspsychologische Handlungsforschung. *Zeitschrift für Psychologie*, 208(1), 32-54.
- Rachman, S. (2004). *Anxiety (2nd ed.)*. Hove, USA: Psychology Press.
- Reed, C.L. (2002). Chronometric comparisons of imagery to action: visualizing versus physically performing springboard dives. *Memory & Cognition*, 30(8), 1169-1178.
- Rizzolatti, G., & Arbib, M.A. (1998). Language within our grasp. *Trends Neuroscience*, 21(1), 188-194.
- Rizzolatti, G., & Craighero, L. (2004). The mirror-neuron system. *Annual Review of Neuroscience*, 27(1), 169-192.
- Rizzolatti, G., Fadiga, L., Gallese, V., & Fogassi, L. (1996). Premotor cortex and there cognition of motor actions. *Cognitive Brain Research*, 3(1), 131-141.
- Rizzolatti, G., Fogassi, L., & Gallese, V. (2001). Neurophysiological mechanisms underlying the understanding and imitation of action. *Nature Reviews Neuroscience*, 2(1), 661-670.
- Roberts, R., Callow, N., Hardy, L., Markland, D. & Bringer, J. (2008). Movement imagery ability: development and assessment of a revised version of the vividness of movement imagery questionnaire. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 30(2), 200-221.
- Rosenbaum, A.D. (2010). *Human Motor Control (2nd ed.)*. Burlington, USA: Academic Press.
- Rosendorff, C. (2013). *Essential cardiology: principles and practice (3rd ed.)*. New York, USA: Springer.

- Rymal, A.M., Martini, R., & Ste-Marie, D.M. (2010) Self-regulatory processes employed during self-modeling: a qualitative analysis. *The Sport Psychologist*, 24(1), 1-15.
- Rymal, A.M., & Ste-Marie, D.M. (2009). Does self-modeling affect imagery ability or vividness?. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 4(1), 1-16.
- Schack, T. (2004). The cognitive architecture of complex movement. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 2(1), 403-438.
- Schack, T. (2007). Repräsentationen und Bewegungssteuerung-die kognitive-perzeptuelle Perspektive. *Zeitschrift für Sportpsychologie*, 14(3), 104-113.
- Schack, T., & Mechsner, F. (2006). Representation of motor skills in human long-term memory. *Neuroscience Letters*, 391(1), 77-81.
- Schnabel, G., Harre, H.D., & Krug, J. (2011). *Trainingslehre. Trainingswissenschaft (2. Aufl.)*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Schott, N. (2013). Test zur Kontrollierbarkeit der Bewegungsvorstellungsfähigkeit (TKBV) bei älteren Erwachsenen. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 46(7), 663-672.
- Schuch, S. & Koch, I. (2014). Handlungsplanung. In M. A. Wirtz (Hrsg.), *Dorsch – Lexikon der Psychologie (18. Aufl., S. 676)*. Bern, Schweiz: Verlag Hogrefe Verlag.
- Shepard, R.N. & Metzler, J. (1971). Mental rotation of three-dimensional objects. *Science*, 171(7), 701-703.
- Smith, D., Wright, C., Allsopp, A., & Westhead, H. (2007). It's all in the mind: PETTLEP based imagery and sport performance. *Journal of Applied Sport Psychology*, 19(1), 80-92.
- Smith, J., Wright, C.J., & Cantwell, C. (2008). Beating the bunker: the effect of PETTLEP imagery on golf bunker shot performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 79(3), 385-391.
- Spittle, M., & Morris, T. (2011). Can internal and external imagery perspectives be trained?. *Journal of mental imagery*, 35(3-4), 81-104.
- Stark, R., Pilgramm, S., Lorey, B., Zentgraf, K., Munzert, J., & Vaitl, D. (2008). Neural correlations of imagery and observation of body movements: The influence of a first-and a third person perspective. *International Journal of Psychophysiology*, 69(1), 181.
- Ste-Marie, D. M., Law, B., Rymal, A. M., Jenny, O., Hall, C., & McCullagh, P. (2012). Observation interventions for motor skill learning and performance: an applied model for the use of observation. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 5(2), 145-176.
- Steggemann, Y., & Weigelt, M. (2011). Der Kopf turnt Salto...! Selektive Effektesportlicher Bewegungserfahrung auf die mentale Rotationsleistung von menschlichen Figuren. *Zeitschrift für Sportpsychologie*, 18(3), 133-140.

- Steggenmann, Y., Engbert, K., & Weigelt, M. (2011). Selective effects of motor expertise in mental body rotation tasks: comparing object-based and perspective transformations. *Brain and Cognition*, 76(1), 97-105.
- Stoll, O., & Pithan, J.M. (2012). Mentales Training durch Videounterstützung im Wasserspringen: Wirkmechanismen und Intervention. Unveröffentlichter Projektantrag zur Forschungsförderung beim Bundesinstitut für Sportwissenschaft. Martin-Luther-Universität, Halle-Wittenberg, Deutschland.
- Stoll, O., Pithan, J.M., & Blazek, I. (2016). Intervention der Bewegungsvorstellung und -beobachtung im Wasserspringen und deren neuronale Grundlage. In In Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.), *BISp-Jahrbuch 2016* (S. 119-124). Bonn, Deutschland: Bundesinstitut für Sportwissenschaft.
- Stoll, O., & Reimann, G. (2008). Leistungsoptimierung im Wasserspringen im speziellen Bereich unmittelbarer Wettkampfvorbereitung und Pausengestaltung bei internationalen Wettkämpfen durch den Einsatz psychologischer Trainingsverfahren. In *Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.), BISp-Jahrbuch 2008* (S. 315-320). Bonn: Bundesinstitut für Sportwissenschaft.
- Svoboda, J., Sovka, P., & Stancák, A. (2002). Intra- and interhemispheric coupling of electroencephalographic 8-13Hz rhythms in humans and force of static finger extensions. *Neuroscience Letters*, 334(1), 191-195.
- Swainston, S. (2011). The effect of PETTLEP imagery in a pre shot routine on full swing golf shot accuracy: a single subjects design. Masterthesis, Georgia Southern University.
- Tenn, J. (1995). Don't read this. *Trampoline News*, 1(1), 38.
- Toussaint, L., & Blandin, Y. (2010). On the role of imagery modalities on motor learning. *Journal of Sport Sciences*, 28 (5), 497-504.
- Vealey, R.S. (2007). Mental skills training in sports. In Tenenbaum, G. & Eklund, R.C. (Eds.), *Handbook of sport psychology* (3rd ed.) (S. 287-309). Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons.
- Wakefield, C.J., & Smith, D. (2009). Impact of differing frequencies of PETTLEP imagery on netball shooting performance. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 4(1), 84-98.
- Watt, A. P., Morris, T., & Andersen, M. B. (2004). Issues in the development of a measure of imagery ability in sport. *Journal of Mental Imagery*, 28(3-4), 149-180.
- Wei, G., & Luo, J. (2010). Sport expert's motor imagery: functional imaging of professional motor skills and simple motor skills. *Brain research*, 1341(1), 52-62.
- Weinberg, R.S., & Gould, D. (2007). *Foundation of Sport and Exercise Psychology* (4th ed.). Leeds: Human Kinetics.

- Williams, S. E., Cooley, S. J., Newell, E., Weibull, F., & Cumming, J. (2013). Seeing the difference: developing effective imagery scripts for athletes. *Journal of Sport Psychology in Action*, 4(2), 109-121.
- Williams, S. E., Cumming, J., Ntoumanis, N., Nordin-Bates, S. M., Ramsey, R., & Hall, C. (2012). Further validation and development of the movement imagery questionnaire. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 34(5), 621-646.
- Wilson, M. (2002). Six views of embodied cognition. *Psychonomic bulletin & review*, 9(4), 625-636.
- Wittchen, H. U., & Hoyer, J. (2011). *Klinische Psychologie und Psychotherapie (Vol. 1131)*. Heidelberg: Springer.
- Wriessnegger, S.C., Leeb, R., Kaiser, V., Neuper, C., & Müller-Putz, G.R. (2013). Watching object related movements modulates mirror-like activity in parietal brain regions. *Clinical Neurophysiology*, 124(8), 1596-1604.
- White, A., & Hardy, L. (1995). Use of different imagery perspectives on the learning and performance of different motor skills. *British Journal of Psychology*, 86(2), 169-181.
- Wolpe, J. (1958). *Psychotherapy by reciprocal inhibition*. Stanford, CA, USA: Stanford University Press.
- Wright, C.J., & Smith, D. (2008). The effect of a short-term PETTLEP imagery intervention on a cognitive task. *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity*, 2(1), 1-16.
- Wright, C.J., & Smith, D. (2009). The effect of PETTLEP imagery on strength performance. *International Journal of Sport and Exercise Science*, 7(1), 18-31.
- Wright, M.J., & Jackson, R.C. (2007). Brain regions concerned with perceptual skills in tennis: An fMRI study. *International Journal of Psychophysiology*, 63(1), 214-220.
- Kim, Y. T., Seo, J. H., Song, H. J., Yoo, D. S., Lee, H. J., Lee, J., ... & Chang, Y. (2011). Neural correlates related to action observation in expert archers. *Behavioural Brain Research*, 223(2), 342-347.
- Yu, Q.H., Fu, A.S., Kho, A., Li, J., Sun, X.H., & Chan, C.C. (2016). Imagery perspective among young athletes: differentiation between external and internal visual imagery. *Journal of Sport and Health Science*, 5(2), 211-218.
- Zschocke, S., & Hansen, H.-C. (2012). Die Grundaktivität des normalen EEG (Erwachsener): Grundrhythmus, EEG-Varianten und hirnregionale Besonderheiten. In *Klinische Elektroenzephalographie (3. Aufl.; S.81-112)*. Berlin, Deutschland: Springer Verlag.

Anhang

Anhang I: eigen Übersetzung des Vividness of Movement Imagery Questionnaire 2 nach Roberts et al. (2008).

Nutzt du Bewegungsvorstellungen?

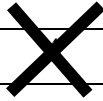
Wann? im Training im Wettkampf

Wie oft? **im Training:** **im Wettkampf:**

Siehst du dich dabei aus eigenen Augen von außen beides

Auf den nächsten Seiten werden dir einige Fragen zur Bewegungsvorstellung gestellt. Dieser Fragebogen dient dem Zweck zu messen, wie lebhaft deine Vorstellungen von Bewegungen sind. In dem Fragebogen werden verschiedene Bewegungen beschrieben. Diese sollen bestimmte Bilder in deiner Vorstellung hervorrufen. Du wirst gebeten, die Lebhaftigkeit von jeder Vorstellung auf einer 5-stufigen Skala zu bewerten, indem du die entsprechende Zahl ankreuzt. Zunächst wirst du gebeten, dir jede Bewegung aus einer externen visuellen Perspektive vorzustellen. Das ist vergleichbar mit einem Video auf dem du dich selbst siehst, wie du die Bewegung ausführst. Anschließend wirst du gebeten, dir die gleichen Bewegungen aus einer internen visuellen Perspektive vorzustellen. Stell dir vor, du schaust durch deine eigenen Augen während du die Bewegung ausführst. Abschließend wirst du gebeten, dich in jede Bewegung hinein zu fühlen. Stell dir vor, was du während der Bewegung fühlst (kinästhetische Perspektive). Versuche, jede Bewertung unabhängig von den anderen durchzuführen. Die drei verschiedenen Bewertungen pro Bewegung müssen dementsprechend nicht identisch sein. Geh bei jeder Bewegung wie folgt vor: Lies die Bewegung, schließe deine Augen, stell dir die Bewegung vor, bewerte die Lebhaftigkeit der Bewegung.

Beispiel:

| | | | | |
|---|-------------------------------|------------------------|---|---|
| Absolut klar und deutlich wie in Wirklichkeit | Klar und einigermaßen lebhaft | Mäßig klar und lebhaft | Vage und unklar | Keine Vorstellung, ich weiß lediglich, dass ich an die Bewegung denke |
| 1 | 2 | 3 |  | 5 |

→ → → → → → → → → → →

| | Sieh dich wie auf einem Video (extern visuelle Perspektive) | | | | |
|--|--|-------------------------------------|---------------------------------|--------------------|---|
| Bewegung | Absolut klar und deutlich wie in Wirklichkeit | Klar und einigermaßen lebhaft | Mittelmäßig klar und lebhaft | Vage und unklar | Keine Vorstellung, ich weiß lediglich, dass ich an die Bewegung denke |
| 1.Gehen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 2.Rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 3.Einen Stein wegstossen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 4.Bücken um eine Münze aufzuheben | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 5.Treppe hoch rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 6.zur Seite Springen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 7.Einen Stein ins Wasser werfen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 8.Einen Ball hoch in die Luft schießen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 9.bergab rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 10.Fahrrad fahren | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 11.An einem Seil schwingen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 12.Eine hohe Mauer herunter springen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

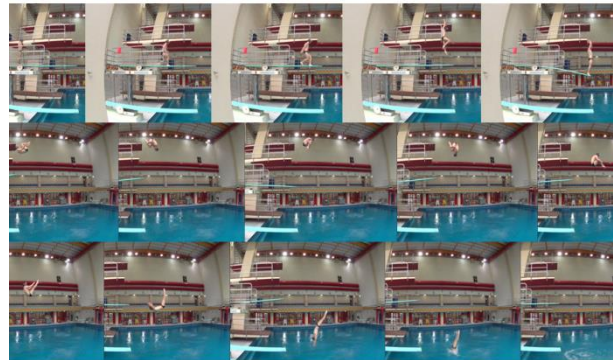
| | Sieh dich durch deine eigenen Augen (<u>intern visuelle Perspektive</u>) | | | | |
|--|---|-------------------------------------|---------------------------------|--------------------|---|
| Bewegung | Absolut klar und deutlich wie in Wirklichkeit | Klar und einigermaßen lebhaft | Mittelmäßig klar und lebhaft | Vage und unklar | Keine Vorstellung, ich weiß lediglich, dass ich an die Bewegung denke |
| 1.Gehen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 2.Rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 3.Einen Stein wegstossen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 4.Bücken um eine Münze aufzuheben | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 5.Treppe hoch rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 6.zur Seite Springen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 7.Einen Stein ins Wasser werfen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 8.Einen Ball hoch in die Luft schießen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 9.bergab rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 10.Fahrrad fahren | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 11.An einem Seil schwingen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 12.Eine hohe Mauer herunter springen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

| | Fühle die Bewegung (kinästhetische Perspektive) | | | | |
|--|--|-------------------------------|------------------------------|-----------------|---|
| Bewegung | Absolut klar und deutlich wie in Wirklichkeit | Klar und einigermaßen lebhaft | Mittelmäßig klar und lebhaft | Vage und unklar | Keine Vorstellung, ich weiß lediglich, dass ich an die Bewegung denke |
| 1.Gehen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 2.Rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 3.Einen Stein wegstossen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 4.Bücken um eine Münze aufzuheben | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 5.Treppe hoch rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 6.zur Seite Springen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 7.Einen Stein ins Wasser werfen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 8.Einen Ball hoch in die Luft schießen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 9.bergab rennen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 10.Fahrrad fahren | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 11.An einem Seil schwingen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 12.Eine hohe Mauer herunter springen | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |

Anhang II: Die Instruktionen zur Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung erfolgten zu beiden Messzeitpunkten der Interventionsstudie in identischer Form.

Im nächsten Abschnitt wird der 305c in Vorstellung und Beobachtung untersucht.

Das ist eine Darstellung des Sprungs aus der **Außenperspektive**.



Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Das ist eine Darstellung des Sprungs aus der **Innenperspektive**.



Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Zur Veranschaulichung folgen zwei Videos.

Das erste zeigt den Sprung aus der **Außenperspektive**.

Das zweite zeigt den Sprung aus der **Innenperspektive**.

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Stell dir den Sprung nun so deutlich wie möglich aus der **Außenperspektive** vor.

Stell dir den Sprung nun so deutlich wie möglich aus der **Innenperspektive** vor.

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Erscheint ein schwarzer Pfeil nach oben auf dem Bildschirm, so stell dir bitte den Sprung aus der **Außenperspektive** vor.



Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Erscheint ein schwarzer Pfeil nach unten auf dem Bildschirm, so stell dir bitte den Sprung aus der **Innenperspektive** vor.



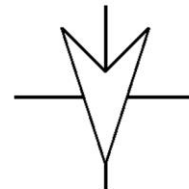
Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Erscheint ein weißer Pfeil nach oben auf dem Bildschirm, so folgt das Video der **Außenperspektive**.



Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Erscheint ein weißer Pfeil nach unten auf dem Bildschirm, so folgt das Video der **Innenperspektive**.



Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Übung

Stell dir den Sprung jetzt aus der **Außenperspektive** vor.



Lass die Augen dabei geöffnet

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Übung

Stell dir den Sprung jetzt aus der **Innenperspektive** vor.



Lass die Augen dabei geöffnet

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Der Ablauf

Die Abfolge ist immer die gleiche:

1. Begib dich zu Beginn von jedem Durchgang in die Ausgangsposition: stell dich mit den Füßen auf die Markierungen auf dem Boden, lass die Arme locker, seitlich am Körper hängen und schaue geradeaus auf den Bildschirm.
2. Konzentriere dich auf das Kreuz, das auf dem Bildschirm erscheint.
3. Eine Anweisung in Form eines Symbols erscheint auf dem Bildschirm.
4. Folge der Anweisung nach dem Tonsignal bis wieder das Kreuz erscheint
5. Am Ende eines jeden Durchlaufs folgt eine Benotung.

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Versuche während der einzelnen Durchgänge den Kopf-, Schulter-, Hals- und Nackenbereich entspannt zu halten und nicht zu bewegen.

Versuche die Anweisungen exakt zu befolgen.

Versuche während der Vorstellung oder des Videos nicht zu blinzeln.

Außerdem solltest du nur während der Benotung der Durchgänge sprechen.

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Probedurchlauf

Es folgt nun ein Probedurchlauf zur
Verinnerlichung der Anweisungen, bevor der
Test beginnt.

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Begib dich in die Ausgangsposition und starte
den Probedurchlauf.

Drücke den Fußschalter um den Probedurchlauf zu starten

Wenn keine Fragen mehr offen sind, beginnt der
Test.

Bevor wir mit dem Test beginnen, gib bitte die
Instruktionen mit eigenen Worten wieder.

Die Erhebung erfolgt mit drei kurzen Pausen von
drei bis fünf Minuten.

Begib dich in die Ausgangsposition und der Test
beginnt.

Drücke den Fußschalter um fortzufahren

Wie gut konntest du dir den Sprung vorstellen?
(Schulnote)

Wie gut konntest du dich in das Video
hineinversetzen?
(Schulnote)

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Neuronale Aktivierung durch Bewegungsvorstellung und Bewegungsbeobachtung im Nachwuchskader-Wasserspringen: Beschreibung und Intervention

selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Stellen sind als solche kenntlich gemacht.

Die Arbeit wurde bisher in gleicher oder ähnlicher Form keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch nicht veröffentlicht.

Die digitalisierte Fassung der Arbeit stimmt mit der in Schriftform vorgelegten Fassung wörtlich überein.

Name, Vorname: _____

Ort, Datum

Unterschrift

