

Neurofeedbacktraining mittels Hämoenzephalographie zur Verbesserung von Aufmerksamkeitsfunktionen sowie der sportmotorischen Leistungsfähigkeit

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Sportwissenschaft (Dr. Sportwiss.),

genehmigt durch die
Fakultät für Humanwissenschaften
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

von Svenja Törpel (geb. Langner)
geb. am 27.07.1989 in Berlin-Köpenick

1. Gutachter: Prof. Dr. Jürgen Edelmann-Nusser
2. Gutachter: Prof. Dr. Marco Taubert

Eingereicht am: 09.02.2023
Verteidigung der Dissertation am: 24.01.2024

Hinweis für die Leserin und den Leser:

Zu Gunsten des Leseflusses werden in der vorliegenden Dissertationsschrift im Regelfall Ausdrucksformen des männlichen Geschlechts, wie beispielsweise Studienteilnehmer oder Probanden, verwendet. Es wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass diese Ausdrucksform gegebenenfalls auch das weibliche Geschlecht inkludiert und demnach, wie im Beispiel aufgeführt, auch Studienteilnehmerinnen und Probandinnen gemeint sind.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	II
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	VIII
Abkürzungsverzeichnis	XII
1 Einleitung	1
2 Problem- und Zielstellung	4
3 Theoriepositionen	8
3.1 Kognitive Funktionen.....	8
3.2 Verfahren zur Erfassung kortikaler Aktivität	16
3.2.1 Erfassung hämodynamischer kortikaler Aktivität	17
3.2.2 Erfassung kortikaler Aktivität mittels Hämoeenzephalographie, eine systematische Literaturanalyse.....	24
3.3 Methoden zur Verbesserung motor-kognitiver Leistungen.....	41
3.3.1 Grundlagen des Bio- und Neurofeedbacks.....	41
3.3.2 Trainingsmethodische Anwendung des Bio- und Neurofeedbacks	44
4 Fragestellungen und Hypothesen	58
4.1 Zusammenhang von Kognition und Bewegung	59
4.2 Neurofeedbackbedingte Veränderung von Kognition und Bewegung.....	61
5 Untersuchungskonzept	68
5.1 Untersuchungskonzept zur Voruntersuchung zum Zusammenhang von Kognition und Bewegung	68
5.1.1 Untersuchungsdesign.....	68
5.1.2 Untersuchungsstichprobe.....	68
5.1.3 Untersuchungsmethodik.....	68
5.1.4 Untersuchungsdurchführung	72
5.2 Untersuchungskonzept zur Hauptuntersuchung zu neurofeedbackbedingten Veränderungen von Kognition und Bewegung.....	72
5.2.1 Untersuchungsdesign.....	72
5.2.2 Untersuchungsstichprobe.....	74
5.2.3 Untersuchungsmethodik.....	75

5.2.3.1	Diagnostik.....	75
5.2.3.2	Intervention.....	81
5.2.4	Untersuchungsdurchführung.....	85
5.2.4.1	Diagnostik.....	85
5.2.4.2	Intervention.....	86
5.3	Statistische Auswertung.....	87
6	Ergebnisse	91
6.1	Ergebnisse zur Untersuchung des Zusammenhangs von Kognition und Bewegung.....	91
6.2	Ergebnisse zur Untersuchung von neurofeedbackbedingten Veränderungen von Kognition und Bewegung.....	95
6.2.1	Aktivierungsmuster während der Bewegungsausführung.....	97
6.2.2	Veränderung der präfrontalen Aktivierung und der bewegungsspezifischen Leistungsfähigkeit.....	99
6.2.3	Kognitive Funktionen.....	103
6.2.4	Sportrelevante Persönlichkeitsmerkmale.....	109
7	Diskussion	113
7.1	Methodendiskussion.....	113
7.2	Diskussion zum Zusammenhang von Kognition und Bewegung.....	116
7.3	Diskussion zu neurofeedbackbedingten Veränderungen von Kognition und Bewegung.....	121
8	Schlussfolgerung und Ausblick	137
9	Zusammenfassung	140
10	Literaturverzeichnis	147
Anhang A – Abbildungen zur Voruntersuchung		174
Anhang B – Tabellen zur Voruntersuchung		175
Anhang C – Tabellen zur Hauptuntersuchung		179

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1.</i>	Faktoren der sportlichen Leistungsfähigkeit (mod. nach Weineck, 2019, S. 21)	1
<i>Abb. 2.</i>	Strukturmodell der Aufmerksamkeit aus handlungsorientierter und testtheoretischer Perspektive (mod. nach Schmidt-Atzert et al., 2008, S. 69; Sturm, 2008).....	9
<i>Abb. 3.</i>	Schematische Darstellung der Positionen der motorspezifischen Regionen der menschlichen Hirnrinde, abgebildet an einem anatomischen 3D-Bild einer fMRT (mod. nach Leff et al., 2011, S. 2923)	13
<i>Abb. 4.</i>	Darstellung der mit einem fNIRS-System erfassten mittleren Konzentrationsänderungen von oxygeniertem Hämoglobin (HbO ₂) und desoxygeniertem Hämoglobin (HHb) aufgrund einer hämodynamischen Reaktion auf eine Reizdauer (graue Fläche) (mod. nach Pinti et al., 2020, S. 11)	18
<i>Abb. 5.</i>	Schematische Darstellung der Reflektion, Streuung und Absorption der Photonen des nahinfraroten Lichts und der bananenförmige Pfad bis zur Erfassung durch den Detektor (eigene Abbildung)	21
<i>Abb. 6.</i>	Darstellung der Charakteristik der Absorption von oxygeniertem Hämoglobin (OxyHb) und desoxygeniertem Hämoglobin (DesoxyHb) und Wasser bezüglich der Wellenlängen des Lichts (mod. nach Bunce, Izzetoglu, Izzetoglu, Onaral & Pourrezaei, 2006, S. 55).....	25
<i>Abb. 7.</i>	Flussdiagramm mit entsprechenden Informationen zur Datenbanksuche und zu den Selektionsprozessen, welche zur Identifikation der relevanten Artikel dieser systematischen Literaturrecherche führten.	27
<i>Abb. 8.</i>	Darstellung der Sensorpositionen des 10-20 Systems nach Jasper (1958) (eigene Abbildung)	28
<i>Abb. 9.</i>	Übersicht der HEG-Sensorpositionen der in Tabelle 3 aufgeführten Studien (eigene Abbildung)	34
<i>Abb. 10.</i>	Sensorpositionierung entsprechend des internationalem 10-20 Systems (Jurcak et al., 2007; Jasper, 1958): a) Links-temporale Ansicht zur Visualisierung der Referenzpunkte Nasion (Nz), Inion (Iz) und der Landmarke Fpz auf der sagittalen Referenzkurve mit einem Inkrement von 10 % von Nz in Richtung Iz; b) Draufsicht, die Landmarken Fp1 und Fp2 befinden sich auf der axialen Referenzkurve jeweils 10 % (der Referenzkurve) links bzw. rechts von Fpz (eigene Abbildung).	70
<i>Abb. 11.</i>	Darstellung der Positionen (1) Nullposition, (2) Vorspannungsposition, (3) Anhebeposition, (4) Halteposition und (5) Nachhalteposition beim Bogenschießen, die die Bewegungsphasen initiieren (mod. nach Haidn et al., 2010. S. 36)	71
<i>Abb. 12.</i>	Untersuchungsdesign der HU	73
<i>Abb. 13.</i>	Versuchsaufbau für das Neurofeedbacktraining (eigene Abbildung).....	82
<i>Abb. 14.</i>	Geschätzte Randmittel der mittleren HEGR sowie die Standardfehler in Abhängigkeit Bewegungsphasen und Schussleistung aller 12 Schützen; statistisch bedeutsame Unterschiede werden wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: .100 ≥ p ≥ .050, * p < .050, ** p < .010, *** p < .001	93

- Abb. 15.** Geschätzte Randmittel der mittleren HEGR des **a)** linken PFC (HEGR1) und des **b)** rechten PFC (HEGR2) sowie die Standardfehler in Abhängigkeit der Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer in Bezug auf die bewegungsspezifischen Phasen (*Vorbereitung, Freiwurfbewegung, Ballverfolgung*); statistisch bedeutsame Unterschiede werden wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ 98
- Abb. 16.** Geschätzte Randmittel des HEGR1 und HEGR2 des linken und rechten PFC der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs (*Vorbereitung, Freiwurfbewegung, Ballverfolgung*) der Prä- und Posttests der ersten und zweiten Intervention (Prä1 und Post1 bzw. Prä2 und Post2); Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen, Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe) 100
- Abb. 17.** Veränderung der Anzahl der Treffer beim Basketball-Korbwurf vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen, Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe) 102
- Abb. 18.** Veränderung der Standardwerte (SW) der Testergebnisse des d2-Tests bezüglich des Standardwerts (SW) der Skala Konzentrationsleistung (KL) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen, Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe) 103
- Abb. 19.** Veränderung der der Testergebnisse des d2-Test vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention für die Standardwerte (SW) der Subskalen **a)** Gesamtzahl bearbeiteter Zeichen (Gz), **b)** absolute Bearbeitungsqualität (F) sowie für die Parameter **c)** Auslassungsfehler (F1) und **d)** Verwechslungsfehler (F2); Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)..... 105
- Abb. 20.** Veränderung des Standardwerts (SW) der Bearbeitungsdauer des Zahlen-Verbindungs-Tests (ZVT) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)..... 106

- Abb. 21.** Veränderung der Testergebnisse des Wahlreaktionstests vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention in den Subskalen **a)** Standardwert (SW) der mittleren Reaktionszeit (MRZ), **b)** SW der mittleren Motorischen Zeit (MMZ), **c)** SW des Streuungsmaßes der Reaktionszeit (SDRZ) und **d)** SW des Streuungsmaßes der Motorischen Zeit (SDMZ); Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)..... 107
- Abb. 22.** Veränderung der mittleren Standardwerte (SW) der Testergebnisse des Farb-Wort-Interferenztests (FWIT) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention in den Subskalen **a)** Lese-Interferenzneigung und **b)** Benenn-Interferenzneigung; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)..... 108
- Abb. 23.** Veränderung der Standardwerte (SW) der Ergebnisse des Fragebogens zur Allgemeinen Selbstwirksamkeitserwartung (SWE) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)..... 109
- Abb. 24.** Veränderung der Standardwerte (SW) der Ergebnisse des Fragebogens AMS-Sport vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention in den Subskalen **a)** Hoffnung auf Erfolg (HE), **b)** Furcht vor Misserfolg (FM); Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)..... 110
- Abb. 25.** Veränderung der Standardwerte (SW) der Ergebnisse des Fragebogens zum Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T) bezüglich der Skalen **a)** Somatische Angst (SA) und **b)** Konzentrationsstörung (Ks) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)..... 111
- Abb. 26.** Veränderung der Standardwerte (SW) der Ergebnisse des Fragebogens zum Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T) bezüglich der Skala Besorgnis (B) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)..... 112

- Abb. 27.* Geschätzte Randmittel der mittleren HEGR sowie die Standardfehler in Abhängigkeit Bewegungsphasen und Schussleistung aller 12 Schützen; statistisch bedeutsame Unterschiede werden wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ 174

Tabellenverzeichnis

Tab. 1.	Stufen beim motorischen Lernen (nach Fitts & Posner, 1979, in Jansen, Seidl & Richter, 2019, S. 88).....	2
Tab. 2.	Gegenüberstellung der in der Literatur verwendete Begrifflichkeiten für die bewussten und unbewussten informationsverarbeitenden Prozesse, die zur Selektion im Rahmen der Aufmerksamkeitsprozesse beitragen (mod. nach Bösel, 2001, S. 39)	11
Tab. 3.	Systematische Übersicht von Studien, die HEG zur Erfassung und/oder Rückmeldung als Neurofeedback von regionaler Gehirnaktivierung nutzten, hinsichtlich ihrer Zielstellung, Methodik und Resultate (ÜE: Übungseinheiten, NFBT: Neurofeedbacktraining, VR: virtuelle Realität, m: männlich, w: weiblich, ADHS: Aufmerksamkeitsdefizit-/Hyperaktivitätsstörung; IG: Interventionsgruppe; KG: Kontrollgruppe, tDCS: transkranielle Gleichstromstimulation) ..	29
Tab. 4.	Angaben zur methodischen Gestaltung des HEG-Neurofeedbacktraining bezüglich der Anzahl und Häufigkeit der Übungseinheiten (ÜE), der Positionierung des HEG-Sensors und der Art des Feedbacks sowie die Dauer des Neurofeedbacktrainings (NFBT) je genutzter Sensorposition; (k.A.: keine Angabe, VR: virtuelle Realität)	37
Tab. 5.	Frequenzbereiche für EEG-Neurofeedbacktraining (mod. nach Wilson, Peper & Moss, 2006).....	43
Tab. 6.	Übersicht über die Studienlage zum Einsatz von Neurofeedbacktraining (NFBT) im Sport, der Trainingsmethodik sowie deren Studienresultate (BFBT: Biofeedbacktraining; IG: Interventionsgruppe; KG: Kontrollgruppe; ÜE: Übungseinheiten; k.A.: keine Angaben; m: männlich, w: weiblich; J.: Jahre; ZNS: Zentrales Nervensystem; θ : Theta; α : Alpha; β : Beta; SMR: Sensomotorischer Rhythmus)	47
Tab. 7.	Personenbezogene Daten der Untersuchungsstichprobe (MW \pm SD: Mittelwert \pm Standardabweichung; IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe, N: Stichprobenanzahl, BMI: Body Mass Index)	74
Tab. 8.	Übersicht zum Einsatz des Neurofeedbacktrainings der beiden Interventionen der Hauptuntersuchung sowie des Neurofeedbacktrainingsprotokolls (NFB: Neurofeedback, ÜE: Übungseinheit, BL: Baseline, VP: Vorbereitungsphase, BP: Bewegungsphase, BFW: Basketball- Freiwurf).....	83
Tab. 9.	Inhaltliche Strukturierung der Untersuchungsblöcke in Bezug auf die Fragebögen und kognitiven Tests.....	86
Tab. 10.	Dauer der Bewegungsphasen in Sekunden (Median [Interquartilbereich]) beim Bogenschießen der einzelnen Schützen sowie von allen Schützen (Gruppenmedian).....	91
Tab. 11.	Ergebnisse des gemischten linearen Modelle (2-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR in Abhängigkeit der Prädiktorvariablen optimalen (X), guten (10) und schlechten Schussleistung (<10) und der Kovariaten Schussnummer aller 12 Schützen; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler)	92
Tab. 12.	Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (2-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR in Abhängigkeit der Prädiktorvariablen optimalen (X), guten (10) und schlechten Schussleistung (<10) und der Kovariaten Schussnummer von 11 Schützen ohne Proband 1; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler).....	94

Tab. 13.	Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (3-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR zwischen den aufeinanderfolgenden Bewegungsphasen in Abhängigkeit der Schussleistung und der Schussnummer aller 12 Schützen; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (MW: Mittelwert des HEGR basierend auf den geschätzten Randmitteln; b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler).....	95
Tab. 14.	Alter der Probanden der Interventionsgruppe (IG) und Kontrollgruppe (KG) bei der ersten und zweiten Intervention sowie deren Gruppeneffekte (N: Stichprobenanzahl; IQ: Interquartilbereich).....	95
Tab. 15.	Personenbezogene Daten der Interventionsgruppe (IG) und Kontrollgruppe (KG) bei der ersten und zweiten Intervention sowie deren Gruppeneffekte (MW \pm SD: Mittelwert \pm Standardabweichung; N: Stichprobenanzahl, BMI: Body Mass Index)	96
Tab. 16.	Dauer der bewegungsspezifischen Phasen (Median [Interquartilbereich]) des Basketball-Freiwurfs für alle Probanden individuell und gesamt beim Prätest der ersten Intervention	96
Tab. 17.	Mittlere prozentuale Bearbeitungsdauer des HEG-Neurofeedbacktrainings in Ausrichtung auf die Dauer des Feedbacktrainingsvideos (\cong 100 %) (Prä: Erste Übungseinheit; Post: Letzte Übungseinheit; \uparrow : Steigern; \downarrow : Senken; MW \pm SD: Mittelwert \pm Standardabweichung).....	99
Tab. 18.	Übersicht zur Hypothesenprüfung hinsichtlich des Zusammenhangs von Kognition und Bewegung am Beispiel des Bogenschießens (HEGR: mittlere Aktivierungsrate des medialen präfrontalen Kortex; X: optimale Schussleistung; < 10 Punkte: schlechte Schussleistung) ..	120
Tab. 19.	Übersicht zur Hypothesenprüfung hinsichtlich neurofeedbackbedingter Veränderungen von Kognition und Bewegung am Beispiel des Basketball-Freiwurfs (HEGR1: mittlere Aktivierungsrate des linken präfrontalen Kortex; HEGR2: mittlere Aktivierungsrate des rechten präfrontalen Kortex).....	135
Tab. 20.	Unterschiede zwischen dem mittleren HEGR (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zwischen der optimalen (X) und schlechten Schussleistung (<10) von allen Schützen mit normalverteilten Daten	175
Tab. 21.	Unterschiede zwischen dem mittleren HEGR (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zwischen der optimalen (X) und schlechten Schussleistung (<10) von allen Schützen mit nicht normalverteilten Daten	177
Tab. 22.	Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (2-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR des linken und rechten PFC (HEGR1 und HEGR2) in Abhängigkeit der Prädiktorvariable Wurfleistung (Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer) und der Kovariate Wurfnummer für alle Probanden zum ersten Messzeitpunkt; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm.....	179
Tab. 23.	Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) zwischen den aufeinanderfolgenden bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs in Abhängigkeit der Wurfleistung und der Schussnummer aller 18 Probanden im Prätest des ersten Interventionszeitraumes (MW: Mittelwert des HEGR basierend auf den geschätzten Randmitteln; b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm	179
Tab. 24.	Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2)	

	zwischen den aufeinanderfolgenden bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs unter der Bedingung Treffer und in Abhängigkeit der Schussnummer aller 18 Probanden im Prätest des ersten Interventionszeitraumes (MW: Mittelwert des HEGR basierend auf den geschätzten Randmitteln; b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm.....	180
Tab. 25.	Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (2-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich der Prädiktorvariablen mittlerer HEGR des linken und rechten PFC (HEGR1 und HEGR2) in Abhängigkeit bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs und Berücksichtigung der Kovariate Wurfnummer für alle Probanden zum ersten Messzeitpunkt; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm.....	180
Tab. 26.	Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3 Ebenen) zur Ermittlung des Interaktionseffekts zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe bzgl. der ersten bzw. zweiten Intervention auf den mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) innerhalb der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs unter Berücksichtigung des Einflusses der Wurfleistung und der Schussnummer (Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm.....	181
Tab. 27.	Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3 Ebenen) zur Ermittlung des Zeiteffekts der ersten Intervention auf den mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) innerhalb der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG) (Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler)	181
Tab. 28.	Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3 Ebenen) zur Ermittlung des Zeiteffekts der zweiten Intervention auf den mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) innerhalb der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG) (Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler)	182
Tab. 29.	Anzahl des Auftretens der Bedingung Treffer (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm	182
Tab. 30.	Ergebnisse des Test d2 (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten Intervention (Prä1, Post1) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); bei der Hauptvariable erfolgte die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)	183
Tab. 31.	Ergebnisse des Test d2 (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); bei der Hauptvariable erfolgte die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)	184
Tab. 32.	Ergebnisse des Zahlen-Verbindungs-Tests (Median [Interquartilbereich]) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert).....	185
Tab. 33.	Ergebnisse des Reaktionstests (S5) mit Wahlreaktion (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten Intervention (Prä1, Post1) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); bei der Hauptvariable erfolgte die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert).....	185

Tab. 34.	Ergebnisse des Reaktionstests (S5) mit Wahlreaktion (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); bei der Hauptvariable erfolgte die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert).....	186
Tab. 35.	Ergebnisse des Farb-Wort-Interferenztests (FWIT) (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert).....	187
Tab. 36.	Ergebnisse des Fragebogens Allgemeine Selbstwirksamkeitserwartung (SWE) (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert).....	187
Tab. 37.	Ergebnisse des Fragebogens Achievement Motives Scale-Sport (AMS-Sport) (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert).....	188
Tab. 38.	Ergebnisse der Skalen Somatische Angst und Konzentrationsstörung des Fragebogens Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T) (Median [Interquartilbereich]) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert).....	189
Tab. 39.	Ergebnisse der Skala Besorgnis des Fragebogens Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T) (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert).....	189

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
ADHS	Aufmerksamkeitsdefizitsyndrom mit Hyperaktivität
ADS	Aufmerksamkeitsdefizitsyndrom
α	Alpha
AMS-Sport	Achievement Motives Scale-Sport
BCI	Brain-computer-interface
β	Beta
BOLD	Blood Oxygen Level Dependent
DFP	Differential path length factor
DOI	Diffuse optical imaging
DOT	Diffuse optical tomography
EEG	Elektroenzephalographie
EKG	Elektrokardiographie
F	absolute Bearbeitungsqualität
F%	relative Bearbeitungsqualität
F1	Auslassungsfehler
F2	Verwechslungsfehler
FM	Furcht vor Misserfolg
fMRT	funktionelle Magnetresonanztomographie
fNIRS	funktionelle Nahinfrarotspektroskopie
FWIT	Farb-Wort-Interferenztest
GLM	Gesamtleistungsmotiv
Gz	Gesamtzahl bearbeiteter Zeichen
HE	Hoffnung auf Erfolg
HEG	Hämoenzephalographie
HEGR	HEG-Ratio
HEGR1	HEGR des rechten dorsolateralen präfrontalen Kortex
HEGR2	HEGR des linken dorsolateralen präfrontalen Kortex
HU	Hauptuntersuchung
IG	Interventionsgruppe
KG	Kontrollgruppe
KL	Konzentrationsleistung
m	männlich
MEG	Magnetenzephalographie
MMZ	mittlere Motorische Zeit
MRZ	Mittlere Reaktionszeit
NH	Nettohoffnung
nirHEG	Nahinfrarot-Hämoenzephalographie
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
PFC	Präfrontaler Kortex

Abkürzung	Bedeutung
pirHEG	Passive Infrarot-Hämoeenzephalographie
RT	Reaktionstest
SAS	supervisory attentional system
SDMZ	Streuungsmaß der Motorischen Zeit
SDRZ	Streuungsmaß der Reaktionszeit
SMR	Sensomotorischer Rhythmus
SPECT	Single-Photon-Emissionscomputertomographie
SW	Standardwert
SWE	Selbstwirksamkeitserwartung
tDCS	transkranielle Gleichstromstimulation
θ	Theta
TMT	Trail-Making-Test
ÜE	Übungseinheit
VU	Voruntersuchung
w	weiblich
WAI-T	Wettkampf-Angst-Inventar Trait
ZVT	Zahlen-Verbindungs-Test
\emptyset	durchschnittlich

1 Einleitung

Im Rahmen des sportlichen Trainings ist es das immanente Ziel, die sportliche Leistung zu verbessern und zu optimieren. Diese wird durch verschiedene physische, psychische und soziale Faktoren sowie durch Umgebungsbedingungen bestimmt, die wiederum Einfluss auf den Athleten nehmen. Vor diesem Hintergrund wird versucht mithilfe der Manipulation der Leistungsvoraussetzungen, insbesondere der personalen Leistungsfaktoren (siehe Abb. 1), durch Interventionen die sportliche Leistungsfähigkeit gezielt zu steigern (Schnabel, Harre & Krug, 2016). Dabei kann die sportliche Leistung sowohl als Voraussetzung hinsichtlich des Ausprägungsgrades der Leistungsvoraussetzungen gemäß der Abbildung 1 (z.B. Kondition, Technik und psychische Fähigkeiten) als Prozess der Bewältigung von Anforderungen oder Belastungen (z.B. laufen, schwimmen), als auch als Ergebnis, welches das Leistungsresultat (z.B. getroffener Basketball-Freiwurf) unter vorher definierten Normen (z.B. Testung, Wettkampf) verstanden werden (Brand & Schweizer, 2019).

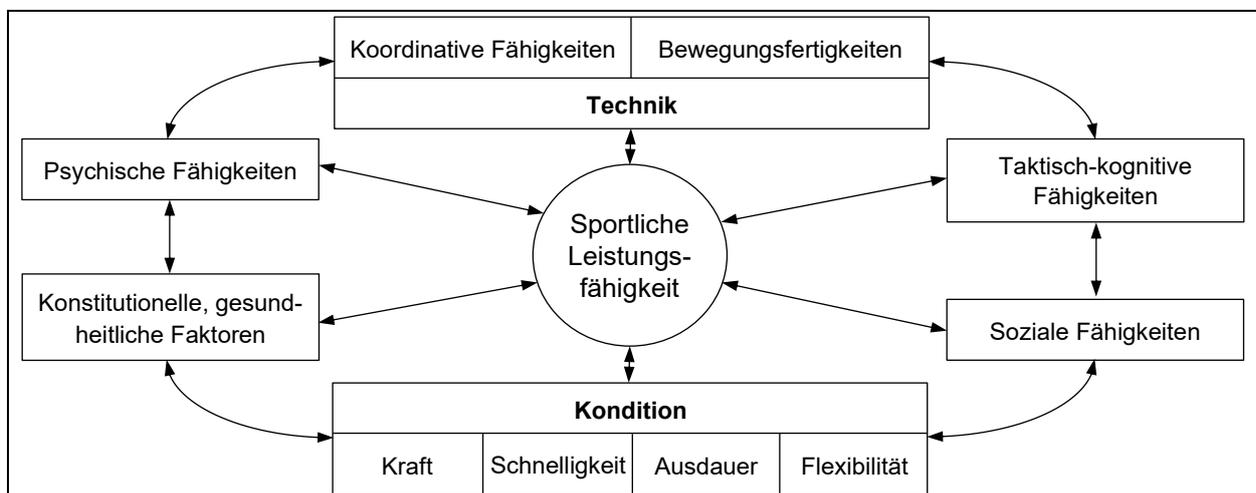


Abb. 1. Faktoren der sportlichen Leistungsfähigkeit (mod. nach Weineck, 2019, S. 21)

Die Anforderungen an die Leistungsfaktoren von Sportlern unterscheiden sich in Abhängigkeit von der Sportart bzw. der einzelnen Disziplinen der Sportarten zum Teil sehr stark. Demzufolge unterscheiden sich beispielsweise die verschiedenen Disziplinen des Schwimmsports, wie das Becken- und Freiwasserschwimmen, sehr stark hinsichtlich ihrer konditionellen, technischen sowie kognitiven Anforderungen (Pyne & Sharp, 2014). Im Hochleistungssport können bereits kleinste Veränderungen den Unterschied zwischen Erfolg und Niederlage ausmachen. Seit Jahrzehnten liegt der Fokus zur Optimierung der sportlichen Leistung vor allem auf den physiologischen und technischen Faktoren. Diese werden im Trainingsprozess zur Leistungsentwicklung stark ausgereizt und bestärken daher die Suche nach noch unerschlossenen Leistungspotenzialen. Dabei steigt zunehmend das Interesse vor allem im Hochleistungssport an der Optimierung sportartrelevanter kognitiver und psychischer Fähigkeiten, da diese ein zentraler und sportartübergreifender Aspekt zur Leistungserbringung sind (Perrey & Besson, 2018; Alfermann & Stoll, 2017). Dabei sind zum einen Persönlichkeitseigenschaften sowie die Motivation und Volition (Beckmann & Kellmann, 2004), die Emotionskontrolle, das Selbstvertrauen, die

Wahrnehmung sowie die Konzentration und Aufmerksamkeit von besonderer Relevanz (Crivelli, Fronda & Balconi, 2019; Ishihara, Kobayashi, Kuroda & Mizuno, 2018; Vogt & Vogt, 1999). Dementsprechend kann bei gleichen physischen Leistungsvoraussetzungen zweier Athleten die Psyche der ausschlaggebende Faktor für Erfolg oder Misserfolg eines Athleten sein.

Die kognitiven Prozesse unterscheiden sich nicht nur hinsichtlich der Sportartspezifität, sondern auch in Abhängigkeit der ausgeführten motorischen Handlung und dem Lernstand des Athleten, der diese ausführt. Entsprechend des Grundmodells zum motorischen Lernen von Fitts und Posner (1979) wird der Lernstand vom ersten Aufgabenverständnis bis hin zur Ausführung der motorischen Aufgabe mit einer hohen Geschwindigkeit, Präzision und Effizienz in die (1) kognitive, (2) assoziative und (3) automatische Stufe untergliedert (siehe Tab. 1). Dies spiegelt sich auch in der neuronalen Aktivität wider. Durch die mit zunehmendem Lernstand ökonomischere und automatische Informationsverarbeitung nehmen auch die kognitive Beanspruchung im Allgemeinen und insbesondere die Aufmerksamkeitsprozesse zur Bewältigung motorischer Aufgaben ab (Jäncke, 2017). Diese Prozesse sind Teil der exekutiven Funktionen und sind vor allem im präfrontalen Kortex (engl. prefrontal cortex, PFC) verschaltet (Paneri & Gregoriou, 2017; Plerou & Vlamos, 2016). Weiterhin wird die kortikale Aktivität auch durch die Erregung und Motivation beeinflusst (Scharnowski, Veit, Zopf, Studer, Bock, Diedrichsen, Goebel, Mathiak, Birbaumer & Weiskopf, 2015).

Tab. 1. *Stufen beim motorischen Lernen (nach Fitts & Posner, 1979, in Jansen, Seidl & Richter, 2019, S. 88)*

Stufe	Ziel	Aktivität	Ausprägung
Kognitiv	Aufgabenverständnis	Erklärung, aktives Ausprobieren	Sprunghaft, vollzieht sich in Stufen, hohe Variabilität
Assoziativ	Verfeinerung des Bewegungsmusters	Bewusste Übung, Feedback	Flüssiger, geringere Variabilität, weniger Fehler
Automatisch	Ausführung der Aufgabe mit Geschwindigkeit, Effizienz und Präzision	Wenig kognitiver Input notwendig	Wenig Aufmerksamkeit notwendig

Die Verknüpfung der Kognition und Motorik wird bereits vielfach mithilfe sportpsychologischer Testverfahren geprüft bzw. mittels sportpsychologischer Methoden versucht zu beeinflussen. Die Erfassung und Manipulation der kognitiven Fähigkeiten durch psychologische Messverfahren und sportpsychologische Trainingsmethoden erfolgt zumeist im Labor außerhalb der sportlichen Praxis, was eine unmittelbare Überprüfung der Wirksamkeit sowie des Einsatzes der erlernten Methoden während der motorischen Handlung erschwert. Daher steigt das Bestreben, entsprechende kognitive Prozesse zu quantifizieren und dem Anwender sichtbar zu machen. Zu den neueren Methoden, die psychophysiologische Prozesse, wie die Muskelaktivität, Hauttemperatur, elektrodermale Aktivität oder Herzrate, messen und dem Sportler und Trainer bzw. Therapeuten zurückmelden können, zählen Biofeedbackverfahren (Zaichkowsky, 2012). Diese zeigten bereits einen positiven Effekt auf den Trainingstransfer vom Üben zum Wettkampf insbesondere beim motorischen Lernen als auch in der Optimierung der Bewegungstechnik (Issurin, 2013).

Der immer größer werdende technologische Fortschritt ermöglicht die Quantifizierung von bisher nicht messbaren psychophysischen Faktoren, wobei die Bildgebung des Gehirns immer mehr in den Fokus sportwissenschaftlicher Untersuchungen gerät (Park, Fairweather & Donaldson, 2015). Dies ermöglicht zum einen die grundlegenden Mechanismen des Gehirns bei sportlichen Handlungen zu verstehen, zum anderen die Entwicklung neuer Methoden, die die kognitiven Funktionen und daraus resultierend auch die sportliche Leistungsfähigkeit verbessern. Dementsprechend konnten bereits Biofeedbackverfahren so weiterentwickelt werden, dass sie auch kortikale Aktivität dem Anwender zugänglich machen können. Diese werden daher auch als Neurofeedbackverfahren bezeichnet, sind jedoch für die sportwissenschaftliche Praxis noch unzureichend untersucht. Demzufolge gilt es zu prüfen, inwieweit ein Neurofeedbacktraining wirksam ist und zur Steigerung der sportlichen Leistung sowie weiterer sportrelevanter Faktoren eingesetzt werden kann.

2 Problem- und Zielstellung

Bei der Bewältigung aller sportlichen Aufgaben und Handlungen spielen die kognitiven Funktionen jederzeit eine entscheidende Rolle, die schlussendlich zum Erfolg und zu einer hohen Qualität der Bewegungsausführung beitragen. Hierzu muss ein Athlet über die verschiedenen Sinneskanäle mithilfe von Wahrnehmungsprozessen sowohl externe (z.B. Wetterbedingungen, Gegner, Publikum) als auch interne Informationen (z.B. eigene Körperhaltung, Gedanken) aufnehmen und verarbeiten (Memmert, Klatt & Kreitz, 2020). Diese Informationen muss der Athlet mittels Aufmerksamkeitsprozessen entsprechend ihrer Relevanz selektieren, indem zweckmäßige Signale beachtet sowie irrelevante und störende Stimuli ignoriert werden, um möglichst effizient die begrenzten Verarbeitungsressourcen einzusetzen (Christie & Werthner, 2015). Insbesondere in Sportarten mit Zielbewegungen wie Sportschießen, Golf, Darts, aber auch in Mannschaftssportarten, wie Basketball (z.B. bei Basketball-Freiwürfen) (Cooke, Kavussanu, McIntyre & Ring, 2010), die in der Bewegungsvorbereitung und –ausführung ein hohes Maß an Konzentration und Fokussierung benötigen, spielt die Aufmerksamkeit die von den psychologischen Faktoren relevanteste Rolle (Perrey & Besson, 2018). Dies liegt vor allem an den besonders hohen Anforderungen an die Präzision, Bewegungskonstanz und zugleich Inhibition von Störeinflüssen bei diesen Bewegungen. Dementsprechend muss beispielsweise ein Basketballspieler bei der Vorbereitung eines Basketball-Freiwurfs die Störgeräusche durch das Publikum ignorieren, sich auf den Korb fokussieren und eine hohe Erwartungshaltung auf einen Wurfserfolg aufrechterhalten, was nicht gänzlich durch Motivation allein ermöglicht werden kann (Beckmann & Kellmann, 2004).

Zur Bewältigung von Höchstleistungen benötigt ein Athlet ein optimales Erregungsniveau, welches jedoch durch z.B. Wettkampfsituationen und die damit einhergehenden Druckbedingungen beeinträchtigt werden kann. Entsprechend zeigten frühere Untersuchungen Störungen der kortikalen Aktivität während der Bewegungsausführung durch beispielsweise beunruhigende Gedanken oder Angst, die durch gesteigerten psychologischen Druck hervorgerufen wurden. Die dadurch hervorgerufene übermäßige Erregung kann zur Störung von Aufmerksamkeitsprozessen führen (Davis & Sime, 2005) sowie Reaktionszeiten reduzieren (Sauseng, Hoppe, Klimesch, Gerloff & Hummel, 2007) und dadurch variabelere und weniger effiziente Bewegungsmuster hervorrufen (z.B. Pijpers, Oudejans & Bakker, 2005). Folgerichtig resultiert dies in einer Verschlechterung der sportlichen Leistung (Christie & Werthner, 2015; Ring, Cooke, Kavussanu, McIntyre & Masters, 2015; Cooke, Kavussanu, Gallicchio, Willoughby, McIntyre & Ring, 2014). Athleten vermögen zwar über die Fähigkeit, multiple Aufgaben gleichzeitig beachten zu können, jedoch steht auch ihnen hierfür nur eine begrenzte kognitive Kapazität zur Verfügung. Daher ist es für Sportler besonders wichtig, einen Zustand des optimalen Funktionierens vor und während jeder sportlichen Handlung einzunehmen. Hierzu ist ein Training und eine Optimierung der Selbstregulation hilfreich, um diesen Zustand während sportlicher Leistung auf Abruf und unter erhöhtem Druck einnehmen zu können (Beauchamp, Harvey & Beauchamp, 2012).

Die Sportwissenschaft ist seit jeher bestrebt, die Phänomene der sportlichen Leistungsfähigkeit zu erfassen, um diese zu steigern. Dabei unterlagen die Methoden zur Erfassung vor allem der konditionellen Fähigkeiten, der koordinativen Fertigkeiten sowie der Taktik einem besonderen Fokus. Mithilfe dieser Methoden konnten Trainingsmaßnahmen entwickelt und evaluiert werden, um eine Verbesserung der genannten Fähigkeiten und Fertigkeiten zu erzielen. Mit der zunehmenden Ausreizung der Steigerung der körperlichen Leistungsfähigkeit und der Bewegungstechniken finden die psychologischen Faktoren zunehmend an Bedeutung, da entsprechende kognitive Prozesse, wie die exekutiven Funktionen, in besonderem Zusammenhang zur Bewegungsausführung stehen. Zu diesen exekutiven Funktionen zählen auch die Aufmerksamkeitsfunktionen, welche u.a. im präfrontalen und parietalen Kortex verschaltet sind (Rossi, Pessoa, Desimone & Ungerleider, 2009). Weiterhin gilt die Gehirnaktivität während der Bewegungsausführung als Schlüssel zur Verbesserung der motorischen Leistung und dem motorischen Lernen (Seidel-Marzi & Ragert, 2020). Daher sind vor allem die kognitiven und neurophysiologischen Prozesse der Aufmerksamkeit zur Bewegungssteuerung und Leistungserbringung von besonderer Relevanz, um diese erschließbar und gezielt trainierbar zu machen. Hierbei zählen in der sportpsychologischen Praxis bisher das mentale Training unter Anwendung verschiedener Verfahren zur Bewegungsvorstellung (Mayer & Hermann, 2015), Entspannungstechniken, wie beispielsweise Atemtechniken oder progressive Muskelentspannung (Neumann & Mellinghoff, 2001), sowie Achtsamkeitstraining mithilfe unterschiedlicher Meditationsformen sowie bewegungsbasierter Achtsamkeitsverfahren als etabliert (Jansen et al., 2019). Jedoch bestehen große Probleme der Quantifizierung des Gelernten hinsichtlich der kognitiven und neurophysiologischen Prozesse vor allem während sportlicher Handlungen, um den Transfer vom Training in die Praxis zu belegen.

Da durch die Rahmenbedingungen des Sports (z.B. großräumige Bewegungen oder Bewegungen im Wasser) die meisten Messmethoden, wie die Erfassung der elektrodermalen Aktivität zur Bewertung des Zustandes der Erregung eines Athleten, an ihre technischen Grenzen stoßen, wird zur Beurteilung der psychologischen Reaktionen beispielsweise auf psychologischen Druck, die durch sportpsychologisches Training manipuliert werden sollen, zumeist auf den Selbstbericht des Athleten zurückgegriffen (Beauchamp et al., 2012). Daher werden zunehmend weitere bildgebende Verfahren zur Visualisierung der Gehirnaktivität während Bewegungen herangezogen, da spezifische kortikale Prozesse in direktem Zusammenhang zu kognitiven Prozessen und somit auch zur Bewegungsqualität stehen. Es bestehen jedoch nur wenige bildgebende Verfahren, die man unter den Rahmenbedingungen des Sports einsetzen kann. Dazu zählen beispielsweise die Elektroenzephalographie (EEG), die funktionelle Nahinfrarotspektroskopie (fNIRS) sowie die Hämooenzephalographie (HEG), die auf den gleichen Messprinzipien wie die fNIRS beruht (Perrey & Besson, 2018). So wurde die EEG beispielsweise auf einem Liege-Fahrradergometer (Jain, Gourab, Schindler-Ivens & Schmit, 2013), einem herkömmlichen Fahrradergometer (Ludyga, Hottenrott & Gronwald, 2017) oder auch auf einem Laufband beim Gehen oder Joggen bis ungefähr 2 m/s eingesetzt (z.B. Gwin, Gramann, Makeig & Ferris, 2010). Es wurden auch mobile EEG-Systeme entwickelt, um

Untersuchungen der Gehirnaktivität unter natürlichen Bedingungen auch in Alltagssituationen zu untersuchen (Bateson, Baseler, Paulson, Ahmed & Asghar, 2017), allerdings gibt es kein EEG-System, bedingt durch die hohe Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten und Muskelaktivitäten, welches für sämtliche Bewegungsaufgaben uneingeschränkt einsetzbar wäre (Perrey & Besson, 2018). Demgegenüber stehen die fNIRS und HEG, die wesentlich robuster hinsichtlich Bewegungsartefakten sind und somit auch beim Rennen bis 2,5 m/s (Koenraadt, Roelofsen, Duysens & Keijsers, 2014), auf dem Fahrradergometer bei sehr hohen Beanspruchungen (Jung, Moser, Baucsek, Dern & Schneider, 2015) sowie beim Tanzen (Noah, Ono, Nomoto, Shimada, Tachibana, Zhang, Bronner & Hirsch, 2015), Jonglieren (Carius, Andrä, Clauß, Ragert, Bunk & Mehnert, 2016), Tischtennis (Carius, Kenville, Maudrich, Riechel, Lenz & Ragert, 2022), Balancieren auf einer Slackline (Seidel-Marzi, Hähner, Ragert & Carius, 2021) und Bouldern (Carius, Hörnig, Ragert & Kaminski, 2020) eingesetzt werden konnten. Entsprechende Untersuchungen haben bereits die Möglichkeit der Identifizierung von Gehirnaktivitäten in Abhängigkeit von spezifischen Bewegungsphasen gezeigt (Park et al., 2015). Dies wurde bislang überwiegend mittels EEG bei Zielbewegungen wie dem Golf-Putt (Cooke et al., 2014; Babiloni, Del Percio, Iacoboni, Infarinato, Lizio, Marzano, Crespi, Dassù, Pirritano, Gallamini & Eusebi, 2008) oder verschiedenen Disziplinen des Sportschießens (Rostami, Sadeghi, Karami, Abadi & Salamati, 2012; Landers, Petruzzello, Salazar, Crews, Kubitz, Gannon & Han, 1991) durchgeführt, da während der Bewegungsdurchführung nur geringe Kopfbewegungen erfolgen. Weiterhin sind diese Bewegungen durch ihre immer gleiche Bewegungsroutine relativ leicht in Bezug auf das Bewegungsverhalten in zeitliche Abschnitte einzuteilen, sodass dementsprechend die neuronale Aktivität den entsprechenden Phasen zugeordnet werden kann (Perrey & Besson, 2018).

Die genannten technischen Möglichkeiten der Bildgebung des Gehirns ermöglichen zudem eine unmittelbare Rückmeldung der kortikalen Aktivität an den Athleten und Trainer bzw. Therapeuten. Dies wird auch als Neurofeedback bezeichnet. Diese Verfahren bieten eine einzigartige Möglichkeit, die individuellen kognitiven Prozesse sowohl physiologisch als auch neurologisch sowohl unter Laborbedingungen als auch während Bewegungsausführungen dem Athleten und Wissenschaftler zugänglich zu machen (Christie & Werthner, 2015). Die Entstehung des Neurofeedback geht auf die 1960er Jahre zurück, als erste Untersuchungen zur Beurteilung und Behandlung von psychologischen Störungen mithilfe von Biofeedback und Neurofeedback durchgeführt wurden (Park et al., 2015; Zaichkowsky, 2012) und auch gezeigt werden konnte, dass Probanden durch EEG-Neurofeedbacktraining ihre neuronale Aktivität verändern können (Mirifar, Beckmann & Ehrlenspiel, 2017). Weiterführende Studien setzten Neurofeedback vor allem im therapeutischen Bereich zur Behandlung von neurologischen Störungen wie der Aufmerksamkeitsdefizit-/Hyperaktivitätsstörung (ADHS) ein (Lubar & Shouse, 1976). Seitdem wurden zahlreiche Untersuchungen durchgeführt, die die Evidenz der Effektivität des Neurofeedbacktrainings (Gruzelier, Foks, Steffert, Chen & Ros, 2014) sowie die Stabilität der neurophysiologischen Änderungen nach dem Neurofeedbacktraining nachweisen konnten (Gevensleben, Holl, Albrecht, Schlamp, Kratz, Studer, Rothenberger, Moll & Heinrich, 2010; Kouijzer, de Moor, Gerrits, Buitelaar & van Schie, 2009; Becerra,

Fernández, Harmony, Caballero, Garcia, Fernández-Bouzas, Santiago-Rodríguez & Prado-Alcalá, 2006). Das erste Neurofeedbacktraining im Sport wurde mit Bogenschützen zur Verbesserung der Schussleistung durchgeführt (Landers et al., 1991). Entsprechende Untersuchungen im Sport unterscheiden sich jedoch grundlegend zwischen der Behandlung von Defiziten und der Verbesserung der Leistung im Sport, da im Sport die Zielstellung ist, eine vermeintlich normale kortikale Aktivität unter spezifischen Bedingungen, also ohne Beeinträchtigung, zu optimieren (Wilson & Peper, 2011). Seither wurden jedoch nur wenige Untersuchungen mittels Neurofeedback im Sport durchgeführt und zumeist nur bei motorischen Handlungen mit sehr geringem Bewegungsumfang. Das liegt vor allem daran, dass zumeist EEG sowohl zur Erfassung der kortikalen Aktivität als auch für das Neurofeedbacktraining eingesetzt wurde und daher durch die Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten nicht für großräumige Bewegungen geeignet war. Ein großes Potenzial hierfür stellen daher Verfahren der fNIRS dar. Es mangelt jedoch an empirischen, kontrollierten Studien zur Effektivität von Neurofeedback-Interventionen zur Steigerung der sportlichen Leistungsfähigkeit sowie weiterer sportrelevanter Faktoren, die im Zusammenhang zu den kognitiven Fähigkeiten stehen (Ring et al., 2015). Daher bestehen noch keine Standards für die Trainingsparameter der Neurofeedbacktrainings, um eine optimale Dosis-Wirkungs-Beziehung zur Erlangung der gewünschten neurophysiologischen Adaptationen zu erzielen. Dennoch zeigen die bisherigen Ergebnisse positive Tendenzen zur Wirkung von Neurofeedbacktraining im Sport (Sidhu & Cooke, 2021; Arns, Kleinnijehus, Fallahpour & Breteler, 2008). Besonderes Entwicklungspotenzial wird dabei vor allem im Nachwuchsleistungssport zur Optimierung und Stabilisierung der Aufmerksamkeitsregulation während leistungsrelevanter Zielbewegungen mit einem hohen Präzisionsdruck gesehen (Park et al., 2015).

Auf der Grundlage der beschriebenen Problemstellung und des hervorgehobenen Potenzials des Neurofeedbacktrainings im Sport ist die Zielstellung dieser Arbeit, ein Neurofeedbackverfahren zu entwickeln, welches zum einen die Selbstregulation der Aufmerksamkeit trainiert und zum anderen den Athleten diese Selbstregulation der kortikalen Aktivität in Abhängigkeit von den bewegungsspezifischen Phasen vermittelt. Hierzu ist zuvor der Einsatz von fNIRS zur Erfassung von Aufmerksamkeitsprozessen anhand von kortikalen Aktivitäten des PFC während sportlicher Zielbewegungen zu evaluieren, um leistungsrelevante Merkmale der präfrontalen Aktivität zu definieren. Weiterhin soll die Wirksamkeit zweier Interventionsansätze des Neurofeedbacktrainings für sportartspezifische Zielbewegungen hinsichtlich Adaptationsprozessen der präfrontalen Aktivität, der Qualität der Bewegungsausführung sowie der kognitiven Fähigkeiten geprüft werden. Diese Ergebnisse sollen darüber hinaus im Zusammenhang zu sportrelevanten Persönlichkeitsmerkmalen betrachtet werden, um den Stellenwert des Neurofeedbacktrainings zur Steigerung der sportlichen Leistungsfähigkeit zu bewerten.

3 Theoriepositionen

3.1 Kognitive Funktionen

Neben der Ausbildung der konditionellen Fähigkeiten sowie der koordinativen Fertigkeiten des sportartspezifischen Trainings zur Steigerung der körperlichen Leistungsfähigkeit spielen auch die Entwicklung der kognitiven Fähigkeiten und Fertigkeiten eine besondere Rolle beim Zustandekommen sportlicher Leistung. Diese können mithilfe sportpsychologischer Methoden zielorientiert trainiert werden, wodurch das sportpsychologische Training in Erweiterung der Sportpraxis immer mehr an Bedeutung gewinnt. Bereits Vogt und Vogt (1999) räumten für die Erbringung von Leistung im Basketball den psychischen Faktoren Motivation, Emotionskontrolle, Selbstvertrauen, Wahrnehmung sowie Aufmerksamkeit und Konzentration eine entscheidende Bedeutung ein. Insbesondere im Zusammenhang der exekutiven Kontrolle von Bewegungen nehmen die verschiedenen Prozesse der Aufmerksamkeit eine zentrale Rolle ein (Müller, Krummenacher & Schubert, 2015a).

Struktur der Aufmerksamkeit

Die Aufmerksamkeit ist für die Bewältigung von verschiedenen Anforderungen des Sports eine Voraussetzung und ein entscheidender Faktor für sportliche Leistung. Sie ist eine Teilkomponente der exekutiven Funktionen (Plerou & Vlamos, 2016) und tritt selten als singuläre Leistung auf, da sie an die Prozesse der Wahrnehmung, der Inhibition, des Arbeitsgedächtnisses, des Planens und Handelns, der Sprachproduktion und –rezeption sowie an der Problemlösung gebunden ist (Miyake, Friedman, Emerson, Witzki, Howerter & Wager, 2000). Hinsichtlich der Strukturierung der Aufmerksamkeit bestehen zahlreiche kontroverse Theorien und Modellvorstellungen aus dem Bereich der Aufmerksamkeitsforschung, so dass bis heute keine allgemein gültige Definition dieses Konstrukts besteht. In der Literatur wird die Aufmerksamkeit unterschiedlich eng bzw. weit definiert, da eine konkrete Abgrenzung von kognitiven Konstrukten wie dem Arbeitsgedächtnis und der Konzentration sowie eine fundierte Unterteilung der Aufmerksamkeitskomponenten weder aus kognitions- und neuropsychologischer Sicht noch entsprechend anderer Perspektiven bislang möglich ist (Gauggel, 2008; Schmidt-Atzert, Krumm & Bühner, 2008). In der deutschsprachigen Psychologie wird die Aufmerksamkeit in Abhängigkeit verschiedener Begrifflichkeiten dargestellt. So beschrieb Neumann (1996) ein Konstrukt der Aufmerksamkeit in Bezug auf Selektion und Kapazität, Sturm (2004) hingegen nannte die Abhängigkeit der Aufmerksamkeit von der Selektivität und Intensität und Schmidt-Atzert und Kollegen (2008) unterteilten in ihrem testtheoretischen Ansatz die Aufmerksamkeit nach den Aspekten der Selektion, des Wahrnehmungsbezugs und der Relevanz. Vor diesem Hintergrund kann die Selektivität von relevanten Reizen, zur optimalen Nutzung kognitiver Ressourcen, als eine zentrale Charakteristik der verschiedenen Betrachtungsweisen angenommen werden (Müller, Krummenacher & Schubert, 2015b; Sturm, 2004; Bösel, 2001). Nach Müller und Kollegen (2015b) muss die Selektion entsprechend ihrer Funktionsweise in eine perzeptive und handlungssteuernde Selektion unterschieden werden. Während die perzeptive Selektion durch Extraktion relevanter

Informationen das Verständnis einer Situation oder eines Sachverhalts ermöglicht, koordiniert die handlungssteuernde Selektion alle Komponenten des kognitiven Systems, von der Wahrnehmung bis hin zur motorischen Reaktion, sodass Handlungsziele höchst effizient erreicht werden können. Aufgrund der höheren Relevanz für die Zielstellung dieser Arbeit wird der Begriff der Selektion im Weiteren synonym für die handlungssteuernde Selektion verwendet und als eine Dimension der Aufmerksamkeit betrachtet.

Eine weitere relativ basale Aufmerksamkeitsdimension bildet die Intensität der Aufmerksamkeit, welche der Kontrolle und Steuerung der energetischen Versorgung bei komplexeren Aufmerksamkeitsleistungen dient, sodass beispielsweise Informationen durch Priorisierung verstärkt oder geschwächt werden können (Müller et al., 2015b; Sturm, 2004). Sie hat ebenso einen maßgeblichen Einfluss auf komplexere Aufmerksamkeitsleistungen der Selektivität. Die Intensität und Selektivität der Aufmerksamkeit stehen daher in enger Wechselbeziehung zueinander (siehe Abb. 2) und sind daher oft nicht klar voneinander zu differenzieren (Sturm, 2004).

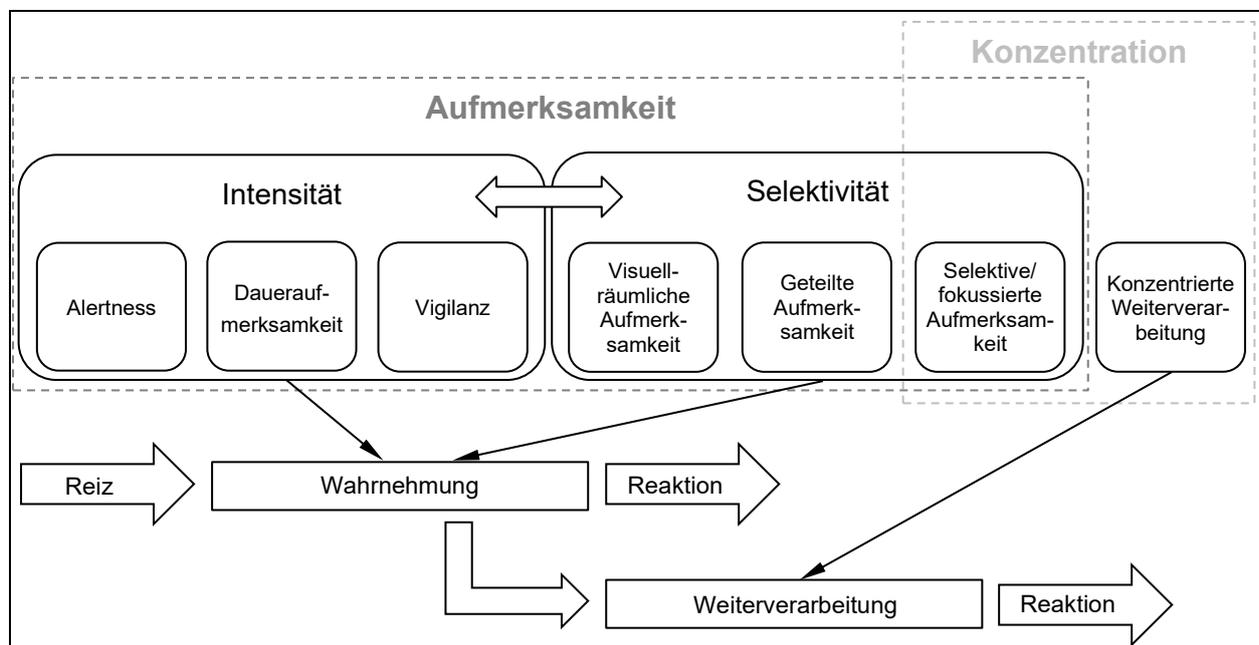


Abb. 2. Strukturmodell der Aufmerksamkeit aus handlungsorientierter und testtheoretischer Perspektive (mod. nach Schmidt-Atzert et al., 2008, S. 69; Sturm, 2008)

Aus neuro- und sportpsychologischer Sicht können den genannten Dimensionen verschiedene Funktionen der Aufmerksamkeit zugeordnet werden, die hinsichtlich der unterschiedlichen Perspektiven in der Literatur divergente Bezeichnungen finden, sich jedoch zum Großteil in ihren inhaltlichen Bezügen überschneiden. Daher wird im Weiteren ein Überblick über die verschiedenen Funktionen der Aufmerksamkeit dargestellt, wobei nicht genannte Aufmerksamkeitsfunktionen, die in der Literatur ausgewiesen werden, sich zumeist in den Definitionen der im Folgenden beschriebenen Aufmerksamkeitsfunktionen wiederfinden.

Der Dimension der Selektivität kann durch die visuell-räumliche Aufmerksamkeit, die geteilte Aufmerksamkeit sowie die selektive bzw. fokussierte Aufmerksamkeit unterglie-

dert werden (siehe Abb. 2). Die visuell-räumliche Aufmerksamkeit wird in der englischsprachigen Literatur auch als orienting (Orientierung) bezeichnet und ermöglicht die Einschränkung der Reizwahrnehmung durch Fokussierung auf eine Modalität oder einen räumlichen Wahrnehmungsausschnitt (Petersen & Posner, 2012). Weiterhin impliziert diese Funktion der Aufmerksamkeit auch einen Wechsel des Aufmerksamkeitsfokus (Posner, 2016). Die geteilte Aufmerksamkeit hingegen dient der Verteilung von Aufmerksamkeitsressourcen auf zwei oder mehrere Aufgabenanforderungen (Goldhammer & Moosbrugger, 2006). Dabei sind zumeist zwei verschiedene Sinneskanäle involviert, wie es beispielsweise bei Doppelaufgabenbedingungen, wobei eine kognitive Aufgabe (z.B. Rechnen) als Störfaktor simultan zu einer motorischen Aufgabe (z.B. Gehen) ausgeführt werden soll (Herold, Hamacher, Schega & Müller, 2018a; Schott, 2015). Durch die selektive bzw. fokussierte Aufmerksamkeit finden bestimmte Reizmodalitäten Beachtung, die aufgrund einer externen oder internen Ausrichtung als besonders relevante bzw. hervorstechende Reize betrachtet werden oder in Bezug auf eine Aufgabenstellung eine erwartete Reizkonstellation abbilden. Weiterhin wird dadurch eine Differenzierung relevanter und irrelevanter Reize eines spezifischen Realitätsausschnitts durch Inhibition von simultanen und autonomen Verarbeitungsprozessen ermöglicht (Sturm, 2004). Schmidt-Atzert und Kollegen (2008) benennen als weitere Form die konzentrierte Aufmerksamkeit und betonen hierbei die willentliche Anstrengung vor allem im Rahmen der Perzeption für die Selektionsprozesse in Abgrenzung zur selektiven Aufmerksamkeit. Diese kann jedoch vernachlässigt werden, da lediglich bei reizgesteuerten sowie hoch automatisierten Prozessen eine willentliche Anstrengung ausgeschlossen werden kann (Jäncke, 2008; Sturm, 2008).

Konzeptuell ist die Aufmerksamkeit durch ihren höheren Wahrnehmungsbezug zwar von der Konzentration abgegrenzt, dennoch ist die Konzentration oft in der deutschsprachigen Literatur in den Erklärungsrahmen der selektiven bzw. fokussierten Aufmerksamkeit aufgrund der konzentrierten Verarbeitung von Reizen durch eine erhöhte Intensitätsform eingegliedert (Schmidt-Atzert et al., 2008). Eine Weiterverarbeitung der Informationen ist hingegen der Konzentration in Abgrenzung zum Konstrukt der Aufmerksamkeit zuzuordnen (siehe Abb. 2) (Goldhammer & Moosbrugger, 2006).

Unter dem Aspekt der Intensität versteht man drei verschiedene Funktionen der Aufmerksamkeit. Hierzu zählen die auch in Abbildung 2 aufgeführte Alertness, Daueraufmerksamkeit sowie Vigilanz (Sturm, 2008). Die Alertness wird von Sturm (2004) als eine Voraussetzung für Aufmerksamkeitsleistungen und als Zustand der allgemeinen Wachheit beschrieben, welcher beispielsweise im Laufe des Tages variieren kann (tonische Alertness). Weiterhin ermöglicht sie eine kurzfristige Steigerung des Niveaus der Aufmerksamkeitsaktivierung aufgrund eines (externen) Warnreizes (phasische Alertness) oder eine Modifizierung des Aufmerksamkeitsniveaus durch kognitive Prozesse auch ohne Warnreiz (intrinsische Alertness). Die Aufrechterhaltung der Aufmerksamkeit spiegelt sich laut Schmidt-Atzert und Kollegen (2008) sowie Sturm (2004) durch eine Aufgabenbearbeitung mittels mentaler Anstrengung über einen längeren Zeitraum wider. Diese Aufrechterhaltung muss jedoch durch die Daueraufmerksamkeit und die Vigilanz unterschieden werden (Sturm, 2004). Die Daueraufmerksamkeit

umfasst die Aufrechterhaltung der Aufmerksamkeit in Situationen mit relativ hohen Reizdichten über längere Zeit, wohingegen die Vigilanz unter höchst monotonen Reizbedingungen mit einer geringen Frequenz der Reizdarbietung auftritt.

Trotz dieser konzeptuellen Unterteilungen der verschiedenen Aufmerksamkeitsfunktionen treten sie aufgrund ihrer Wechselbeziehungen zueinander selten singulär auf

Prozesse der Aufmerksamkeit

Aus Sicht der Informationsverarbeitung werden zwei informationsverarbeitende Prozesse angenommen, die zur Selektion beitragen und somit die Aufmerksamkeit beeinflussen (Bösel, 2001). Demnach kann die Aufmerksamkeit zum einen durch mehr oder weniger unbewusst und automatisiert ablaufende Bottom-up-Prozesse, zum anderen durch zielgerichtete und willkürliche Top-down-Prozesse gesteuert werden, wobei beide Prozesse miteinander interagieren können (Birbaumer & Schmidt, 2010; Jäncke, 2008; Norman & Shallice, 1986). In der Literatur sind diesbezüglich verschiedene Begrifflichkeiten für diese beiden Prozesse wiederzufinden, die jedoch synonym verwendet werden können. Diese werden in der folgenden Tabelle 2 aufgeführt.

Tab. 2. *Gegenüberstellung der in der Literatur verwendete Begrifflichkeiten für die bewussten und unbewussten informationsverarbeitenden Prozesse, die zur Selektion im Rahmen der Aufmerksamkeitsprozesse beitragen (mod. nach Bösel, 2001, S. 39)*

Unbewusste Prozesse	Bewusste Prozesse	Literatur
Bottom-up	Top-down	Norman und Shallice, 1986
Passiv	Aktiv	Wundt, 2007
Automatisch	Kontrolliert	Schneider und Shiffrin, 1977
Exogen	Endogen	Posner, 1980
Datengetrieben	Konzeptgetrieben	Bösel, 2001
Zielgerichtet (goal-driven)	Reizgesteuert (stimulus-driven)	Diamond, 2013

Die beiden Prozesse werden u.a. durch das supervisorische Aufmerksamkeitssystem (engl. Supervisory Attentional System: SAS) von Norman und Shallice (1986) beschrieben, bei dem die meisten Routinehandlungen durch Schemata kontrolliert werden und Konflikte zwischen inkompatiblen Schemata durch Aktivierungs- und Inhibitionsprozesse vermieden werden. Dieser Vorgang wird auch als Contention Scheduling bezeichnet. Kommt es zu Situationen, in denen Handlungen nicht durch die vorhandenen bzw. erlernten Schemata bewältigt werden können oder wird eine erhöhte kognitive Kontrolle benötigt, so regelt das SAS den Konflikt zwischen konkurrierenden Schemata. Weiterhin können durch solche Top-down-Prozesse Verarbeitungsressourcen selektiv bereitgestellt werden sowie zielgerichtete und aufwändige Orientierungsprozesse erfolgen (Bösel, 2001). Dadurch können auch gleichzeitig ablaufende Handlungen durch Handlungsplanung koordiniert werden, sodass bereits erlernte Fertigkeiten zu neuen Bewegungssequenzen kombiniert werden können. Die kontrollierten Top-down-Prozesse werden deutlich langsamer als automatische und reizgesteuerten Bottom-up-Prozesse durchgeführt (Busse, Katzner & Treue, 2008; Wolfe, Alvarez & Horowitz, 2000), da letztere durch hervorsteckende sensorische Reize der Umgebung reflexartig ausgelöst werden können (Hopfinger & West, 2006). Beide Aufmerksamkeitssysteme arbeiten

relativ unabhängig voneinander, können jedoch auch interagieren und konkurrieren (Brosch, Pourtois, Sander & Vuilleumier, 2011). So ist beim Erlernen einer neuen Bewegung zunächst überwiegend das SAS aktiv, wobei im Rahmen des motorischen Lernens immer mehr Handlungsschemata gespeichert werden. So kann mit zunehmender Expertise eine Bewegung insbesondere durch das Contention Scheduling gesteuert werden. Durch die Automatisierung einer Bewegungsfertigkeit brauchen Experten über die Bewegungsdurchführung nicht mehr nachdenken und können ihre Ressourcen für wichtigere Informationen aufwenden, um auf externe Reize schneller und effizienter reagieren zu können (Christie & Werthner, 2015). Hierbei spielt bei der Steuerung der Aufmerksamkeit der PFC eine besondere Rolle.

Präfrontaler Kortex als übergeordnete Steuerzentrale von Aufmerksamkeitsfunktionen

Das Gehirn kann in unterschiedliche Bereiche unterteilt werden, die wiederum durch diverse kognitive Funktionen charakterisiert sind. Eine Sammlung von kognitiven Funktionen, die das menschliche Handeln und Denken steuern, vor allem die exekutiven Funktionen, sind im Frontallappen und insbesondere den präfrontalen Arealen des Gehirns lokalisiert (Paneri & Gregoriou, 2017; Plerou & Vlamos, 2016). Wie zuvor beschrieben, gehört zu den exekutiven Funktionen auch die Aufmerksamkeit. Auf Grundlage der bisherigen Untersuchungen wird dem PFC eine überwachende Funktion zur Aufmerksamkeitsregulation zugeschrieben (Unterrainer & Owen, 2006). Daher wird angenommen, dass das zuvor beschriebene SAS als übergeordnete Schaltzentrale im PFC lokalisiert ist (Plerou & Vlamos, 2016). Bei der Top-down-Regulierung zur Selektion relevanter und irrelevanter Informationen spielen vor allem der PFC (Funahashi & Andreau, 2013) sowie der parietale Kortex eine übergeordnete Rolle als sog. Kontrollnetzwerke (Gazzaley & Nobre, 2012). Studien weisen darauf hin, dass spezifische Regionen des PFC unterschiedlich in exekutive Kontrollmechanismen eingebunden sind (z.B. Turner & Spreng, 2012). Dies ist durch die zahlreichen Verbindungen innerhalb des PFC sowie zu anderen kortikalen Strukturen unabhängig der Distanz zueinander möglich (Burgess & Stuss, 2017). Hierdurch können präfrontale Areale die Verbindung von subkortikalen motorischen Bahnen erleichtern (Rae, Hughes, Anderson & Rowe, 2015) und zielrelevante Prozessareale immer dann erregen, wenn ein Handlungsschema nicht mit dem vorherrschenden Bewegungsziel übereinstimmt (Cieslik, Müller, Eickhoff, Langner & Eickhoff, 2015). Die Verbindung zu den weiteren motorischen Arealen ist in Abbildung 3 dargestellt. Durch die dem PFC zugeschriebenen exekutiven Funktionen dient er der Beurteilung, Planung und Fehlererkennung, um komplexes motorisches Lernen und die motorische Steuerung zu ermöglichen (Leff, Orihuela-Espina, Elwell, Athanasiou, Depley, Darzi & Yang, 2011). So konnte bereits nachgewiesen werden, dass der PFC der Top-down-Regulierung bei mangelhafter Bewegungsautomatisierung und Bewegungspräzision dient (Lehmann, Kuhn, Keller, Aye, Herold, Draganski, Taube & Taubert, 2022; Ono, Nomoto, Tanaka, Sato, Shimada, Tachibana, Bronner & Noah, 2014). Dennoch kann die gleiche Bewegung durch zielgerichtete (explizite) sowie durch habituelle (implizite) Kontrolle gleichzeitig durchgeführt werden (Mazzoni & Wexler, 2009). Bei zielgerichteter Handlungskontrolle ist die Aktivität dabei u.a. im PFC größer (Monchi, Petrides, Petre,

Worsley & Dagher, 2001). Diese erhöhte Aktivität konnte sogar während der Bewegungsvorstellung nachgewiesen werden (La Fougère, Zwergal, Rominger, Förster, Fesl, Dietrich, Brandt, Strupp, Bartenstein, Jahn & Dietrich, 2010). Komplexe Bewegungsaufgaben, wie Gehen mit Hindernisvermeidung oder präzises Gehen sowie Gehen mit einer kognitiven Zweitaufgabe, werden im Vergleich zu einfachen Bewegungsaufgaben, beispielsweise das gewöhnliche Gehen ohne Aufgabe, mit einer erhöhten Aktivität des PFC assoziiert (Vitorio, Stuart, Rochester, Alcock & Pantall, 2017; van der Meulen, Allali, Rieger, Assal & Vuilleumier, 2014). Bei älteren Erwachsenen tritt diese erhöhte Aktivität auch beim gewöhnlichen Gehen im Vergleich zum Stehen in Ruhe auf (Harada, Miyai, Suzuki & Kubota, 2009), insbesondere im orbitofrontalen Kortex sowie im dorsolateralen PFC im Vergleich zu jüngeren Erwachsenen (Allali, van der Meulen, Beauchet, Rieger, Vuilleumier & Assal, 2014). Ebenso ist der PFC bei azyklischen Bewegungen (z.B. Tischtennis) mehr aktiv als bei zyklischen Bewegungen (z.B. Fahrradfahren) (Visser, Büchel, Lehmann & Baumeister, 2022). Weiterhin wird eine Aktivierung von u.a. präfrontalen kortikalen Arealen mit einem erhöhten Aufmerksamkeitsfokus in Verbindung gebracht (Osaka, Komori, Morishita & Osaka, 2007). Durch diese erhöhte Aktivität wird ebenso das motorische Lernen unterstützt (Lehmann, Villringer & Taubert, 2020).

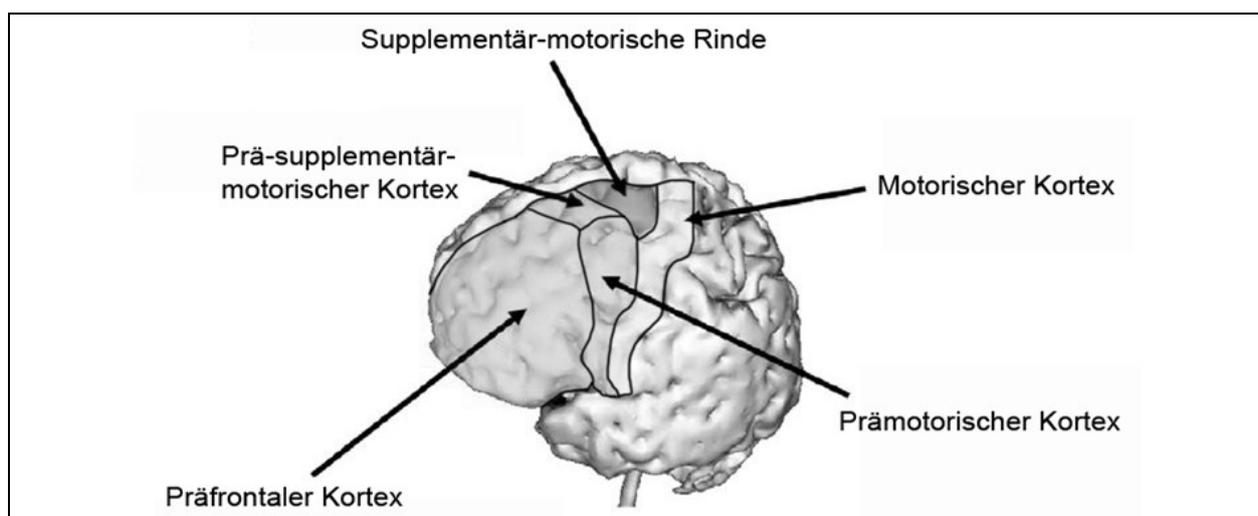


Abb. 3. Schematische Darstellung der Positionen der motorspezifischen Regionen der menschlichen Hirnrinde, abgebildet an einem anatomischen 3D-Bild einer fMRT (mod. nach Leff et al., 2011, S. 2923)

Am motorischen Lernen ist der dorsolaterale PFC neben weiteren kortikalen Arealen der Großhirnrinde beteiligt (Floyer-Lea & Matthews, 2005). Je bewusster die Prozesse zur Bewegungshandlung ablaufen, desto mehr arbeitet der externale dorsale Kortex. Je unbewusster die Tätigkeit hingegen ausgeführt wird, desto mehr sind inferiore-interiore Strukturen aktiv (Serra-Sala, Timoneda-Gallart & Pérez-Álvarez, 2012). Nach der Lerntheorie von Fitts und Posner (1979), nimmt beim Erlernen einer neuen motorischen Bewegung aufgrund einer abnehmenden kortikalen Beanspruchung durch automatische und ökonomischere Informationsverarbeitungsprozesse die präfrontale Aktivität im Verlauf des Lernprozesses ab (Jäncke, 2017).

Bei bestimmten Verarbeitungsprozessen liegt für den PFC eine Hemisphärenspezifik vor. So ist die linke Hemisphäre insbesondere bei sprachlichen Aufgaben dominant (Gaillard, Hertz-Pannier, Mott, Barnett, LeBihan & Theodore, 2000), wohingegen die rechte Hemisphäre eher mit visuell-räumlichen Prozessen assoziiert wird (Ring et al., 2015; Benwell, Harvey, Gardner & Thut, 2013). Hierzu zählen auch visuell-räumliche Aufmerksamkeitsprozesse (Longo, Trippier, Vagnoni & Laurenci, 2015). Dies konnte beispielsweise auch für die geteilte Aufmerksamkeit bei der Präsentation von Ziel- und Nicht-Zielreizen nachgewiesen werden (Coull, 1998). Zusätzlich nimmt der rechte PFC eine leitende Rolle im Ruhezustand ein (Medvedev, 2014). Dabei kann es auch im medialen PFC zur Gedankenwanderung kommen, die zu einer erhöhten Aktivität der genannten kortikalen Regionen führen kann (Lin, Chuang, Kerick, Mullen, Jung, Ko, Chen, King & McDowell, 2016; Durantin, Dehais & Delorme, 2015). Hinsichtlich des motorischen Lernens von Bewegungen bildet sich in den frühen Lernphasen eine Dominanz der Aktivität in der rechten Hemisphäre, wohingegen mit zunehmendem Fertigkeitensniveau die Aktivität der linken Hemisphäre bei der Bewegungsausführung dominiert (Salazar, Landers, Pertruzzello, Han, Crews & Kubitz, 1990).

Objektivierung und Quantifizierung von Aufmerksamkeitsprozessen im Sport

Die im PFC verschalteten Prozesse, die im direkten Zusammenhang zur Aufmerksamkeit stehen, wie die selektive Aufmerksamkeit, die Alertness sowie die Bereitstellung informationsverarbeitender Ressourcen, spielen für die sportliche Kompetenzentwicklung und das Erreichen von Höchstleistungen eine entscheidende Rolle (Christie & Werthner, 2015). In Individualsportarten, wie dem Schießsport, oder bei Mannschaftssportarten, wie Basketball, bei denen Zielbewegungen mit erhöhtem Präzisionsdruck von leistungsentscheidender Bedeutung sind, nehmen die Aufmerksamkeitsfokussierung und Konzentration einen besonderen Stellenwert als leistungsbestimmende Kompetenz ein (Vogt & Vogt, 1999). Diese ermöglicht beispielsweise eine Steigerung der Leistungsfähigkeit, wenn die Aufmerksamkeit über eine bestimmte Zeit auf ein Ziel fokussiert ist (z.B. das Schussobjekt bzw. die Schießscheibe oder einen Basketballkorb) (Kratzer, 2011; Tsorbatzoudis, 1995). Für die genannten Sportarten ist die fokussierte Aufmerksamkeit durch die gezielte Informationsselektion von besonderer Relevanz.

Daher strebt die Sportpsychologie nach Möglichkeiten, diese Aufmerksamkeitsprozesse und –leistungen zu quantifizieren und zu objektivieren. Die Erfassung von Aufmerksamkeitsleistungen stellt die Sport- und Neuropsychologie jedoch aufgrund ihrer Komplexität und ihrer zahlreichen Verknüpfungen zu anderen kognitiven Funktionen vor große Herausforderungen, da sie kaum isoliert mittels psychologischer Testverfahren geprüft werden können (Guggel, 2008; Schmidt-Atzert et al., 2008; Sturm, 2008). Zumeist werden zur Erfassung der Aufmerksamkeits- und Konzentrationsfähigkeit standardisierte und evaluierte Durchstreichtests, wie der Test d2 (Brickenkamp, 2002), oder computergestützte Tests, wie beispielsweise die Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP) nach Zimmermann und Fimm (Pflüger & Gschwandtner, 2003) oder der Farb-Wort-Interferenztest (FWIT) nach Stroop (Stroop, 1935), angewendet. Dennoch bilden diese Methoden aufgrund der vielfältigen Anforderungen an die Aufmerksamkeit im Rahmen

des sportlichen Alltags nur einen kleinen Realitätsausschnitt ab. Ebenso greifen sie nicht die unterschiedlichen Anforderungscharakteristika der verschiedenen Sportarten auf. Umso wichtiger ist die Entwicklung von reliablen und validen Methoden zur Erhebung der verschiedenen Aufmerksamkeitsdimensionen in Abhängigkeit der sportartspezifischen Anforderungen.

Eine Möglichkeit der Erfassung von Aufmerksamkeitsprozessen bildet die Anwendung neuropsychologischer Verfahren, wie Elektroenzephalographie (EEG), funktionelle Nahinfrarotspektroskopie (fNIRS) oder Hämoenzephalographie (HEG). Dabei wird die Aktivität ausgewählter kortikaler Regionen gemessen, wodurch eine Rückmeldung über die Beteiligung spezifischer kognitiver Prozesse bei der Lösung von bestimmten Aufgaben oder Bewegungen ermöglicht wird. Diese Verfahren werden in den folgenden Kapiteln (3.2, 3.2.1 und 3.2.2) näher erläutert. Durch diese Methoden konnte beispielsweise nachgewiesen werden, dass eine erhöhte präfrontale Aktivität in direktem Zusammenhang zu einem hohen Aufmerksamkeitsfokus steht und mit schnelleren Reaktionszeiten (Sauseng et al., 2007) sowie besseren Ergebnissen beim FWIT korreliert (Schudlo & Chau, 2015).

Sportpsychologisches Training der Aufmerksamkeit

Neben der Quantifizierung eines sportartspezifischen, psychologischen Anforderungsprofils ist auch das Training zu einem möglichst optimalen Ausmaß dieses Profils im Sport von Bedeutung. Das Training zur Steigerung bzw. Optimierung von Aufmerksamkeitsprozessen stellt die Sportpsychologie jedoch vor eine weitere große Herausforderung. Die verschiedenen Funktionen der Aufmerksamkeit können durch gezieltes sportpsychologisches Training unter der Zielstellung der Steigerung sportlicher Leistungen vor allem im Rahmen von Wettkämpfen geschult werden. Dabei ist zumeist die Rede von mentalem Training, welches eher indirekt die Aufmerksamkeit verbessert. Darunter versteht man beispielsweise die Schulung der Selbstgesprächsregulation, bei der mithilfe leistungsfördernder Gedanken die motivationalen sowie kognitiven Funktionen gesteigert werden (Hatzigeorgiadis, Zourbanos, Galanis & Theodorakis, 2011), verschiedene Methoden der Bewegungsvorstellung (Sakurada, Hirai & Watanabe, 2016) sowie physische Entspannungstechniken (Pelka, Kölling, Ferrauti, Meyer, Pfeiffer & Kellmann, 2017). Diese Methoden werden vor allem von Sportpsychologen praktiziert, jedoch sind die Operationalisierung von Aufmerksamkeitsfähigkeiten sowie die Trainingsmethoden zur Steigerung bzw. Optimierung der Aufmerksamkeit noch unzureichend untersucht und evaluiert. Oft werden hierfür Methoden zur Erfassung psychophysiologischer Parameter, wie beispielsweise die elektrodermale Aktivität oder die Atemfrequenz verwendet. Werden diese psychophysiologischen Prozesse unmittelbar zurückgemeldet, so spricht man von Biofeedback. Eine weitere immer mehr angewendete Möglichkeit zur Verbesserung kognitiver Fähigkeiten ist hierbei das Neurofeedbacktraining, als besondere Form des Biofeedbacks. Dieses ermöglicht einer Person mittels verschiedener neuropsychologischer Verfahren die Erfassung der Aktivität ausgewählter kortikaler Regionen und die Rückmeldung dieser Aktivität unmittelbar über verschiedene z.B. visuell oder auditiv

arbeitende Wiedergabemedien. Im Rahmen des Neurofeedbacktrainings soll die Fähigkeit ausgeprägt und verbessert werden, die Aktivität der spezifischen Gehirnregion selbstständig zu regulieren und somit eine Verbesserung von den damit assoziierten kognitiven Fähigkeiten zu erreichen.

Im weiteren Verlauf dieser Arbeit wird zunächst ein Überblick über die bestehenden Verfahren zur Erfassung kortikaler Aktivität gegeben (Kapitel 3.2) und anschließend auf die Möglichkeiten zur Verbesserung motor-kognitiver Leistungen insbesondere in Hinblick auf das Neurofeedbacktraining eingegangen (Kapitel 3.3).

3.2 Verfahren zur Erfassung kortikaler Aktivität

Es existieren unterschiedliche Möglichkeiten zur Erfassung funktioneller Eigenschaften des Gehirns bei der Durchführung kognitiver und motorischer Aufgaben (Perrey, 2008). Dazu zählen zum einen eher direkte Ansätze, wie die Elektroenzephalographie (EEG) und die Magnetenzephalographie (MEG), welche elektrische und magnetische Signale erfassen, die durch neuronale Feuerung der Synapsen induziert werden (Pinti, Tachtsidis, Hamilton, Hirsch, Aichelburg, Gilbert & Burgess, 2020; Cohen, 2017; Hamacher, Herold, Wiegel, Hamacher & Schega, 2015; Park et al., 2015). Zum anderen werden auch indirekte Messverfahren, wie die funktionelle Magnetresonanztomographie (fMRT), die Positronen-Emissions-Tomographie (PET), die Single-Photon-Emissionscomputertomographie (SPECT) sowie die funktionelle Nahinfrarotspektroskopie (fNIRS) angewendet (Rudroff, Ketelhut & Kindred, 2018; Kim, Seo, Jeon, Lee & Lee, 2017), welche mithilfe der Messung der kortikalen Hämodynamik zerebrale Aktivitäten erfassen. Letztere Methode wird in der Literatur auch als Diffuse optical imaging (DOI) und diffuse optical tomography (DOT) bezeichnet (Leff et al., 2011). In dieser Arbeit wird diese Methode jedoch im Weiteren als funktionelle Nahinfrarotspektroskopie (engl. functional near-infrared spectroscopy: fNIRS) definiert. Die genannten Methoden haben jeweils gewisse Vor- und Nachteile hinsichtlich der mannigfaltigen Einsatzbereiche und Fragestellungen im Zusammenhang der Erfassung kortikaler Aktivität. Entsprechend ist die Wahl der geeigneten Methode zur Aufklärung eines Forschungsziels von entscheidender Bedeutung (Herold, Wiegel, Scholkmann & Müller, 2018b). Vor diesem Hintergrund, sollen nachfolgend die aufgeführten Methoden näher erläutert sowie deren Vor- und Nachteile herausgestellt werden.

Bei den direkten Ansätzen, bei denen die neuronale Aktivität mittels EEG über die elektrischen bzw. mittels MEG über die magnetischen Signale erfasst wird, unterscheiden sich diese Methoden vor allem hinsichtlich der Bewegungsfreiheit der zu untersuchenden Subjekte. Während bei der EEG dem Probanden Elektroden über den Messpositionen auf der Oberfläche der Kopfhaut appliziert werden und somit die Bewegungsfreiheit des Probanden nur im geringen Maße eingeschränkt wird, muss der Proband bei der MEG hingegen sitzen, da der Kopf von einer Art Helm abgedeckt wird, welcher nur minimale Kopfbewegungen zulässt (Proudfoot, Woolrich, Nobre & Turner, 2014). Die EEG misst Fluktuationen der elektrischen Aktivität über die Zeit mit einer hervorragenden zeitlichen Auflösung (z.B. > 1000 Hz) (Cohen, 2017), ist verhältnismäßig kostengünstig (Perrey, 2008), hat jedoch eine geringe räumliche Auflösung (z.B. \approx 0,5 bis 9,0 cm) (Maskeliunas,

Damasevicius, Martisius & Vasiljevas, 2016; Cutini & Brigadoi, 2014; Thompson, Steffert, Ros, Leach & Gruzelier, 2008) und eine hohe Anfälligkeit für Bewegungsartefakte (Huster, Mokom, Enriquez-Geppert & Herrmann, 2014). Entsprechende Artefakte können durch kleine Bewegungen wie Augenbewegungen, Augenzwinkern, Stirnrunzeln oder weiträumige Bewegungen ausgelöst werden. So können die Probanden stehen und sich in einem gewissen Rahmen bewegen (Thompson et al., 2008), jedoch entstehen in realistischen Alltagssituationen sowie bei sportlichen Handlungen Bewegungsartefakte sowie Artefakte durch Schweißbildung. Aufgrund der vielfältigen Einflussfaktoren auf das elektrische Signal bestehen noch keine standardisierten Methoden zur Datenauswertung für entsprechende Bewegungen (Cheron, Petit, Cheron, Leroy, Cebolla, Cevallos, Petieau, Hoellinger, Zarka, Clarinval & Dan, 2016). Die Eigenschaften der MEG gleichen sich mit denen der EEG hinsichtlich der räumlichen und zeitlichen Auflösung, wobei die MEG nicht den Nachteil der räumlichen Verzerrung durch heterogene elektrische Leitungswege hat, die durch die verschiedenen Gewebsschichten bis zur Hautoberfläche verursacht werden (Baillet, 2017; Glover, 2011). Dennoch ist die MEG aufgrund der hohen Bewegungseinschränkung für Fragestellung der Sportwissenschaft bezüglich neuronaler Aktivitäten während sportlicher Bewegungen und realen Bedingungen nicht geeignet.

Unter Anwendung der indirekten Verfahren treten zum Teil weniger Bewegungsartefakte treten vor allem bei den optischen Verfahren der Nahinfrarotspektroskopie auf. Die speziellen Verfahren zur Erfassung hämodynamischer kortikaler Aktivitäten sowie die Anwendung und die Erkenntnisse der aktuellen Studienlage werden in den folgenden Kapiteln näher erläutert.

3.2.1 Erfassung hämodynamischer kortikaler Aktivität

Bei kognitiven Prozessen werden Informationen von einem zum anderen Neuron übertragen. Zwei Neuronen sind jedoch nicht direkt miteinander verbunden, denn zwischen ihnen liegt der synaptische Spalt. Wenn nun eine Information als elektrisches Signal (Aktionspotenzial) vom Axon übertragen wird (sendende Nervenzelle), erreicht diese am Ende des Axons das synaptische Endköpfchen (präsynaptische Endigung), wodurch entsprechend der Höhe des elektrischen Signals Botenstoffe (Neurotransmitter) in den synaptischen Spalt freigesetzt werden (Jansen et al., 2019). Die Botenstoffe wiederum erregen die postsynaptische Endigung (Dendrit) des anliegenden Neurons und es wird ein elektrisches Signal (postsynaptisches Potenzial) erzeugt, das nun weiter übertragen werden kann (der beschriebene Prozess geht von vorn los) (Cohen, 2017). Mit diesem Vorgang kann ein Neuron über viele verschiedene synaptische Kontakte zahlreiche weitere Neurone innervieren. Jedes bei kognitiven Prozessen erzeugte Aktionspotenzial bedingt eine Steigerung der metabolischen Rate, wodurch u.a. ein erhöhter Energie- und Sauerstoffverbrauch bei den neuronalen Zellen hervorgerufen wird (Pinti et al., 2020). Hierdurch wird eine Steigerung des zerebralen Blutflusses und Blutvolumens induziert, um den erhöhten Bedarf an Glukose und Sauerstoff zu decken (neurovaskuläre Kopplung) (Liao, Tsytsarev, Delgado-Martínez, Erzurumlu, Vipin, Orellana, Lin, Lai, Chen & Thakor, 2013; Perrey, 2008). Daher wird die hämodynamische Aktivität oft als Summe

der einzelnen und zum Teil sich überlappenden individuellen hämodynamischen Reaktionen angenommen, welche eine spezielle neuronale Aktivität widerspiegeln (Fabiani, Gordon, Maclin, Pearson, Brumback-Peltz, Low, McAuley, Sutton, Kramer & Gratton, 2014). Der Sauerstoff ist u.a. für die Deckung des energetischen Bedarfs des neuronalen Gewebes (neurometabolische Kopplung) von entscheidender Bedeutung (Pinti et al., 2020; Scholkmann, Kleiser, Metz, Zimmermann, Mata Pavia, Wolf & Wolf, 2014). Der hierbei maßgebliche Sauerstoffträger in den Blutgefäßen ist Hämoglobin, welches eine hohe Affinität zur Bindung von Sauerstoff hat und im sauerstoffreichen Zustand als oxygeniertes und im sauerstoffarmen Zustand als desoxygeniertes Hämoglobin bezeichnet wird (Wolff, 2017). Durch den erhöhten Sauerstoffverbrauch bei neuronalen Aktivitäten des Gehirns kommt es in den entsprechenden Arealen zunächst zu einem Abfall der Konzentration des oxygenierten Hämoglobins und zu einer Steigerung des desoxygenierten Hämoglobins (Herold et al., 2018b), siehe Abbildung 4. Die neurovaskuläre Kopplung ermöglicht eine Durchströmung des neuronalen Gewebes mit oxygeniertem Hämoglobin bei gleichzeitiger Senkung des desoxygenierten Hämoglobins (Kim et al., 2017). Dabei übersteigt die lokale Zufuhr von Sauerstoff den Verbrauch, wodurch eine höhere Konzentration von oxygeniertem und eine gesenkte Konzentration von desoxygeniertem Hämoglobin zu beobachten ist (Pinti et al., 2020).

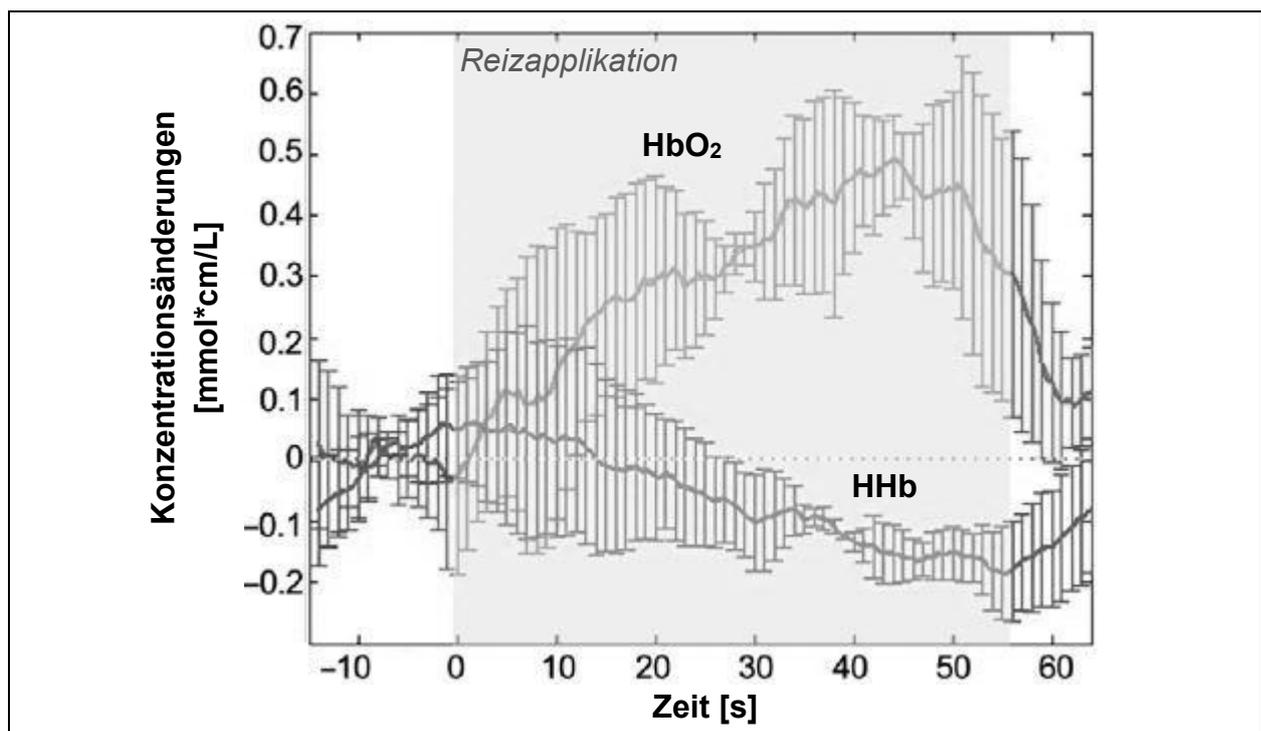


Abb. 4. Darstellung der mit einem fNIRS-System erfassten mittleren Konzentrationsänderungen von oxygeniertem Hämoglobin (HbO₂) und desoxygeniertem Hämoglobin (HHb) aufgrund einer hämodynamischen Reaktion auf eine Reizdauer (graue Fläche) (mod. nach Pinti et al., 2020, S. 11)

Die Erfassung der zerebralen Hämodynamik auf Grundlage des Gehalts von oxygeniertem und desoxygeniertem Hämoglobin und somit der lokalen Sauerstoffsättigung ermöglicht Rückschlüsse auf die funktionelle Gehirnaktivität. Dabei ist jedoch eine

gewisse Verzögerung von einem Stimulus bis zur Steigerung des hämodynamischen Signals (ca. 2 bis 3 s) (Logothetis & Wandell, 2004; Logothetis, Pauls, Augath, Trinath & Oeltermann, 2001) sowie bis zur Erreichung der maximalen hämodynamischen Reaktion zu berücksichtigen (ca. 6 s) (Pinti, Aichelburg, Gilbert, Hamilton, Hirsch, Burgess & Tachtsidis, 2018; Gratton, Chiarelli & Fabiani, 2017). Diese Latenzzeit ist sowohl von der Sensorposition, als auch der kognitiven Aufgabe und der Beanspruchung der kognitiven Funktion abhängig (Uga, Dan, Sano, Dan & Watanabe, 2014). Im Allgemeinen sollte die Ableitung von neuronalen Aktivitäten von hämodynamischen Antworten mit Vorsicht erfolgen, wobei die abnehmende Aussagekraft mit zunehmendem Alter der Versuchsperson zu berücksichtigen ist (Fabiani et al., 2014).

Zur Erfassung der kortikalen hämodynamischen Aktivität können, wie bereits in Kapitel 3.2 erwähnt, verschiedene Messverfahren, wie die SPECT, die PET, die fMRT und die fNIRS, angewendet werden. Die SPECT und PET sind invasive Verfahren, bei denen dem Probanden ein radioaktives Isotop ins Blut injiziert wird und daher nicht für Wiederholungsmessungen in kurzer Zeit ethisch vertretbar sind. Weiterhin sind sie sehr kostenintensiv und haben eine unzureichende räumliche Auflösung für funktionelle Untersuchungen von kortikalen Arealen (Rudroff et al., 2018; Perrey, 2008; Unterrainer & Owen, 2006). Die räumliche Auflösung von fMRT hingegen liegt mit weniger als 4 mm pro Pixel (Glover, 2011) wesentlich höher als bei der PET oder EEG (Quaresima & Ferrari, 2019; Cui, Bray & Reiss, 2010). Die Probanden werden bei diesem Verfahren während der Untersuchung hochmagnetischen Feldern ausgesetzt (Perrey, 2008), bei einer Messfrequenz von etwa 0,5 bis 1 Hz (Cui et al., 2010). Somit ist die zeitliche Auflösung relativ gering. Die hochmagnetischen Felder dienen der Nutzung des sog. BOLD-Effekts (Blood Oxygen Level Dependent). Dieser leitet sich von der unterschiedlichen magnetischen Empfindlichkeit des paramagnetischen desoxygenierten Blutes und des diamagnetischen oxygenierten Blutes ab (Scarapicchia, Brown, Mayo & Gawryluk, 2017). Mit dem im fMRT gemessenen BOLD-Kontrast steht die Senkung des desoxygenierten Hämoglobins (Herold, Aye, Lehmann, Taubert & Müller, 2020; Huppert, Hoge, Dale, Franceschini & Boas, 2006a; Huppert, Hoge, Diamond, Franceschini & Boas, 2006b) sowie die Steigerung des oxygenierten Hämoglobins im Zusammenhang (Toronov, Zhang & Webb, 2007). Die fMRT ist zwar nicht-invasiv, hat aber sehr hohe Anschaffungs- und Nutzungskosten (Quaresima & Ferrari, 2019; Scarapicchia et al., 2017). Zudem müssen die Probanden während der Untersuchung in einem Scanner ohne Kopfbewegungen liegen, da die Messung sehr anfällig für Bewegungsartefakte ist, wodurch die Probanden in ihrer Bewegungsfreiheit eingeschränkt sind (Quaresima & Ferrari, 2019; Aslin, Shukla & Emberson, 2015). Für einen tieferen Einblick in die funktionelle Bildgebung mittels BOLD-Effekt wird an dieser Stelle der Übersichtsartikel von Glover (2011) empfohlen.

Die bisher in diesem Kapitel genannten Methoden zur funktionellen Bildgebung kortikaler Aktivitäten sind nicht für alle Kohorten geeignet. Die fMRT ist beispielsweise nur für spezielle Kohorten anwendbar, z.B. Personen ohne Klaustrophobie oder ohne metallischen Implantaten (Herold et al., 2018b). Weiterhin können mit den genannten Methoden lediglich Untersuchungen im Labor und nicht bei großräumige Bewegungen durchgeführt werden (Pinti et al., 2018). Um die Erforschung der hämodynamischen Reaktionen

während körperlicher Bewegung zu ermöglichen, bildet die Nutzung der optischen Eigenschaften des oxygenierten und desoxygenierten Hämoglobins mittels fNIRS neue Perspektiven (Perrey, 2008). Die fNIRS ist ein nicht-invasives optisches Bildgebungsverfahren zur Untersuchung lokaler Gehirnaktivitäten und kann während Bewegung eingesetzt werden. Die Untersuchungsmethodik basiert auf der Theorie der neurovaskulären Kopplung und optischen Spektroskopie unter Nutzung nahinfraroten Lichts (Herold et al., 2018b; Liao et al., 2013; Leff et al., 2011; Perrey, 2008).

Nahinfrarotes Licht kann biologisches Gewebe (z.B. die Haut, den Schädelknochen, die Hirnhaut und die zerebrospinale Flüssigkeit) ausreichend gut durchdringen (Jöbsis, 1977). Dazu wird Licht mit unterschiedlichen Wellenlängen des nahinfraroten Spektrums (650 bis 950 nm) von einer Lichtquelle auf dem Kopf abgesondert, durchdringt die verschiedenen Gewebsschichten und erreicht das neuronale Gewebe des Kortex (Pinti et al., 2020). Dort unterliegen die Photonen des nahinfraroten Lichts aufgrund der optischen Eigenschaften des Gewebes Reflektions-, Streuungs- und Absorptionsprozessen (Izzetoglu, Bunce, Izzetoglu, Onaral & Pourrezaei, 2007), wie in Abbildung 5 illustriert. Bei der Durchdringung des zerebralen Gewebes unterliegt das Licht dem modifizierten Lambert-Beer'schen Gesetz. Demnach durchdringt das Licht bei der Transmission eine Lösung mit Farbverbindungen (Chromophor), wobei es von einem Stoff aufgrund seiner optischen Eigenschaften absorbiert wird, was zu einer Reduktion der Intensität des austretenden Lichts führt (Pinti et al., 2020; Scholkmann et al., 2014; Perrey, 2008). Für diesen Prozess sind die optischen Eigenschaften des oxygenierten und desoxygenierten Hämoglobins von entscheidender Bedeutung. So ist das Blut, welches vornehmlich mit oxygeniertem Hämoglobin angereichert ist von hellroter Farbe, wobei das desoxygenierte Hämoglobin dem Blut eine eher dunkelrote Farbe verleiht. Hierbei sind die Streuung und Absorption des Lichts innerhalb des Gewebes von der Wellenlänge des Lichts sowie die Reflektion des emittierten Lichts vom Winkel des Lichtstrahls zur Geweboberfläche abhängig (Jöbsis, 1977). Das nahinfrarote Licht wird von einem Emitter (Lichtquelle) ausgestrahlt und die reflektierten, nicht absorbierten Lichtanteile werden von einem Detektor (Fotosensor) erfasst. Aufgrund der lichtbrechenden und lichtstreuenden Eigenschaften des biologischen Gewebes wandern die Photonen auf einer bananenförmigen Kurve (siehe Abb. 5). Durch die bananenförmige Kurve ist der zurückgelegte Weg des Lichts länger als der Abstand zwischen der Lichtquelle und dem Fotosensor (Inter-Optodenabstand) (Herold et al., 2018b; Perrey, 2008). Die Eindringtiefe des flachen Bogens liegt aufgrund seiner Streuungseigenschaften ungefähr bei der Hälfte des Inter-Optodenabstandes, also bei ca. 2 bis 3 cm (Patil, Safaie, Moghaddam, Wallois & Grebe, 2011), wodurch lediglich subkortikale Regionen untersucht und keine strukturellen Bilder bzw. anatomischen Informationen erfasst werden können (Herold et al., 2018b). Je größer der Abstand der Optoden dabei ist, desto höher ist die Beteiligung des zerebralen Gewebes und somit auch der Anteil des absorbierten Lichts bei gleichen Anteilen der Farbstoffe (Kohri, Hoshi, Tamura, Kato, Kuge & Tamaki, 2002). Daher ist zu beachten, dass höhere Optodenabstände als 4 cm zu einer verminderten räumlichen Auflösung sowie reduzierten Signalqualität durch Signalrauschen und weniger Licht-einfall beim Detektor führen (Issard & Gervain, 2018). Herold und Kollegen (2018b)

empfehlen auf der Basis der bisherigen Studienlage einen Optodenabstand von 3 bis 4 cm für Erwachsene und 2 cm für Kinder. Die Nutzung mehrerer Emittter und Detektoren, die über den Kopf verteilt sind, ermöglicht mittels komplexer Algorithmen die Entwicklung von querschnittlichen oder dreidimensionalen Bildern der optischen Eigenschaften des Gehirns (Perrey, 2008).

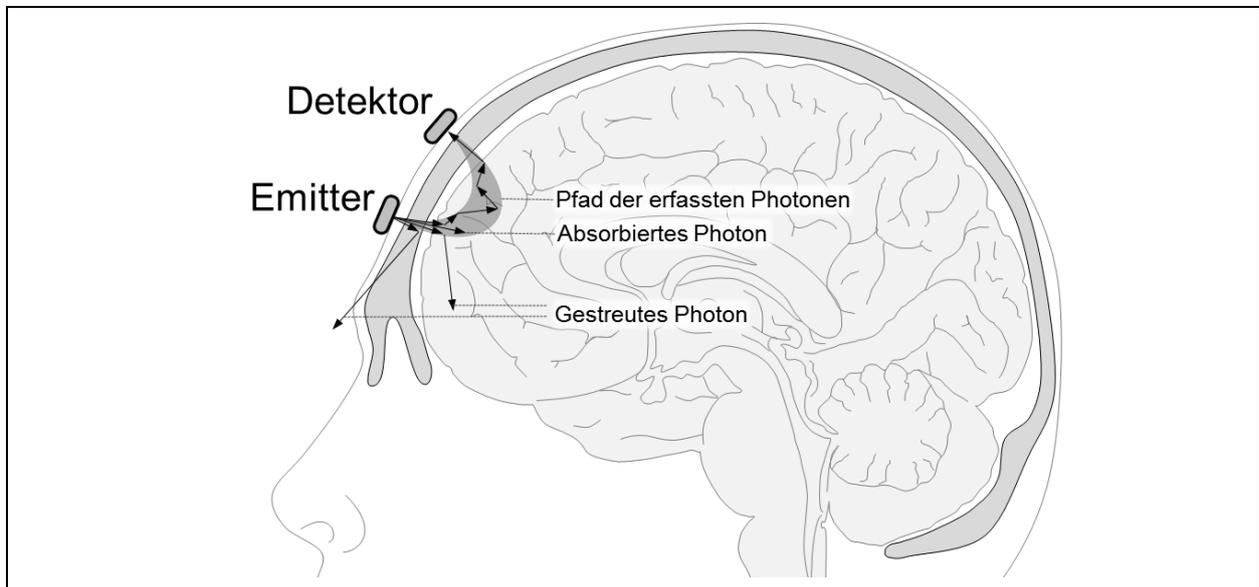


Abb. 5. Schematische Darstellung der Reflektion, Streuung und Absorption der Photonen des nah-infraroten Lichts und der bananenförmige Pfad bis zur Erfassung durch den Detektor (eigene Abbildung)

Mithilfe dieses Verfahrens können sowohl oxygeniertes und desoxygeniertes Hämoglobin aufgrund ihrer unterschiedlichen optischen Eigenschaften erfasst werden, aber auch weitere Parameter wie Wasser, Fette und Cytochrom-c-Oxidase. Die daraus resultierenden Parameter sind das Gesamthämoglobin, das Blutvolumen und die Sauerstoffsättigung im Gewebe (TOI: tissue oxygenation index), welches sich aus dem Verhältnis der Konzentration des oxygenierten Hämoglobins zur Konzentration der Gesamthämoglobinmasse ergibt (Herold et al., 2018b). Das Gesamthämoglobin ist proportional zu den Änderungen des zerebralen Blutvolumens und kann daher als Ersatzmessgröße des zerebralen Blutflusses genutzt werden (Perrey, 2008).

Untersuchungsmethodik der fNIRS

Durch die nicht-invasive, nicht-ionisierende und im Vergleich zu fMRT-Untersuchungen ruhige und kontinuierliche Datenaufnahme kann diese Methode mit Probanden jeglichen Alters über längere Zeit ohne gesundheitliche Bedenken durchgeführt werden. Weiterhin eignet sich diese Methode auch für Patienten sogar mit beispielsweise ästhetischen und medizinischen Implantaten (z.B. mit Cochlea-Implantationen) und/oder Klaustrophobie (Pinti et al., 2020; Herold et al., 2018b; Kim et al., 2017). Weiterhin existieren verschiedene tragbare fNIRS-Systemen, welche zu einer deutlichen Reduktion der Bewegungseinschränkungen der Probanden beitragen. Somit werden Untersuchungen mit dieser Methode von Probanden und sogar Patienten mit neurologischen Defiziten und leichten

kognitiven Einschränkungen eher akzeptiert als z.B. fMRT-Untersuchungen (Pinti et al., 2020; Herold et al., 2018b; Cutini & Brigadoi, 2014; Ferreri, Bigand, Perrey & Bugajska, 2014). Dies wird zudem durch die erhöhte Toleranz gegenüber Bewegungsartefakten unterstützt, welche durch Artefaktkorrekturmethoden zusätzlich minimiert werden können (Agbangla, Audiffren & Albinet, 2017; Wolff, 2017). Weiterhin können systemische Störungen auf das hämodynamische Signal durch Blutflussänderungen durch Aufzeichnung von Bewegungen des Probanden oder physiologischer Signale wie Herzfrequenz oder Blutdruck bei Datenaufbereitung reduziert werden (Herold et al., 2018b). Bisher gibt es jedoch noch keine standardisierte Methodik und eine große Heterogenität hinsichtlich der Untersuchungsmethodik, Datenverarbeitung und Datenanalyse der fNIRS innerhalb der Bewegungs- und Kognitionswissenschaften (Pinti et al., 2020; Herold et al., 2018b). Neben den geringen Anschaffungs- und Betriebskosten im Vergleich zum Magnetresonanztomographen ist der mobile Einsatz der fNIRS-Systeme ein besonderer Vorteil. Somit ist der Einsatz der fNIRS an keine bzw. nur geringe räumlichen Anforderungen bei Labor- und Felduntersuchungen gebunden (Ekkekakis, 2009). Zudem sind nach Perry (2008) fNIRS-Systeme mit etwas Erfahrung relativ einfach und ökonomisch anzuwenden. Durch die Kompatibilität mit elektrischen und magnetischen Messsystemen sind simultane Datenaufnahmen mit beispielsweise EEG (Zama & Shimada, 2015) und fMRT (Steinbrink, Villringer, Kempf, Haux, Boden & Obrig, 2006) zur Evaluierung des Messverfahrens möglich und bereits vielfach durchgeführt worden (z.B. Bulgarelli, Blasi, Arridge, Powell, de Klerk, Southgate, Brigadoi, Penny, Tak & Hamilton, 2018; Wijekumar, Huppert, Magnotta, Buss & Spencer, 2017; Keles, Barbour & Omurtag, 2016). Ebenso ermöglicht die simultane Nutzung dieser Messsysteme eine multimodale Bildgebung und erlaubt so zuverlässigere Aussagen über die Dynamik und Physiologie der hämodynamischen Antwort. Zur Abbildung der kortikalen Aktivität ermöglicht die fNIRS eine differenziertere Bestimmung des Sauerstoffverbrauchs und der Sauerstoffzufuhr im Vergleich zur fMRT mithilfe der Erfassung der Konzentration von oxygeniertem und desoxygeniertem Hämoglobin. Es ist jedoch zu beachten, dass die räumliche Auflösung mit ca. 1 bis 2 cm der aktivierten Hirnregion größer ist als bei EEG oder MEG, aber der der fMRT oder PET nachsteht. Andererseits ist die zeitliche Auflösung von fNIRS deutlich geringer als bei der EEG und höher als bei der fMRT (Herold et al., 2018b; Thibault, Lifshitz & Raz, 2016; Cui et al., 2010). Dadurch können Störsignale von systematischen, physiologischen Signalen und Bewegungsartefakten besser von der hämodynamischen Antwort unterschieden werden, was direkte Messungen von schnellen neuronalen Signalen erlaubt. Dennoch ist in der Bewertung der hämodynamischen Reaktion zu berücksichtigen, dass diese erst nach ca. 6 s nach einer kortikalen Aktivität ihr Maximum erreicht (Pinti et al., 2020; Herold et al., 2018b). Hinsichtlich der Sensorpositionierung sind fNIRS-Systeme relativ ökonomisch im Vergleich zur EEG, werden aber mit zunehmender Emitter- und Detektoranzahl sowie bei Personen mit dichten, dunklen Haaren deutlich zeitintensiver (Wolff, 2017). Schlussendlich zeichnet sich die fNIRS durch ihre zahlreichen Vorteile vor allem für die sportpsychologische Wissenschaft und Praxis aus.

Anwendungsfelder für fNIRS

Durch die mobile Einsatzmöglichkeit der meisten fNIRS-Systeme begründet, konnte sich in den vergangenen Jahren bereits ein breites Forschungsfeld zur Erfassung der Gehirnaktivität bei alltäglichen Handlungen in natürlicher Umgebung (Pinti et al., 2020) sowie motorischen Aufgaben (Leff et al., 2011) sowohl bei Kindern (Lloyd-Fox, Blasi & Elwell, 2010), Säuglingen (Blasi, Lloyd-Fox, Johnson & Elwell, 2014) und sogar Neugeborenen (Galderisi, Brigadoi, Cutini, Moro, Lolli, Meconi, Benavides-Varela, Baraldi, Amodio, Cobelli, Trevisanuto & Dell'Acqua, 2016; Roche-Labarbe, Fenoglio, Radhakrishnan, Kocienski-Filip, Carp, Dubb, Boas, Grant & Franceschini, 2014), als auch bei Erwachsenen bis ins höhere Alter (Herrmann, Langer, Jacob, Ehlis, Fallgatter, 2008) etablieren. So fand die fNIRS bereits in der Psychologie, beispielsweise in der Kognitionspsychologie bei jungen Erwachsenen oder in der Entwicklungspsychologie bei Neugeborenen, Kindern und älteren Erwachsenen, Anwendung (Ferreri et al., 2014). Ebenso konnten bereits mittels Untersuchungen zur Wahrnehmung und Kognition zahlreiche Erkenntnisse u.a. in Verhaltensstudien z.B. während interpersonellen Leistungen einer gemeinsam zu lösenden N-back-Aufgabe (z.B. Dommer, Jäger, Scholkmann, Wolf & Holper, 2012) oder bei sozialen Interaktionen zwischen zwei Individuen, wie beispielsweise persönliche Gespräche (Takei, Suda, Aoyama, Sakurai, Tagawa, Motegi, Yamaguchi, Narita & Fukuda, 2014; Suda, Takei, Aoyama, Narita, Sato, Fukuda & Mikuni, 2010), sowie bezüglich der Unterschiede von Aktivierungsmustern der Hemisphären des Gehirns (siehe Review von Homae, 2014) gewonnen werden. Weiterhin wurden mittels fNIRS eine Vielzahl von Untersuchungen zur Überprüfung der präfrontalen Aktivität bei kognitiven Tests in Abhängigkeit vorhergehender akuter sowie langfristiger Beanspruchungen bei verschiedener Belastungsintensität durchgeführt. Für einen detaillierten Überblick über den Einsatz von fNIRS zur Analyse der Wirkung von körperlicher Belastung auf die kognitive Leistungsfähigkeit ist an dieser Stelle das Review von Herold und Kollegen (2018b) zu empfehlen.

Auch im klinischen Bereich wurde die fNIRS zahlreich zur Untersuchung von psychiatrischen Störungen (z.B. Schizophrenie; affektive Störungen; Entwicklungsstörungen, wie beispielsweise das Aufmerksamkeitsdefizitsyndrom mit und ohne Hyperaktivität) und neurologischen Störungen (z.B. Epilepsie; zerebrovaskulären Krankheiten; Kopfschmerzen) sowie des pathologischen Alterns eingesetzt (Boas, Elwell, Ferrari & Taga, 2014; Obrig, 2014).

Weiterhin findet die fNIRS zur Untersuchung der kortikalen Aktivität in der Motorikforschung ihre Anwendung. Hier wird diese beispielsweise während kleiner motorischer Handlungen (z.B. Bewegen von Fingern oder Händen), beim Klicken einer Tastatur oder einer Computer-Maus (Carrieri, Petracca, Lancia, Basso Moro, Brigadoi, Spezialetti, Ferrari, Placidi & Quaresima, 2016; Kashou, Giacherio, Nahhas & Jadcherla, 2016; Harmat, de Manzano, Theorell, Högman, Fischer & Ullén, 2015; Shortz, Pickens, Zheng & Mehta, 2015) oder beim Klavierspielen (Balardin, Zimeo Morais, Furucho, Trambaiolli, Vanzella, Biazoli & Sato, 2017) eingesetzt. Hierbei fand die fNIRS auch im Zusammenhang mit feinmotorischen Aufgaben, wie bei Flugsimulatoren (Choe, Coffman, Bergstedt, Ziegler & Phillips, 2016; Gateau, Durantin, Lancelot, Scannella & Dehais, 2015), bei der

Simulation von chirurgischen Eingriffen (Andreu-Perez, Leff, Shetty, Darzi & Yang, 2016) und bei Anwendungen in der virtuellen Realität (Perrey & Besson, 2018; Moro, Carrieri, Avola, Brigadoi, Lancia, Petracca, Spezialetti, Ferrari, Placidi & Quaresima, 2016; Moro, Bisconti, Muthalib, Spezialetti, Cutini, Ferrari, Placidi & Quaresima, 2014), ihren Einsatz. Hinsichtlich motorischer Bewegungen mit größerem Umfang wurde die fNIRS bereits während Gleichgewichtstestungen auf einem Brett zur Diagnostik der Gleichgewichtsfähigkeit (Herold, Orłowski, Börmel & Müller, 2017a), während des Jonglierens (Carius et al., 2016), beim Tischtennispielen (Balardin et al., 2017) sowie beim Gehen (Vitorio et al., 2017) erfolgreich eingesetzt. Die Durchführbarkeit von fNIRS-Studien während des Gehens konnte zusätzlich durch zahlreiche Untersuchungen nachgewiesen werden, in denen die Aktivität des PFC mittels fNIRS während des Gehens und einer kognitiven Zweitaufgabe (z.B. N-back-Test, Verbaler Flüssigkeitstest, serielle Subtraktion) analysiert wurde (Pinti et al., 2020; Herold, Wiegel, Scholkmann, Thiers, Hamacher & Schega, 2017b). Noah und Kollegen (2015) haben fNIRS sogar in einer Tanz-Studie anwenden können. Hierbei gelang es ihnen, die hämodynamische Antwort unter natürlichen Bedingungen mit der von fMRT-Untersuchungen, bei der die gleichen Bewegungen im Liegen durchgeführt wurden, nachzubilden.

Im zusammenfassenden Überblick lässt sich somit festhalten, dass die fNIRS durch die hohe Robustheit gegenüber Bewegungsartefakten, der besseren zeitlichen Auflösung im Vergleich zur EEG sowie der höheren zeitlichen Auflösung und der geringen Anschaffungs- und Betriebskosten verglichen mit der fMRT ein breites Anwendungsspektrum hinsichtlich der Analyse der kortikalen Aktivität zulässt. Somit bietet sie die Anwendung bei verschiedensten Kohorten jeden Alters sowie in den zahlreichen Forschungsfeldern der Psychologie, Neurologie und Sportwissenschaft, insbesondere der Motorikforschung, sowohl unter Ruhe als auch während klein- sowie großmotorischer Bewegungen. Damit ist sie ein geeignetes Instrument zur interdisziplinären Forschung.

3.2.2 Erfassung kortikaler Aktivität mittels Hämoenzephalographie, eine systematische Literaturanalyse

Eine spezielle Form der fNIRS ist die Hämoenzephalographie (HEG). Hierbei kann zwischen dem von Toomim und Marsh entwickelten und 1997 patentierten (Toomim & Marsh, 1997) sowie dem von Carmen entwickelten Messverfahren (Carmen, 2004) unterschieden werden. Das erste Verfahren beruht auf den Prinzipien der Pulsoxymetrie und fNIRS. Bei diesem optoelektronischen Bildgebungsverfahren wird zur Quantifizierung der funktionellen Gehirnaktivität die in der Mehrzahl der fNIRS-Systeme implementierte Methode Continuous Wave (dt. kontinuierliche Welle) genutzt. Daher wird es in der Literatur auch oft als Nahinfrarot-HEG (nirHEG) bezeichnet. Bei diesem Verfahren werden Änderungen der Anteile von oxygeniertem und desoxygeniertem Hämoglobin im Blut in Bezug zu einem Anfangswert gemessen, wobei Streuungseffekte des Gewebes als konstant angenommen werden. Somit wird der Trend der Hämodynamik und der Sauerstoffsättigung dargestellt (Perrey, 2008). Hierfür werden von einer Lichtdiode rotes und infrarotes Licht emittiert. Dabei wird das infrarote Licht aufgrund seiner Wellenlänge (850 nm) nur gering von dem Grad der Hämoglobinoxygenierung beeinflusst (vgl.

Abb. 6). Der rote Lichtanteil (660 nm) hingegen wird vor allem vom desoxygenierten Hämoglobin absorbiert, jedoch weniger von oxygeniertem Hämoglobin (Serra-Sala et al., 2012).

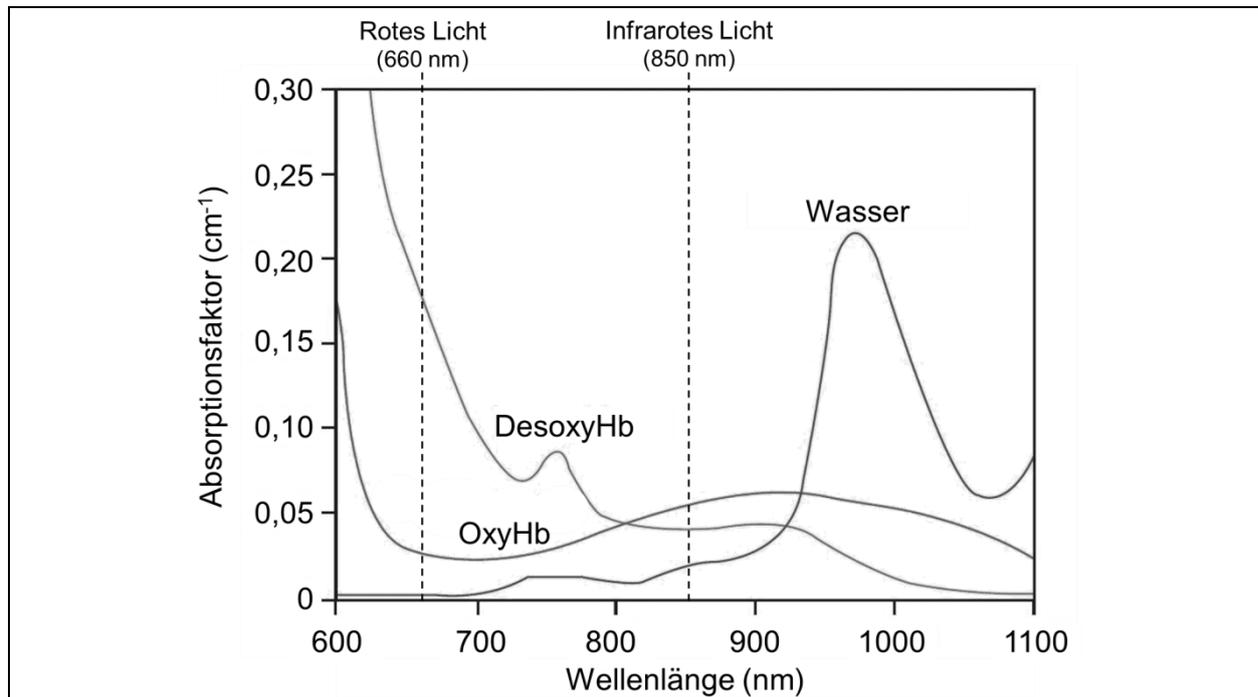


Abb. 6. Darstellung der Charakteristik der Absorption von oxygeniertem Hämoglobin (OxyHb) und desoxygeniertem Hämoglobin (DesoxyHb) und Wasser bezüglich der Wellenlängen des Lichts (mod. nach Bunce, Izzetoglu, Izzetoglu, Onaral & Pourrezaei, 2006, S. 55)

Kommt es zu einer neuronalen Aktivität, so erfolgt eine Steigerung der metabolischen Rate, welche u.a. mit einem erhöhten Sauerstoffverbrauch einhergeht. Um diesen Sauerstoffverbrauch entgegenzuwirken, wird mithilfe der neurovaskulären Kopplung der zerebrale Blutfluss und das zerebrale Blutvolumen und somit auch die Zufuhr an oxygeniertem Hämoglobin erhöht, wie bereits im vorhergehenden Kapitel 3.2.1 beschrieben. Unter Nutzung der optischen Eigenschaften des roten und nahinfraroten Lichts bei der Durchdringung neuronalen Gewebes wird daher indirekt die Bestimmung der metabolischen Aktivität des betrachteten kortikalen Gewebes ermöglicht (Toomim, Mize, Kwong, Toomim, Marsh, Kozlowski, Kimball & Rémond, 2004).

Das nirHEG-System ist für die meisten Probanden lediglich für die Erfassung der Aktivität im PFC geeignet, also für eine Ableitung des Messsignals über der Stirn, da Haare einen zu hohen Einfluss auf die Qualität des Messsignals haben (Cutini & Brigadoi, 2014).

Das zweite HEG-Messverfahren erfasst mittels passiven infraroten Lichts ein peripheres thermisches Signal des darunterliegenden kortikalen Areals. Dieses Verfahren wird auch als passive Infrarot-Hämooenzephalographie (pirHEG) bezeichnet und wurde vornehmlich zur Behandlung von Migräne-Kopfschmerzen entwickelt (Carmen, 2004). Bei diesem Verfahren hat der Sensor keinen direkten Kontakt zur Haut, sodass der Detektor auf infrarote Wellenlängen (7 bis 14 μm) reagiert (Toomim & Carmen, 2009). Somit gleicht das Ergebnis dem der Kontakt erfordernden Thermometrie. Dieses thermische Signal

steht in direktem Zusammenhang zur kortikalen Aktivität des darunter liegenden kortikalen Gewebes (Carmen, 2004), hat jedoch eine deutlich geringere räumliche Auflösung als das zuvor beschriebene nirHEG (Hammond, 2014).

Als Arbeitsdefinition wird im Weiteren lediglich das nirHEG-Verfahren als HEG bezeichnet, da dieses den Schwerpunkt dieser Arbeit bildet. Das pirHEG-Verfahren wird entsprechend gesondert deklariert.

Die Suche und Überprüfung wurde gemäß dem PICOS-Prinzip durchgeführt (Harris, Quatman, Manring, Siston & Flanigan, 2014; Liberati, Altman, Tetzlaff, Mulrow, Gøtzsche, Ioannidis, Clarke, Devereaux, Kleijnen & Moher, 2009; Moher, Liberati, Tetzlaff & Altman, 2009). PICOS ist ein Akronym welches sich aus den englischen Wörtern **P**articipants (Studienteilnehmer), **I**nterventions (Interventionen), **C**omparators (Komparatoren), **O**utcomes (Resultate) und **S**tudy design (Studiendesign) bildet. Entsprechend dieser Kriterien werden bei der Literatursuche Ein- und Ausschlusskriterien definiert. Hierbei wurde die Suche hinsichtlich der Studienteilnehmer auf keine Altersgruppe unabhängig von Pathologien beschränkt. Bezüglich der Interventionen und der Komparatoren wurden keine Beschränkungen vorgenommen. Als Outcome stand die Darstellung der Anwendungen der HEG zur Erfassung kortikaler Aktivität sowie deren Manipulation durch Neurofeedback im Fokus. Ebenso wurden Studien inkludiert, die pirHEG nutzten, da zunächst Synergieeffekte nicht auszuschließen sind. Im Hinblick auf die Studiendesigns wurde der Selektionsprozess nicht beschränkt. In der Studienauswahl wurden ausschließlich Peer-Review-Artikel in den Sprachen Deutsch und Englisch eingeschlossen.

Bislang ist die Studienlage zum Einsatz von HEG zur Erfassung kortikaler Aktivitäten für die Aufklärung neuropsychologischer Prozesse bei verschiedenen Bedingungen (z.B. während kognitiver Tests) noch relativ gering. Zumeist wird die HEG dazu eingesetzt, einer Person über ein visuelles oder auditives Signal den Aktivierungsgrad der vom Sensor erfassten kortikalen Region unmittelbar zurückzumelden. Dies soll dem Probanden ermöglichen, Strategien zu entwickeln, die Hämodynamik dieser kortikalen Region willentlich zu regulieren. Um einen vollständigen Überblick über (1) den aktuellen Stand der Forschung zur Anwendung der HEG, (2) dem Zusammenhang zwischen kognitiven Prozessen und der mit der HEG erfassten kortikalen Aktivität sowie (3) die Untersuchungsmethodik und (4) dessen Wirkung auf u.a. kognitive Prozesse zu erhalten, wurde zunächst eine systematische Literaturrecherche durchgeführt.

Die systematische Literaturrecherche fand am 06. Dezember 2022 mithilfe der fünf elektronischen Datenbanken PsycInfo, Pubmed, Scopus, SPORTDiscus sowie Web of Science statt. In allen Datenbanken wurden die folgenden Suchbegriffe verwendet:

- hemoencephalogr* OR Hämoenzephalogr* OR Hämoencephalogr*

Weiterhin wurden keine Beschränkungen für die Suchfunktionen vorgenommen. Nach der Identifikation der Datensätze durch die Suchmaschinen, wurden diese und drei weitere Publikationen, die während der Recherche als relevant eingeschätzt wurden, dem Literaturverwaltungsprogramm Citavi 6 (Swiss Academic Software GmbH, Schweiz) hinzugefügt (siehe Abb. 7). Dieses Literaturverwaltungsprogramm wurde auch im Weiteren für die Analysen und den Ausschluss von Dubletten genutzt. Von den insgesamt 56

gefundenen Artikeln wurden hinsichtlich der genannten Auswahlkriterien 19 Artikel als relevant eingeschätzt (siehe Abb. 7).

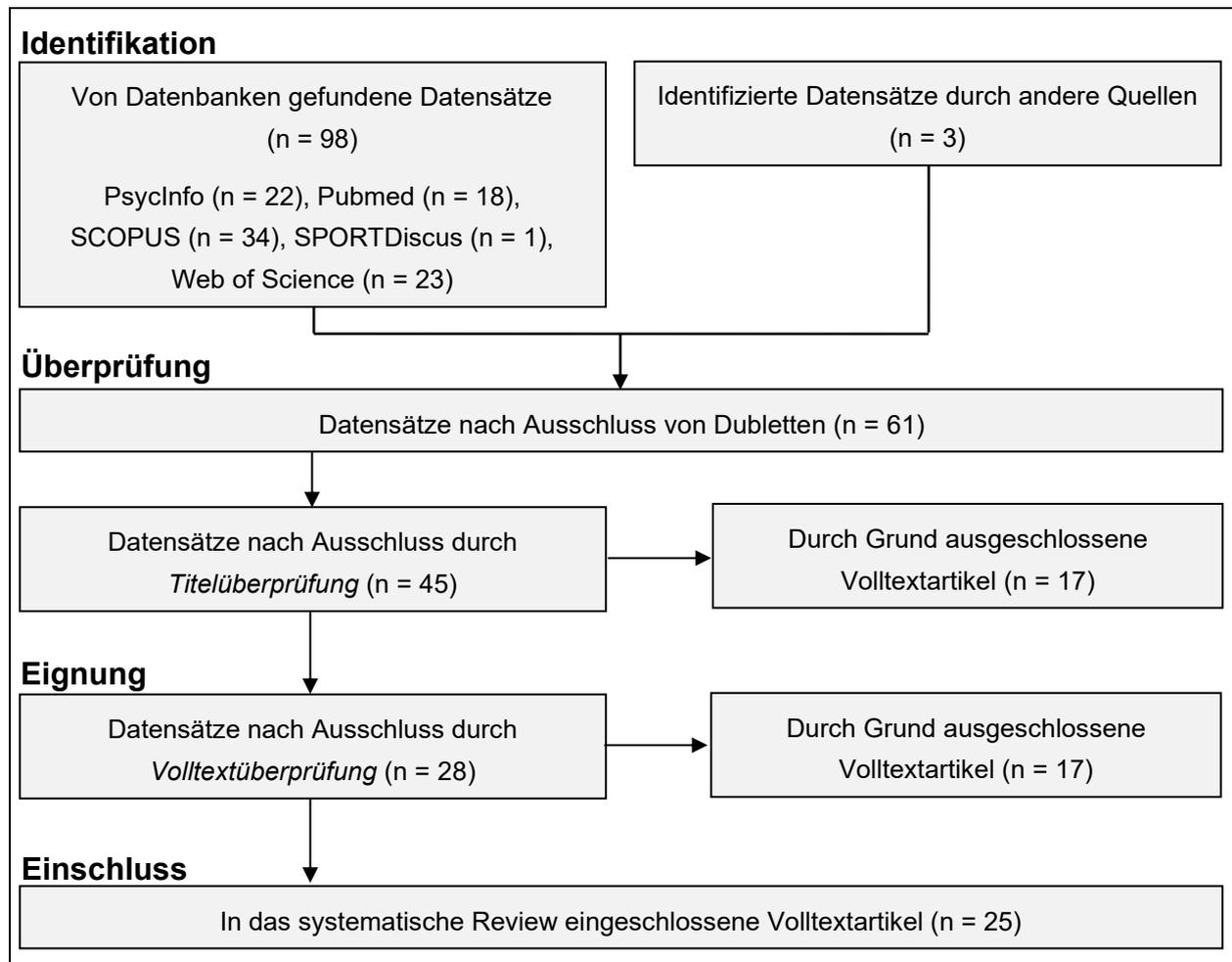


Abb. 7. Flussdiagramm mit entsprechenden Informationen zur Datenbanksuche und zu den Selektionsprozessen, welche zur Identifikation der relevanten Artikel dieser systematischen Literaturrecherche führten.

Für die fundierte Interpretation der Ergebnisse der inkludierten Studien dieses systematischen Reviews sind zunächst die Begriffe des Neurofeedbacks und Neurofeedbacktrainings sowie der Sensorpositionierungsmöglichkeiten zu klären. Mithilfe von Neurofeedback werden die hämodynamischen Aktivitäten ausgewählter kortikaler Regionen erfasst und dem Probanden unmittelbar über ein visuelles oder auditives Feedback zurückgemeldet. Das Neurofeedbacktraining soll mithilfe der Rückmeldung der Aktivität der ausgewählten kortikalen Region dem Probanden ermöglichen, Techniken zur Selbstregulation der Hämodynamik für die entsprechenden kortikalen Areale zu entwickeln. Eine weiterführende Erläuterung des Neurofeedback-Verfahrens sowie des Neurofeedbacktrainings folgt in Kapitel 3.3. Die erfasste und zu trainierende kortikale Region wird dabei durch die Position des HEG-Sensors bestimmt. Die Positionierung der HEG-Sensoren auf dem Kopf wird üblicherweise nach dem internationalen 10-20 System zur Elektrodenpositionierung für EEG-Untersuchungen nach Jasper (1958) vorgenommen (siehe Abb. 8). Dabei sind die Sensorpositionen (Ableitpunkte) bezüglich der Lage der Region am

Kortex mittels Buchstaben (F: Frontal, C: Zentral, P: Parietal, T; Temporal, O: Okzipital) und in Bezug auf die Hemisphäre durch Zahlen (1-10) beschrieben. Ungerade Zahlen verdeutlichen dabei eine Position auf der linken Hemisphäre, gerade Zahlen eine Position auf der rechten Hemisphäre. Ein „z“ (engl. zero) bezeichnet hingegen eine Sensorposition entlang der Mittellinie zwischen den Hemisphären. Zur Einteilung der Abstände der Sensoren dienen die Referenzpunkte der Nasenwurzel, dem sog. Nasion (Nz), sowie der Protuberantia occipitalis externa, auch Inion (Iz).

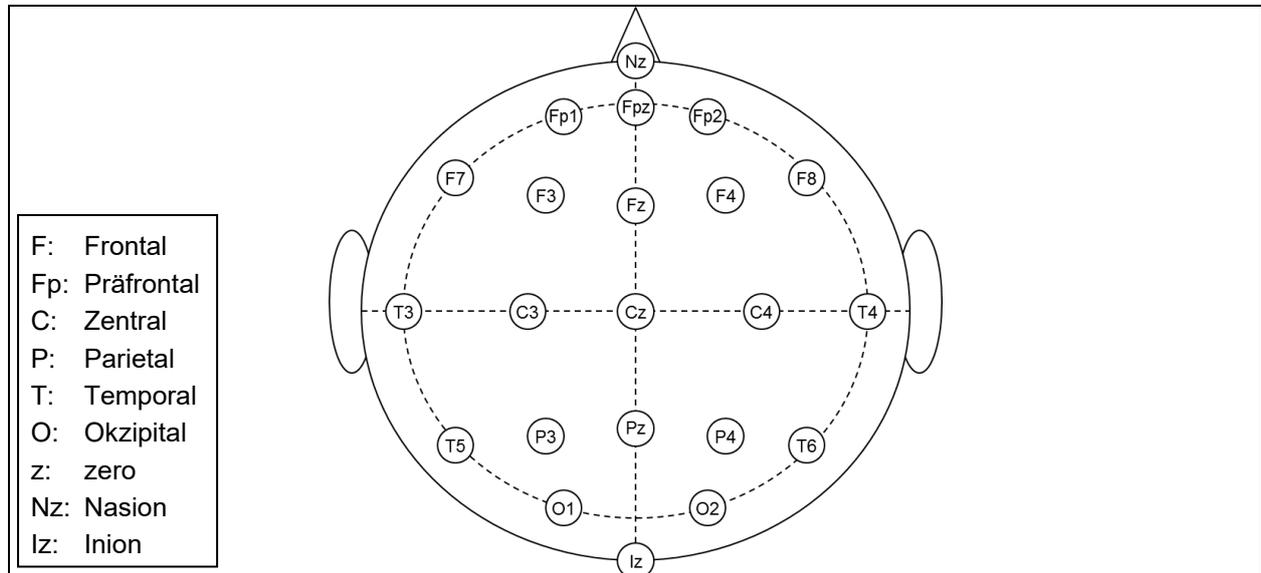


Abb. 8. Darstellung der Sensorpositionen des 10-20 Systems nach Jasper (1958) (eigene Abbildung)

Von den eingeschlossenen Studien wurden Informationen über den Erst- und Zweitautor, das Jahr der Publikation, die Probandencharakteristik hinsichtlich des Alters, Geschlechts und Gesundheitsstatus, das Studiendesign, die untersuchte kortikale Region einschließlich der Sensorpositionierung, sowie der Untersuchungsinhalt und die wichtigsten Erkenntnisse, die durch die entsprechenden Studien erlangt wurden, extrahiert (siehe Tab. 3).

Tab. 3. *Systematische Übersicht von Studien, die HEG zur Erfassung und/oder Rückmeldung als Neurofeedback von regionaler Gehirnaktivierung nutzten, hinsichtlich ihrer Zielstellung, Methodik und Resultate (ÜE: Übungseinheiten, NFBT: Neurofeedbacktraining, VR: virtuelle Realität, m: männlich, w: weiblich, ADHS: Aufmerksamkeitsdefizit-/Hyperaktivitätsstörung; IG: Interventionsgruppe; KG: Kontrollgruppe, tDCS: transkranielle Gleichstromstimulation)*

Autor (Jahr)	Zielstellung/ Gegenstandsbe- reich	Methodik: (1) Stichprobe (2) Studiendesign (3) kortikale Regionen (4) Untersuchungsinhalt	Zusammenfassung der wichtigsten Erkenntnisse
Barry & Nooney (2018)	pirHEG-NFBT zur Leistungsverbesserung im Sport durch Verbesserung der Effizienz des PFC	(1) 3 junge Sportler (m) (Baseball, Volleyball, Basketball) (21 Jahre) (2) Interventionsstudie (3) Präfrontal (4) 5 ÜE pirHEG-NFBT mit Videofeedback, je 30 min, wöchentlich	2 Sportler deskriptiv geringe Verbesserung der sportlichen Leistung, subjektive Verbesserung des Fokus/ Konzentration im Sport/Alltag, seltener auftretende Kopfschmerzen
Carmen (2004)	pirHEG-NFBT zur Verbesserung der Inhibitionskontrolle und somit Minderung von Migräne-Kopfschmerzen	(1) 100 Migräne-Patienten (36m/ 64w, 23,9 ± 14,58 Jahre) (2) Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fpz) (4) 6 ÜE pirHEG-NFBT mit Videofeedback, je 30 min, wöchentlich	Bei Mehrzahl der Probanden (72 %) treten Migräne-Symptome seltener und im geringeren Ausmaß auf
Coben & Padolsky (2007)	Prüfung der Validität von pirHEG-NFBT bei Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma	(1) 49 Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma, (IG: N=32; KG1: N=7; KG2: N=10) (2) doppelt kontrollierte Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fpz) (4) 20 ÜE pirHEG-NFBT mit Videofeedback (IG) KG1: okzipitale Nervenstimulation KG2: individuelle Psychotherapie	pirHEG-NFBT führte zur Verbesserung Gehirnkonnektivität und verbessertem zerebralen Blutfluss
Dias et al. (2012)	HEG-NFBT zur Steigerung des Gehirnmetabolismus und zur Verbesserung kognitiver Fähigkeiten	(1) 16 gesunde Erwachsene (8 IG, 8 KG) (32-81 Jahre) (2) klinische, kontrollierte Studie (3) Präfrontal (Fp1) (4) 3 ÜE HEG-NFBT, 40 min, Prä-/Posttest: Working Memory Test	Verbesserung der Interventionsgruppe im Working Memory Test
Freides & Aberbach (2005)	Prüfung präfrontaler Hemisphärenunterschiede und deren Reliabilität	(1) 24 Studenten (4m, 20w) (2) Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fp1, Fp2, Fpz) (4) HEG bei geschlossenen Augen und während lauten Vorlesens; zzgl. Wiederholungsmessung	Hemisphärenunterschiede zum ersten Messzeitpunkt sind höher als beim zweiten, könnte mit Prozessen der Orientierung, des Verhaltens und der Aufmerksamkeit zusammenhängen; hohe Reliabilität des HEG-Signals
Gomes et al. (2018)	Evaluierung von HEG-NFBT zur Verbesserung von Symptomen von Patienten mit Schizophrenie	(1) 8 Schizophrenie-Patienten (IG) (36 ± 9,98 Jahre), 12 gesunde Erwachsene (aktive KG) (32,2 ± 5,60 Jahre) (2) Kontrollierte Interventionsstudie (3) Präfrontal (F7, Fp1, Fp2, F8) (4) 10 ÜE HEG-NFBT, 4-8 min je Sensorposition	Interaktion (Gruppe * Zeit) zwischen Fp1 und F7; Verbesserung kognitiver Funktionen: Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit, Aufmerksamkeitsprozesse, Arbeitsgedächtnis, Exekutive Funktionen sowie verbales und visuelles Lernen (ohne Interaktionseffekt)
Ha et al. (2015)	Entwicklung und Evaluierung eines multimodalen Systems (EEG, HEG, HRV) zur Stressüberwachung	(1) 20 gesunde Männer (2) Querschnittsstudie (3) Präfrontal (16 Sensoren auf der Stirn) (4) HEG während N-back-Aufgabe	Hohe Messgenauigkeit unter Berücksichtigung des Zeitversatzes des HEG-Signals

Tab. 3. Fortsetzung

Autor (Jahr)	Zielstellung/ Gegenstandsbe- reich	Methodik: (1) Stichprobe (2) Studiendesign (3) kortikale Regionen (4) Untersuchungsinhalt	Zusammenfassung der wichtigsten Erkenntnisse
Hsiao et al. (2022)	Einfluss der Belastungsintensität beim Gehen auf die präfrontale Aktivität	(1) 114 gesunde Erwachsene (20-25 Jahre) (2) blockrandomisierte Querschnittsstudie (3) Präfrontal (4) HEG bei moderater, niedrig-bis-moderater, niedriger und sehr niedriger Intensität beim Gehen	Steigende Belastungsintensität von niedrig zu moderat steigert die präfrontale Durchblutungsrate
Kamali et al. (2019)	Einfluss von tDCS auf präfrontale Aktivität bei kognitiven Tests	(1) 12 Bodybuilder (28-40 Jahre) (2) doppelt verblindete, randomisierte, kontrollierte Studie (3) Links präfrontal (Fp1) (4) HEG während kognitiver Tests nach tDCS	Direkter Zusammenhang zwischen gesteigerter linker präfrontaler Aktivität und Gedächtnisaufgabe sowie verbaler kognitiver Aufgabe
Koyama et al. (2016)	Zusammenhang von orbitofrontaler Aktivität und Appetit zu verschiedenen Ernährungskonzepten	(1) 56 gesunde Erwachsene (23m, 33w; 21,1 ± 3,03 Jahre) (2) randomisierte Studie (3) Links orbitofrontal (4) HEG während visueller Stimuli (Fotos)	Orbitofrontale Aktivität unterscheidet sich signifikant bei Betrachtung der 2 Ernährungskonzepte, jedoch nicht zum Grad des Appetits
Lai et al. (2015)	Auswirkung von HEG-NFBT auf Regulation von Aufmerksamkeitsfunktionen sowie präfrontaler Metabolismus bei spezifischen Aufmerksamkeitsstests	(1) 70 Studenten (44m, 46w; 18,9 ± 2,67 Jahre), davon 26 mit HEG-NFBT (2) doppelt kontrollierte Interventionsstudie (3) Präfrontal (4) HEG während Aufmerksamkeitsstests vor und nach 15-minütigem HEG-NFBT mit auditivem Feedback	HEG-NFBT führt zu verbesserter Genauigkeit beim Attentional Network Test (ANT); höhere präfrontale Aktivität führt zu verbesserter Genauigkeit beim ANT
Matsuda & Sato (2019)	Zusammenhang von Reaktionszeiten und subjektiver Persönlichkeitseinschätzung	(1) 21 Studenten (13m, 8w; 19-22 Jahre) (2) Querschnittsstudie (3) Präfrontal (4) HEG während Tests zur Persönlichkeitseinschätzung	Keine signifikant höhere präfrontale Aktivität bei Reaktionszeittests im Vergleich zur Baseline
Mize (2004)	HEG-NFBT zur Verbesserung von Gehirnfunktionen und Aufmerksamkeit sowie Testleistungen von Aufmerksamkeitsstests	(1) 1 ADHS-Patient (12 Jahre) (2) Einzelfallstudie (3) Präfrontal (Fp1, Fp2, Fpz) (4) 10 ÜE HEG-NFBT (visuelles Feedback), wöchentlich, je 10 min pro Sensorposition	Deutliche Verbesserung der Steigerung des HEG-Signals; deutlich bessere Ergebnisse bei ADHS-Diagnostik und zzgl. geminderter Medikamentendosierung
Mohsenian et al. (2022)	Überprüfung des Effekts der Kühlung der Stirn auf Präzision der visuellen Aufmerksamkeit	(1) 34 Studenten (m) (20-35 Jahre) (17 IG, 17 KG) (2) blockrandomisierte Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fp1) (4) HEG während Flicker Fusion Test vor und nach Kühlung der Stirn	Kühlung des PFC führt zu kognitiver Leistungsverbesserung nach Reduktion der kognitiven Ermüdung
Percik et al. (2019)	HEG-NFBT zur willentlichen Aktivierung des PFC zur verbesserten Appetitkontrolle	(1) 6 junge übergewichtige Männer (2) Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fp1, Fp2) (4) 10 ÜE HEG-NFBT, zweiwöchentlich, je 10 min pro Sensorposition	Erhöhte präfrontale Aktivierung bei Inhibitionsaufgabe; positive Trends zur Selbstkontrolle des Appetits

Tab. 3. Fortsetzung

Autor (Jahr)	Zielstellung/ Gegenstandsbe- reich	Methodik: (1) Stichprobe (2) Studiendesign (3) kortikale Regionen (4) Untersuchungsinhalt	Zusammenfassung der wichtigsten Erkenntnisse
Serra-Sala et al. (2012)	Bestimmung der präfrontalen Aktivität bei kognitiven Tests und Aufgaben mit emotionalem Inhalt	(1) 70 Studenten (14m, 56w) (2) Querschnittsstudie (3) Präfrontal (Fpz) (4) HEG während 2 kognitiven und 3 emotional belastenden Tests	Geringere präfrontale Aktivität tritt überwiegend bei emotional-sensitiven Prozessen auf (schmerzhafte Gefühle)
Serra-Sala et al. (2016)	Bestimmung der präfrontalen Aktivität von Jugendlichen und Erwachsenen bei Aufgaben mit emotionalem Inhalt	(1) 59 Jugendliche (31m, 28w, 13-14 Jahre), 70 Studenten (14m, 56w, 31,8 ±10,65 Jahre) (2) Querschnittsstudie (3) Präfrontal (Fpz) (4) HEG während visueller Stimuli (Fotos)	Geringere präfrontale Aktivität tritt in beiden Kohorten überwiegend bei emotional-sensitiven Prozessen auf (schmerzhafte Gefühle); Jugendliche zeigen weniger sinkende präfrontale Aktivität als Studenten
Sherrill (2005)	HEG-NFBT zur Verbesserung der willentlichen Kontrolle präfrontaler Aktivitäten	(1) 15-Jähriger mit Schwierigkeiten in Artikulation und Rechtschreibung (2) Einzelfall-Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fp1, Fp2, Fpz) (4) 20 ÜE HEG-NFBT in 13 Wochen, je 10 min pro Sensorposition	Verbesserung der willentlichen Kontrolle des präfrontalen Blutflusses
Skalski (2022)	Überprüfung des Einflusses von Placebo-Effekten auf den Erfolg des HEG-NFBT	(1) 33 ADHS-Patienten (9-14 Jahre) (IG: 14m, 3w, 12,9 ± 2,28 Jahre; KG: 13m, 3w, 11,8 ± 1,63 Jahre) (2) randomisierte Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fp1, Fp2, Fpz) (4) 5 ÜE HEG-NFBT, je 10 min pro Sensorposition, 1x pro Woche	IG hat im Vergleich zur KG höhere präfrontale Durchblutungsrate während HEG-NFBT sowie bessere Ergebnisse in kognitiven Tests (Vigilanz, visuelle Suche)
Skalski et al. (2021a)	Auswirkung des HEG-NFBT in VR auf Vigilanz, visuelle Suche und geteilte Aufmerksamkeit	(1) 87 ADHS-Patienten (9-15 Jahre) (2) randomisiert kontrollierte Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fp1, Fp2, Fpz) (4) 10 ÜE HEG-NFBT (3 Gruppen: 2D-HEG-NFBT, VR-HEG-NFBT mit oder ohne Distraktoren), je 10 min pro Sensorposition, 1x pro Woche	IG mit VR haben höhere regionale zerebrale Durchblutung während HEG-NFBT sowie bessere Leistung bei kognitiven Tests im Vergleich zu 2D-HEG-NFBT-Gruppe
Skalski et al. (2021b)	Effektivität eines HEG-NFBT des PFC bei Kindern mit und ohne ADHS	(1) je Gruppe 30m (IG mit ADHS: 12,6 ± 1,6 Jahre; IG ohne ADHS: 12,0 ± 1,3 Jahre; KG mit ADHS: 11,8 ± 1,7 Jahre; KG ohne ADHS: 12,4 ± 1,9 Jahre) (2) randomisiert kontrollierte Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fp1, Fp2, Fpz) (4) 10 ÜE HEG-NFBT oder physisches Training (Schwimmen), je 10 min pro Sensorposition, 1x pro Woche	HEG-NFBT verbessert kognitive Defizite von Kindern mit ADHS und steigert die kognitive Kapazität bei neurotypischen Kindern
Stokes & Lapin (2010)	Nutzung von pirHEG-NFBT als Ergänzung zur Behandlung von Migräne mittels EEG-NFBT	(1) 37 Migräne-Patienten (8m, 29w; 9-79 Jahre) (2) Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fpz) (4) 40 ÜE EEG-NFBT und Handwärmungstraining, 10 ÜE, 30min pirHEG-NFBT mit Videofeedback, ca. 3x pro Woche	Reduktion der Anzahl der Migräneschübe und zum Teil verminderte Medikation; bei auftretender Migräne, konnten die Probanden diese nach dem Feedbacktraining besser kontrollieren

Tab. 3. Fortsetzung

Autor (Jahr)	Zielstellung/ Gegenstandsbe- reich	Methodik: (1) Stichprobe (2) Studiendesign (3) kortikale Regionen (4) Untersuchungsinhalt	Zusammenfassung der wichtigsten Erkenntnisse
Toomim et al. (2004)	Überprüfung ob ein HEG-NFBT der entsprechenden kortikalen Region zur Verbesserung der Daueraufmerksamkeit	(1) 10 Kinder (9m, 1w; 10,7 ± 2,27 Jahre), 18 Erwachsene (10m, 8w; 40 ± 9,4 Jahre) mit verschiedenen klinischen kognitiven Einschränkungen; 25 gesunde Erwachsene (2) kontrollierte Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fp1, Fp2, Fpz) (4) 10 ÜE HEG-NFBT, je 10 min pro Sensorposition	HEG-NFBT verbessert Daueraufmerksamkeit
Vasaghi Gharameki et al. (2022)	Überprüfung der Aufmerksamkeitsstörung von Brustkrebspatienten während der Chemotherapie	(1) Brustkrebspatienten mit zwei verschiedenen Chemotherapie-Regimen, gesunde Erwachsene (2) Querschnittsstudie (3) Präfrontal (Fp1) (4) HEG- und qEEG-Messung während Ruhe und kognitiver Aufgaben	Keine Unterschiede des HEG-Signals zwischen den Therapiegruppen
Walker & Lyle (2016)	pirHEG-NFBT zur Verbesserung der Frequenz und Symptome von Migräneschüben	(1) 31 Migräne-Patienten (3m, 28w; 38,7 Jahre, 20-65 Jahre) (2) Interventionsstudie (3) Präfrontal (Fpz) (4) 3 ÜE 10-minütiges/ 7 ÜE 25-minütiges pirHEG-NFBT mit Videofeedback, wöchentlich	Erfolgreiche Reduktion von Kopfschmerz-abhängigen Einschränkungen der Patienten

Probandencharakteristiken und Studiendesigns

In den geprüften Studien wurde die HEG zur Erfassung kortikaler hämodynamischer Aktivität während unterschiedlicher Aufgaben oder im Rahmen eines Neurofeedbacktrainings bei den nachfolgenden Kohorten eingesetzt:

- gesunde Kinder und Jugendliche (Skalski, Pochwatki & Balas, 2021b; Serra-Sala, Timoneda-Gallart & Pérez-Álvarez, 2016),
- Studierende (Mohsenian, Kouhnavard, Nami, Mehdizadeh, Seif & Zamanian, 2022; Matsuda & Sato, 2019; Serra-Sala et al., 2016; Lai, MacNeil & Frewen, 2015; Serra-Sala et al., 2012; Freides & Aberbach, 2005),
- gesunde Erwachsene (Hsiao, Tzeng, Chu, Lan & Chiang, 2022; Gomes, Ducos, Gadelha, Ortiz, van Deusen, Akiba, Guimaraes, Cordeiro, Trevizol, Lacerda & Dias, 2018; Koyama, Amitani, Adachi, Morimoto, Kido, Taruno, Ogata, Amitani, Asakawa & Inui, 2016; Ha, Lee, Kim, Roth, Bae, Kim & Yoo, 2015; Dias, van Deusen, Oda & Bonfirm, 2012; Toomim et al., 2004),
- junge übergewichtige Männer (Percik, Cina, Even, Gitler, Geva, Seluk & Livny, 2019),
- Migränepatienten (Walker & Lyle, 2016; Stokes & Lappin, 2010; Carmen, 2004),
- Kinder mit ADHS (Skalski, 2022; Skalski, Konaszewski, Pochwatko, Balas & Surzykiewicz, 2021a; Skalski et al., 2021b; Mize, 2004)
- Personen nach einem Schädel-Hirn-Trauma (Coben & Padolsky, 2007),
- schizophrene Personen (Gomes et al., 2018),

- heterogene Probandengruppen hinsichtlich ihrer kognitiven Einschränkungen (Toomim et al., 2004),
- Brustkrebspatienten (Vasaghi Gharamaleki, Mousavi, Owrangi, Gholamzadeh, Kamali, Dehghani, Chakrabarti & Nami, 2022)
- Sportler aus Mannschaftssportarten (Barry & Nooney, 2018) und
- Bodybuilder (Kamali, Saadi, Yahyavi, Zarifkar, Aligholi & Nami, 2019).

Detaillierte Informationen über das Alter und die Anzahl der Probanden sind in Tabelle 3 aufgeführt. Bezüglich des Studiendesigns ist die bisherige Studienlage sehr heterogen. Es gab innerhalb der geprüften Studien fünf Querschnittsstudien ohne Kontrollgruppe (Vasaghi Gharamaleki et al., 2022; Serra-Sala et al., 2016; Ha et al., 2015; Serra-Sala et al., 2012; Freides & Aberbach, 2005) und vier randomisierte, kontrollierte Querschnittsstudien (Hsiao et al., 2022; Kamali et al., 2019; Matsuda & Sato, 2019; Koyama et al., 2016). Mohsenian und Kollegen (2022) nutzten die HEG als Messinstrument für ihre randomisierte Interventionsstudie, wohingegen die Mehrzahl der betrachteten Studien die HEG als Methode für ein Neurofeedbacktraining verwendete. Darunter waren drei Pilotstudien mit Einzelfallberichten (Barry & Nooney, 2018; Sherrill, 2005; Mize, 2004), vier Interventionsstudien ohne Kontrollgruppe (Percik et al., 2019; Walker & Lyle, 2016; Stokes & Lappin, 2010; Carmen, 2004), vier mit Kontrollgruppe (Gomes et al., 2018; Dias et al., 2012; Coben & Padolsky, 2007; Toomim et al., 2004) sowie vier Studie die randomisiert und kontrolliert durchgeführt wurde (Skalski, 2022; Skalski et al., 2021a, 2021b; Lai et al., 2015).

Untersuchte kortikale Region und Untersuchungsinhalt

Das Interesse der Untersuchungen unter Einsatz des HEG fokussierte sich bisher ausschließlich auf präfrontale Areale (siehe Abb. 9). Ha und Kollegen (2015) verwendeten als einzige mehrere Sensoren simultan. In nahezu allen Studien wurde nur ein Sensor verwendet, wobei jedoch die genaue Positionierung des HEG-Sensors sehr heterogen und zum Teil sehr unpräzise beschrieben wurde. Hsiao und Kollegen (2022), Matsuda und Sato (2019), Barry und Nooney (2018) sowie Lai und Kollegen (2015) berichten lediglich von einer präfrontalen Positionierung der HEG-Sensoren. Aufgrund der Untersuchungsbeschreibung liegt es nah, dass im Rahmen dieser Studien die HEG-Sensoren mittig der Stirn positioniert wurden. Dies entspricht nahezu der medial präfrontalen Sensorposition Fpz, die auch weitere sechs der überprüften Studien für ihre Untersuchung nutzten (Serra-Sala et al., 2016; Walker & Lyle, 2016; Serra-Sala et al., 2012; Stokes & Lappin, 2010; Coben & Padolsky, 2007; Carmen, 2004). Zur Untersuchung der linken orbitofrontalen Region des PFC wurde der HEG-Sensor in der Studie von Koyama und Kollegen (2016) über der linken Augenbraue positioniert. Unmittelbar darüber liegend befindet sich Fp1, die Ableitstelle für den linken dorsolateralen PFC, welche bei vier Studien als Sensorposition genutzt wurde (Mohsenian et al., 2022; Vasaghi Gharamaleki et al., 2022; Kamali et al., 2019; Dias et al., 2012). Die weiteren sieben Studien applizierten den HEG-Sensor während der Untersuchungen und Interventionen über mehreren präfrontalen Regionen. So positionierten Percik und Kollegen (2019) den Sensor in ihrer Interventionsstudie sowohl über dem linken, als auch den rechten dorsolateralen PFC

(Fp1 und Fp2). Zusätzlich zu diesen beiden Positionen wurde der HEG-Sensor auch bei Fpz über den medialen PFC in sieben Studien appliziert (Skalski, 2022; Skalski et al., 2021a; 2021b; Freides & Aberbach, 2005; Sherrill, 2005; Mize, 2004; Toomim et al., 2004). Hingegen nutzten Gomes und Kollegen (2018) für ihre Interventionsstudie neben den dorsolateralen präfrontalen Sensorpositionen Fp1 und Fp2 auch die linken und rechten frontotemporalen Ableitstellen über F7 und F8. Lediglich eine Studie nutzte ein System mit 16 HEG-Sensoren, die die präfrontale Aktivität über die gesamte Stirn verteilt simultan erfassten (Ha et al., 2015). Eine Übersicht zu den verwendeten HEG-Sensorpositionen der genannten Studien ist in der folgenden Abbildung 9.

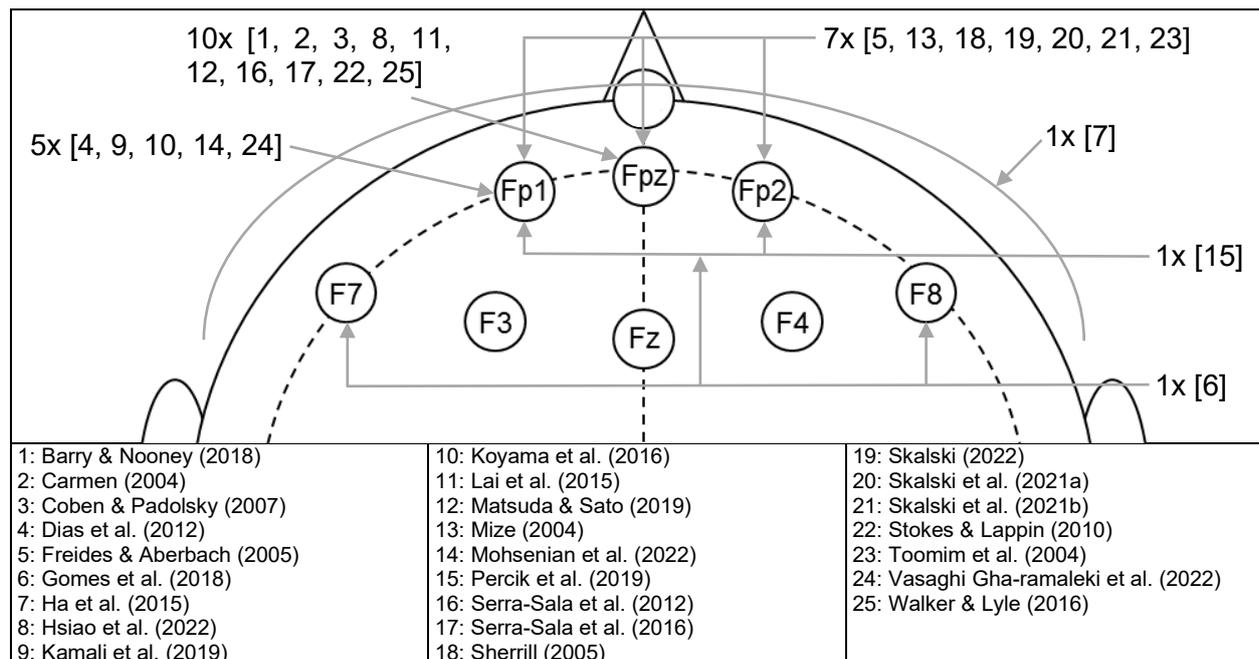


Abb. 9. Übersicht der HEG-Sensorpositionen der in Tabelle 3 aufgeführten Studien (eigene Abbildung)

Einsatzfelder der HEG

Die präfrontale Hämodynamik wurde mittels HEG in den geprüften Studien vor dem Hintergrund unterschiedlicher Zielstellungen und unter verschiedenen Bedingungen erfasst. So wurde die HEG während Tests zur Persönlichkeitseinschätzung eingesetzt, um Rückschlüsse auf den Zusammenhang zwischen präfrontaler Aktivität und subjektiven Persönlichkeitseinschätzungen sowie Reaktionszeiten zu ermitteln (Matsuda & Sato, 2019). Darüber hinaus wurde sie ebenso während kognitiver Tests genutzt, wie beispielsweise numerische Tests (Serra-Sala et al., 2016; 2012) oder bei Aufgaben, die logisches Denken, Gedächtnisleistungen und verbale Fertigkeiten erfordern (Vasaghi Gharamaleki et al., 2022; Kamali et al., 2019). Mithilfe der HEG wurden des Weiteren der Einfluss der Belastungsintensität beim Gehen auf die präfrontale Aktivität (Hsiao et al., 2022) sowie der Kühlung der Stirn auf die präfrontale Hämodynamik und die damit möglicherweise einhergehende Auswirkungen auf die Präzision der visuellen Aufmerksamkeit (Mohsenian et al., 2022) analysiert. Weiterhin wurden mit der HEG Unterschiede zwischen den Hemisphären des PFC bei unterschiedlichen Bedingungen (entspannte

Position mit geschlossenen Augen; lautes Vorlesen) untersucht und zugleich durch Wiederholungsmessungen die Test-Retest-Reliabilität der HEG überprüft (Freides & Aberbach, 2005). Die HEG kam ferner zur Überprüfung der Validität eines multimodalen Systems zum Einsatz, welches neben der HEG, simultan die Signale aus EEG und Herzfrequenzmessungen zur Ermittlung der Herzratenvariabilität erfasst. Dabei wurden die verschiedenen Signale während einer kognitiven Aufgabe bei unterschiedlichen Anforderungsniveaus (N-back-Aufgabe) gemessen und verglichen (Ha et al., 2015). Darüber hinaus wurde die HEG bereits genutzt, um die Auswirkung von visuellen Stimuli auf die durch Emotionen hervorgerufene präfrontale Aktivität zu untersuchen (z.B. emotional belastende Fotos (Serra-Sala et al., 2016; 2012) oder Bilder, die den Appetit anregen sollen (Koyama et al., 2016)).

Die Mehrzahl der geprüften Studien setzte die HEG im Rahmen von verschiedenen Programmen zum Neurofeedbacktraining ein. Dabei zielten alle Studien auf eine Steigerung der hämodynamischen Aktivität (bedingt durch einen erhöhten Metabolismus im Gehirn) in den vom HEG-Sensor erfassten präfrontalen Arealen ab. Dies wurde zum einen im Rahmen des Neurofeedbacktrainings (akute Reaktion), zum anderen nach einem Neurofeedbacktraining zur Überprüfung einer nachhaltig verbesserten Selbstregulation und –kontrolle der präfrontalen Aktivität (chronische Anpassung) eingesetzt. Die Verbesserung der willentlichen Kontrolle der präfrontalen Hämodynamik wurde in diesem Zusammenhang von Skalski (2022), Coben und Padolsky (2007) sowie Sherrill (2005) überprüft. Skalski (2022) untersuchte weiterhin den Einfluss von Placebo-Effekten auf den Erfolg des HEG-Neurofeedbacktrainings. Aufgrund der im PFC lokalisierten Inhibitionskontrolle (siehe Kapitel 3.1), wurde ein HEG-Neurofeedbacktraining speziell zur willentlichen Steigerung der Hämodynamik dieser Areale zur Reduktion der Stärke und zur Senkung der Häufigkeit von Kopfschmerzen (u.a. bei Migräne-Patienten (Walker & Lyle, 2016; Stokes & Lappin, 2010; Carmen, 2004)) sowie zur Minderung von Symptomen bei Patienten mit Schizophrenie (Gomes et al., 2018) genutzt. Ebenso wurde eine Verbesserung der willentlichen Aktivierung des PFC im Kontext einer erhöhten Appetitkontrolle bei übergewichtigen Männern geprüft (Percik et al., 2019). Weiterhin wurde das HEG-Neurofeedbacktraining zur Verbesserung kognitiver Fähigkeiten eingesetzt und die Wirkung auf Aufmerksamkeitsfunktionen im Allgemeinen (Skalski et al., 2021b; Lai et al., 2015; Mize, 2004) sowie auf die Daueraufmerksamkeit (Toomim et al., 2004), das Arbeitsgedächtnis (Dias et al., 2012) und die geteilte Aufmerksamkeit (Skalski et al., 2021a) im Speziellen getestet. Barry und Nooney (2018) prüften sogar den Einfluss von HEG-Neurofeedbacktraining auf die sportliche Leistungsfähigkeit im Training und Wettkampf dreier Sportler verschiedener Sportarten (Baseball, Basketball, Volleyball).

Methodische Gestaltung des HEG-Neurofeedbacktrainings

Die methodische Strukturierung der Protokolle des HEG-Neurofeedbacktrainings unterscheidet sich zwischen den geprüften Interventionsstudien nicht nur hinsichtlich der HEG-Sensorpositionierung und Zielstellung, sondern auch bezüglich der Anzahl und des Umfangs, des dem Probanden bereitgestellten Feedbacks je Übungseinheit sowie der Durchführungshäufigkeit pro Woche (siehe Tab. 4).

Die akuten Effekte eines HEG-Neurofeedbacktrainings wurden einzig in der Studie von Lai und Kollegen (2015) untersucht, wobei die Interventionsdauer 15 min betrug. Chronische Effekte des HEG-Neurofeedbacktrainings wurden bereits nach drei Übungseinheiten innerhalb einer Woche (Dias et al., 2012) sowie nach fünf Übungseinheiten über fünf Wochen (Barry & Nooney, 2018) und sechs Übungseinheiten innerhalb von sechs Wochen (Carmen, 2004) untersucht. Lediglich bei letzterer Studie wurde die Dauer des Neurofeedbacktrainings mit 30 min je Übungseinheit konkret angegeben. Jedoch ist auch hierbei zu beachten, dass die Dauer entsprechend dem Wohlbefinden der Probanden angepasst wurde und beispielsweise bei auftretenden Kopfschmerzen abgebrochen wurde, da es sich bei der Stichprobe um Migräne-Patienten handelte. Neun der zwölf Interventionsstudien führten insgesamt zehn Übungseinheiten durch, zwei weitere sogar 20 (siehe Tab. 4). Dabei betrug die Trainingsdauer, sofern angegeben, 10 min pro Sensorposition für jeweils zwei (Percik et al., 2019) bzw. drei Sensorpositionen (Skalski, 2022; Skalski et al., 2021a; 2021b; Sherrill, 2005; Mize, 2004; Toomim et al., 2004). Somit lag der Trainingsumfang insgesamt bei 20 bis 30 min pro Übungseinheit. Lediglich Stokes und Lappin (2010) sowie Carmen (2004) führten ein 30-minütiges Neurofeedbacktraining mit einer Sensorapplikation (Fpz) durch. Dies war jedoch kein singuläres Training, sondern wurde in Ergänzung zu einem EEG-Neurofeedbacktraining sowie einem Handerwärmungstraining durchgeführt, wobei sich entsprechende Übungseinheiten abwechselten (Stokes & Lappin, 2010). Zwei Studien führten eine Steigerung der Trainingsdauer im Rahmen der Intervention durch. Während sich bei Walker und Lyle (2016) die Trainingsdauer nach drei Übungseinheiten für die restlichen sieben Übungseinheiten von 10 auf 25 min verlängerte, wurde bei Gomes und Kollegen (2018) zunächst eine Trainingsdauer von vier min für jede der vier Sensorpositionen festgelegt und diese nachfolgend nach jeder zweiten Übungseinheit um eine min gesteigert, bis hin zu acht min für die letzten zwei der insgesamt zehn Übungseinheiten.

Die Art des dem Probanden zurückgemeldeten Feedbacks war bei der Mehrzahl der Studien über ein Video, welches nur abspielte, wenn der Proband das HEG-Signal über einen vordefinierten Schwellwert hob (Percik et al., 2019; Barry & Nooney, 2018; Walker & Lyle, 2016; Stokes & Lappin, 2010; Coben & Padolsky, 2007; Carmen, 2004). Skalski (2022) setzte sogar ein Videospiel ein, welches in der Studie von Skalski und Kollegen (2021a) für zwei der drei Gruppen durch eine virtuelle Realität erweitert wurde. Hier unterschieden sich die beiden Gruppen durch den Einsatz von Distraktoren in der virtuellen Umgebung. Toomim und Kollegen (2004) nutzten zusätzlich zu einem Balkendiagramm ein auditives Signal, wobei der Proband sich den Rückmeldungsmodus aussuchen durfte. Nur in einer Studie wurde ausschließlich ein auditives Feedback (Lied von Umgebungsgeräuschen) zurückgegriffen (Lai et al., 2015). In zwei weiteren Studien wurde den Probanden die Ausprägung ihrer präfrontalen Hämodynamik über ein Liniendiagramm visualisiert (Gomes et al., 2018; Mize, 2004). Durch drei Studien erfolgte keine Angabe hinsichtlich der Art des Feedbacks (Skalski et al., 2021b; Dias et al., 2012; Sherrill, 2005).

Tab. 4. *Angaben zur methodischen Gestaltung des HEG-Neurofeedbacktrainings bezüglich der Anzahl und Häufigkeit der Übungseinheiten (ÜE), der Positionierung des HEG-Sensors und der Art des Feedbacks sowie die Dauer des Neurofeedbacktrainings (NFBT) je genutzter Sensorposition; (k.A.: keine Angabe, VR: virtuelle Realität)*

Studie	Anzahl der ÜE	Häufigkeit der ÜE [pro Woche]	Sensorpositionen	Art des Feedbacks	Dauer des NFBT je Sensorposition
Barry & Nooney (2018)	5	1	Präfrontal	Visuell (Video)	k.A.
Carmen (2004)	6	1	Fpz	Visuell (Video)	30 min
Coben & Padolsky (2007)	20	k.A.	Fpz	Visuell (Video)	k.A.
Dias et al. (2012)	3	3	Fp1	k.A.	k.A.
Gomes et al. (2018)	10	2	F7, Fp1, Fp2, F8	Visuell (Linien-diagramm)	4-8 min
Lai et al. (2015)	1	---	Präfrontal	Auditiv (Umgebungslied)	15 min
Mize (2004)	10	1	Fp1, Fpz, Fp2	Visuell (Linien-diagramm)	10 min
Percik et al. (2019)	10	2	Fp1, Fp2	Visuell (Video)	10 min
Sherrill (2005)	20	1-2	Fp1, Fpz, Fp2	k.A.	10 min
Skalski (2022)	10	1	Fp1, Fpz, Fp2	Visuell (Videospiele)	10 min
Skalski et al. (2021a)	10	1	Fp1, Fpz, Fp2	Visuell (2D-Video bzw. VR)	10 min
Skalski et al. (2021b)	10	1	Fp1, Fpz, Fp2	k.A.	10 min
Stokes & Lappin (2010)	10	1	Fpz	Visuell (Video)	30 min
Toomim et al. (2004)	10	2	Fp1, Fpz, Fp2	Visuell (Balkenhistogramm und/oder auditiv)	10 min
Walker & Lyle (2016)	10	1	Fpz	Visuell (Video)	10-25 min

Forschungsergebnisse der geprüften Studien

Trotz der geringen Studienlage, bei der HEG eingesetzt wurde, konnten schon erste richtungweisende Erkenntnisse erlangt werden. Im Vergleich einer Parallelmessung mit dem EEG über die gleichen kortikalen Areale kann, unter Berücksichtigung des Zeitversatzes, dem HEG-Signal eine hohe Genauigkeit bescheinigt werden. Der zeitliche Versatz im Messsignal ist hierbei aus der zeitlichen Verzögerung der hämodynamischen Antwort auf eine kortikale Aktivität zu begründen (Ha et al., 2015). Weiterhin besteht ein

Zusammenhang zwischen der Belastungsintensität und der präfrontalen Durchblutungsrate. So steigert sich die präfrontale Hämodynamik bei von niedrig bis zu moderat steigender Belastungsintensität während des Gehens (Hsiao et al., 2022). Eine hohe Test-Retest-Reliabilität für das HEG-Signal konnte mithilfe von Wiederholungsmessungen bestätigt werden (Freides & Aberbach, 2005). Vor diesem Hintergrund ist es möglich, anhand der HEG die kortikale Aktivität in einer spezifischen kortikalen Region zu quantifizieren und somit beispielsweise die kortikale Aktivität mit einer Referenzsituation zu vergleichen (z.B. Prä- zu Posttestvergleich oder Vergleich zwischen einer Baseline und einer Testsituation). Hierauf basierend konnte beispielsweise ermittelt werden, dass eine höhere präfrontale Aktivität zu einer präziseren Genauigkeit bei einem Aufmerksamkeits-test führt (z.B. im Attentional Network Test; Lai et al., 2015). Ebenso konnte ein positiver Zusammenhang zwischen einer gesteigerten Aktivität im linken dorsolateralen PFC und einer verbesserten Testleistung bei einer Gedächtnisaufgabe sowie einer verbalen kognitiven Aufgabe belegt werden (Kamali et al., 2019). Obwohl der linken Hemisphäre eher verbale Prozesse zugeschrieben werden, konnten Freides und Aberbach (2005) dies durch die dorsale präfrontale Aktivität während einer Leseaufgabe nicht nachweisen. Die linkshemisphärische Aktivität war während der entsprechenden Leseaufgabe sogar geringer ausgeprägt, als die rechtshemisphärische Aktivität im PFC. Jedoch verdeutlichten geringere präfrontale Aktivitäten sowohl links als auch rechts zum zweiten Messzeitpunkt, dass der PFC an die Prozesse der Orientierung, des Verhaltens und der Aufmerksamkeit gebunden ist. Auch emotional-sensitive Prozesse, wie schmerzhaft Gefühle, ließen sich sowohl bei Erwachsenen (Serra-Sala et al., 2012) als auch bei Jugendlichen (Serra-Sala et al., 2016) durch eine niedrigere Hämodynamik des medialen PFC abbilden. Ebenso ergaben sich signifikant unterschiedliche linkshemisphärische orbitofrontale Aktivitäten bei der Betrachtung von Bildern, die Essen unterschiedlicher Ernährungskonzepte zeigten, was die Autoren auf Zusammenhänge zu unterschiedlichen emotionalen Reaktionen auf diese Bilder schließen ließ. Dies hatte jedoch keinen Zusammenhang zum Grad des Appetits, der durch die Bilder beeinflusst werden sollte (Koyama et al., 2016).

Weiterhin kann der Einsatz der HEG im Rahmen eines Neurofeedbacktrainings gewinnbringend zum Erwerb der Fertigkeit der willentlichen Kontrolle des präfrontalen Blutflusses sein (Sherrill, 2005). So konnte auch Mize (2004) in seiner Einzelfallstudie zeigen, dass es auch bei einem Patienten mit ADHS möglich ist, Fertigkeiten zur Selbstregulation der präfrontalen Hämodynamik zu vermitteln und dadurch die Testergebnisse bei der ADHS-Diagnostik zu verbessern sowie daraus resultierend dessen Medikamentendosierung zu vermindern. Diese Ergebnisse konnten auch von Skalski (2022) sowie Skalski und Kollegen (2021a; 2021b) mithilfe von randomisiert kontrollierten Studien untermauert werden. Die meisten der geprüften Studien wiesen positive Effekte auf Testleistungen zur Überprüfung verschiedener kognitiver Funktionen auf. Speziell von Lai und Kollegen (2015) konnten bereits nach einmaligem HEG-Neurofeedbacktraining eine verbesserte Genauigkeit bei Aufmerksamkeitstestungen im Zusammenhang mit einer höheren präfrontalen Aktivierung nachgewiesen werden. Auch infolge von drei Übungseinheiten des HEG-Neurofeedbacktrainings wurden Verbesserungen von Funktionen

des Arbeitsgedächtnisses ersichtlich (Gomes et al., 2018; Dias et al., 2012). Weitere Trainingseinheiten darüber hinaus führten zu Verbesserungen der Daueraufmerksamkeit (Toomim et al., 2004), Inhibition (Percik et al., 2019), Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit, weiterer allgemein berichteter Aufmerksamkeitsprozesse, exekutiver Funktionen sowie des verbalen und visuellen Lernens (Gomes et al., 2018). Weiterhin erwies sich das HEG-Neurofeedbackverfahren zur Reduktion von Symptomen von Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma (Coben & Padolsky, 2007) sowie von Kopfschmerzen (u.a. von Migräne-Patienten) durch die bessere Selbstkontrolle als geeignet (Walker & Lyle, 2016; Stokes & Lappin, 2010; Carmen, 2004). Diese Reduktion der Kopfschmerzen trat bei der Interventionsstudie von Barry und Nooney (2018) als ein positiver Nebeneffekt auf. Das eigentliche Untersuchungsziel, die Verbesserung der sportlichen Leistung, wurde nur bei zwei der drei Sportler, die ein HEG-Neurofeedbacktraining durchführten, im geringen Maße erreicht und ist kaum repräsentativ für Kohorten der entsprechenden Sportarten. Dennoch kam es zu einer subjektiven Verbesserung des Fokus sowie der Konzentration im Sport sowie im Alltag. Überdauernde Effekte des HEG-Neurofeedbacktrainings konnten Studien mit sechs 30-minütigen Übungseinheiten nach zwei Monaten (Carmen, 2004) sowie mit zehn 10- bis 25-minütigen Übungseinheiten nach 18 Monaten nachweisen (Mize, 2004). Skalski und Kollegen (2021a) konnten zudem eine erhöhte positive Wirkung einer virtuellen Realität als Feedback im Vergleich zu einer entsprechenden zweidimensionalen Darstellung aufzeigen.

Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass fünf dieser Studien ein pirHEG verwendeten und somit erzielte Erkenntnisse lediglich synergetisch auf die nirHEG projiziert werden können (Barry & Nooney, 2018; Walker & Lyle, 2016; Stokes & Lappin, 2010; Coben & Padolsky, 2007; Carmen, 2004).

Diskussion und Fazit

Die Ergebnisse der geprüften Literatur lassen aufgrund ihrer sehr spezifischen Kohorten vor allem aus dem klinischen Bereich nur bedingt allgemeingültige Aussagen zu. Diese geringe externe Validität begründet sich auch aus der oft geringen Stichprobenzahl. So ist die Interventionsstudie von Barry und Nooney (2018) mit drei Sportlern aus unterschiedlichen Mannschaftssportarten eher als drei Einzelfallstudien zu betrachten. Die Studienergebnisse dieser Untersuchung werden von der individuellen Ausprägung der sportlichen Leistung sowie der Vielzahl von Leistungsfaktoren in den drei Sportarten (Baseball, Volleyball und Basketball) zu stark beeinflusst, als dass ein allgemeingültiger Transfer gelingen kann. Dennoch können solche ersten Pilotstudien erste individuelle Ableitungen zulassen.

In den geprüften Studien wurden die HEG-Sensoren vor allem über den präfrontalen Regionen medial (vor allem Fpz) sowie beidseitig dorsolateral (Fp1 und Fp2) appliziert. Die Wahl dieser speziellen Position ist auf die Rolle des PFC als übergeordnete Schaltzentrale und seine Beteiligung an den exekutiven Funktionen zurückzuführen, wodurch ein hoher Bezug zu verschiedenen Aufmerksamkeitsfunktionen sowie motorischen Fertigkeiten besteht, welche im Fokus der Zielstellung der entsprechenden Studien

standen. Ebenso zeigte das Neurofeedbacktraining über diese Ableitstellen Verbesserungen allgemeiner Aufmerksamkeitsleistungen (Lai et al., 2015), der Vigilanz und visuellen Suche (Skalski, 2022), der Daueraufmerksamkeit (Toomim et al., 2004), der Inhibition (Percik et al., 2019), des Arbeitsgedächtnisses (Dias et al., 2012) sowie der Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit (Gomes et al., 2018). Es ist jedoch anzumerken, dass in allen Studien, die mehrere Sensorpositionen für das HEG-Neurofeedbacktraining nutzten, das Feedbacktraining der verschiedenen kortikalen Regionen sukzedan erfolgte, also zeitlich unabhängig voneinander. In den Studien, die Untersuchungen mit pirHEG durchführten, können aufgrund der geringen räumlichen Auflösung dieser Methode keine konkreten Aussagen bezüglich der untersuchten kortikalen Regionen getroffen werden. Dennoch konnte eine positive Wirkung auf die Reduktion von u.a. durch Migräne verursachte Kopfschmerzen belegt werden.

Die HEG erwies sich als geeignete Methode für Querschnitts- und Interventionsstudien durch die praktikable Handhabung und Zuverlässigkeit, sowie durch die Robustheit gegenüber Bewegungsartefakten. Dennoch ist die Untersuchungsmethodik in den bisherigen Studien sehr heterogen, was sich u.a. durch die unterschiedlichen Zielstellungen der Studien bedingt. Dies gilt vor allem für die Studien, die HEG-Neurofeedbacktraining mit kaum vergleichbaren Interventionsprotokollen nutzten oder diese sehr unvollständig berichteten. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass bereits eine Übungseinheit zu akuten, positiven Effekten auf Aufmerksamkeitsleistungen führen kann (Lai et al., 2015) sowie drei Übungseinheiten mit HEG-Neurofeedbacktraining hinreichend zur Verbesserung kognitiver Funktionen, wie das Arbeitsgedächtnis bei gesunden, jungen Erwachsenen, beitragen können (Dias et al., 2012).

Die in diesem systematischen Review eingeschlossenen Studien erlauben keine evidenzbasierten Aussagen bezüglich einer effektiven Gestaltung der Neurofeedbacktrainingsprotokolle, wie beispielsweise die Anzahl der Übungseinheiten für signifikante und überdauernde positive Auswirkungen auf kognitive Funktionen. Die ersten Studienergebnisse lassen jedoch vermuten, dass sich sechs bis zehn Übungseinheiten als effizient und effektiv erweisen können. Ebenso hat sich ein HEG-Neurofeedbacktraining mit einer Sensorposition über dem PFC bewährt, konnte jedoch hinsichtlich der Wirkung auf kognitive Funktionen vor allem der Aufmerksamkeit noch nicht hinreichend evaluiert werden. Es bleibt anzunehmen, dass die Sensorpositionierung während des HEG-Neurofeedbacktrainings über Fpz, Fp1 sowie Fp2 einen positiven Einfluss auf entsprechende kognitive Funktionen nehmen können.

Auch hinsichtlich der Häufigkeit der Übungseinheiten pro Woche können für HEG-Neurofeedbacktraining aufgrund fehlender Evaluierungsstudien noch keine allgemeingültigen Ableitungen getroffen werden. Den Studien zufolge ist bereits ein einmal wöchentliches Training für den Erhalt der Fertigkeit, die kortikale Aktivität selbst regulieren zu können, ausreichend. Eine Steigerung der Trainingsdauer pro Sensorposition mit zunehmendem Lernfortschritt (vgl. Gomes et al., 2018) ist nicht evaluiert, erscheint jedoch sinnvoll zur Vermeidung von vorzeitiger kognitiver Ermüdung und daraus möglicherweise resultierender Frustration mit folgendem Motivationsverlust des Probanden in den ersten Übungseinheiten.

Trotz der enormen Vorteile der HEG, vor allem durch den geringen Einfluss von Bewegungsartefakten sowie die praktikable Handhabung, wurde die HEG noch nie zuvor während Bewegungen angewendet, um die an der Bewegung beteiligten kortikalen Prozesse zu untersuchen. Dies wurde jedoch bereits in verschiedenen Studien, in denen EEG zum Einsatz kam durchgeführt, wobei sich die Untersuchungen immer als methodisch sehr schwierig und aufwendig durch das Aufkommen von Bewegungsartefakten oder Einschränkungen der Bewegungsfreiheit des Probanden erwiesen. Ebenso wurden mithilfe von fNIRS bereits Untersuchungen zur Erfassung kortikaler Aktivität während kleiner aber auch großräumiger Bewegungen durchgeführt (vgl. Kapitel 3.2.1). Aufgrund der ähnlichen Messmethodik können Untersuchungsergebnisse dieser Untersuchungen zum Teil auf die HEG übertragen werden.

3.3 Methoden zur Verbesserung motor-kognitiver Leistungen

Die Verbesserung der Selbstregulation von psychischen und physischen Prozessen ist eine Grundvoraussetzung zur Ausschöpfung vorhandener Leistungspotenziale. Aus sportpsychologischer Sicht werden hierzu verschiedene Möglichkeiten der Verbesserung psychischer Prozesse sowie kognitiver Fähigkeiten geboten, um motorische Leistungen zu verbessern. Zu den bekanntesten sportpsychologischen Methoden in der Sportpraxis zählen beispielsweise das mentale und autogene Training sowie Techniken zur Entspannung, wie die Muskelentspannung nach Jacobson (Vogt & Vogt, 1999). Ebenso können sowohl mentale Bewegungsvorstellungen (Sakurada et al., 2016), Selbstgespräche (Hatzigeorgiadis et al., 2011), als auch verschiedene Methoden des Bio- und Neurofeedbacks (Mirifar et al., 2017; Pusenjak, Grad, Tusak, Leskovsek & Schwarzlin, 2015) zur Verbesserung von Selbstregulationsmechanismen und somit einer Steigerung motorischer Leistungen beitragen.

3.3.1 Grundlagen des Bio- und Neurofeedbacks

Als Biofeedback wird ein Verfahren zur Rückmeldung von in der Regel unbewusst ablaufenden, psychophysiologischen Prozessen bezeichnet, die als biologisches Signal messbar gemacht werden (z.B. Muskelaktivität, Herztätigkeit, Atmung und Gehirnaktivität). Dies ermöglicht dem Probanden eine Interaktion mit diesem Signal, um das Erlernen von Selbstregulierungsmechanismen zu unterstützen (Dias et al., 2012). Diese gemessenen und zumeist biomedizinischen Variablen können dem Anwender mittels Feedback entweder direkt über einen auf einem Bildschirm visualisierten numerischen Wert oder über ein visuelles und/oder auditives Signal zurückgemeldet werden (Giggins, Persson & Caulfield, 2013). Dadurch können dem Anwender gezielt die aktuell eigenen körperlichen und/oder mentalen Zustände verdeutlicht und ihm so das Erlernen der Selbstregulation der entsprechenden Parameter vereinfacht oder ermöglicht werden. Dabei basiert dieses Training auf dem impliziten und unbewussten Lernen und Konditionieren (Plerou & Vlamos, 2016). Die mit diesen Verfahren erlernten Regulationsmechanismen sollen nach der Behandlung auch ohne die für das Training verwendeten Geräte einsetzbar sein. Eine Quantifizierung, Visualisierung und Sonifikation von Körperfunktionen wird bereits seit Jahrzehnten eingesetzt. Dies findet beispielsweise bei der Elektrokardiographie (EKG)

zur Reizableitung beim Herzen, der Rückmeldung des Erregungszustandes bezüglich An- und Entspannung über die elektrodermale Aktivität, der Muskelkontraktionen mittels Elektromyographie (EMG), der peripheren Körpertemperatur, der Atmungsaktivität und -rate sowie der Herzfrequenz und Herzratenvariabilität seine Anwendung in der Praxis und Wissenschaft (Christie & Werthner, 2015; Beauchamp et al., 2012).

In dieser Arbeit wird eine besondere Form des Biofeedbacks, welche sich ausschließlich auf die unmittelbare Rückmeldung kortikaler Aktivität über beispielsweise Geräusche oder optische Darstellungen in Echtzeit bezieht, als Neurofeedback bezeichnet (Mirifar et al., 2017; Park et al., 2015). In der Literatur wird diese Darstellung von neurophysiologischen Prozessen auch als Brain-computer-interface (BCI) bezeichnet, im weiteren Verlauf dieser Arbeit wird Neurofeedback jedoch synonym für diese Art der Anwendung verwendet. Für Neurofeedback werden vor allem die in den vorangegangenen Kapiteln (3.2, 3.2.1 und 3.2.2) erläuterten Messverfahren EEG, fMRT sowie fNIRS und HEG eingesetzt. Durch die Rückmeldung der kortikalen Prozesse kann dieses Verfahren zur Lehre und Weiterentwicklung der Fähigkeiten zur Selbstregulation der Gehirnaktivität verwendet werden, sodass spontane Emotionen und Gedanken geschärft und störende kognitive Prozesse in kritischen Situationen unterdrückt werden können (van Doren, Arns, Heinrich, Vollebregt, Strehl & Loo, 2019; Arns, Heinrich & Strehl, 2014). Dieses Verfahren eignet sich somit sowohl zur therapeutischen Behandlung von Pathologien (z.B. Migräne, Depression, Aufmerksamkeitsstörungen) als auch zur Verbesserung kognitiver Leistungen im Allgemeinen. Dabei können verschiedene Signale für die Rückmeldung der Gehirnaktivität genutzt werden, z.B. die elektrische Aktivität sowie der Blutfluss oder der Sauerstoffverbrauch. Im klinischen Kontext wird Neurofeedback ursprünglich zur Behandlung von verschiedenen psychologischen Störungen eingesetzt, wie beispielsweise Depression, Angststörungen, posttraumatische Belastungsstörung und Aufmerksamkeitsdefizitsyndrom ohne und mit Hyperaktivität (ADS bzw. ADHS) (Kohl, Mehler, Lührs, Thibault, Konrad & Sorger, 2020).

Die Rückmeldung der elektrischen Aktivität des Gehirns mittels EEG wird als traditionelles und etabliertes Neurofeedbackverfahren angesehen (Plerou & Vlamos, 2016; Huster et al., 2014; Vernon, 2005) und wurde bereits in den 1940er Jahren angewendet (Arns et al., 2014). Dabei soll von spezifischen, durch die Sensorposition vorgegebenen, kortikalen Arealen die kortikale Aktivität über bestimmte Frequenzbereiche (siehe Tab. 5) erfasst, zurückgemeldet und durch Selbstregulation manipuliert werden. In der EEG-Forschung unter Anwendung von Neurofeedbackverfahren lag der Fokus zumeist auf dem Alpha-Rhythmus (8-12 Hz) (Park et al., 2015), welcher vor allem mit der aktiven Inhibition von für eine Aufgabe irrelevanten und widersprüchlichen Prozessen im Kortex assoziiert wird (Klimesch, Doppelmayr, Röhms, Pöllhuber & Stadler, 2000). Weiterhin wird eine erhöhte Alpha-Aktivität mit einer Reduktion der kortikalen Aktivität assoziiert (Mierau, Hülzdünker & Strüder, 2015). Ebenso wird der Frequenzbereich Theta (Tab. 5) mit Top-down-Prozessen assoziiert (Kao, Huang & Hung, 2014), da er in frontalen Regionen im positiven Zusammenhang zur geistigen Anstrengung bei Aufgaben steht, die die Dauer Aufmerksamkeit erfordern (Sauseng et al., 2007). Ebenso von hoher Bedeutung ist der

sensomotorische Rhythmus (engl. Sensory Motor Rhythm: SMR) beim EEG-Neurofeedbacktraining aufgrund der aufmerksamkeitsfördernden Wirkung durch eine gesteigerte Wahrnehmungssensitivität (Egner & Gruzelier, 2004). Er steht zudem im Zusammenhang zu

motorischen Störungen und kognitiven Leistung (Park et al., 2015). Im höheren Frequenzspektrum ist weiterhin der Frequenzbereich Beta bedeutsam. Dieses wird im Kortex zumeist mit negativen Selbstgesprächen assoziiert (Beauchamp et al., 2012). Das damit verbundene Grübeln und die wahrgenommene Besorgnis werden vor allem mit dem höheren Frequenzbereich von Beta (high Beta) assoziiert, wohingegen der niedrigere Frequenzbereich (low Beta) durchaus als erregungssteigernd gilt und sich durch schnellere Reaktionszeiten äußert (Egner & Gruzelier, 2004).

Tab. 5. *Frequenzbereiche für EEG-Neurofeedbacktraining (mod. nach Wilson, Peper & Moss, 2006)*

Zeichen/Abkürzung	Bezeichnung	Frequenzbereich [Hz]
θ	Theta	4 - 8
α	Alpha	8 - 12
SMR	Sensorimotor Rythm	12 - 15
low β	Low Beta	15 - 18
high β	High Beta (Busy brain)	23 - 38

Das erste Neurofeedbacktraining erfolgte mittels EEG bei Kindern mit ADHS durch Lubar und Shouse (1976). Dieses bewirkte eine bessere Selbstregulation sowie eine Minderung der typischen Symptome für ADHS. Seitdem wurden zahlreiche weitere Untersuchungen, auch mittels fMRT-, fNIRS- und HEG-Neurofeedbacktraining, durchgeführt. Diese Untersuchungen fokussierten sich u.a. auf die zur Behandlung von psychologischen Störungen, wie ADHS (Arns, de Ridder, Strehl, Breteler & Coenen, 2009), Angst- und Depressionsstörungen (Kimmig, Dresler, Hudak, Haeussinger, Widgruber, Fallgatter, Ehliis & Kreifelts, 2019), Schizophrenie (Gomes et al., 2018), Autismus-Spektrum-Störung (Coben, Linden & Myers, 2010), Epilepsie (Tan, Thornby, Hammond, Strehl, Canady, Arnemann & Kaiser, 2009) und Schlaganfallrehabilitation (Wang, Mantini & Gillebert, 2018; Alonso-Valerdi, Salido-Ruiz & Ramirez-Mendoza, 2015). Zum Teil ermöglicht Neurofeedbacktraining eine Vermeidung oder zumindest Minderung der sonst medikamentösen Behandlung, da vergleichbare Effekte auch bei der Behandlung der Symptomatik der Störungen hervorgerufen werden können (Arns et al., 2014). Ebenso wurde Neurofeedback bereits erfolgreich zur Verbesserung von kognitiven Fähigkeiten sowie koordinativen Fertigkeiten bei gesunden Erwachsenen eingesetzt. Beispielsweise führte bei gesunden Erwachsenen ein fNIRS-Neurofeedbacktraining des PFC zu einer Verbesserung von exekutiven Funktionen (u.a. des Arbeitsgedächtnisses (Hosseini, Pritchard-Berman, Sosa, Ceja & Kesler, 2016) und der inhibitorischen Kontrolle (Hudak, Blume, Dresler, Haeussinger, Renner, Fallgatter, Gawrilow & Ehliis, 2017; Marx, Ehliis, Furdea, Holtmann, Banaschewski, Brandeis, Rothenberger, Gevensleben, Freitag, Fuchsberger, Fallgatter & Strehl, 2014)). Weiterhin wurde nach einem EEG-Neurofeedbacktraining eine verbesserte Raumvorstellung (Zoefel, Huster & Herrmann, 2011), eine signifikant kürzere Reaktionszeit während einer Aufmerksamkeitsaufgabe

(Egner & Gruzelier, 2004) sowie eine gesteigerte Aufmerksamkeits- und Gedächtnisfunktion nachgewiesen (Wang & Hsieh, 2013). Auch zur Verbesserung von Bewegungsvorstellungen konnte zum Beispiel fMRT-Neurofeedbacktraining erfolgreich eingesetzt werden (Auer, Dewiputri, Frahm & Schweizer, 2018; Chiew, LaConte & Graham, 2012). Ebenso sind infolge eines EEG-Neurofeedbacktrainings positive Effekte auf die Genauigkeit und Schnelligkeit bei spezifischen Aufgaben in der Mikrochirurgie nachgewiesen worden (Ros, Moseley, Bloom, Benjamin, Parkinson & Gruzelier, 2009). Neurofeedbacktraining kann zudem zu einer Senkung bewusster, motorischer Kontrolle und somit Vermeidung variablerer und weniger effizienter Bewegungsmuster (vgl. Kapitel 2) sowie einer Steigerung der psychomotorischen Leistungsfähigkeit bei beispielsweise Einfach- und Dual-Task-Aufgaben beitragen (Sidhu & Cooke, 2021). Durch den Einsatz eines EEG-Neurofeedbacktrainings konnte eine überdauernde Langzeitwirkung auf erlernte kortikale Aktivierungsmuster von bis zu drei Jahren aufgezeigt werden (Engelbregt, Keeser, van Eijk, Suiker, Eichhorn, Karch, Deijen & Pogarell, 2016). Die Langzeitwirkung von Neurofeedbacktraining auf neurophysiologische Veränderungen wurde auch in weiteren Follow-up-Studien nachgewiesen (van Doren et al., 2019; Gevensleben et al., 2010; Kouijzer et al., 2009), wodurch die externe Validität dieses Interventionsansatzes bekräftigt wird. Dabei wird angenommen, dass diese Änderungen auf den Mechanismen der Neuroplastizität des Gehirns basieren (Ninaus, Kober, Witte, Koschutnig, Neuper & Wood, 2015).

Auch im Bereich des Sports fand das Neurofeedbacktraining bereits seine Anwendung. Erstmals wurde Neurofeedbacktraining sportartspezifisch von Landers und Kollegen (1991) durchgeführt. Dabei dient die neurofeedbackindizierte Verbesserung der Gehirnfunktionen weniger der Behandlung kognitiver Beeinträchtigungen, wie dies im klinischen Bereich angestrebt wird, sondern mehr der Leistungsverbesserung sowie der Leistungsoptimierung kognitiver Funktionen, die im sportartspezifischen Kontext von Bedeutung sind (Wilson & Peper, 2011). Im nachfolgenden Kapitel werden basierend auf der aktuellen Studienlage erste Hinweise zur trainingsmethodischen Anwendung des Neurofeedbacktrainings insbesondere im sportwissenschaftlichen Kontext herausgearbeitet, um diese anschließend bei der Erstellung zukünftiger Untersuchungen berücksichtigen zu können.

3.3.2 Trainingsmethodische Anwendung des Bio- und Neurofeedbacks

Für den zielgerichteten Einsatz des Bio- und Neurofeedbacktrainings bedarf es der Kenntnis über dessen wirksame trainingsmethodische Anwendung. In diesem Zusammenhang sind, wie beim körperlichen Training, die Belastungsnormative eines solchen Trainings zu definieren. Hierbei ist zunächst die (minimale) Anzahl der Übungseinheiten, die für eine Leistungsverbesserung notwendig sind, von besonderer Bedeutung. Diesbezüglich ist festzustellen, dass bereits nach einer einzelnen Übungseinheit positive sowie negative Effekte auf temporäre und kurzzeitige kognitive und motorische Änderungen auftreten können (vgl. Kao et al., 2014; Landers et al., 1991). Für überdauernde Effekte sind die Empfehlungen hinsichtlich der Anzahl der Übungseinheiten unterschiedlich. So sollen innerhalb der ersten fünf bis zehn Übungseinheiten Verbesserungen auftreten

(Hammond, 2011). Bei der Behandlung von Patienten mit kognitiven Einschränkungen sollten mindestens zehn Übungseinheiten eines Neurofeedbacktrainings durchgeführt werden (Gruzelier, Egner & Vernon, 2006), wohingegen acht Übungseinheiten bei gesunden Teilnehmern als ausreichend anzusehen sind, um signifikante Änderungen in kortikalen Aktivierungsprozessen hervorzurufen (Vernon, Egner, Cooper, Compton, Neilands, Sheri & Gruzelier, 2003). Dementsprechend konnten Golfer ihre Präzision beim Putten bereits nach acht Übungseinheiten erhöhen (Cheng, Huang, Chang, Koester, Schack & Hung, 2015). Obwohl Landers und Kollegen (1991) bereits nach einer Übungseinheit Verbesserungen in der Schussleistung beim Bogenschießen nachgewiesen haben, konnte dies durch weitere Untersuchungen nicht bestätigt werden (Nan, Qu, Yang, Wan, Hu, Mou, Mak, Mak, Vai & Rosa, 2015). Es ist jedoch auf der Grundlage der Konsolidierung neuer Informationen bzw. Reize eine verstärkte Veränderung von kognitiven Funktionen und/oder Bewegungsmustern anzunehmen (Monfils, Plautz & Kleim, 2005; Dudai, 2004), dass auf mehrere Tage bzw. Wochen verteilte Übungseinheiten langfristig stabilere Effekte sichern, als wenn man diese an einem einzigen Tag durchführen würde (Vernon, Dempster, Bazanova, Rutterford, Pasqualini & Andersen, 2009). Neurofeedbackinduzierte Änderungen der Mikrostruktur der weißen und grauen Gehirnschicht wurden erst in einer Studie untersucht und traten nach 40 Übungseinheiten auf (Ghaziri, Tucholka, Larue, Blanchette-Sylvestre, Reyburn, Gilbert, Lévesque & Beauregard, 2013). Dies unterstützt die zuvor getätigte Annahme.

Hinsichtlich der Strukturierung des Trainingsprotokolls gibt es noch keine Standards. Im EEG-Neurofeedbacktraining ist es entscheidend, welches Frequenzband gestärkt bzw. gehemmt werden soll. So führten eine Inhibition von Theta und eine Stärkung von SMR bei Patienten mit ADHS zu einem reduzierten Auftreten von Symptomen (Lubar & Shouse, 1976), wohingegen eine Verstärkung von Theta einen Rückgang der positiven Verbesserungen bewirkte (Hammond & Kirk, 2007). Daher wird empfohlen, die Aktivierungsmuster des Gehirns während einer spezifischen Aufgabe, z.B. eine sportartspezifische Bewegung, als Orientierung zur Gestaltung eines Neurofeedbacktrainingsprotokolls zu nutzen. Dabei ist die kortikale Aktivität der besten und schlechtesten Bewegungsdurchführungen vorab zu differenzieren (Mirifar et al., 2017).

Die Rückmeldung der Stärkung und Hemmung der Frequenzbänder erfolgt dabei zumeist durch das über- bzw. unterschreiten vordefinierter fixer Schwellen (Kohl et al., 2020). Weiterhin besteht die Möglichkeit einer zeitlich verzögerten, dynamischen Angleichung der Schwelle an die kortikale Aktivität des Probanden, um eine stetige Anpassung der Anforderungen zu erreichen. In diesem Kontext ist noch nicht ausreichend untersucht, ob während des Trainings eine variable oder fixe Schwelle, die der Proband durch Selbstregulation über- bzw. unterschreiten muss, zu höheren Trainingseffekten führt.

Wie bereits in den Kapiteln 3.2.2 sowie 3.3.1 erwähnt wurde, gibt es verschiedene Möglichkeiten, die kortikalen Prozesse über ein visuelles und/oder auditives Signal dem Probanden zurückzumelden. So kann ein visuelles Feedback beispielsweise über ein Balken- oder Liniendiagramm dargeboten werden, dessen Höhe die kortikale Aktivität (spezifischer Frequenzbereich oder Sauerstoffsättigung) widerspiegelt (z.B. Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010; Landers et al., 1991). Eine weitere Möglichkeit bietet

das aktivitätsabhängige Abspielen von Videos. Hierbei läuft das Video sobald die entsprechenden Bedingungen (definiertes kortikales Aktivitätslevel) erfüllt sind (z.B. Percik et al., 2019). Andere Studien nutzten ausschließlich auditives Feedback, wobei ein Ton oder Geräusch abgespielt wurde, wenn die geforderte Bedingung erfüllt (Lai et al., 2015) bzw. nicht erfüllt wurde (Arns et al., 2008). Eine andere Form des auditiven Feedbacks ist das Abspielen von Musik, die kontinuierlich über die Dauer der Übungseinheit läuft und deren Qualität der Wiedergabe von der Erfüllung der geforderten Bedingung abhängig ist (Rijken, Soer, de Maar, Prins, Teeuw, Peuscher & Oosterveld, 2016). Zur Steigerung der Effektivität des Neurofeedbacktrainings kann ebenso ein bimodales Feedback genutzt werden, bei dem simultan ein auditives und ein visuelles Signal die kortikale Aktivität zurückmeldet (Vernon et al., 2009). Dies ist beispielsweise über einen sich farblich verändernden Balken und einen sich an die Höhe der kortikalen Aktivität anpassenden Ton (Kao et al., 2014) oder eine Darbietung wie in einem Computerspiel möglich (Wang, Frank, Hung & Schack, 2022; Rostami et al., 2012). Für eine nachweislich höhere Effektivität dieser kombinierten Form des Feedbacks fehlt jedoch bislang die entsprechende Evidenz. Es wird aber empfohlen, eine den Probanden ansprechende Form des Feedbacks zu wählen, welches nach einigen Sitzungen wechselt, um keine Monotonie bei der Reizsetzung des Feedbacks aufkommen zu lassen und dadurch die Motivation aufrechtzuerhalten (Friedrich, Sivanathan, Lim, Suttie, Louchart, Pillen & Pineda, 2015). Wie bereits in der Problemstellung dieser Arbeit (Kapitel 2) sowie in den Grundlagen des Bio- und Neurofeedbacks (Kapitel 3.3.1) erwähnt wurde, unterscheiden sich die Zielstellungen der Neurofeedbacktrainingseinheiten des klinischen Bereichs grundlegend von denen im Bereich des Sports. Dies begründet sich aus der Heterogenität der Kohorten sowie den spezifischen Anforderungen des Sports. Bereits beim Vergleich von beispielsweise Sportlern und Nicht-Sportlern bestehen strukturelle (Taubert, Wenzel, Draganski, Kiesel, Ragert, Krug & Villringer, 2015) sowie funktionelle Unterschiede (Hülsdünker, Strüder & Mierau, 2018) des Gehirns. Vor dem Hintergrund der Problem- und Zielstellung dieser Arbeit (Kapitel 2) ist zunächst eine Übersicht über den aktuellen Stand der Forschung hinsichtlich der Methodik von Neurofeedbacktrainingsintervention im Sport sowie die daraus abgeleiteten Erkenntnisse zu verschaffen. Eine umfassende Übersicht aus einer systematischen Studienrecherche zur aktuellen Studienlage zum Neurofeedbacktraining im Kontext des Sports ist in der nachfolgenden Tabelle 6 zusammengefasst. Hierbei sind neben der Untersuchungsmethodik sowie den Trainingsprotokollen des Neurofeedbacktrainings die Ergebnisse der Studien zusammengefasst worden.

Tab. 6. Übersicht über die Studienlage zum Einsatz von Neurofeedbacktraining (NFBT) im Sport, der Trainingsmethodik sowie deren Studienresultate (BFBT: Biofeedbacktraining; IG: Interventionsgruppe; KG: Kontrollgruppe; ÜE: Übungseinheiten; k.A.: keine Angaben; m: männlich, w: weiblich; J.: Jahre; ZNS: Zentrales Nervensystem; θ : Theta; α : Alpha; β : Beta; SMR: Sensorimotorischer Rhythmus)

Studie	(1) Stichprobe (2) Sportart (3) Leistungsniveau	(1) Messsystem (2) Art des Feedbacks	NFBT-Protokoll (1) Sensorposition (2) Zielstellung (3) absolute Anzahl der ÜE (ÜE pro Woche) (4) Dauer des NFBT	Ergebnisse der Intervention
Arns et al. (2008)	(1) 3m, 3w (2) Golf (3) Amateursportler (Handicap: 12,3 \pm 5,6)	(1) EEG (2) auditives Feedback vor dem Putten	(1) Fpz (2) Aktivität entsprechend der beim erfolgreichen Putten reproduzieren (3) 3 (k.A.) (4) 4x 80 Putts (2x mit Feedback)	Signifikante Leistungsverbesserung beim Putten
Barry & Nooney (2018)	(1) 3m (2) Baseball, Volleyball, Basketball (3) k.A.	(1) pirHEG (2) visuell (Video)	(1) Präfrontal (2) Präfrontale Durchblutung steigern (3) 5 (1) (4) 30 min	subjektive Verbesserung des Fokus/ Konzentration im Sport/Alltag, seltener auftretende Kopfschmerzen, 2 Sportler geringe Verbesserung der sportlichen Leistung
Beauchamp et al. (2012)	(1) 20 (2) Short-track Eisschnelllauf (3) Leistungssportler (internationales Niveau)	(1) EEG (2) visuell	(1) Cz (2) Entspannung (z.B. α steigern), Reduktion negativer Selbstgespräche (β senken) (3) k.A. (4) k.A.	Erfolgreiche Teilnahme bei Olympischen Spielen 2010, Ergebnisse sind jedoch durch das gesamte Trainingskonzept zu begründen
Cheng et al. (2015)	(1) je Gruppe 7m, 1w (IG: 20,6 \pm 1,59 J.; KG: 22,3 \pm 2,07 J.) (2) Golf (3) Nachwuchsleistungssportler (Handicap: 0 \pm 3,9)	(1) EEG (2) auditives Feedback vor dem Putten	(1) Cz (2) SMR steigern (3) 8 (1-2) (4) 30 min (30 s x 12 Einzelversuche)	IG erreichte signifikant höhere Genauigkeit beim Putten als KG
Christie et al. (2020)	(1) 8 IG, 11 KG (21,7 \pm 2,0 J.) (2) Eishockey (3) Universitätslevel	(1) EEG (2) visuell und auditiv	(1) Cz (2) SMR steigern (3) 15 (4) 90 min	NFBT führt zu signifikanter Steigerung des SMR sowie signifikant größerer Leistungsverbesserung beim Schießen im Eishockey
Christie & Werthner (2015)	(1) 1m (26 J.) (2) Kanurensport (3) Leistungssportler (internationales Niveau)	(1) EEG (2) k.A.	(1) Cz (2) k.A. (3) 10 (1-2) (4) 60 min (inkl. BFBT)	Spezifische Frequenzen über Cz führen zu besseren Reaktionszeiten
Domingos et al. (2021)	(1) je Gruppe 15m (18-34 J.) (IG1: 22,6 \pm 1,2 J.; IG2: 21,2 \pm 2,6 J.; KG: k.A.) (2) k.A. (3) mindestens 5x pro Woche 30 min moderate Intensität	(1) EEG (2) visuell (Objekte, die sich in Form und Position ändern)	(1) Cz (2) α steigern (3) 12 (IG1: 3; IG2: 2) (4) 25x 60 s	Dreimal wöchentliches Training führt zu besserer Steigerung von α und steigerte die Leistung im N-back- und Oddball-Test

Tab. 6. Fortsetzung

Studie	(1) Stichprobe (2) Sportart (3) Leistungsniveau	(1) Messsystem (2) Art des Feedbacks	NFBT-Protokoll (1) Sensorposition (2) Zielstellung (3) absolute Anzahl der ÜE (ÜE pro Woche) (4) Dauer des NFBT	Ergebnisse der Intervention
Dupee & Werthner (2011)	(1) 15 (2) verschiedene Wintersportarten (3) Leistungssportler (internationales Niveau)	(1) EEG (2) k.A.	(1) 18 Positionen (2) High β niedrig halten (3) k.A. (4) 30 Minuten	Verbesserung der Selbstregulation des ZNS und des autonomen Nervensystems; Ergebnisse sind durch das gesamte Trainingskonzept zu begründen
Dupee et al. (2016)	(1) 3m, 2w (25,2 \pm 2,9 J.) (2) Winterolympisch (3) Leistungssportler (internationales Niveau)	(1) EEG (2) k.A.	(1) k.A. (2) $\theta/\beta < 2,0$; high α /Intensität $< 1,0$; high β /SMR $< 1,5$ (3) 20 (k.A.) (4) 20 min	Verbesserung des Selbstbewusstseins, der Selbstregulation des ZNS und des autonomen Nervensystems; Ergebnisse sind durch das gesamte Trainingskonzept zu begründen
Gong et al. (2020)	(1) 45m (19,5 \pm 2 J.); je 15: IG-SMR, IG-Alpha, KG (2) Pistolenschießen (3) Polizeistudenten	(1) EEG (2) visuell und auditiv (Zielscheibe und Liniendiagramm sowie Musik)	(1) IG-SMR: C3, Cz, C4 IG-Alpha: T3, T4 (2) IG-SMR: SMR steigern IG-Alpha: alpha von T3 steigern, von T4 senken (3) 6 (2) (4) 25 min	Verbesserung der Schussleistung der IG-SMR wohingegen sich die IG-Alpha verschlechterte; bei der KG traten keine Änderungen auf
Kao et al. (2014)	(1) 3m (23,0 \pm 2,16 J.) (2) Golf (3) Leistungssportler (Handicap: 0)	(1) EEG (2) visuell und auditiv (farbliches Balkendiagramm und Ton)	(1) Fpz (2) θ senken (3) 1 (4) 25 min (15 s pro Versuch)	Senkung des frontalen θ und Steigerung der Daueraufmerksamkeit sowie Leistungsverbesserung beim Putten
Kober et al. (2022)	(1) IG: Sportler (5m, 8w, 29,3 \pm 5,3 J.), Nicht-Sportler (7m, 6w, 27,6 \pm 5,5 J.); KG: Sportler (9m, 4w, 31,3 \pm 7,4 J.), Nicht-Sportler (6m, 6w, 32,5 \pm 9,0 J.) (2) Triathlon (3) 10,7 \pm 3,0 Stunden pro Woche	(1) EEG (2) visuell (Balkendiagramm)	(1) Cz (2) SMR steigern (3) 1 (4) 45 min	Triathleten konnten SMR vor allem in der zweiten Hälfte des EEG-NFBT stärker steigern als die Nicht-Sportler
Landers et al. (1991)	(1) IG: 6m, 2w; aktive KG: 5m, 3w; passive KG: 5m, 3w (2) Bogenschießen (3) Nachwuchsleistungssport	(1) EEG (2) visuell (Balkendiagramm)	(1) linke bzw. rechte temporale Region (2) niedrige Frequenzen bei linker (IG) bzw. rechter Hemisphäre (aktive KG) (3) 1 (4) 45-75 min	Verbesserung der Schussleistung der IG; Verschlechterung der Schussleistung der KG mit inkorrektem Feedback
Maszczyk et al. (2020)	(1) je Gruppe (IG, KG) 6m (22-25 J.) (2) Judo (3) Leistungssportler (internationales Niveau)	(1) EEG (2) visuell und auditiv (Video mit verstärkendem Ton)	(1) C3 (2) β steigern, θ senken (3) 2x 15 (3,5) (4) 1. 10 min 2. 4 min	Signifikante Verbesserung der visuellen Reaktionszeit
Mikicin et al. (2020)	(1) 7 (18-25 J.) (2) Schwimmen (3) k.A.	(1) EEG (2) visuell (Video)	(1) C3, C4 (2) high β senken (3) 20 (\emptyset 1) (4) 6x 5 min	Verbesserung der mentalen Leistungsfähigkeit (Kreapelin Test)

Tab. 6. Fortsetzung

Studie	(1) Stichprobe (2) Sportart (3) Leistungsniveau	(1) Messsystem (2) Art des Feedbacks	NFBT-Protokoll (1) Sensorposition (2) Zielstellung (3) absolute Anzahl der ÜE (ÜE pro Woche) (4) Dauer des NFBT	Ergebnisse der Intervention
Norouzi et al. (2020)	(1) je Gruppe (IG, KG) 15m (24,5 ± 4,7 J.) (2) Darts (3) Novizen	(1) EEG (2) visuell (Video)	(1) F4 (2) α senken (3) 10 (7) (4) 2x 20min (4x 4min) + 20 Dartwürfe	IG lernte, α zu reduzieren; signifikant höhere Genauigkeit beim Dartwurf der IG im Vergleich zur KG auch unter psychologischen Druck
Pop-Jordanova & Demerdzieva (2010)	(1) 1m (20 J.) (2) Ski Abfahrt (3) Leistungssportler (internationales Niveau)	(1) EEG (2) visuell (Graphen)	(1) k.A. (2) SMR steigern (3) 4 (2) (4) 50-60 min	Erfolgreiche Unterstützung des sportpsychologischen Trainings zur Angstkontrolle
Rijken et al. (2016)	(1) 8m, 2w (16-38 J., Median 18 J.) (2) Leichtathletik (Sprint und Hürdenlauf) (3) Leistungssportler	(1) EEG (2) auditiv (Qualität der Musik)	(1) C3, C4 (2) α steigern (3) Ø 14,8 (4) 30 min zzgl. Mentaltraining	Stressreduktion und subjektive Verbesserung der Leistungsfähigkeit
Ring et al. (2015)	(1) je Gruppe 12m (IG: 23,0 ± 5,8 J.; KG: 21,0 ± 2,5 J.) (2) Golf (3) Amateursportler (Handicap: IG: 23 ± 6,6; KG: 23 ± 4,6)	(1) EEG (2) auditives Feedback vor dem Putten	(1) Fz (2) 1. high α senken 2. θ senken (3) 3 am Testtag (4) 5min x 12 Einzelversuche	IG lernte, high α zu reduzieren; IG und KG verbesserten ihre Leistung signifikant im Putten gleichermaßen
Rostami et al. (2012)	(1) je Gruppe 7w, 5 m (IG: 30 ± 6,7 J.; KG: 31 ± 5,5 J.) (2) Luftgewehrschießen (3) Amateur- und Leistungssport	(1) EEG (2) visuell-auditiv (wie Computerspiel)	(1) 1. C3; 2. Pz (2) 1. SMR steigern, high β unterdrücken; 2. α und θ halten und high β unterdrücken (3) 15 (3) (4) je Aufgabe 30 min	Signifikante Verbesserung der Schussleistung der IG
Shaw et al. (2012)	(1) 11w (2) Gerätturnen (3) Universitäts-Level	(1) EEG (2) k.A.	(1) Cz (2) θ senken und SMR steigern (3) 10 (2) (4) 3x 90 s	Mit zusätzlichem HRV-Training Verbesserung der Wettkampfleistung auf dem Schwebebalken, der Selbstwahrnehmung und Veränderungen im EEG-Signal
Sherlin et al. (2013)	(1) 5m (19 ± 0,5 J.) (2) Baseball (3) Leistungssportler (Entwicklungsteam)	(1) EEG (2) visuell	(1) 19 Positionen (2) verschiedene Aufgaben (3) 15 (2-3) (4) 20-25 min	Verbesserung exekutiver Funktionen und der Aufmerksamkeit, Minderung negativer Gedanken und Verbesserung der Schlafqualität
Sherlin et al. (2015)	(1) 10m, 6w (19,3 J.) (2) Golf (3) Universitäts-Level	(1) EEG (2) auditiv und visuell	(1) 19 Positionen (2) Aktivität entsprechend der beim erfolgreichen Putten (3) 25 (0-5) (4) 20-30 min	Leistungsverbesserung nahezu aller leistungsbestimmenden Parameter beim Golf
Shokri & Nosratabadi (2021)	(1) je Gruppe 15m (IG1: 25,2 ± 2,4; IG2: 24,0 ± 2,7; KG: 26,2 ± 3,6) (2) Basketball (3) Novizen (1-3 Jahre Erfahrung)	(1) EEG (2) auditiv	(1) Cz, Cpz (2) SMR steigern (Cz), α steigern und θ senken (Cpz) (3) 24 (3) (4) 20 min	Signifikant höhere Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit der IG2 im Vergleich zur IG1 und KG sowie der IG1 im Vergleich zur KG

Tab. 6. Fortsetzung

Studie	(1) Stichprobe (2) Sportart (3) Leistungsniveau	(1) Messsystem (2) Art des Feedbacks	NFBT-Protokoll (1) Sensorposition (2) Zielstellung (3) absolute Anzahl der ÜE (ÜE pro Woche) (4) Dauer des NFBT	Ergebnisse der Intervention
Silverman (2011)	(1) 1m (28 J.) (2) Baseball (3) Leistungssport	(1) EEG (2) k.A.	(1) Fz (3 ÜE); F3 (4 ÜE) (2) θ senken, β steigern (3) 6 (1-2) (4) k.A.	Subjektive Verbesserung der Aufmerksamkeit; Ergebnisse sind durch das gesamte Trainingskonzept zu begründen
Wang et al. (2022)	(1) je Gruppe 5w, 5m (IG1: 27,4 \pm 6,8 J.; IG2: 29,0 \pm 8,4 J.; KG: 25,9 \pm 5,4 J.) (2) Golf (3) Novizen	(1) EEG (2) visuell und auditiv (wie Computerspiel mit Ton)	(1) Cz (2) IG1: Mu-Rhythmen (8-13 Hz) steigern; IG2: Mu-Rhythmen senken (3) 1 (4) 30-45 min	Signifikant gesenkter Mu-Rhythmus der IG2 führt zu signifikant höherer motorischer Kontrolle und der Leistung im Putten
Wilson & Peper (2011)	(1) 1m (2) Tennis (3) k.A.	(1) EEG (2) k.A.	(1) Cz (2) α steigern, θ senken; SMR steigern, β senken (3) k.A. (4) k.A.	Als Ergänzung zum sportpsychologischen Training reduziert NFBT impulsives Verhalten

Um eine erweiterte Gesamtübersicht der 27 in Tabelle 6 aufgeführten Studien zu geben, wird im Weiteren auf die *Struktur der Stichprobe*, die *Messmethodik und Feedbackart*, das verwendete *Neurofeedbacktrainingsprotokoll* sowie die *erzielten Studienergebnisse* eingegangen.

Zur Untersuchung des Neurofeedbacktrainings wurden mehrere Einzelfallstudien mit ausschließlich männlichen Probanden durchgeführt (Barry & Nooney, 2018; Christie & Werthner, 2015; Silverman, 2011; Wilson & Peper, 2011; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010). Weiterhin erfolgten Studien mit nur einer sehr geringen Stichprobenzahl ($N < 12$) und ohne Kontrollgruppe mit beiden Geschlechtern (Mikicin, Mróz, Karczewska-Lindinger, Malinowska, Mastalerz & Kowalczyk, 2020; Dupee, Forneris & Werthner, 2016; Rijken et al., 2016; Arns et al., 2008) sowie mit nur ausschließlich männlichen (Kao et al., 2014; Sherlin, Larson & Sherlin, 2013) oder weiblichen Probanden (Shaw, Wilson & Nihon, 2012). Eine höhere Stichprobengröße erreichten eine Studie mit 19 Probanden unter Berücksichtigung beider Geschlechter (Sherlin, Ford, Baker & Troesch, 2015) sowie zwei Studien, in denen keine Angaben zum Geschlecht der 15 (Dupee & Werthner, 2011) bzw. 20 Probanden getätigt wurde (Beauchamp et al., 2012). Zwölf Studien führten eine Überprüfung interventionsbedingter Effekte mit einer vergleichbaren Kontrollgruppe durch. Dabei umfasste die Gruppengröße unter Einbezug beider Geschlechter sowohl bei der Interventions- als auch der Kontrollgruppe acht (Cheng et al., 2015; Landers et al., 1991), zehn (Wang et al., 2022) bzw. zwölf Probanden (Kober, Ninaus, Witte, Buchrieser, Grössinger, Fischmeister, Neuper & Wood, 2022; Rostami et al., 2012). Hierbei erfolgte bei Rostami und Kollegen (2012) die Gruppeneinteilung nicht randomisiert. Bei Christie, Bertollo und Werthner (2020) erfolgte keine Angabe zum Geschlecht der acht bzw. elf Probanden der Interventions- und Kontrollgruppe. Weitere sechs

Studien hatten ausschließlich männliche Probanden für ihre Interventions- und Kontrollgruppen. Die jeweilige Gruppengröße umfasste dabei sechs (Maszczyk, Dobrakowski, Nitychoruk, Žak, Kowalczyk & Toborek, 2020), zwölf (Ring et al., 2015) und 15 Probanden (Domingos, Peralta, Prazeres, Nan, Rosa & Pereira, 2021; Shokri & Nosratabadi, 2021; Gong, Nan, Yin, Jiang & Fu, 2020; Norouzi, Hosseini, Vaezmosavi, Gerber, Pühse & Brand, 2020). Hinsichtlich der von den Athleten betriebenen Sportarten zeigt sich in den Studien ein breites Spektrum. So nahmen Athleten nach der Einteilung der Sportartengruppen nach Neumann, Pfützner und Berbalk (2007) verschiedener Spielsportarten wie Baseball (Barry & Nooney, 2018; Sherlin et al., 2013; Silverman, 2011), Eishockey (Christie et al., 2020), Basketball (Shokri & Nosratabadi, 2021; Barry & Nooney, 2018), Volleyball (Barry & Nooney, 2018) und Tennis (Wilson & Peper, 2011), des Weiteren technischer Sportarten wie Golf (Wang et al., 2022; Cheng et al., 2015; Ring et al., 2015; Sherlin et al., 2015; Kao et al., 2014; Arns et al., 2008), Judo (Maszczyk et al., 2020), Darts (Norouzi et al., 2020), Pistolenschießen (Gong et al., 2020), Luftgewehrschießen (Rostami et al., 2012), Bogenschießen (Landers et al., 1991) und Gerätturnen (Shaw et al., 2012), sowie Ausdauersportarten wie Triathlon (Kober et al., 2022), Schwimmen (Mikicin et al., 2020), Eisschnelllauf (Beauchamp et al., 2012) und Kanurennsport (Christie & Werthner, 2015) teil. Weiterhin erfolgten Studien im Bereich der Wintersportarten (Dupee et al., 2016; Dupee & Werthner, 2011; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010) und der Leichtathletik (Rijken et al., 2016). Hierbei ist eine klare Zuordnung zu den Sportartengruppen aufgrund der unzureichenden Definition durch die Autoren nicht möglich. Gleiches gilt auch für die Studie von Domingos und Kollegen (2021), an der Sportstudenten teilnahmen, wobei keine weitere Ausführung der von ihnen ausgeführten Sportarten erfolgte. Das Leistungsniveau der teilnehmenden Athleten reichte vom Novizen (Wang et al., 2022; Shokri & Nosratabadi, 2021; Gong et al., 2020; Norouzi et al., 2020), über den Nachwuchsleistungssport (Cheng et al., 2015; Landers et al., 1991), das Universitäts-Level (Christie et al., 2020; Sherlin et al., 2015; Shaw et al., 2012) und Amateursport (Kober et al., 2022; Ring et al., 2015; Arns et al., 2008) bis hin zum Leistungssport (Maszczyk et al., 2020; Dupee et al., 2016; Rijken et al., 2016; Christie & Werthner, 2015; Kao et al., 2014; Sherlin et al., 2013; Beauchamp et al., 2012; Dupee & Werthner, 2011; Silverman, 2011; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010). Rostami und Kollegen (2012) inkludierten in ihre Studie sowohl Amateur- als auch Leistungssportler. Domingos und Kollegen (2021), Mikicin und Kollegen (2020), Barry und Nooney (2018) sowie Wilson und Peper (2011) hingegen trafen bezüglich des Leistungsniveaus der Athleten keine Angaben.

Abgesehen von Barry und Nooney (2018), welche in ihrer Studie ein pirHEG für das Neurofeedbacktraining verwendeten, führten alle in der Tabelle 6 aufgeführten Studien ein EEG-Neurofeedbacktraining durch. Im Rahmen der Neurofeedbacktrainings kamen verschiedene Feedbackarten zum Einsatz. So wurde u.a. auditives Feedback als Musik (Rijken et al., 2016) oder als Ton (Shokri & Nosratabadi, 2021; Cheng et al., 2015; Ring et al., 2015; Arns et al., 2008), sowie visuelles Feedback (Sherlin et al., 2013; Beauchamp et al., 2012) mithilfe eines Diagramms (Kober et al., 2022; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010; Landers et al., 1991), sich in Form und Position veränderten

geometrischen Objekten (Domingos et al., 2021) oder eines Videos (Mikicin et al., 2020; Norouzi et al., 2020; Barry & Nooney, 2018) eingesetzt. Sieben Studien kombinierten ein visuelles und auditives Feedback (Wang et al., 2022; Christie et al., 2020; Gong et al., 2020; Maszczyk et al., 2020; Sherlin et al., 2015; Kao et al., 2014; Rostami et al., 2012). In den übrigen Studien wurde keine Angabe zur verwendeten Feedbackart getätigt (Dupee et al., 2016; Christie & Werthner, 2015; Shaw et al., 2012; Dupee & Werthner, 2011; Silverman, 2011; Wilson & Peper, 2011). Weiterhin fand in verschiedenen Studien das Neurofeedbacktraining nicht singulär statt, sondern war lediglich ein Teil der Intervention neben weiteren sportpsychologischen Trainingsmethoden. Dabei wurden neben dem Neurofeedbacktraining beispielsweise Mentaltraining (Beauchamp et al., 2012), die Anwendung eines interaktiven Metronoms während synchronisierter Hand- und Fußübungen (Silverman, 2011) oder Biofeedbacktraining zur Selbstregulation der Herzratenvariabilität, der Atmung (Wilson & Peper, 2011), der elektrodermalen Aktivität, der Muskelaktivität mittels EMG, der Herzfrequenz sowie der peripheren Körpertemperatur genutzt (Shokri & Nosratabadi, 2021; Christie et al., 2020; Dupee et al., 2016; Beauchamp et al., 2012; Dupee & Werthner, 2011). Dadurch ist in den genannten Studien die Veränderung der Selbstregulation des zentralen und autonomen Nervensystems und vor allem der sportartspezifischen Leistungsfähigkeit nicht singulär auf das Neurofeedbacktraining zurückzuführen.

Für das Neurofeedbacktraining wurden die Sensoren überwiegend über den Sensorposition Cz (Kober et al., 2022; Wang et al., 2022; Domingos et al., 2021; Christie et al., 2020; Cheng et al., 2015; Christie & Werthner, 2015; Beauchamp et al., 2012; Shaw et al., 2012; Wilson & Peper, 2011) und Fpz (Kao et al., 2014; Arns et al., 2008) nach dem internationalen 10-20 System von Jasper (1958) appliziert. Cz wurde bei vielen vorhergehenden Untersuchungen genutzt, da angenommen wird, dass dort adäquat die Aktivität beider Hemisphären sowie des Frontallappens zur sensorischen Informationsverarbeitung abgebildet werden können. Die Ableitstelle Fpz hingegen wird direkt mit den Top-down-Regulierung der Daueraufmerksamkeit durch die dafür notwendige geistige Anstrengung sowie mit sportmotorischen Leistungen assoziiert (Kao et al., 2014; Sauseng et al., 2007). Zusätzlich zu Cz wurden im Neurofeedbacktraining die Ableitstellen Cpz (Shokri & Nosratabadi, 2021) sowie C3 und C4 (Gong et al., 2020) genutzt. Weiterhin wurden die Elektroden für das EEG-Neurofeedbacktraining C3 (Maszczyk et al., 2020) über C3 und C4 (Mikicin et al., 2020; Rijken et al., 2016), C3 und Pz (Rostami et al., 2012), Fz (Ring et al., 2015), Fz und F3 (Silverman, 2011), F4 (Norouzi et al., 2020) sowie T3 und T4 (Gong et al., 2020) appliziert. In der Studie von Rijken und Kollegen (2016) wurde jedoch berichtet, dass die Athleten das Neurofeedbacktraining zu Hause selbstständig durchführten, sodass eine Standardisierung der Sensorposition möglicherweise nicht gegeben sein könnte. Weiterhin wurde aufgeführt, dass die Athleten zum Teil Probleme mit der technisch korrekten Durchführung der Trainingseinheiten hatten. In den weiteren Studien werden die Sensorpositionen nur unspezifisch benannt. So wurden die Sensoren während der Interventionen präfrontal (Barry & Nooney, 2018) sowie über der linken bzw. rechten temporalen Region (Landers et al., 1991) appliziert. Mehr als zwei Sensoren wurden lediglich von Dupee und Werthner (2011) mit 18 Elektroden sowie von

Sherlin und Kollegen (2015; 2013) mit 19 Elektroden eingesetzt. Die Elektroden wurden entsprechend des internationalen 10-20 Systems mithilfe einer Elektrodenkappe auf dem Kopf der Probanden positioniert. Für das Neurofeedbacktraining bestehen jedoch in beiden Studien keine konkreten Angaben hinsichtlich der genauen kortikalen Regionen, die durch das Training angesprochen wurden. Die zu trainierenden kognitive Funktionen basierten hier auf den Indizes der verwendeten Software ohne direkte Beschreibung der kortikalen Region, die dem Probanden während des Neurofeedbacktrainings zurückgemeldet wurde. In zwei Studien (Dupee et al., 2016; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010) wurden keine Angaben zur Sensorposition während des Neurofeedbacktrainings getätigt. Im überwiegenden Teil der Studien wurden sportunspezifische Zielstellungen für die Neurofeedbacktrainingsprotokolle eingesetzt. So bestand zumeist die Aufgabe darin, die Frequenzbereiche Alpha (Domingos et al., 2021; Shokri & Nosratabadi, 2021; Gong et al., 2020; Rijken et al., 2016; Beauchamp et al., 2012), Beta (Silverman, 2011; Wilson & Peper, 2011) oder SMR (Kober et al., 2022; Shokri & Nosratabadi, 2021; Christie et al., 2020; Gong et al., 2020; Cheng et al., 2015; Shaw et al., 2012; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010) bzw. die präfrontale Durchblutungsrate (Barry & Nooney, 2018) zu steigern oder die Frequenzen (Landers et al., 1991) bzw. Frequenzbereiche Alpha (Gong et al., 2020; Norouzi et al., 2020; Ring et al., 2015), Beta (Mikicin et al., 2020; Beauchamp et al., 2012; Dupee & Werthner, 2011; Wilson & Peper, 2011), Theta (Shokri & Nosratabadi, 2021; Ring et al., 2015; Kao et al., 2014; Shaw et al., 2012; Silverman, 2011; Wilson & Peper, 2011) zu senken. Bei Wang und Kollegen (2022) war die Zielstellung für zwei Interventionsgruppen, sog. Mu-Rhythmen, welche zwischen 8 und 13 Hz liegen, zu steigern bzw. zu senken. Hingegen sollte bei Maszczyk und Kollegen (2020) eine optimale Balance zwischen schnellen (Beta) und langsamen Wellen (Theta) aufrechterhalten werden. Lediglich bei Dupee und Kollegen (2016) sollten die Probanden lernen, das Verhältnis verschiedener Frequenzbereiche unterhalb eines vordefinierten Wertes zu erreichen und zu halten (Theta/Beta unter 2,0; high Alpha/Intensität < 1,0; high Beta/SMR unter 1,5). Weitere Studien verfolgten innerhalb des Neurofeedbacktrainings mehrere Zielstellungen. So sollte bei Rostami und Kollegen (2012) zunächst SMR gesteigert und high Beta gesenkt, danach sollten Alpha und Theta gehalten und high Beta unterdrückt werden. Auch Sherlin und Kollegen (2013) inkludierten mehrere Aufgaben in das Neurofeedbacktraining, die durch das Erreichen verschiedener Indizes gekennzeichnet waren, die von der Software vorgegeben wurden. In dieser Studie wurden jedoch keine konkreten Angaben hinsichtlich der Frequenzbereiche gemacht. Ein bewegungsspezifisches Neurofeedbacktraining, welches sich an dem Aktivierungsmuster des Gehirns während einer sportartspezifischen Bewegung orientiert, erfolgte in fünf Studien. Hierbei wurden zunächst die kortikalen Aktivitäten während der Bewegungsausführung erfasst. Die Zielstellung des Neurofeedbacktrainings basierte auf den Ergebnissen dieser Messung, sodass die Probanden ebendiese Frequenzen z.B. vor dem Putten beim Golf (Ring et al., 2015; Sherlin et al., 2015; Kao et al., 2014; Arns et al., 2008) oder beim Bogenschießen (Landers et al., 1991) reproduzieren sollten. Christie und Werthner (2015) führten in ihrem Artikel keine Zielstellung für das durchgeführte Neurofeedbacktraining auf.

Die Neurofeedbacktrainingsprotokolle sind in Bezug auf die erfasste Studienlage (Tab. 6) hinsichtlich der Häufigkeit sowie der Gesamtzahl der Übungseinheiten sehr heterogen. So erfolgte das vollständige Neurofeedbacktraining beispielsweise an nur einem Tag im Rahmen einer Übungseinheit (Kober et al., 2022; Wang et al., 2022; Kao et al., 2014; Landers et al., 1991) bzw. drei Übungseinheiten (Ring et al., 2015). Weiterhin unterscheiden sich die Protokolle des Neurofeedbacktrainings hinsichtlich einer festen Anzahl an Übungseinheiten pro Woche respektive einer ungefähren Angabe dessen sowie der dabei angegebenen Gesamtzahl an Übungseinheiten. Entsprechend wurden die Übungseinheiten täglich über zehn Tage (Norouzi et al., 2020), einmal wöchentlich über fünf (Barry & Nooney, 2018) und 20 Wochen (Mikicin et al., 2020), zweimal wöchentlich über zwei (Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010), drei (Gong et al., 2020), fünf (Shaw et al. 2012) und sechs Wochen (Domingos et al., 2021) sowie dreimal wöchentlich über vier (Domingos et al., 2021) fünf (Rostami et al., 2012) und acht Wochen (Shokri & Nosratabadi, 2021) durchgeführt. Andere Studien führten insgesamt sechs (Silverman, 2011), acht (Cheng et al., 2015) bzw. zehn Übungseinheiten (Christie & Werthner, 2015) mit einer Häufigkeit von ein- bis zweimal wöchentlich, 15 Übungseinheiten zwei- bis dreimal wöchentlich (Sherlin et al., 2013) sowie 25 Übungseinheiten null- bis fünfmal wöchentlich durch (Sherlin et al., 2015). In der Studie von Maszczyk und Kollegen (2020) wurde im Rahmen zweier Neurofeedbacktrainingsinterventionen jeweils jeden zweiten Tag das Neurofeedbacktraining mit insgesamt 15 Übungseinheiten durchgeführt. In einigen Studien wurde die Übungshäufigkeit je Woche nicht aufgeführt. Dennoch wurde eine Gesamtzahl mit drei (Arns et al., 2008), durchschnittlich 14,8 (Rijken et al., 2016), 15 (Christie et al., 2020) und 20 Übungseinheiten angegeben (Dupee et al., 2016). In drei der in Tabelle 6 aufgeführten Studien erfolgte weder eine Darstellung der Häufigkeit der Übungseinheiten pro Woche noch der Gesamtzahl von Übungseinheiten (Beauchamp et al., 2012; Dupee & Werthner, 2011; Wilson & Peper, 2011).

Die Dauer der einzelnen Übungseinheiten und der aktiven Durchführung des Neurofeedbacktrainings ist im Rahmen der in Tabelle 6 aufgeführten Studien teilweise nicht berichtet (Beauchamp et al., 2012; Silverman, 2011; Wilson & Peper, 2011) bzw. wie auch bei den zuvor berichteten Angaben zu den Neurofeedbacktrainingsprotokollen sehr heterogen. So umfasste das Neurofeedbacktraining 4 bis 10 min (Maszczyk et al., 2020) in 13 Studien eine zeitliche Dauer von 20 bis 30 min (Domingos et al., 2021; Shokri & Nosratabadi, 2021; Gong et al., 2020; Mikicin et al., 2020; Norouzi et al., 2020; Barry & Nooney, 2018; Dupee et al., 2016; Rijken et al., 2016; Sherlin et al., 2015; Kao et al., 2014; Sherlin et al., 2013; Rostami et al., 2012; Dupee & Werthner, 2011). Längere Trainingseinheiten erfolgten in lediglich sechs Studien. So dauerte das Neurofeedbacktraining 30 bis 60 Minuten (Kober et al., 2022; Wang et al., 2022; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010). Bei Landers und Kollegen (1991) dauerte das Neurofeedbacktraining 45 bis 75 min. Die Dauer des Trainings hing hier davon ab, wie schnell die Athleten die Aufgabe mithilfe des Neurofeedbacks lösen konnten. In der Studie von Christie und Werthner (2015) umfassten die Übungseinheiten zwar eine Stunde und bei Christie und Kollegen (2020) 90 min, allerdings beinhalteten die Übungseinheiten ebenso Biofeedbacktraining, wodurch die spezifische Dauer und unmittelbare Wirkung des

Neurofeedbacktrainings nicht klar nachvollziehbar und abgrenzbar ist. In anderen Studien hingegen wurde die Durchführungsdauer der sportartspezifischen Bewegungen bzw. Übungen zur zeitlichen Definition des Neurofeedbacktrainings genutzt. Beispielsweise orientierte sich die Dauer der Einzelversuche des Neurofeedbacktrainings an der durchschnittlichen Dauer einer Übung auf einem Balken im Gerätturnen (3x 90 s; Shaw et al., 2012). Bei Kao und Kollegen (2014) wurden die Durchgänge auf 15 s begrenzt, was der mittleren Dauer der Vorbereitung vor dem Putten im Golf entsprach. Bei Cheng und Kollegen (2015) hingegen wurden im Golf pro Übungseinheit zwölf Durchgänge mit 30 s Dauer durchgeführt. Im Gegensatz zu den zuvor aufgeführten Studien wurde in lediglich zwei Studien das Feedback direkt während der Bewegungsvorbereitung appliziert (Ring et al., 2015; Arns et al., 2008). Solange nicht die geforderten Frequenzbereiche vom Athleten (Golf) erreicht wurden, wurde ein Ton wiedergegeben. Der Athlet war dazu aufgefordert, erst den Golf-Putt auszuführen, sobald der Ton nicht mehr zu hören war. Dementsprechend variierte in dieser Studie die Dauer des Neurofeedbacktrainings (Arns et al., 2008). Bei Ring und Kollegen (2015) hingegen wurden pro Übungseinheit zwölf Durchgänge mit je 5 min Neurofeedbacktraining durchgeführt, sodass hierbei durch die unterschiedliche Dauer der Bewegungsdurchführung der Athleten die Anzahl der durchgeführten Golf-Putts zwischen den Probanden variieren konnte.

Die in Tabelle 6 aufgeführten Studien konnten zum Großteil Effekte von Neurofeedbacktraining auf ausgewählte Parameter und Fähigkeiten nachweisen, die sich positiv auf die sportliche Leistungsfähigkeit auswirken können. Dementsprechend konnten die Interventionsgruppen mithilfe des Neurofeedbacktrainings über den Ableitstellen Fpz (Kao et al., 2014; Arns et al., 2008) sowie Cz (Wang et al., 2022; Cheng et al., 2015) bzw. mehrerer Sensoren über der präfrontalen Region (Sherlin et al., 2015) eine höhere Leistungsfähigkeit beim Putten, über Cz eine Verbesserung der Schussleistung im Eishockey (Christie et al., 2020), über Cz und Cpz eine verbesserte Komplexleistung im Basketball (Shokri & Nosratabadi, 2021), über C3 und Pz eine verbesserte Schussleistung beim Luftgewehrschießen (Rostami et al., 2012), über C3, Cz und C4 eine Verbesserung der Schussleistung im Pistolenschießen (Gong et al., 2020), über F4 eine höhere Genauigkeit beim Dartwurf auch unter erhöhten Druckbedingungen (Norouzi et al., 2020) sowie über der linken temporalen Region eine Verbesserung der Schussleistung im Bogenschießen erreichen (Landers et al., 1991). Landers und Kollegen (1991) zeigten weiterhin, dass ein Neurofeedbacktraining über der rechten temporalen Region mit inkorrektem Feedback bei der Kontrollgruppe zu einer Verschlechterung der Schussleistung führt. Eine Verschlechterung der Schussleistung im Pistolenschießen durch ein Neurofeedbacktraining von Alpha über den Ableitstellen T3 und T4 konnte weiterhin durch Gong und Kollegen (2020) bestätigt werden. Der Erfolg eines Neurofeedbacktrainings ist folgerichtig unter anderem vom abgeleiteten Hirnareal abhängig. Ein Neurofeedbacktraining über C3 und C4 führte laut Rijken und Kollegen (2016) im leichtathletischen Sprint und Hürdenlauf zu einer subjektiven Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit. Von einer geringen Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit zweier Sportler durch ein Neurofeedbacktraining im präfrontalen Bereich berichten auch Barry und Nooney (2018), jedoch ohne statistisch eindeutige Belege. Ebenso mangelt es nahezu allen genannten

Studien an einem soliden Studiendesign, da es ihnen zum einen an einer Kontrollgruppe fehlt (Rijken et al., 2016; Sherlin et al., 2015; Kao et al., 2014; Arns et al., 2008) sowie zum anderen einer Stichprobengröße von acht (Christie et al., 2020; Cheng et al., 2015; Landers et al., 1991), zehn (Wang et al., 2022) und zwölf Probanden je Gruppe (Rostami et al., 2012) an einer hinreichend statistischen Absicherung der Ergebnisse mangelt. Lediglich drei Studien erfüllen die genannten Kriterien (Shokri & Nosratabadi, 2021; Gong et al., 2020; Norouzi et al., 2020).

Neurofeedbacktraining kann ebenso zu einer Verbesserung weiterer sportrelevanter Leistungsmerkmale führen. Dies konnte unter anderem durch eine Reduktion des frontalen Theta bei der Ableitstelle Fpz mit einer damit einhergehenden Steigerung der Dauer- und Aufmerksamkeit gezeigt werden (Kao et al., 2014). Außerdem führten spezifische Frequenzbänder über der Ableitstelle Cz (Christie & Werthner, 2015) und C3 (Maszczyk et al., 2020) zu besseren Reaktionszeiten. Ebenso konnte über Cz eine Verringerung der höheren Frequenzbänder wie Beta erreicht werden, was in der sportwissenschaftlichen Literatur mit einer Minderung von inneren Selbstgesprächen und einer daraus resultierenden Leistungsverbesserung berichtet wird (Shaw et al., 2012). Ebenso führte ein Neurofeedbacktraining zur Steigerung von Alpha über Cz zu einer höheren Leistungsfähigkeit im N-back- sowie Oddball-Test. Dieser Effekt war nach dreimal wöchentlichem Training höher, als wenn die Übungseinheiten zweimal wöchentlich stattfanden (Domingos et al., 2021). Sherlin und Kollegen (2013) konnten eine Verbesserung exekutiver Funktionen und der Aufmerksamkeit aufzeigen, jedoch ist dem Neurofeedbacktrainingsprotokoll eine entsprechende Zuweisung zu spezifischen Ableitstellen nicht zu entnehmen. Weiterhin berichten Barry und Nooney (2018) von einer subjektiven Verbesserung des Aufmerksamkeitsfokus und der Konzentration der Sportler sowohl im Sport als auch im Alltag. Auch den hier aufgeführten Studien mangelt es an einer vergleichbaren Kontrollgruppe sowie einer angemessenen Stichprobengröße, um diese Ergebnisse hinreichend zu verifizieren.

Einige Autoren weisen in ihren Ergebnissen auf Nebeneffekte hin, die sie mit dem von ihnen durchgeführten Neurofeedbacktraining in Verbindung bringen. Demnach führte das Neurofeedback beispielsweise nach Barry und Nooney (2018) bei den Probanden zu seltener auftretenden Kopfschmerzen, Rijken und Kollegen (2016) berichten von einer Stressreduktion. Weiterhin führte das Neurofeedbacktraining nach Sherlin und Kollegen (2013) zu einer Minderung negativer Gedanken und einer Verbesserung der Schlafqualität. Ein Neurofeedbacktraining über der Ableitstelle Fz mit Amateurgolfern zeigte nachweislich Wirkung hinsichtlich der bewussten Ansteuerung zum Senken von high Alpha bei der trainierten kortikalen Region (Ring et al., 2015). Auch Mikicin und Kollegen (2020) konnten mithilfe eines Neurofeedbacktrainings zur Reduktion von high Beta über den Ableitstellen C3 und C4 eine Verbesserung der mentalen Leistungsfähigkeit bewirken. Die Autoren konnten jedoch keine weiteren Veränderungen der sportlichen Leistungsfähigkeit oder weiterer Faktoren belegen, die mit dem Neurofeedbacktraining in Zusammenhang stehen könnten.

In einigen der in Tabelle 6 aufgeführten Studien wurden Neurofeedbacktrainingsinterventionen als Ergänzung zu weiteren sportpsychologischen Trainingsmethoden eingesetzt.

Dennoch berichten die Autoren von einer Verbesserung der Selbstregulation des zentralen und autonomen Nervensystems (Dupee & Werthner, 2011) sowie des Selbstbewusstseins (Dupee et al., 2016) in Zusammenhang mit dem durchgeführten Neurofeedbacktraining. Ebenso wird dem Neurofeedbacktraining eine unterstützende Funktion zur Verbesserung der Angstkontrolle (Pop-Jordanova & Demerzieva, 2010) sowie zur Reduktion des impulsiven Verhaltens zugeschrieben (Wilson & Peper, 2011). Ebenso wird von einer subjektiven Verbesserung der Aufmerksamkeit (Silverman, 2011) und einer Verbesserung der Selbstwahrnehmung berichtet (Shaw et al., 2012). Weiterhin sehen die Autoren einen Zusammenhang zur Verbesserung der Wettkampfleistung beispielsweise beim Turnen auf dem Schwebebalken (Shaw et al., 2012) sowie zur erfolgreichen Teilnahme bei Olympischen Spielen (Dupee et al., 2016; Beauchamp et al., 2012; Dupee & Werthner, 2011). Da die berichteten Effekte dieser Studien nicht auf ein singuläres Neurofeedbacktraining zurückzuführen sind, kann die tatsächliche Wirkung der durchgeführten Neurofeedbacktrainingseinheiten nicht abschließend bestätigt werden. Daher sollten diese eher als Annahmen betrachtet werden und durch umfangreiche kontrolliert randomisierte Studien überprüft werden.

Mithilfe einer einzelnen Übungseinheit konnten Kober und Kollegen (2022) zudem nachweisen, dass Triathleten nicht nur in der Lage sind, den SMR über Cz stärker zu erhöhen als weniger sportlich aktive Probanden, sondern dass sie zudem in der Lage sind, diese Gehirnaktivität über einen längeren Zeitraum selbst zu regulieren.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass ein Neurofeedbacktraining mittels des Einsatzes von fNIRS- und HEG-Systemen u.a. durch die geringe Anfälligkeit für Bewegungsartefakte, einfach und praxisnah im Sport zur Steigerung der sportlichen Leistungsfähigkeit eingesetzt werden kann. Diese vergleichsweise kostengünstigen Methoden haben faktisch keine Vor- und Nachbereitungszeit und sind daher schnell und einfach anzuwenden (Leff et al., 2011). Die bisherige Studienlage weist jedoch eine unzureichende Evidenz hinsichtlich des trainingsmethodischen Einsatzes sowie der Effekte des Neurofeedbacktrainings im Sport auf. Ebenso konnte der Einfluss des Geschlechts oder des Leistungsniveaus der Athleten auf die Leistungssteigerung durch Neurofeedback bislang nicht nachgewiesen werden (Mirifar et al., 2017). Jedoch sprechen die ersten positiven Ergebnisse sowohl aus dem Bereich des Sports als auch aus dem klinischen Bereich für das erhebliche Potenzial des Neurofeedbacktrainings zur Verbesserung und Optimierung von sportlichen Leistungen und kognitiven Funktionen, die auf die sportliche Leistungsfähigkeit einen erheblichen Einfluss haben.

4 Fragestellungen und Hypothesen

Die dargestellten Theoriepositionen hinsichtlich der zahlreichen Möglichkeiten, Aufmerksamkeitsprozesse mittels verschiedener Testverfahren aus der Testpsychologie und Neurokognition zu quantifizieren, sowie deren Anwendung für ein Neurofeedbacktraining zur Verbesserung und Optimierung kognitiver Funktionen, verdeutlichen das hohe Potenzial zur Steigerung motor-kognitiver Fähigkeiten und Fertigkeiten im Bereich des Breiten- und Leistungssports. Diesbezüglich wurde die Wirkung eines Neurofeedbacktrainings bislang jedoch nur unzureichend untersucht und evaluiert (vgl. Kapitel 2; Kohl et al., 2020). Auf dieser Grundlage werden in den nachfolgenden Kapiteln ausgewählte Forschungsdefizite im Bereich von Bewegung und Kognition sowie dem Einsatz eines Neurofeedbacktrainings dargestellt und die daraus relevanten Fragestellungen und Hypothesen dieser Arbeit abgeleitet.

Im sportwissenschaftlichen und sportpraktischen Kontext wurden die Theoriepositionen hinsichtlich des Zusammenhangs von kortikaler Aktivität und sportlicher Leistungsfähigkeit zuvor noch nicht mittels der HEG untersucht. Hierzu eignen sich zunächst Sportarten mit kleinmotorischen Bewegungen, die keinen besonders hohen Anspruch an die konditionellen Fähigkeiten stellen. Beispielsweise zählen die Freiwurfbewegung im Basketball sowie das Bogenschießen zu solchen kleinmotorischen Bewegungen im sportlichen Kontext. Bei diesen Bewegungen wird von den Athleten eine hohe Aufmerksamkeitsleistung in Verbindung einer willkürlichen Zielbewegung gefordert. Weiterhin eignen sich diese beiden sportlichen Bewegungen zum einen durch die genannten Anforderungen an die Athleten, zum anderen durch den geringen Bewegungsumfang, die klar beobachtbare Bewegungsstruktur und die damit mögliche Einteilung der Bewegung in entsprechende Bewegungsphasen (diese werden für das Bogenschießen in Kapitel 5.1.3 und Abb. 11 näher erläutert). Daher wurden die Sportart Basketball sowie die olympische Disziplin Recurvebogenschießen als Beispielsportarten für erste sportartspezifische Untersuchungen mittels HEG gewählt. Um einen hohen Automatisierungsgrad bei der Bewegungsdurchführung annehmen und dadurch verschiedene Einflussfaktoren auf die kortikale Aktivität durch einen geringen Lernstand ausschließen zu können, wurden in den Untersuchungen dieser Arbeit Athleten der höchsten Leistungsebene einbezogen.

Basierend auf der beschriebenen Problem- und Zielstellung sowie den dargestellten Theoriepositionen dieser Arbeit sollen weiterhin die Wirkungen eines allgemeinen sowie sportart- und bewegungsspezifischen Neurofeedbacktrainings mittels HEG zur Verbesserung von sportmotorischen Fertigkeiten bei ausgewählten Zielbewegungen, kognitiven Fähigkeit sowie sportspezifischen Persönlichkeitsmerkmalen untersucht werden. Hinsichtlich des methodischen Ansatzes des HEG-Neurofeedbacktrainings ist vorher zu überprüfen, inwieweit sich kortikale Aktivierungsmuster während sportartspezifischer Zielbewegungen nachweisen lassen und in welchem Zusammenhang sie zur erbrachten sportlichen Leistung stehen. Aufgrund der Komplexität der Zielstellung werden in den folgenden Kapiteln 4.1 sowie 4.2 innerhalb von vier übergeordneten Fragenkomplexen

spezielle Fragestellungen aufgestellt und mittels Hypothesen operationalisiert. Diese werden anhand der darin genannten primären Kennwerte empirisch überprüft. Die im Rahmen eines Fragenkomplexes zusätzlich genannten Parameter (sekundäre Kennwerte) dienen unterstützend der weiterführenden Interpretation und Diskussion der Ergebnisse.

4.1 Zusammenhang von Kognition und Bewegung

Im Fokus dieser Arbeit steht die Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit mittels HEG-Neurofeedbacktraining. Wie in Kapitel 1 und 3.1 dargestellt wird die sportliche Leistungsfähigkeit entscheidend von Aufmerksamkeitsprozessen, welche vor allem im PFC verschaltet sind, determiniert (siehe Kapitel 3.1). Die Bedeutung von Aufmerksamkeitsprozessen zeigt sich insbesondere während willkürlicher Zielbewegungen, wobei diese u.a. anhand der HEG erfasst und somit ihr Zusammenhang zur Bewegungsdurchführung sowie der Bewegungsqualität überprüft werden können. Aktuell wurden jedoch trotz des enormen Vorteiles des Einsatzes der HEG zur Quantifizierung kortikaler Aktivität (wie beispielsweise im PFC) während Bewegungen keine Untersuchungen in diesem Bereich durchgeführt, weshalb keine untersuchungsmethodischen Hinweise für solche Analysen vorliegen (siehe Kapitel 3.2.2). Vor diesem Hintergrund ergibt sich zunächst der erste Fragenkomplex, der im Rahmen einer Voruntersuchung (VU) dieser Arbeit analysiert und aufgeklärt werden soll.

1. Fragenkomplex: Inwieweit lassen sich Aufmerksamkeitsprozesse während sportartspezifischer Bewegungen mittels HEG quantifizieren und in Abhängigkeit des Resultats der Bewegungsdurchführung unterscheiden?

Vergleich der präfrontalen Aktivierungsrate in Abhängigkeit der bewegungsspezifischen Leistungsfähigkeit

Studien zeigten bereits, dass bei erfolgreichen und nicht-erfolgreichen Bewegungsausführungen unterschiedliche kortikale Aktivierungsmuster in Abhängigkeit der Bewegungsphase auftreten und diese somit einen Prädiktor für die sportliche Leistung darstellen (Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008). Diesbezüglich konnte in ersten Anwendungsstudien zum Golfen gezeigt werden, dass der Grad des Fehlers beim Putten, also die Distanz des Balles zum Loch, abhängig von der Höhe der kortikalen Aktivität ist (Babiloni et al., 2008). Hierbei ist die Abhängigkeit zwischen der Aktivität der kortikalen Areale, die für die Planung, Steuerung und Ausführung von Bewegungen verantwortlich sind, und der Komplexität der Bewegung sowie der Expertise des Athleten zu beachten (Carius et al., 2016). Dementsprechend arbeitet der externale dorsale Kortex mehr, je mehr die Prozesse zur Bewegungsdurchführung bewusst ablaufen (Serra-Sala et al., 2012). So konnte bereits nachgewiesen werden, dass kurz vor der Bewegungsdurchführung die frontale Aktivität bei einer optimalen Bewegungsdurchführung niedriger ist, als bei einer geringeren Bewegungsqualität (Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008). Somit müsste sich in den Bewegungsphasen kurz vor der Zielbewegung (z.B. beim Bogenschießen das Lösen der Bogensehne zur Durchführung des Schusses) die

präfrontale Aktivität bei einer optimalen Bewegungsausführung mit einem optimalen Schussergebnis (z.B. im Bogenschießen das Treffen des inneren Rings der Ringscheibe, welche als „X“ bezeichnet wird) von einer mit schlechteren Bewegungsqualität (z.B. bei Leistungssportlern im Bogenschießen Schussleistungen mit weniger als 10 Punkten) unterscheiden. Dabei ist anzumerken, dass beim Bogenschießen der Phase des *Nachhaltens* des Bogens nach dem Auslösen des Schusses ebenso eine wesentliche Bedeutung für eine hohe Bewegungsqualität beigemessen wird, da diese Phase ebenso für ein gutes Trefferergebnis entscheidend ist (Haidn, Weineck, Haidn-Tschalova, 2010). Weiterhin ist zu beachten, dass die hämodynamische Reaktion, die neuronale Aktivität auch noch einige Sekunden nach der Bewegungsausführung überdauern kann, wodurch es dazu kommen kann, dass nach der Bewegungsausführung die Höhe der Sauerstoffsättigung zunächst konstant bleiben könnte (Cutini & Brigadoi, 2014).

Daher ergibt sich im Rahmen des ersten Fragenkomplexes und die für dessen Aufklärung gewählte Beispielsportart Bogenschießen die folgende spezielle Fragestellung und die sich daraus herleitende Hypothese, die sich in Form einer initialen Untersuchung in diesem Bereich beispielhaft auf das Bogenschießen bezieht:

F1_{VU}: Inwieweit bestehen Unterschiede in der Aktivierungsrate (Mittelwert des HEGR) des PFC während des Bogenschießens zwischen den Bedingungen optimale Schussleistung (X) und schlechteren Schussleistungen (weniger als 10 Punkte) bei den Bewegungsphasen (*Anheben, Zielen, Nachhalten*)?

H1_{VU}: Die präfrontale Aktivität des PFC ist während des Bogenschießens innerhalb der drei Bewegungsphasen (i) *Anhebens des Bogens*, (ii) *Zielen bis zum Schuss* sowie (iii) *Nachhalten nach dem Schuss* unterscheidet sich signifikant zwischen optimalen und schlechten Schussleistungen (weniger als 10 Punkte) bei Kaderathleten des Bogenschießens.

Vergleich der präfrontalen Aktivierungsrate während der Bewegungsphasen des Bogenschießens

Insbesondere in Sportarten mit willkürlichen Zielbewegungen, wie dem Sportschießen, spielt die Aufmerksamkeit unter den psychologischen Faktoren die relevanteste Rolle, da in der Bewegungsvorbereitung sowie –ausführung ein hohes Maß an Konzentration und Fokussierung für Höchstleistungen erforderlich ist (Scharnowski et al., 2015). Eine entscheidende Rolle bei der Bewegungsplanung und Bewegungsvorbereitung spielt dabei der PFC (Suzuki, Miyai, Ono & Kubota, 2008), wobei der dorsolaterale PFC besonders bei der mentalen Vorbereitung auf die bevorstehende Bewegungsausführung involviert ist (Pochon, Levy, Poline, Crozier, Lehericy, Pillon, Deweer, Le Bihan & Dubois, 2001). Es konnte bereits nachgewiesen werden, dass es im zeitlichen Verlauf einer Bewegung zu Änderungen der hämodynamischen Aktivität kommt (Obrig, Hirth, Junge-Hülsing, Döge, Wolf, Dirnagl & Villringer, 1996). Diese Änderungen treten laut bisherigen Studien ca. 2 s vor und etwa 1 s nach der Zielbewegung (z.B. dem Golf-Putt) auf (Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008). Dementsprechend sind im Rahmen der VU in Hinsicht auf das Bogenschießen vor allem die Bewegungsphasen des *Anhebens*,

Zielens sowie *Nachhaltens* von besonderem Interesse. Ausgehend vom ersten Fragenkomplex ergibt sich daher die zweite spezielle Fragestellung, aus der sich die darauffolgende Hypothese ableitet:

F2_{VU}: Inwieweit verändert sich das mittlere Ausmaß der hämodynamischen Aktivität (HEGR) des PFC über die einzelnen Bewegungsphasen des Bogenschießens vor dem Auslösen des Schusses (*Vorspannung, Anheben, Zielen*)?

H2_{VU}: Der mittlere HEGR des PFC von Kaderathleten des Bogenschießens unterscheidet sich signifikant zwischen den einzelnen Bewegungsphasen des Bogenschießens vor dem Auslösen des Schusses (*Vorspannung, Anheben, Zielen*).

4.2 Neurofeedbackbedingte Veränderung von Kognition und Bewegung

Wie bereits in den Kapiteln 3.2.2 und 3.3.1 ausführlich berichtet wurde, kann Neurofeedbacktraining durch eine Verbesserung der Selbstregulation der Ansteuerung von kortikalen Regionen eine positive Wirkung sowohl auf kognitive Funktionen (z.B. Sherlin et al., 2013) als auch auf die sportmotorische Leistungsfähigkeit haben (z.B. Rijken et al., 2016). Diese Verbesserungen der sportmotorischen Leistungsfähigkeit mithilfe von Neurofeedbacktraining ließen sich bislang vorwiegend bei Nachwuchsleistungssportlern nachweisen (z.B. Landers et al., 1991), da bei diesen Athleten noch ein hohes Leistungspotenzial besteht und im Gegenzug Leistungsverbesserungen bei Hochleistungssportlern aufgrund ihres hohen Niveaus oft schwieriger nachzuweisen sind als bei Nachwuchs- oder Amateursportlern (Park et al., 2015). Somit besteht ein enormes Potenzial im Nachwuchsleistungssport zur Optimierung und Stabilisierung der Aufmerksamkeitsregulation, um den Entwicklungsprozess zu einer höheren Leistungsfähigkeit zu unterstützen.

Die Anwendung der HEG als Methode für ein Neurofeedbacktraining bewährte sich überwiegend zur Steigerung der präfrontalen Sauerstoffsättigung unter Ableitung dieser über Fpz (vgl. Kapitel 3.2.2). Dabei besteht bezugnehmend zum aktuellen Forschungsstand jedoch noch kein standardisiertes Trainingsprotokoll vor allem hinsichtlich der Optimierung und Stabilisierung von kortikalen Aktivitäten, die adäquat auf die kortikalen Aktivitäten während spezifischer sportlicher Bewegungen ausgerichtet sind. Studien zeigten jedoch bereits, dass eine Sensorpositionierung über Fpz im Rahmen eines Neurofeedbacktrainings zur Steigerung der sportlichen Leistungsfähigkeit insbesondere bei Zielbewegungen führen kann (Barry & Nooney, 2018; Sherlin et al., 2015; Kao et al., 2014; Arns et al., 2008). Aus diesen sowie aus ökonomischen und organisatorischen Gründen konzentriert sich diese Arbeit im Rahmen der Hauptuntersuchung auf den Basketball-Freiwurf von jugendlichen Basketballspielern. Weiterhin wird für die Entwicklung von Neurofeedbacktrainingseinheiten eine Orientierung an der Zielbewegung unter einer hohen Bewegungsqualität (Kao et al., 2014; Arns et al., 2008). Daher ist zunächst die präfrontale Aktivität während der entsprechenden Zielbewegung zu untersuchen. Dies wurde im Rahmen dieser Arbeit am Beispiel des Basketball-Freiwurfs durchgeführt. Weiterhin ist zu prüfen, inwieweit ein auf den PFC ausgerichtetes HEG-Neurofeedbacktraining zur Selbstregulation der präfrontalen Aktivierung sich auf die Aktivität des linken und rechten PFC während einer Zielbewegung (Basketball-Freiwurf), die sportliche

Leistungsfähigkeit, die kognitiven Funktionen sowie sportrelevante Persönlichkeitsmerkmale auswirkt. Dafür wird (1) ein allgemein auf die Aktivierung und Reduktion der Aktivität im PFC abgezieltes sowie (2) ein sich an der präfrontalen Aktivität während der Bewegungsdurchführung bei guten Würfeln orientiertes HEG-Neurofeedbacktraining eingesetzt. Bei letzterem ist es das Ziel, dieses sog. präfrontale Aktivierungsmuster zu aktivieren und zu stabilisieren. Daraus ergibt sich der zweite Fragenkomplex, der im Rahmen der Hauptuntersuchung (HU) aufgeklärt werden soll:

2. Fragenkomplex: Wie verhält sich die hämodynamische Aktivität des linken und rechten dorsolateralen PFC während des Basketball-Freiwurfs und inwieweit unterscheiden sich diese?

Wie bereits in den Theoriepositionen beschrieben, bestehen auch im PFC Unterschiede zwischen den Hemisphären bezüglich der dort verarbeiteten kognitiven Prozesse (Freides und Aberbach, 2005). So werden der linken Hemisphäre eher sprachliche Aufgaben zugeordnet und in der rechten Hemisphäre eher visuell-räumliche Prozesse verarbeitet (Ring et al., 2015). Solche Asymmetrien zwischen den Hemisphären vor der Bewegungsausführung zeigten bereits einige Studien, jedoch mit sehr heterogenen Ergebnissen. So konnte beim Bogenschießen besonders die Aktivität des linken Temporallappens als entscheidend für Höchstleistungen definiert werden (Landers et al., 1991; Salazar et al., 1990). Jedoch wurde bei komplexen Bewegungsanforderungen, die höhere kognitive Anstrengung und eine anhaltende Aufmerksamkeit erfordern, eine höhere Aktivität im rechten dorsolateralen PFC nachgewiesen (Balardin et al., 2017). Bei einem hohen Lernstand sollte jedoch eher die Aktivität des linken dorsolateralen PFC dominieren (Salazar et al., 1990). Aufbauend auf den Vorüberlegungen und in Erweiterung der VU ist also zunächst zu klären, inwieweit sowohl für den linken als auch für den rechten dorsolateralen PFC Unterschiede hinsichtlich der Aktivierung unter den Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer als auch zwischen den bewegungsspezifischen Phasen bei jugendlichen Basketballspielern beim Basketball-Freiwurf bestehen. Ebenso sind Unterschiede der Aktivierung des PFC zwischen den Hemisphären zu untersuchen. Somit ergeben sich die folgenden speziellen Fragestellungen und die daraus abgeleiteten Hypothesen:

F1_{HU}: Inwieweit bestehen während des Basketball-Freiwurfs Unterschiede in der Aktivierungsrate (Mittelwert des HEGR) des linken und rechten dorsolateralen PFC zwischen den Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer bei den bewegungsspezifischen Phasen der *Vorbereitung* des Wurfes, der *Freiwurfbewegung* sowie der *Ballverfolgung*?

H1.1_{HU}: Die präfrontale Aktivität des linken dorsolateralen PFC während des Basketball-Freiwurfs ist in den bewegungsspezifischen Phasen der *Vorbereitung* des Wurfes, der *Freiwurfbewegung* sowie der *Ballverfolgung* unter der Bedingung Treffer signifikant niedriger als bei Nicht-Treffern.

- H1.2_{HU}: Die präfrontale Aktivität des rechten dorsolateralen PFC während des Basketball-Freiwurfs ist in den bewegungsspezifischen Phasen der *Vorbereitung* des Wurfes, der *Freiwurfbewegung* sowie der *Ballverfolgung* unter der Bedingung Treffer signifikant niedriger als bei Nicht-Treffern.
- F2_{HU}: Inwieweit unterscheiden sich das mittlere Ausmaß der hämodynamischen Aktivität des linken und rechten dorsolateralen PFC hinsichtlich der einzelnen Bewegungsphasen des Basketball-Freiwurfs (*Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung* und *Ballverfolgung*)?
- H2.1_{HU}: Der mittlere HEGR des linken dorsolateralen PFC unterscheidet sich signifikant hinsichtlich der einzelnen bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs (*Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung* und *Ballverfolgung*).
- H2.2_{HU}: Der mittlere HEGR des rechten dorsolateralen PFC unterscheidet sich signifikant hinsichtlich der einzelnen bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs (*Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung* und *Ballverfolgung*).
- F3_{HU}: Inwieweit besteht ein Unterschied zwischen dem linken und rechten dorsolateralen PFC bezüglich des mittleren Ausmaßes der hämodynamischen Aktivität in Abhängigkeit der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs?
- H3_{HU}: Der mittlere HEGR des rechten dorsolateralen PFC ist während der verschiedenen bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs signifikant höher als der mittlere HEGR des linken dorsolateralen PFC.

3. Fragenkomplex: Inwieweit können kortikale Aktivitäten des linken und rechten PFC während des Basketball-Freiwurfs durch ein allgemeines sowie ein bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining des PFC zur Schulung der Aufmerksamkeit verändert werden und inwieweit beeinflusst dieses Training die bewegungsspezifische Leistungsfähigkeit?

Veränderung der präfrontalen Hämodynamik

Wie frühere Studien bereits zeigten, dient der frontopolare Kortex der Top-down-Regulation zur Handlungsplanung und Handlungskontrolle vor allem bei unzureichender Bewegungsautomatisierung (Ono et al., 2014). Dies deckt sich auch mit den Erkenntnissen aus Untersuchungen im Golfen, bei denen Experten im Vergleich zu Novizen eine geringere frontale Aktivität kurz vor und nach einem Golf-Putt aufwiesen (Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008). Es ist also anzunehmen, dass es mit zunehmendem Lernstand und somit verbesserten Bewegungsfertigkeiten zu Veränderungen der funktionellen kortikalen Aktivität in präfrontalen Arealen kommt. Weitere Studien zeigten zudem Steigerungen der sportlichen Leistungsfähigkeit durch Neurofeedbacktraining (Sherlin et al., 2015; Kao et al., 2014; Arns et al., 2008; Landers et al., 1991). Die Leistungsverbesserung durch Neurofeedbacktraining könnte in Zusammenhang zu funktionellen Änderungen der kortikalen Aktivität stehen. Dies wurde jedoch in keiner der Studien bislang statistisch

überprüft. Weiterhin muss geprüft werden, inwieweit ein allgemeines Neurofeedbacktraining mit dem Ziel, die Selbstregulation der präfrontalen Aktivität unabhängig der Bewegung, sowie ein bewegungsspezifisches Neurofeedbacktraining, bei dem das Training der kortikalen Aktivität in Orientierung auf die hämodynamische Aktivität während der sportartspezifischen Bewegung durchgeführt wird, einen messbaren Einfluss auf die Aktivität der Zielbewegung nehmen. Daraus folgen die vierte spezielle Fragestellung und die daraus abgeleiteten Hypothesen:

- F4_{HU}: Inwieweit führt ein HEG-Neurofeedbacktraining zu Veränderungen der Aktivierung des linken und rechten PFC in den bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs (*Vorbereitung, Freiwurfbewegung* und *Ballverfolgung*)?
- H4.1_{HU}: Ein 10-wöchiges sportunspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC führt zu Veränderungen der hämodynamischen Aktivität im rechten und linken dorsolateralen PFC während der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs. Bei einer Kontrollgruppe treten keine signifikanten Veränderungen in der hämodynamischen Aktivität des PFC auf.
- H4.2_{HU}: Ein 10-wöchiges bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining, welches sich an der Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC in Bezug auf die bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs *Vorbereitung* und *Freiwurfbewegung* bei optimalen Bewegungsausführungen orientiert, führt zu einer Veränderung der hämodynamischen Aktivität des rechten und linken dorsolateralen PFC. Bei einer Kontrollgruppe treten keine signifikanten Veränderungen in der hämodynamischen Aktivität des PFC beider Hemisphären auf.

Veränderung der Wurfleistung beim Basketball-Freiwurf

Neben der Veränderung der kortikalen Aktivität während des Basketball-Freiwurfs durch ein HEG-Neurofeedbacktraining steht die damit einhergehende Verbesserung der Wurfleistung beim Basketball-Freiwurf in Hinsicht auf die Problem- und Zielstellung im besonderen Fokus dieser Arbeit. Dem aktuellen Forschungsstand zufolge (siehe Kapitel 3.3.1) ist davon auszugehen, dass ein Neurofeedbacktraining, welches die selbstregulierte Kontrolle der Aktivierung des PFC, abgeleitet über Fpz, anstrebt, zu einer Leistungsverbesserung bei sportartspezifischen Zielbewegungen führen kann (Sherlin et al., 2015; Kao et al., 2014; Arns et al., 2008). Dies konnte sowohl durch ein unspezifisches Neurofeedbacktraining zur Aktivierung des PFC (Kao et al., 2014), als auch durch ein bewegungsspezifisches Neurofeedbacktraining, welches sich an der kortikalen Aktivität während der Zielbewegung orientiert, erreicht werden (Sherlin et al., 2015; Arns et al., 2008). So führte beispielsweise ein Neurofeedbacktraining bei dem die kortikale Aktivität reduziert wurde zu einer Verbesserung der Leistung beim Bogenschießen (Landers et al., 1991). Entsprechend erschließen sich für den zweiten Fragenkomplex die fünfte spezielle Fragestellung sowie die zwei daraus abgeleiteten Hypothesen, die in der HU geklärt werden sollen:

- F5_{HU}: Inwieweit führt ein allgemeines und/oder ein bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur Verbesserung der Wurfleistung bezüglich der Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer beim Basketball-Freiwurf?
- H5.1_{HU}: Ein 10-wöchiges sportunspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC führt zu einer signifikanten Verbesserung der Wurfleistung hinsichtlich der Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer beim Basketball-Freiwurf. Bei einer Kontrollgruppe treten keine signifikanten Veränderungen auf.
- H5.2_{HU}: Ein 10-wöchiges bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining, welches sich an der Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC in Bezug auf die bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs *Vorbereitung* und *Freiwurfbewegung* bei optimalen Bewegungsausführungen orientiert, führt zu einer signifikanten Verbesserung der Wurfleistung hinsichtlich der Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer beim Basketball-Freiwurf. Bei einer Kontrollgruppe treten keine signifikanten Veränderungen auf.

4. Fragenkomplex: Inwieweit führt ein HEG-Neurofeedbacktraining zur Schulung der Aufmerksamkeit zu einer Veränderung von leistungsbestimmenden Persönlichkeitsmerkmalen sowie kognitiven Fähigkeiten?

Veränderung von kognitiven Fähigkeiten

Ist ein Neurofeedbacktraining reizwirksam, so äußert sich dies vor allem in Veränderungen kognitiver Fähigkeiten hauptsächlich bei Personen mit kognitiven Beeinträchtigungen (Wilson & Peper, 2011). Wie bereits in Kapitel 3.2.2 und 3.3.1 dargestellt wurde, bewirkt ein Neurofeedbacktraining der präfrontalen Areale eine Verbesserung exekutiver Funktionen, wie beispielsweise Aufmerksamkeitsfunktionen und das Arbeitsgedächtnis (Gomes et al., 2018; Lai et al., 2015; Kao et al., 2014; Dias et al., 2012; Mize, 2004; Toomim et al., 2004). Im Allgemeinen besteht ein positiver Zusammenhang zwischen der kortikalen Aktivität im PFC und kognitiven Leistungen exekutiver Funktionen sowohl bei Kindern (Lambrick, Stoner, Grigg & Faulkner, 2016), als auch gesunden Erwachsenen (Kujach, Byun, Hyodo, Suwabe, Fukuie, Laskowski, Dan & Soya, 2018; Sudo, Komiyama, Aoyagi, Nagamatsu, Higaki & Ando, 2017; Byun, Hyodo, Suwabe, Ochi, Sakairi, Kato, Dan & Soya, 2014; Yanagisawa, Dan, Tsuzuki, Kato, Okamoto, Kyutoku & Soya, 2010) sowie gesunden älteren Erwachsenen (Hyodo, Dan, Suwabe, Kyutoku, Yamada, Akahori, Byun, Kato & Soya, 2012). Darauf basierend führt eine exekutive Kontrolle der Aufmerksamkeit bei Aufgaben, die Konflikte hervorrufen und inhibitorische Kontrolle wie z.B. beim FWIT (Herrmann, Plichta, Ehlis & Fallgatter, 2005; Bush, Luu & Posner, 2000) oder Reaktionszeittest verlangen (Matsuda & Sato, 2019) zu verstärkter Aktivität im PFC. Weiterhin steht die kognitive Leistungsgeschwindigkeit, wie sie auch im Zahlen-Verbindungs-Test getestet wird, als ein Teil der exekutiven Funktionen im Zusammenhang mit der präfrontalen Aktivität (Hagen, Ehlis, Haeussinger, Heinzl, Dresler, Mueller, Herrmann, Fallgatter & Metzger, 2014). Auf dieser Grundlage erschließen sich für den

vierten Fragenkomplex folgend die sechste spezielle Fragestellung und entsprechend der gewählten Intervention je eine Hypothese:

F6_{HU}: Inwieweit führt ein HEG-Neurofeedbacktraining zu Veränderungen der kognitiven Funktionen des präfrontalen Kortex bezüglich der *selektiven Aufmerksamkeit*, *kognitiven Leistungsgeschwindigkeit*, *Reaktionsschnelligkeit* sowie *Inhibitionsleistung*?

H6.1_{HU}: Ein 10-wöchiges sportunspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur selbstregulierten Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC führt zu einer signifikanten Steigerung kognitiver Funktionen des PFC, insbesondere der selektiven Aufmerksamkeit, der kognitiven Leistungsgeschwindigkeit, der Reaktionsschnelligkeit sowie der Fähigkeit zur Inhibition, die mittels d2-Test, Zahlen-Verbindungs-Test (ZVT), Reaktionstest sowie Farbe-Wort-Interferenztest (FWIT) quantifiziert werden, wobei sich diese Ergebnisse von einer Kontrollgruppe signifikant unterscheiden.

H6.2_{HU}: Ein 10-wöchiges bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur selbstregulierten Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC führt zu einer signifikanten Steigerung kognitiver Funktionen des PFC, insbesondere der selektiven Aufmerksamkeit, der kognitiven Leistungsgeschwindigkeit, der Reaktionsschnelligkeit sowie der Fähigkeit zur Inhibition, die mittels d2-Test, Zahlen-Verbindungs-Test (ZVT), Reaktionstest sowie Farbe-Wort-Interferenztest (FWIT) quantifiziert werden, wobei sich diese Ergebnisse von einer Kontrollgruppe signifikant unterscheiden.

Veränderung von leistungsbestimmenden Persönlichkeitsmerkmalen

Neurofeedbacktraining im Allgemeinen führt zur Verbesserung der willentlichen Kontrolle der kortikalen Aktivität im Bereich der für das Neurofeedbacktraining erfassten und rückgemeldeten kortikalen Region (Sherrill, 2005). Dies hat zum Teil multifaktorielle positive Nebeneffekte auf die Fähigkeit zur Selbstregulation des zentralen Nervensystems und des autonomen Nervensystems und daraus resultierend eine Verbesserung des Selbstbewusstseins (Dupee et al., 2016). Durch eine verbesserte Selbstkontrolle durch Neurofeedbacktraining (Percik et al., 2019) kann es zu subjektiven Verbesserungen des Aufmerksamkeitsfokus und der Konzentration im Sport kommen und somit einen positiven Einfluss auf die Selbstwirksamkeitserwartung haben (Barry & Nooney, 2018). In Erweiterung dessen kann Neurofeedback eine Minderung negativer Gedanken bewirken (Sherlin et al., 2013) und daher das sportpsychologische Training zur Angstkontrolle erfolgreich unterstützen (Kimmig et al., 2019; Wilson & Peper, 2011; Pop-Jordanova & Demerdzieva, 2010). Entsprechend erschließen sich für den vierten Fragenkomplex die siebente spezielle Fragestellung und die daraus abgeleiteten Hypothesen:

F7_{HU}: Inwieweit führt ein HEG-Neurofeedbacktraining zu Veränderungen von Persönlichkeitsmerkmalen, wie der Wahrnehmung der *Selbstwirksamkeit*, der *sportlichen Motivation* und der *Wettkampfangst* (somatische Angst, Besorgnis, Konzentrationsstörung)?

- H7.1_{HU}: Ein 10-wöchiges sportunspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur selbstregulierten Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC führt zu einer signifikanten Steigerung sportartrelevanten Persönlichkeitsmerkmalen, speziell der Selbstwirksamkeit, der sportlichen Motivation sowie der Wettkampfangst, die mittels der Fragebögen Allgemeine Selbstwirksamkeitserwartung, *Achievement Motives Scale-Sport (AMS-Sport)* sowie Wettkampf-Angst-Inventar (WAI-T) erfasst werden. Diese Ergebnisse unterscheiden sich signifikant von einer Kontrollgruppe.
- H7.2_{HU}: Ein 10-wöchiges bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur selbstregulierten Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC führt zu einer signifikanten Steigerung sportartrelevanten Persönlichkeitsmerkmalen, speziell der Selbstwirksamkeit, der sportlichen Motivation sowie der Wettkampfangst, die mittels der Fragebögen Allgemeine Selbstwirksamkeitserwartung (SWE), *Achievement Motives Scale-Sport (AMS-Sport)* sowie Wettkampf-Angst-Inventar (WAI-T) erfasst werden. Diese Ergebnisse unterscheiden sich signifikant von einer Kontrollgruppe.

Als Hauptvariablen zur Aufklärung der Hypothesen im Rahmen der Primäranalyse dienen für den SWE der Standardwert der Selbstwirksamkeit, für den AMS-Sport jeweils der Standardwert der Hoffnung auf Erfolg (HE) und Furcht vor Misserfolg (FM) sowie für den WAI-T die jeweiligen Standardwerte für die Skalen Somatische Angst, Besorgnis und Konzentrationsstörung.

5 Untersuchungskonzept

In Orientierung auf die Problem- und Zielstellung sowie zur Aufklärung der Fragestellungen dieser Arbeit wurde eine Voruntersuchung (VU) hinsichtlich des Zusammenhangs von Kognition und Bewegung und eine Hauptuntersuchung (HU) bezüglich der neurofeedbackbedingten Veränderungen von Kognition und Bewegung durchgeführt. Aufbauend auf den Theoriepositionen (Kapitel 3) wird die methodische Gestaltung der Untersuchungskonzepte in den folgenden Kapiteln näher erläutert.

5.1 Untersuchungskonzept zur Voruntersuchung zum Zusammenhang von Kognition und Bewegung

Um ein an einer Zielbewegung orientiertes HEG-Neurofeedbacktraining zu entwickeln, ist die Kenntnis über die hämodynamische Aktivität während der Zielbewegung vor allem bei den Bewegungsausführungen notwendig, bei denen das Bewegungsziel erreicht wurde (Kao et al., 2014; Arns et al., 2008). Daher wurde in Ausrichtung auf den ersten Fragenkomplex eine VU mit Kaderathleten der Disziplin Recurvebogenschießen durchgeführt. Im Weiteren folgt die forschungsmethodische Darstellung des Untersuchungskonzepts der VU.

5.1.1 Untersuchungsdesign

In Orientierung auf die Untersuchung zum Zusammenhang von Kognition und Bewegung wurde die präfrontale hämodynamische Aktivität während sportartspezifischen Bewegungen erfasst, untersucht und in Abhängigkeit von der Erreichung des Bewegungsziels analysiert. Hierzu wurde mit erwachsenen Bogenschützen mit A- und B-Kaderstatus eine Querschnittsstudie im Blockdesign durchgeführt. Dabei absolvierten die Bogenschützen im Rahmen einer Trainingseinheit 30 disziplinspezifische Schüsse in einer Distanz von 18 m zur Zielscheibe entsprechend dem Reglement der World Archery Federation (WA) für die Halle. Entsprechend des genannten Reglements wurde die Schussleistung quantifiziert.

5.1.2 Untersuchungsstichprobe

An der VU nahmen 12 Bogenschützen im Alter von 20 bis 38 Jahren ($25,2 \pm 4,91$ Jahre) des deutschen Nationalkaders teil. Davon waren drei weiblich und neun männlich. Alle waren Rechtshänder. Diese nahmen freiwillig an der Untersuchung teil und hatten keine neurologischen oder psychiatrischen Vorerkrankungen, unwillkürliches Zittern, Epilepsie sowie Drogen- oder Alkoholprobleme. Weiterhin nahm keiner der Probanden psychotrope Medikamente bzw. Beta-Blocker.

5.1.3 Untersuchungsmethodik

Erfassung der Erreichung des Bewegungsziels

Die Untersuchung wurde in einer Halle durchgeführt, wobei die Zielscheibe 18 Meter von den Schützen entfernt platziert war. Die Schussleistung ergibt sich entsprechend der

Trefferposition auf der Zielscheibe. Auf der Zielscheibe war gemäß des Wettkampfreglements eine Ringscheibe abgebildet, deren innerer Ring einen Durchmesser von 20 mm hat. Ein Treffer des innersten Ringes gilt als optimale Schussleistung und wird als „X“ definiert sowie mit 10 Punkten bewertet. Ebenso werden auch zehn Punkte für den nächst größeren Ring von 40 mm Durchmesser gutgeschrieben. Im Training sowie im Wettkampf gilt jedoch der innerste Bereich als Zielgröße. Die weiteren Ringabstände betragen 20 mm und erbringen jeweils einen Punkt weniger, je weiter der Abstand zum Ring 10 entfernt ist. Aufgrund des hohen Leistungsniveaus der Schützen wurden alle Treffer des Ringes 9 oder weniger als „schlechte Schussleistung“ kategorisiert. Somit ergaben sich die kategorialen Variablen „X“, „10“ und „<10“.

Verfahren zur Erfassung der kortikalen hämodynamischen Aktivität

Zur Ermittlung der präfrontalen Aktivität während sportartspezifischer Bewegungen mittels HEG wurden HEG-Sensoren (Version 1) der Firma *MedTECH Electronic GmbH* (Deutschland) aufgrund der hohen ökologischen Validität (Ferreri et al., 2014) durch die Möglichkeit zur Anwendung des Systems unter natürlichen Feldbedingungen verwendet. Diese bestehen zum einen aus einem Signalverstärker zur Weiterleitung des Messsignals, welcher gleichzeitig auch als Akku die Stromversorgung reguliert, zum anderen aus einer HEG-Sensoreinheit. Letztere umfasst eine Lichtquelle (Emitter) und einem Fotosensor (Optode), welche einen konstanten Abstand von 3 cm haben. Dies entspricht auch dem Interelektrodenabstand, den die Mehrheit der Studien bislang nutzten und auch von Herold und Kollegen (2018b) empfohlen wird. Durch diesen Abstand ist eine hohe Signalqualität gewährleistet, wobei das nahinfrarote Messsignal überwiegend die kortikale Aktivität abbildet. Die Lichtquelle emittiert sowohl niederfrequentes rotes Licht mit einer Wellenlänge von 660 nm sowie infrarotes Licht mit einer Wellenlänge von 850 nm (Serra-Sala et al., 2012). Dabei beträgt die Eindringtiefe ca. 1,5 cm unter dem Mittelpunkt zwischen der Lichtquelle und dem Fotosensor. Die Sensoren wurden so konstruiert, dass externes Licht daran gehindert wird, die Messergebnisse zu verfälschen.

Vor der Messung wurde den Probanden eine HEG-Sensoreinheit mithilfe eines Klettstirnbands entsprechend dem internationalen 10-20 System (Jurcak, Tsuzuki & Dan, 2007; Jasper, 1958) über der Sensorposition Fpz mittig der Stirn appliziert (siehe Abb. 10). Die von den Fotosensoren erfassten roten und infraroten Lichtanteile wurden über die jeweiligen Signalverstärker an einen 8-Kanal ProComp Infinity™ Encoder (Thought Technology Ltd., Kanada) weitergeleitet. Sowohl die beiden HEG-Signalverstärker als auch der Encoder wurden an einem Laufgürtel (MoKo, Italien) befestigt, welchen der Proband um die Hüfte trug. Die Verbindung zum Computer erfolgte mittels einem 460 cm langem Glasfaserkabel zwischen dem Encoder und einer TT-USB-Einheit, welche wiederum über ein USB-Kabel mit dem Computer verbunden wurde. Diese Verbindung gewährleistete eine stetige Signalübertragung. Durch die Länge des Glasfaserkabels kam es zu keiner Beeinträchtigung des Probanden bei der Bewegungsausführung. Die Signale wurden von der Software BioGraph Infinity™ V4.0 (Thought Technology Ltd., Kanada) erfasst.

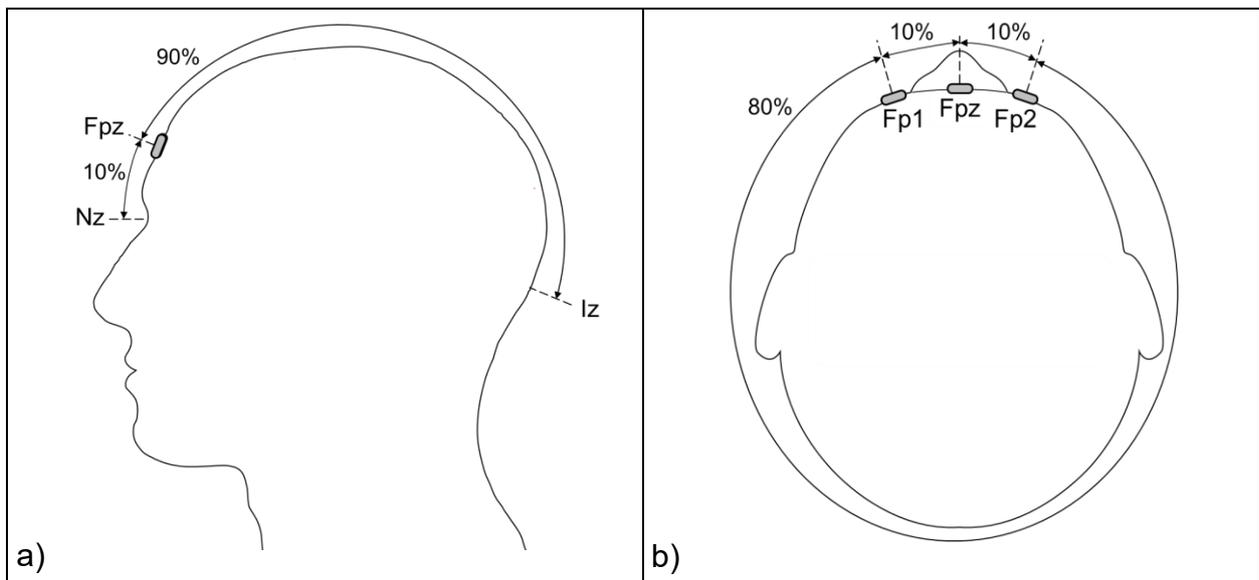


Abb. 10. Sensorpositionierung entsprechend des internationalen 10-20 Systems (Jurcak et al., 2007; Jasper, 1958): **a)** Links-temporale Ansicht zur Visualisierung der Referenzpunkte Nasion (Nz), Inion (Iz) und der Landmarke Fpz auf der sagittalen Referenzkurve mit einem Inkrement von 10 % von Nz in Richtung Iz; **b)** Draufsicht, die Landmarken Fp1 und Fp2 befinden sich auf der axialen Referenzkurve jeweils 10 % (der Referenzkurve) links bzw. rechts von Fpz (eigene Abbildung).

Die Datenaufnahme erfolgte mit einer Abtastrate von 256 Messungen pro Sekunde. Zur Berücksichtigung der verlängerten Pfadlänge des Lichts, welche durch entsprechende Streuungseigenschaften des innervierten Gewebes hervorgerufen wird (Zhang, Brown & Strangman, 2007), ist ein dimensionsloser konstanter Korrekturfaktor (sog. Differential path length factor, DPF) zur Ermittlung der „wahren“ zurückgelegten Pfadlänge des Lichts anzuwenden (Scholkmann & Wolf, 2013). Dieser Korrekturfaktor ist bereits bei der Datenerfassung in der verwendeten Software implementiert. Somit wird der sogenannte HEG-Ratio (HEGR) durch das Verhältnis des roten zum infraroten Licht, welches vom Fotosensor erfasst wird, mit 200 multipliziert (Korrekturfaktor) beschrieben und ist daher einheitenlos. Weiterhin können systemische vaskuläre Effekte im Gehirn, die durch die Peripherie verursacht werden könnten, vernachlässigt werden, da durch den Trainingszustand der Probanden sowie eine ausreichende Pausengestaltung zwischen den Bewegungsaufgaben keine vaskulären Änderungen auftreten (z.B. durch steigenden muskulären Blutfluss, zunehmendes Herzminutenvolumen oder eine erhöhte Sauerstoffaufnahme auftreten; Perrey, 2008).

Die HEGR-Verläufe wurden im Rahmen der Datenaufbereitung zunächst mithilfe von äußerlich sichtbaren Kriterien entsprechend in fünf verschiedene Bewegungsphasen unterteilt: (1) *Nullposition*, (2) *Vorspannung* des Bogens, (3) *Anheben* des Bogens, (4) *Zielen* bis zum Auslösen des Schusses sowie (5) *Nachhalten*. Diese Bewegungsphasen werden durch die Einnahme der nach Haidn und Kollegen (2010) definierten Positionen (1) Nullposition, (2) Vorspannungsposition, (3) Anhebebeziehung, (4) Halteposition und (5) Nachhalteposition initiiert (siehe Abb. 11).

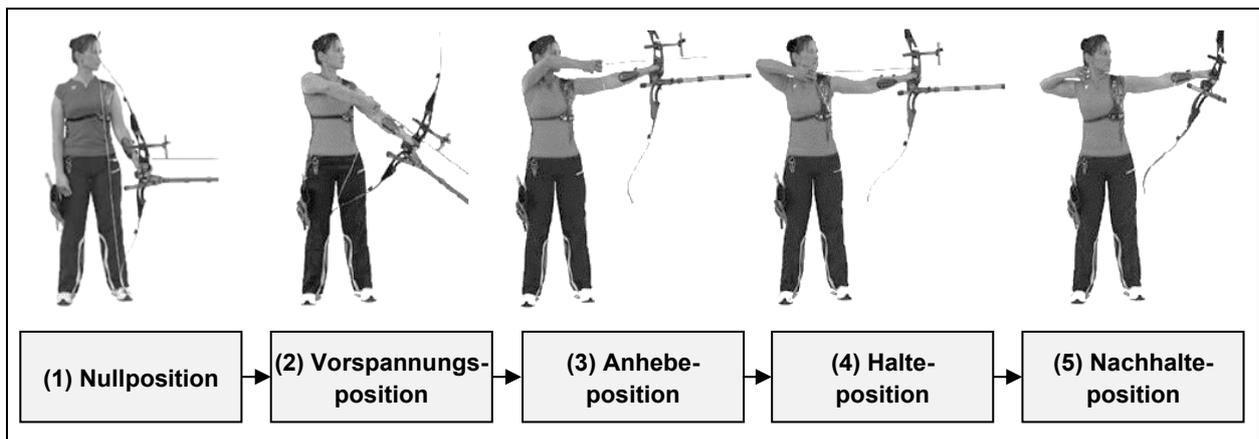


Abb. 11. Darstellung der Positionen (1) Nullposition, (2) Vorspannungsposition, (3) Anhebe- position, (4) Halteposition und (5) Nachhalteposition beim Bogenschießen, die die Bewegungsphasen initiieren (mod. nach Haidn et al., 2010. S. 36)

Im Weiteren wurden die HEGR-Daten mittels Vorverarbeitungsprozessen bearbeitet, um eventuell bestehende physiologische Störsignale sowie Bewegungsartefakte zu reduzieren (Pinti et al., 2018). Hierzu wurde eine Auswerteroutine mittels MATLAB (Version 2019b, The MathWorks, USA) entwickelt, um zunächst eine Fast Fourier Transformation durchzuführen. Diese verdeutlichte jedoch für alle Datensätze nur im sehr niederfrequenten Bereich (bis maximal 0,01 Hz) auf dem Messsignal liegende Frequenzen. Daher wurde ein Butterworth Bandpassfilter der vierten Ordnung genutzt, der sowohl einen Hochpassfilter für Frequenzen von 0,01 Hz, als auch ein Tiefpassfilter von 0,5 Hz zur Eliminierung von respiratorischen und kardialen Schwankungen sowie niederfrequente Artefakte auf die HEGR-Daten über den gesamten zeitlichen Verlauf der Messung angewendet (vgl. Balardin et al., 2017; Herold et al., 2017b). Anschließend wurde eine Baseline-Korrektur durchgeführt, um die individuelle Variabilität des nahinfraroten Signals zu korrigieren. Aufgrund des Untersuchungsdesigns (event-related design) wurde eine eher kurze Zeitperiode von zwei Sekunden unmittelbar vor der Bewegungsphase der *Vorbereitung* für die Analyse der Baseline gewählt (vgl. Schroeter, Zysset & von Cramon, 2004a; Schroeter, Zysset, Wahl & von Cramon, 2004b). Diese kurze Aufnahmedauer der Baseline wurde u.a. auch wegen der Anfälligkeit des Messsignals für Gedankenwanderung gewählt (Durantin et al., 2015), welche insbesondere in Situationen mit geringen Wahrnehmungsanforderungen auftritt, wie es beispielsweise in den Pausen zwischen den Schüssen auftreten kann (Lin et al., 2016).

Um die Entwicklung der Aufmerksamkeitsprozesse während einer sportartspezifischen Bewegung zu quantifizieren, wurden aus den gefilterten und Baseline-normalisierten HEGR-Daten die Mittelwerte der HEGR-Daten für die jeweiligen zuvor beschriebenen Bewegungsphasen berechnet. Der Vergleich der Mittelwerte der HEGR-Daten steigert nachweislich die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse (Wiggins, Anderson, Kitterick & Hartley, 2016), da sie im Vergleich zu Spitzenwerten weniger von den Bewegungs- und weiteren Artefakten abhängig sind (Vitorio et al., 2017).

5.1.4 Untersuchungsdurchführung

Die VU dieser Arbeit wurde während eines Trainingstages im Rahmen des Bundeskadertrainings durchgeführt. Dabei wurden die Athleten in randomisierter Reihenfolge getestet. Zunächst wurde mittels Maßbandes die Distanz zwischen Nasion und Inion gemessen und notiert. Anschließend wurde ein HEG-Sensor in einem Abstand von 10 % der gemessenen Distanz oberhalb des Nasions auf der Stirn mittels Klettstirnband positioniert und fixiert. Der Enkoder sowie der HEG-Signalverstärker wurden an einem Laufgürtel befestigt. Diesen trug der Proband um dessen Hüfte so fest, wie er es als angenehm empfand. Der Proband positionierte sich zur Ringscheibe in einem vorgegebenen Abstand von 18 Metern. Zur Gewöhnung an die Distanz und das zu tragende Messequipment führte jeder Athlet sechs Schüsse durch. Nachfolgend führte der Athlet in fünf Serien je sechs Schüsse durch, währenddessen die HEG-Daten erfasst wurden. Zwischen jeder Schusserie wurde die HEG-Datenaufnahme gestoppt und der Proband holte seine Pfeile von der Ringscheibe.

5.2 Untersuchungskonzept zur Hauptuntersuchung zu neurofeedbackbedingten Veränderungen von Kognition und Bewegung

5.2.1 Untersuchungsdesign

Im Rahmen der HU wurden die Auswirkungen eines sportunspezifischen sowie bewegungsspezifischen HEG-Neurofeedbacktrainings auf ausgewählte personelle, kognitive sowie sportartspezifische Parameter von jungen männlichen Basketballspielern überprüft. Hierzu wurde eine randomisierte, kontrollierte Interventionsstudie mit zwei Interventionszeiträumen durchgeführt (siehe Abb. 12). Die Zuordnung der Probanden erfolgte über eine Blockrandomisierung (Herkner & Müllner, 2011) in eine Interventions- und eine Kontrollgruppe. Jeweils eine Woche vor und nach jedem Interventionszeitraum fanden die Prä- bzw. Posttests statt. Dabei wurden in Orientierung auf die zweite Zielstellung von allen Probanden 20 Basketball-Freiwürfe durchgeführt, wobei die bewegungsspezifische Aufmerksamkeit während der 20 Basketball-Freiwürfe über die Erfassung der präfrontalen Durchblutungsrate quantifiziert und das Erreichen des Bewegungsziels in die Bedingungen Treffer oder Nicht-Treffer kategorisiert wurde. Zudem wurden Tests zur Erfassung ausgewählter kognitiver Funktionen sowie Fragebögen zur Erfassung leistungsbestimmender Persönlichkeitsmerkmale von den Probanden bearbeitet. Zwischen dem Posttest des ersten und dem Prätest des zweiten Interventionszeitraums erfolgte eine sechswöchige Pause (Wash-out). Die beiden Interventionszeiträume umfassten jeweils zehn Übungseinheiten, die einmal wöchentlich durchgeführt wurden. Im Rahmen dieser Übungseinheiten wurde ein 90-minütiges Athletiktraining durchgeführt. Dieses absolvierte die Kontrollgruppe vollständig. Die Interventionsgruppe hingegen führte im Rahmen dieses Athletiktrainings ein 20-minütiges HEG-Neurofeedbacktraining durch (Abb. 12).

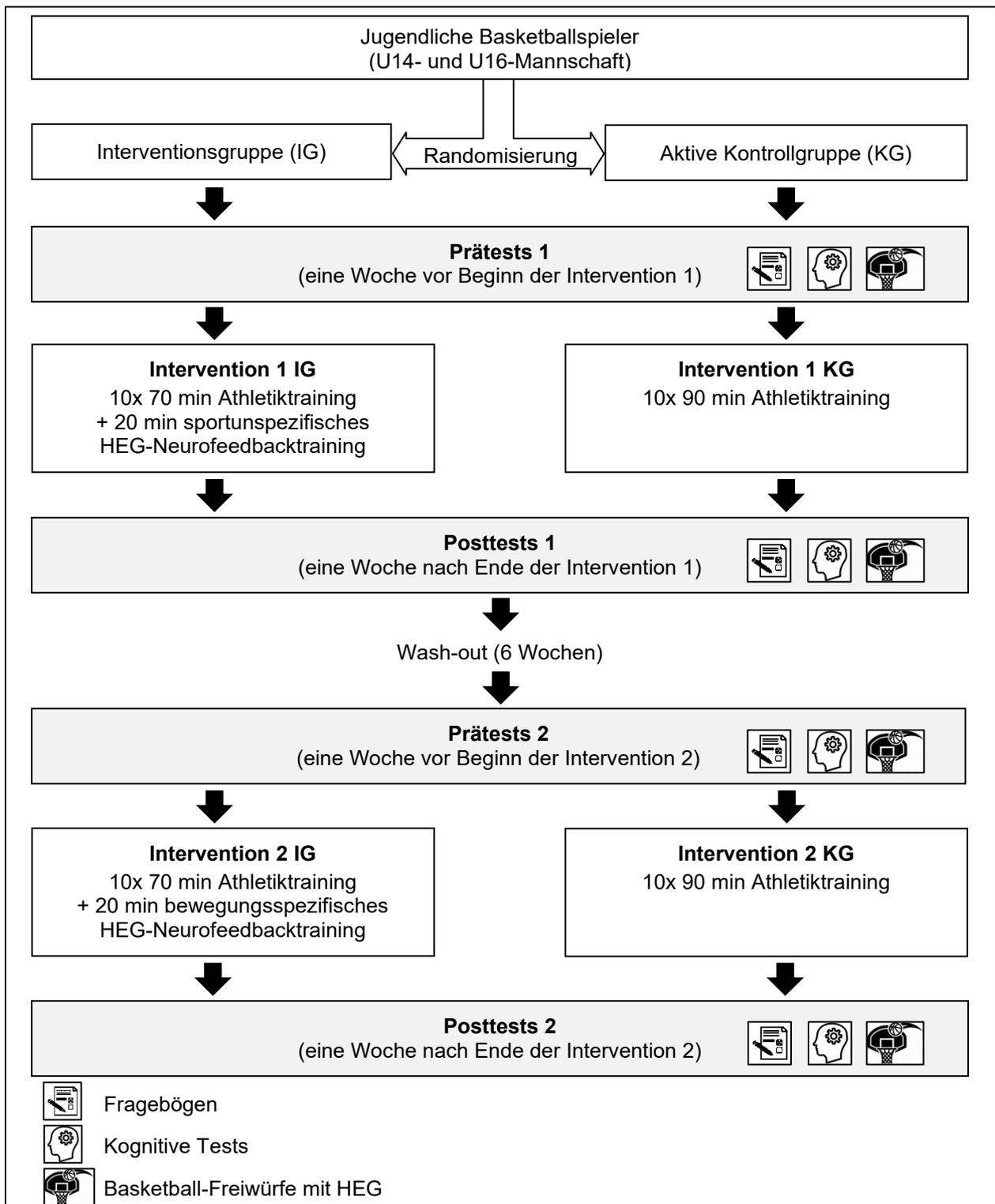


Abb. 12. Untersuchungsdesign der HU

Das Ziel des ersten Interventionszeitraums war es, die Probanden an das Training mittels Neurofeedback zu gewöhnen und ihnen zunächst den Erwerb grundlegender Fertigkeiten zur Regulation der präfrontalen Aktivität zu ermöglichen. Hierzu wurde in den ersten fünf Übungseinheiten zunächst ein sportart- und bewegungsunspezifisches Neurofeedbacktraining mit der Zielsetzung, die präfrontale Hämodynamik über einen bestimmten Schwellwert zu steigern, durchgeführt. In der zweiten Hälfte des Interventionszeitraumes

wurde mithilfe eines sportartspezifischen Videofeedbacks zum einen eine dynamische Steigerung der präfrontalen Aktivität, zum anderen eine Senkung der präfrontalen Aktivität unter einen definierten Schwellwert trainiert.

Die zweite Intervention verfolgte das Ziel, sportart- und bewegungsspezifische Aufmerksamkeitsmuster mittels Neurofeedback so zu trainieren, dass sie adäquat in die Bewegungsausführung im Feld integriert werden können. Somit orientierte sich das Protokoll des HEG-Neurofeedbacktrainings an den individuellen Anforderungen des Basketball-Freiwurfs sowie den Aktivierungsmustern des Gehirns während der praktischen Bewegungsausführung des Basketball-Freiwurfs (Mirifar et al., 2017). Diese Anforderungen wurden mithilfe der HEG-Messungen bei den Basketball-Freiwürfen des ersten Prätests ermittelt. Im Rahmen des HEG-Neurofeedbacktrainings war demzufolge die Zielsetzung eine dynamische Steigerung bzw. Senkung der präfrontalen Hämodynamik entsprechend der Anforderungen der relevanten Bewegungsphasen des Basketball-Freiwurfs.

5.2.2 Untersuchungsstichprobe

An der VU nahmen 18 männliche Nachwuchsbasketballspieler im Alter von 12 bis 15 Jahren ($13,4 \pm 1,11$ Jahre) einer U14- und U16-Basketballmannschaft teil. Diese führten regelmäßig zweimal wöchentlich ein sportartspezifisches Training zuzüglich eines wöchentlichen Athletiktrainings durch. Zusätzlich absolvierte während des Untersuchungszeitraums die U14-Mannschaft 24 Spiele in der Landesliga und der Mitteldeutschen Liga und die U16-Mannschaft sieben Spiele in der Landesliga. Diese Leistungsklassen entsprechen dem höchsten Spielniveau in diesen Altersgruppen. Diese Gruppe wurde gewählt, da trotz des für die Altersklasse hohen Niveaus noch ein großes Entwicklungspotenzial vor allem hinsichtlich des sportpsychologischen Trainings besteht. Dementsprechend wurden die Probanden in die Studie eingeschlossen, die noch keine Vorerfahrung mit sportpsychologischen Verfahren zur Selbstregulation hatten. Als Ausschlusskriterium galt, dass die Probanden keine neurologischen Vorerkrankungen haben. Weiterhin war ohne die schriftliche Einverständniserklärung durch einen Erziehungsberechtigten des Probanden die Teilnahme an dieser Studie ausgeschlossen. Es wurde zudem darauf geachtet, dass die Probanden keine Historie von neurologischen oder psychiatrischen Störungen, Farbenblindheit, kein unwillkürliches Zittern, Epilepsie sowie Drogen- oder Alkoholprobleme hatten. Zudem nahmen die Probanden keine psychotropen Medikamente bzw. Beta-Blocker während des Testzeitraums ein. Dabei ergaben sich die folgenden personenbezogenen Daten der Probanden, die in Tabelle 7 aufgeführt sind:

Tab. 7. *Personenbezogene Daten der Untersuchungsstichprobe (MW \pm SD: Mittelwert \pm Standardabweichung; IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe, N: Stichprobenanzahl, BMI: Body Mass Index)*

Gruppe	N	Alter [Jahre]	Körpergröße [cm]	Körpergewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
IG	9	13,3 \pm 1,23	173 \pm 10,9	60,4 \pm 13,9	19,9 \pm 2,8
KG	9	13,6 \pm 1,13	174 \pm 11,8	59,8 \pm 14,0	19,6 \pm 2,7

Aufgrund von Erkrankungen, Verletzungen oder aus persönlichen Gründen mussten je zwei Probanden der Interventions- und Kontrollgruppe die Teilnahme an der HU frühzeitig beenden.

Aus ethischen Gründen wurde auf eine Kontrollgruppe mit vorgetäuschem Neurofeedbacktraining aufgrund des zeitaufwändigen Studiendesigns verzichtet (Mirifar et al., 2017).

5.2.3 Untersuchungsmethodik

In Hinblick auf die Problem- und Zielstellung wurden verschiedene Methoden zur Diagnostik der Wirkung des HEG-Neurofeedbacktrainings auf die sportartspezifische Leistungsfähigkeit, der hämodynamischen Aktivität des linken und rechten dorsolateralen PFC, ausgewählter kognitiver Funktionen sowie leistungsbestimmende Persönlichkeitsmerkmale angewandt. Diese werden im folgenden Kapitel 5.2.3.1 ausführlich beschrieben. Anschließend wird die methodische Gestaltung der sportunspezifischen sowie der bewegungsspezifischen HEG-Neurofeedback-interventionen in Kapitel 5.2.3.2 dargestellt.

5.2.3.1 Diagnostik

Erfassung der Erreichung des Bewegungsziels

Zur Prüfung der interventionsbedingten Effekte auf die sportartspezifische Leistungsfähigkeit bei Basketball-Freiwürfen, wurde zu jedem Messzeitpunkt die Anzahl der Treffer von zweimal zehn Basketball-Korbwürfen von der Freiwurflinie erfasst. Hierzu hatte jeder Proband einen Basketball in der altersspezifischen Größe (U14: Größe 6, U16: Größe 7). Der Proband stand bei allen Würfungen ungefähr mittig der Freiwurflinie, welche sich 4,3 m entfernt vom Korb befindet. Um die Erreichung des Bewegungsziels zu quantifizieren, erfolgte eine Differenzierung des Wurfresultates in die Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer.

Verfahren zur Erfassung der kortikalen hämodynamischen Aktivität

Die Erfassung der kortikalen hämodynamischen Aktivität erfolgte gemäß der VU, welche bereits im Kapitel 5.1.3, Abschnitt *Verfahren zur Erfassung der kortikalen hämodynamischen Aktivität* detailliert beschrieben wurde. Dabei unterschied sich die Untersuchungsmethodik lediglich bezüglich der Sensorpositionierung sowie der Einteilung der HEGR-Verläufe hinsichtlich der Bewegungsphasen. Dabei wurden in Erweiterung der Erkenntnisse der VU in Bezug auf die Beteiligung kortikaler Bereiche des PFC an der Bewegungsdurchführung zwei HEG-Sensoren über den Sensorpositionen Fp1 und Fp2 gemäß dem 10-20-System (Jasper, 1958) appliziert. So können in Hinblick auf den zweiten und dritten Fragenkomplex Unterschiede zwischen der hämodynamischen Aktivität des rechten und linken dorsolateralen PFC untersucht werden. Die HEGR-Verläufe wurden im Rahmen der Datenaufbereitung mithilfe eines zeitsynchronen Videos nach den äußerlich sichtbaren Kriterien der Basketball-Freiwurfbewegung in drei verschiedene Bewe-

ungsphasen untergliedert: (1) *Vorbereitung*, (2) *Freiwurfbewegung* und (3) *Ballverfolgung*. Sobald der Proband an der Freiwurflinie stand und den Ball in den Händen hielt, begann die (1) *Vorbereitung*. Während dieser Phase kam es zu interindividuellen Unterschieden. Dabei fokussierten manche Probanden den Korb, manche dribbelten den Ball. Dieses Verhaltensmuster war bei jedem Probanden stabil und immer wiederkehrend innerhalb eines Messzeitpunktes sowie im Vergleich der verschiedenen Messzeitpunkte. Ebenso wurde die (2) *Freiwurfbewegung* durch immer gleiche Bewegungsmuster initiiert und konnte somit vergleichbar bestimmt werden. Zu Beginn der Freiwurfbewegung nahm jeder Proband den Ball in beide Hände, nahm eine für ihn stabile Standposition ein und beugte in der Schwungholbewegung die Beine. Diese Schwungholbewegung nutzten die Probanden, um schnellkräftig die Beine und Arme simultan zu strecken und diese Beschleunigung auf den Ball zu übertragen. Nachdem die Freiwurfbewegung vollständig durchgeführt wurde und der Ball die Hand verlassen hat, erfolgte die (3) *Ballverfolgung* bis die Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer klar erkennbar waren.

Die weiterführende Datenaufbereitung erfolgte nach den Prinzipien, welche auch in Kapitel 5.1.3, Abschnitt *Verfahren zur Erfassung der kortikalen hämodynamischen Aktivität* beschrieben wurden. Zur Aufklärung des zweiten Fragenkomplexes wurden somit der mittlere HEGR des linken und rechten PFC (HEGR1 und HEGR2) für die drei bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs ermittelt. Weiterhin wurden sie zur Klärung der Hypothesen H1.1_{HU} sowie H1.2_{HU} nach den Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer kategorisiert.

Tests zur Erfassung kognitiver Funktionen

Mittels zweier Papier-und-Bleistift-Tests sowie zweier computergestützter Tests wurden interventionsbedingte Änderungen der kognitiven Funktionen der Probanden untersucht. Die verwendeten Tests verlangen keine Erfahrungen an Computern für die Ausführung der Tests. Diese wurden mithilfe des Wiener Testsystems (Wiener Testsystem SPORT, Fa. SCHUHFRIED, Österreich) durchgeführt.

Um die auf externe visuelle Reize bezogene selektive bzw. fokussierte Aufmerksamkeit (Schmidt-Atzert et al., 2008) zu untersuchen, wurde der Aufmerksamkeits-Belastungs-Test *d2* nach Brickenkamp (2002) als Papier-und-Bleistift-Durchstreichetest durchgeführt. Dieser besteht aus 14 Zeilen mit jeweils 47 Zeichen bestehend aus „d“ und „p“ in randomisierter Reihenfolge. Diese Buchstaben sind mit ein bis vier Strichen – davon maximal zwei oberhalb und oder unterhalb des Buchstabens – versehen. Die Aufgabe des Probanden ist es, jedes „d“ mit insgesamt zwei Strichen durchzustreichen. Alle „d“ mit mehr oder weniger Strichen sowie alle „p“ sollen ignoriert werden. Die Bearbeitungszeit beträgt 20 Sekunden pro Zeile, wobei der Zeilenwechsel ohne Pause erfolgt und vom Testleiter angesagt wird. Die Testleistung ergibt sich aus den Nebenvariablen Gesamtzahl bearbeiteter Zeichen (Gz), Auslassungsfehler (F1), Verwechslungsfehler (F2), absolute und relative Bearbeitungsqualität ($F = F1 + F2$; $F\% = F \cdot 100 / Gz$) sowie der Hauptvariablen Konzentrationsleistung (KL), welche die Anzahl der korrekt durchgestrichenen Zeichen ohne Verwechslungsfehler verdeutlicht. Die KL weist durch die Berücksichtigung der Bearbeitungsquantität und -qualität die höchste Verfälschungsresistenz auf

(Brickenkamp, 2002). Auch bei diesem Test sichern die standardisierte Testinstruktion durch den immer gleichen Testleiter sowie die eindeutigen Auswertungsregeln die Durchführungs- und Auswertungsobjektivität. Die Retestrelabilität liegt zwischen .59 und .94 in Abhängigkeit der Parameter, des Studiendesigns sowie der Zeitintervalle zwischen Prä- und Posttest. Die Retestrelabilität wird allerdings für Verlaufsstudien als ausreichend betrachtet (Schellig, Drechsler, Heinemann & Sturm, 2009). Nach Brickenkamp (2002) gilt für die Altersgruppe (11 bis 16 Jahre) eine hohe interne Konsistenz mit Cronbachs Alpha Werten zwischen .84 und .96 über alle d2-Skalen. Weiterhin hat der Test durch seinen hohen Bezug zur selektiven Aufmerksamkeit eine ausreichende Konstruktvalidität (Schellig et al., 2009).

Als zweiter Papier-und-Bleistift-Test wurde der *Zahlen-Verbindungs-Test (ZVT)* von Oswald und Roth (1987) als Einzelversuch durchgeführt. Dieser sprachfreie Test wurde auf Grundlage des Trail-Making-Tests (TMT) von Reitan (1992) entwickelt und soll die basale kognitive Leistungsgeschwindigkeit abbilden (Schellig et al., 2009). Bei diesem Test müssen vier Zahlen-Matrizen mit den Ziffern 1 bis 90, welche unterschiedlich angeordneten sind, in aufsteigender Reihenfolge durch Striche mit einem Bleistift schnellstmöglich verbunden werden. Die Bearbeitungszeit für diesen Test wird mittels Stoppuhr vom Testleiter erfasst, wobei sich die Testleistung aus dem Mittelwert der Bearbeitungszeit aller vier Zahlen-Matrizen ergibt. Aufgrund der binär kodierten Wahlreaktion und die räumliche Suche werden bei diesem Test vor allem selektive Aspekte der Aufmerksamkeit sowie die Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit geprüft. Die Durchführungs- und Auswertungsobjektivität kann durch die standardisierte Testinstruktion sowie durch die direkte Zuordnung und Eintragung der Testergebnisse angenommen werden. Für den Test konnte eine sehr hohe Zuverlässigkeit bei Testwiederholung nach sechs Wochen ($r_{tt} = .95$) sowie im Rahmen der Konsistenzprüfung ($r = .95$ bis $.97$) für eine Schülerstichprobe unterschiedlicher Schulformen nachgewiesen werden (Oswald & Roth, 1987). Weiterhin liegen die Testleistungen bei Testwiederholung im Bereich des Standardmessfehlers, wodurch Lerneffekte als gering einzuschätzen sind. Hinsichtlich der basalen kognitiven Leistungsgeschwindigkeit kann der ZVT als valide angesehen werden (Schellig et al., 2009).

Zur Prüfung interventionsbedingter Effekte auf die Reaktionsschnelligkeit bei vorrangiger Beanspruchung der Aufmerksamkeitsselektion (Schmidt-Atzert et al., 2008) wurde der *Reaktionstest (RT)* mit Wahlreaktion bei auditiver und visueller Reizdarbietung (Testform S5) computergestützt am Wiener Testsystem durchgeführt (Schuhfried, 2014). Dabei werden dem Probanden sowohl visuelle als auch auditive Reize suggeriert. Dazu gehören ein rotes und oder gelbes Licht sowie ein Ton mit 2000 Hz. Als Zielreize sind das simultane Erscheinen des gelben und des roten Lichts sowie des gelben Lichts und des Tons definiert. Durch die Darbietung weiterer Reizkombination zur Distraction werden durch diesen Test u.a. Selektionsfunktionen erfasst (vgl. Schmidt-Atzert et al., 2008). Während der Testdurchführung hält der Proband einen Finger seiner dominanten Hand auf einer Ruhetaste und muss bei einer kritischen Reizkombination die Reaktionstaste drücken und danach mit dem Finger auf die Ruhetaste zurückkehren. Die Bewegung von der Ruhe- zur Reaktionstaste ermöglicht die Einteilung in Reaktionszeit und motorische

Zeit. Die Reaktionszeit ist dabei als Merkmal zu verstehen, welches die Zeit von der Reizaufnahme bis hin zur sichtbaren motorischen Reaktion auf einen dargebotenen Reiz charakterisiert. Dabei unterscheiden sich die Reaktionszeiten in Abhängigkeit von der Art der Signaldarbietung. So beträgt die Reaktionszeit des Menschen für akustische Reize 0,1-0,27 s, für optische Reize 0,1-0,35 s und für taktile Reize 0,09-0,18 s (Wollny, 2010). Die motorische Zeit wird hingegen durch die Dauer vom Verlassen der Ruhetaste bis hin zum Kontakt mit der Reaktionstaste beschrieben. Beide Parameter ergeben sich auf den richtigen und vollständigen Reaktionen (Schuhfried, 2014). Nach der Instruktionsphase beginnt eine fehlersensitive Übungsphase mit zwölf Übungsreizen gefolgt von der Testphase mit 48 Reizkombinationen. Dabei erfordern 16 eine Reaktion. Daraus ergeben sich die Hauptvariable mittlere Reaktionszeit (MRZ) sowie die Nebenvariablen mittlere Motorische Zeit (MMZ), Streuungsmaß der Reaktionszeit (SDRZ) und Streuungsmaß der motorischen Zeit (SDMZ), die bei der Auswertung in Abhängigkeit der Referenzpopulation als Standardwerte angegeben werden. Die Streuungsmaße SDRZ und SDMZ verdeutlichen die Konstanz der Reaktionszeit bzw. der motorischen Zeit über die Testdauer. Durch die computergestützte Instruktion des Probanden sowie Datenerhebung ist der RT testleiterunabhängig, hat eine maximale Durchführungs- und Auswertungsobjektivität und kann höchst zuverlässig im Bereich von Millisekunden gemessen werden. Eine hohe interne Konsistenz konnte für die Reaktionszeit mit $r = .893$ und für die motorische Zeit $r = .951$ nachgewiesen werden (Schuhfried, 2014). Ebenso hat der Test eine sehr hohe Validität bezüglich der Bestimmung der Reaktionszeit (Schellig et al., 2009). Zur Überprüfung der Interferenzneigung bzw. Selektivität und deren interventionsbedingte Veränderungen wurde die computergestützte Version des *Farb-Wort-Interferenztests (FWIT)* nach Stroop (1935) in der Testform S8 durchgeführt. Der auch als Stroop-Test bekannte FWIT wird zahlreich zur Erfassung von komplexen Regulationsprozessen der exekutiven Funktionen angewandt und steht besonders in naher Verbindung zur Nutzung von Aufmerksamkeitsressourcen und Regulierung der Handlungskontrolle (Schellig et al., 2009; Donohue, Wendelken & Bunge, 2008). Untersuchungen konnten bereits eine Abhängigkeit der Testdurchführung von einem bilateralen Netzwerk einschließlich des präfrontalen und parietalen Kortex nachweisen (Cieslik et al., 2015). Bei der Testdurchführung erscheint dem Probanden auf einem Bildschirm ein Farbwort (ROT, GELB, GRÜN oder BLAU), welches in einer dieser Farben dargestellt ist. Zwischen dem Probanden und dem Monitor befindet sich eine Probandentastatur mit vier Farbtasten, die mit den Farbwörtern korrespondieren. Die Testform S8 unterscheidet in die Bedingungen kongruent und inkongruent. Diese werden in zwei Subtests überprüft, bei denen der Proband so schnell und akkurat wie möglich reagieren soll:

- (1) Lesegeschwindigkeit eines Farbwortes: Bei dieser Bedingung soll der Proband immer die Farbtaste drücken, die mit der Bedeutung des Farbwortes übereinstimmt. Dabei kann das Wort in der gleichen Farbe (kongruent) oder in einer der anderen drei Farben (inkongruent) dargestellt sein.

- (2) Geschwindigkeit des Benennens einer Farbe: Im zweiten Testteil soll der Proband immer die Farbtaste drücken, die der Farbe des aufgezeigten Wortes entspricht. Hierbei kann sich die Wortbedeutung mit der dargestellten Farbe decken (kongruent) oder differieren (inkongruent).

Aus den Tests ergaben sich zunächst die Nebenvariablen Median der Reaktionszeiten kongruent ($\alpha = .851$) und inkongruent ($\alpha = .950$) für den ersten Subtest, wobei aus deren Differenz die Hauptvariable Lese-Interferenzneigung ($\alpha = .961$) resultiert, sowie Median der Reaktionszeit kongruent ($\alpha = .870$) und inkongruent ($\alpha = .964$) beim zweiten Subtest, deren Differenz die zweite Hauptvariable, die Benenn-Interferenzneigung ($\alpha = .971$), bildete (Schuhfried, 2015). Weiterhin wurde für beide Subtests die jeweilige Anzahl der falschen Reaktionen für die Bedingungen kongruent und inkongruent ermittelt. Aufgrund der computergestützten Instruktion und Durchführung des Tests ist dieser testleiterunabhängig und durch eine maximale Durchführungs- und Auswertungsobjektivität geprägt. Hinsichtlich der Erfassung von Interferenzneigungen konnte eine ausreichende Konstruktvalidität nachweisen (Schellig et al., 2009).

Zur Aufklärung der Hypothesen H5.1_{HU} und H5.2_{HU} werden für den d2-Test der Standardwert der Skala Konzentrationsleistung (KL), für den ZVT der Standardwert der Bearbeitungszeit, für den Reaktionstest die Standardwerte der mittleren Reaktionszeit und der mittleren motorischen Zeit sowie für den FWIT die Standardwerte der Lese- und Benenn-Interferenzneigung als Hauptvariablen herangezogen. Die Nutzung der Standardwerte ermöglicht den direkten Vergleich zwischen den Probanden trotz eventueller Zugehörigkeit unterschiedlicher Altersgruppen sowie den Vergleich von unterschiedlichen Aufgabengruppen. Dadurch werden die Bewertung und Interpretation der Ergebnisse vereinfacht. Für die sekundäre Analyse der Testergebnisse werden weitere Subskalen dieser kognitiven Testverfahren herangezogen und in der Ergebnisbewertung inkludiert (siehe Kapitel 5.2.3.1, Absatz *Tests zur Erfassung kognitiver Funktionen*).

Fragebögen zur Erfassung leistungsbestimmender Persönlichkeitsparameter

Um den Einfluss interventionsbedingter Effekte auf für den Sport relevante Personenmerkmale zu prüfen, wurden drei Fragebögen von den Probanden ausgefüllt. Für alle geprüften Merkmale wurden die Standardwerte mithilfe altersspezifischer Normwerttabellen ermittelt und für die statistische Datenauswertung verwendet. Dies steigert sowohl die Vergleichbarkeit als auch die Interpretationsobjektivität. Um die Testleiterobjektivität zu wahren, war für die Beantwortung von Rückfragen zum Fragebogen und auch für die Auswertung der Fragebögen immer der gleiche Testleiter verantwortlich. Um möglicherweise auftretende zufällige Unterschiede der Testergebnisse aufgrund von einer mangelnden Zuverlässigkeit der Fragebögen ausschließen zu können, besteht die Möglichkeit, die kritische Differenz für die Standardwerte von jeder Skala eines Fragebogens zu berechnen. Diese verdeutlicht beim Vergleich von Probanden, Gruppen oder zweier Messzeitpunkte, inwieweit das Testergebnis sich empirisch unterscheiden muss, um als bedeutsam beurteilt werden zu können (Amelang, Schmidt-Atzert, Fydrich & Zielinski, 2006). Demnach sind die Differenzen zwischen Gruppen und Messzeitpunkten

erst ab der kritischen Differenz von praktischer Relevanz. Die kritische Differenz für gleiche Tests mit gleicher Reliabilität berechnet sich durch die folgende Formel:

$$d_{crit} = z_{\alpha} \cdot s_x \cdot \sqrt{2 \cdot (1 - r_{tt})} \quad (1)$$

Für zweiseitige Fragestellungen bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = .05$ ergibt sich ein z-Wert von 1,96. Das Streuungsmaß der Normierungsverteilung, also der Standardwerte, liegt bei $s_x = 10$. Der Parameter r_{tt} ergibt sich aus der Retestreliabilität und alternativ aus der internen Konsistenz, wenn keine Angaben zur Retestreliabilität bestehen.

Mithilfe des deutschsprachigen Fragebogens zur Allgemeinen *Selbstwirksamkeitserwartung* (SWE) nach Schwarzer und Jerusalem (1999) wurde „die persönliche Einschätzung der eigenen Kompetenz, allgemein im täglichen Leben mit Schwierigkeiten und Barrieren zurecht zu kommen und kritische Anforderungssituationen aus eigener Kraft erfolgreich bewältigen zu können“ (Hinz, Schumacher, Albani, Schmid & Brähler, 2006, S. 26) ermittelt. Er wird ab einem Alter von zwölf Jahren eingesetzt. Die Skala des Fragebogens besteht aus zehn Items, die in einem Antwortformat von 1 bis 4 („stimmt nicht“, „stimmt kaum“, „stimmt eher“ und „stimmt genau“) kodiert sind. Der individuelle Testwert der Selbstwirksamkeit ergibt sich aus der Summe der Antworten, wodurch sich ein Testresultat von zehn bis 40 Punkten ergeben kann. Die Standardwerte der Testergebnisse wurde für jeden Probanden über die Normwerttabelle von Hinz und Kollegen (Hinz et al., 2006) ermittelt. Ein hohes Testresultat spiegelt eine hohe optimistische Kompetenzerwartung wider. Dies bedeutet, dass die Testperson darauf vertraut, schwierige Situationen meistern zu können, wobei die eigene Kompetenz als Indikator für eine erfolgreiche Bewältigung der Situation betrachtet wird. Durch die schriftliche Instruktion sowie die standardisierte Testauswertung ist eine hohe Objektivität sichergestellt. Die interne Konsistenz (Cronbachs Alpha) liegt mit einem Wert von $\alpha = .92$ in einem sehr guten Bereich (Hinz et al., 2006). Da von Hinz und Kollegen (2006) eine Nähe zur Resilienz-Skala ($r = .68$) nachgewiesen werden konnte, ist eine ausreichende Validität anzunehmen. Die kritische Differenz liegt trotz der hohen internen Konsistenz für diese Merkmalsausprägung bei $d_{crit} = 7,8$.

Zur Erfassung der Ausprägung des sportspezifischen Leistungsmotivs wurde die Langform der *Achievement Motives Scale-Sport* (AMS-Sport) nach Wenhold, Elbe und Beckmann (2009) verwendet. Dabei werden die zwei Leistungsmotivkomponenten Hoffnung auf Erfolg (HE) und Furcht vor Misserfolg (FM) als Hauptvariablen durch jeweils 15 Fragen erfasst. Die Antwortskala ist vierstufig von 0 bis 3 kodiert. Somit ist für beide Komponenten des Leistungsmotivs ein Ergebnis von 0 bis 15 möglich. Eine hohe HE spiegelt sich in der Überzeugung wider, ein realistisches Ziel erreichen zu können sowie die Leistungssituation als Herausforderung anzusehen. Eine hoch ausgeprägte FM deutet jedoch darauf hin, dass der Sportler seine Motivation auf der Angst zu versagen gründet. Die Standardwerte wurden der Normdatenbank der Sportpsychologie im

Bundesinstitut für Sportwissenschaft¹ entnommen. Aufgrund der festgelegten Durchführung und Auswertung dieses standardisierten und strukturierten Fragebogens ist von einer Durchführungs- und Auswertungsobjektivität auszugehen. Weiterhin kann die Retestreliaibilität sowohl für die HE ($r_{tt} = .71$) als auch für die FM ($r_{tt} = .69$) als zufriedenstellend eingeschätzt werden. Wenhold und Kollegen (2009) berichten zudem von einer sehr guten internen Konsistenz bezüglich der Skalen HE ($\alpha = .95$) und FM ($\alpha = .93$). Verschiedene Studien konnten eine mittlere bis hohe Trennschärfe für HE ($r_{it} = .44$ bis $.84$) und FM ($r_{it} = .51$ bis $.77$) nachweisen (Bös, 2017). Auf Grundlage zu den Untersuchungen von Elbe, Wenhold und Müller (2005) kann von einer zufriedenstellenden Kriteriumsvalidität ausgegangen werden. Unter Berücksichtigung der Retestreliaibilitäten ergeben sich für die Standardwerte der Skala HE eine kritische Differenz von $d_{crit} = 10,6$ und für die Skala FM $d_{crit} = 15,4$.

Weiterhin wurde zur Ermittlung der dispositionsbedingten Wettkampffähigkeit der Sportler in Anlehnung an die englisch-sprachige Sport Anxiety Scale (Smith, Smoll & Schutz, 1990) der sportartunspezifische Kurzfragebogen *Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T)* nach Brand, Ehrlenspiel und Graf (2009) herangezogen. Dieser prüft die Komponenten kognitive Ängstlichkeit (Besorgnis), Neigung zur Wahrnehmung körperlicher Angstsymptome (somatische Ängstlichkeit) sowie Konzentrationsstörung, welche die Angstneigung hinsichtlich sportlicher Wettkämpfe beschreiben. Diese wurden durch die Berechnung des Summenscores der zwölf Items im Antwortformat von eins bis vier ermittelt und die Standardwerte der Normdatenbank² entnommen. Von einer guten Durchführungs- und Auswertungsobjektivität ist durch die schriftliche Instruktion und die standardisierte Testauswertung auszugehen. Die Überprüfung der Reliabilität wurde als signifikant hoch durch einen Retest nach fünf Wochen für die somatische Angst ($r_{tt} = .84$), die Besorgnis ($r_{tt} = .69$) und die Konzentrationsstörung ($r_{tt} = .67$) nachgewiesen werden (Brand et al., 2009). Für das WAI-T ist eine ausreichend hohe Validität nachgewiesen (Bös, 2017). Auf Grundlage der Retestreliaibilitäten ergeben sich die folgenden kritischen Differenzen für die Skalen des WAI-T: die Standardwerte der Skala somatische Angst $d_{crit} = 11,1$, die Standardwerte der Skala Besorgnis $d_{crit} = 15,4$, die Standardwerte der Skala Konzentrationsstörung $d_{crit} = 15,9$.

5.2.3.2 Intervention

Zur Generierung des Neurofeedbacks der hämodynamischen Aktivität des präfrontalen Kortex wurde das bereits in der VU eingesetzte HEG-System der Firma *MedTECH Electronic GmbH* genutzt. Für das Neurofeedbacktraining wurde jedoch nur ein HEG-Sensor verwendet, der den Probanden über Fpz entsprechend dem internationalen 10-20-System (Jurcak et al., 2007; Jasper, 1958) appliziert wurde, da der Sensor dort eher die kognitive als die emotional-sensitive Aktivität misst und somit Rückschlüsse auf die zielgerichtete und bewusste Kontrolle erlaubt (Serra-Sala et al., 2012). Weiterhin ist

¹ siehe <https://www.bisp-sportpsychologie.de/SpoPsy/DE/Diagnostikportal/Motivation/Sportlerfragebogen/ams/interpretationshilfe.html>, letzter Zugriff am 03.12.2022

² siehe <https://www.bisp-sportpsychologie.de/SpoPsy/DE/Diagnostikportal/Angst/Sportlerfragebogen/Aengstlichkeit/interpretationshilfe.html>, Zugriff am 03.12.2022

somit nur die Regulation eines Parameters vom Probanden gefordert, wodurch eine Überforderung durch mehrere zu regulierende Prozesse vermieden wurde. Als Rückmeldung der kortikalen hämodynamischen Aktivität diente ein unimodales visuelles Echtzeit-Feedback. Dieses wurde dem Probanden über einen Probandenmonitor mittels eines Videos suggeriert, welches abgespielt wurde, sobald er die geforderte Bedingung (z.B. HEGR steigern oder senken) erfüllte, und stoppte, sofern die Bedingung nicht mehr erfüllt wurde. Der Testleiter konnte ebendieses Videofeedback sowie den HEGR-Zeit-Verlauf echtzeitfähig nachverfolgen (siehe Abb. 13).

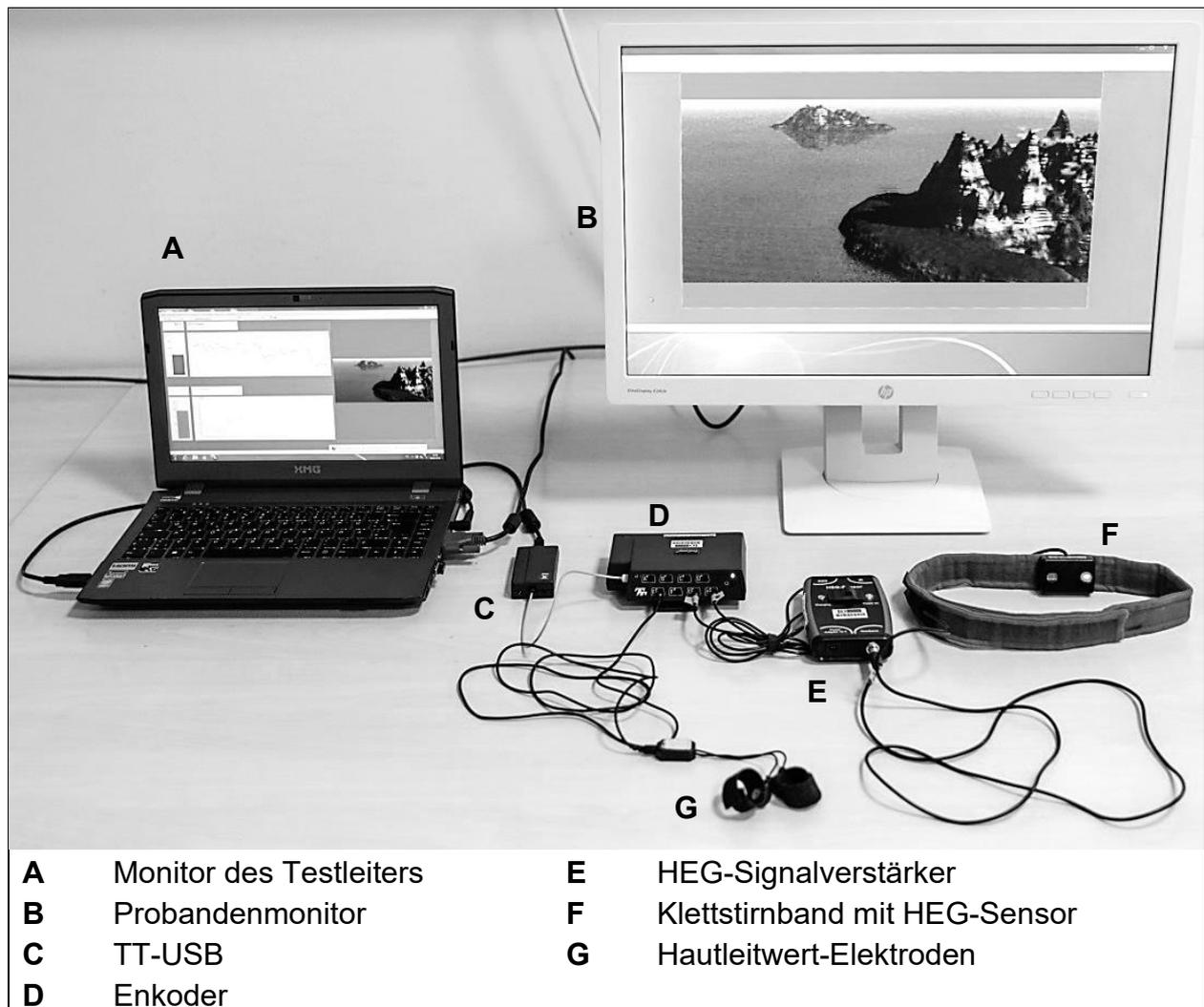


Abb. 13. Versuchsaufbau für das Neurofeedbacktraining (eigene Abbildung)

Beide Interventionszeiträume umfassten jeweils zehn Übungseinheiten, welche von null bis zwei Übungseinheiten pro Woche reichten. Ein regulär wöchentliches Training war nicht möglich, da es vereinzelt zu einer Verschiebung der Trainingseinheiten aufgrund von Ferien, Krankheit oder Trainingsausfall kam. Die Anzahl der Übungseinheiten begründet sich aus Studien, bei denen dies zu signifikanten Änderungen bei gesunden Teilnehmern bzw. Sportlern führen kann (Cheng et al., 2015; Gruzelier et al., 2014), welche durch die Verteilung auf mehrere Wochen eine erhöhte Effektivität haben sollten

(Vernon et al., 2009). Daher umfasste der erste Interventionszeitraum 15 Wochen und der zweite Interventionszeitraum insgesamt 14 Wochen.

Tab. 8. Übersicht zum Einsatz des Neurofeedbacktrainings der beiden Interventionen der Hauptuntersuchung sowie des Neurofeedbacktrainingsprotokolls (NFB: Neurofeedback, ÜE: Übungseinheit, BL: Baseline, VP: Vorbereitungsphase, BP: Bewegungsphase, BFW: Basketball-Freiwurf)

	Intervention 1			Intervention 2	
Art des NFB	Sportun-spezifisch	Sportartspezifisch		Individuell, bewegungsspezifisch	
Anzahl der ÜE	5	5		5	5
Durchgänge pro ÜE	4	2	2	2	3
Pausenzeiten zwischen Durchgängen	2 min	2 min	2 min	2 min	
BL vor NFB	Ja	Nein	Ja	Nein	
Aufgabe des NFB	HEGR über BL heben und halten	HEGR dynamisch steigern	HEGR unter BL senken und halten	VP: HEGR dynamisch steigern BP: HEGR dynamisch senken	
Inhalt des Videos	Animiertes Flugzeug	BFW: Treffer	BFW: Nicht-Treffer	Individuelle Egoperspektive bei 10 x BFW	
Dauer des Videos	1. ÜE: 1x23 s 2. ÜE: 2x23 s ... 5. ÜE: 5x23 s	117 s	143 s	Ø 71 s	

Eine Übersicht zu den Rahmenbedingungen der Interventionen ist in Tabelle 8 zu finden. Im Rahmen des ersten Interventionszeitraums wurde in den ersten fünf Übungseinheiten mit den Probanden ein sportart- und bewegungsunspezifisches Neurofeedbacktraining durchgeführt. Das Feedback wurde durch ein Video eines animierten fliegenden Flugzeuges generiert. Zur Festlegung eines Schwellwertes für das Neurofeedbacktraining wurde zunächst eine Baseline über 30 s ermittelt, in der das Video abgespielt wurde und der Proband sich dieses ansah. Aus dieser Baseline wurde der Mittelwert des HEGR berechnet und als Schwellwert definiert. Nach einer kurzen Instruktion zur Aufgabe des Probanden begann das HEG-Neurofeedbacktraining. Dabei wurde das Video abgespielt, sobald der HEGR-Wert den Mittelwert der zuvor erfassten Baseline überschritt und darüber hinausgehalten wurde. Die Dauer des Videos betrug 23 Sekunden und wurde, um die Intensität nahezu konstant zu halten, wurde der Umfang der einzelnen Durchgänge sukzessiv gesteigert (Tab. 8). Hierzu wurde das Video entsprechend der Anzahl der Übungseinheiten innerhalb eines Durchgangs wiederholt dargeboten. Das bedeutet, dass in der ersten Übungseinheit das Video einmal, zur zweiten Übungseinheit zweimal, bis hin zur fünften Übungseinheit, wo das Video fünfmal abgespielt wurde. Dies erfolgte in vier Durchgängen pro Übungseinheit, wobei eine ca. zweiminütige Pause zwischen den Durchgängen erfolgte, um eine kognitive Ermüdung zu vermeiden. In den weiteren fünf Übungseinheiten des ersten Interventionszeitraums sollten zu je zwei Durchgängen

pro Übungseinheit zwei unterschiedliche Aktivierungszustände im präfrontalen Kortex mittels sportartspezifischen Videofeeds hervorgerufen werden. Zum einen sollte in den ersten zwei Durchgängen des sechsten bis zehnten HEG-Neurofeedbacktrainings der HEGR-Wert mithilfe eines Videofeeds von Basketball-Freiwürfen mit getroffenen Körben dynamisch gesteigert werden (Dauer des Videos 117 s, siehe Tab. 8). Die Schwelle wurde hierzu mit einer Verzögerung von 5 s durch die verwendete Software automatisch an den aktuellen HEGR-Wert angepasst. Die automatische Schwelle stellt sicher, dass der Proband einen gewissen Grad von Erfolg erfährt und merkt, dass er die Fähigkeit hat, diesen neurophysiologischen Zustand zu manipulieren (Lai et al., 2015). Zum anderen sollte in den letzten zwei Durchgängen des HEG-Neurofeedbacktrainings mittels Videofeedback von Basketball-Freiwürfen ohne Treffer des Korbes (Dauer des Videos 143 s) der HEGR-Wert den Mittelwert der zuvor 30 s erfassten Baseline unterschritten und darunter gehalten werden (Tab. 8).

Für den zweiten Interventionszeitraum wurden für jeden Probanden der Interventionsgruppe individuelle Videosequenzen aus deren Blickperspektive von zehn Basketball-Freiwürfen unter der Bedingung Treffer angefertigt. Diese hatten eine durchschnittliche Gesamtlänge von 71 s (siehe Tab. 8) und wurden entsprechend den für diese Untersuchung relevanten Bewegungsphasen des Basketball-Freiwurfs (*Vorbereitung, Freiwurfbewegung, Ballverfolgung*) (vgl. Kapitel 5.1.3) mit zwei verschiedenen Aufgaben zur HEGR-Regulation gekoppelt. In Orientierung auf die Aktivierungsmuster des Gehirns während der sportartspezifischen Bewegungsdurchführung des Basketball-Freiwurfs ergaben sich die Anforderungen an den Athleten zum einen aus den in der VU ermittelten HEGR-Zeit-Verläufen, zum anderen aus den Erkenntnissen verschiedener Untersuchungen (vgl. Mirifar et al., 2017). So musste der Proband zunächst in der Phase der *Vorbereitung* den HEGR-Wert über eine dynamisch angepasste Schwelle steigern (Cooke et al., 2014). Bei der Phase der *Freiwurfbewegung* bis hin zum Ereignis des Treffens des Basketballkorbes hingegen war der HEGR-Wert unter eine dynamisch angepasste Schwelle zu senken (Tab. 8). Dies begründet sich u.a. dadurch, dass die Bewegung möglichst automatisiert gesteuert werden soll, ohne eine Top-down-Regulation mithilfe des PFC wie es auch bereits in Studien beim Golfen nachgewiesen werden konnte (Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008). Zusätzlich besteht die Möglichkeit der Gedankenwanderung durch Aktivierungen des ventralen sowie dorsalen medialen PFC. Das macht eine Inhibition der präfrontalen Aktivität notwendig, um Bewegungen automatisiert durchführen zu können (Cooke et al., 2014; Mason, Norton, van Horn, Wegner, Grafton & Macrae, 2007). In den ersten fünf Übungseinheiten wurden zwei Durchgänge mit jeweils zehn Basketball-Freiwürfen durchgeführt, in den weiteren fünf Übungseinheiten wurde dies aufgrund des Lernfortschritts und zur Beibehaltung des Trainingsumfangs um einen dritten Durchgang erweitert. Auch hier erfolgte während des gesamten Interventionszeitraums zwischen den Durchgängen eine ca. zweiminütige Pause (Tab. 8).

Zur Bewertung des Lernfortschritts wurde die benötigte Zeit für jeden Durchgang ermittelt und ins Verhältnis zur gesamten Dauer des Videofeeds gesetzt und in Prozent umgerechnet. Im Weiteren wurden die mittlere prozentuale Bearbeitungsdauer aller

Durchgänge der ersten und letzten Übungseinheit der verschiedenen Arten der Neurofeedback-Interventionen berechnet und miteinander verglichen.

5.2.4 Untersuchungsdurchführung

5.2.4.1 Diagnostik

Zur Überprüfung interventionsbedingter Effekte auf die bewegungsspezifische Leistungsfähigkeit, präfrontale Aktivitäten bei sportartspezifischen Bewegungen, kognitive Funktionen sowie sportliche Personenmerkmale wurden die entsprechenden Untersuchungen eine Woche vor und nach den zwei Interventionszeiträumen durchgeführt. Zwei Wochen vor der Untersuchung erfolgte eine Informationsveranstaltung bei einem Elternabend zur Aufklärung über die Zielstellung, den Inhalt sowie dem Ablauf der Studie. Im Anschluss erhielten die Eltern einen Aufklärungsbogen sowie eine Einverständniserklärung. Die unterschriebenen Einverständniserklärungen durch einen Erziehungsberechtigten und die damit verbundenen Zusagen wurden in der darauffolgenden Woche vor den Trainingseinheiten eingesammelt. Die Untersuchung zur präfrontalen Aktivität beim Basketball-Freiwurf erfolgte in einer Sporthalle der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Die Tests zur Erfassung ausgewählter kognitiver Funktionen wurden in einem Labor im Keller der Sporthalle durchgeführt. In zwei Untersuchungszeiträumen (16:00 bis 17:30 Uhr und 17:30 bis 19:00 Uhr) wurden die Probanden in je zwei Gruppen à vier bis fünf Personen zufällig eingeteilt. Eine Gruppe begann in der Sporthalle mit den Untersuchungen zur präfrontalen Aktivität während des Basketball-Freiwurfs, die andere Gruppe startete mit den Tests und Fragebögen im Labor. Danach wechselten die Probandengruppen die Räumlichkeiten zur anderen Testdurchführung. Die Einteilung der Gruppen war zu jedem Messzeitpunkt gleich.

Vor der Testdurchführung in der Sporthalle wurden der Kopfumfang sowie die Distanz zwischen Nasion und Inion mit einem Maßband gemessen und notiert. Danach führten die Probanden eine 5-minütige individuelle Erwärmung durch. Währenddessen wurden zwei Klettstirnbinden mit jeweils zwei HEG-Sensoren für die Untersuchung vorbereitet. Dabei wurde die Naht in der Mitte des Klettstirnbands als Referenz genutzt, um den HEG-Sensor so auszurichten, dass die Distanz von der Mitte des Emitter-Optoden-Abstandes zur Naht links bzw. rechts 10 % des Kopfumfanges entsprach. Danach wurden zwei Probanden jeweils ein Laufgurt, an dem sich ein Encoder sowie zwei HEG-Signalverstärker befanden, um die Hüfte gelegt und entsprechend des gewünschten Tragekomforts angepasst. Im Weiteren wurde das Klettstirnband so positioniert, dass die mittlere Naht des Stirnbands in einer Flucht mit der Mitte der Nase war sowie die Mitte der Emitter und Optoden eine Distanz zum Nasion von 10 % des Abstandes zwischen Nasion und Inion hatten. Um einen potentiellen externen Lichteinfall zum Fotosensor zu vermeiden, wurde am Klettstirnband eine schattenwerfende Haube befestigt, die die Stirn bis hin zu den Haaren vollständig bedeckte. Vor der Untersuchung erfolgten durch die Probanden Probewürfe, bis sie sich ausreichend erwärmt und vorbereitet fühlten. Anschließend begann die Testung, bei der die Probanden in zwei Serien zu je zehn Basketball-Freiwürfe von der Freiwurflinie abwechselnd durchführten mit gleichzeitiger Erfassung

der HEG-Daten. Während ein Proband die zehn Basketball-Freiwürfe durchführte, pausierte der zweite Proband auf einer dahinterstehenden Bank in sitzender Position. Die anderen Athleten der Untersuchungsgruppe, welche sich seitlich vom Basketballkorb, jedoch außerhalb des direkten Sichtfeldes des Probanden positionierten, holten die Rebounds und gaben dem Probanden den Ball für den folgenden Wurf zurück. Sobald der erste Proband mit seinen zwei Wurfserien fertig wurde, wurde ihm das HEG-System abgelegt, desinfiziert und dem nächsten Probanden angelegt.

Für die Tests im Labor wurden die Probanden in zufällige Kleingruppen eingeteilt und unterschiedlichen Blöcken zugeteilt. Die Tests wurden aus ökonomischen Gründen anhand der Art ihrer Durchführung strukturiert (siehe Tab. 9). Die Reihenfolge der Blöcke war randomisiert. Diese Tests wurden immer von den gleichen Testleitern durchgeführt. Nachdem die entsprechenden Tests durchgeführt bzw. Fragebögen ausgefüllt wurden, rotierten die Probandengruppen zum nächsten Block.

Tab. 9. *Inhaltliche Strukturierung der Untersuchungsblöcke in Bezug auf die Fragebögen und kognitiven Tests*

Block 1: Fragebögen		
Selbstwirksamkeit	Allgemeine Selbstwirksamkeitserwartung	SWE
Leistungsmotiv	Achievement Motives Scale-Sport	AMS-Sport
Wettkampfangst	Wettkampf-Angst-Inventar	WAI-T
Block 2: Papier-und-Bleistift-Tests		
Konzentrationsleistung	d2-Test	d2
Kognitive Leistungsgeschwindigkeit	Zahlen-Verbindungs-Test	ZVT
Block 3: Wiener Testsystem		
Reaktionsschnelligkeit	Reaktionsschnelligkeit, Wahlreaktion	RT S5
Interferenzneigung	Farb-Wort-Interferenztest	STROOP S8

5.2.4.2 Intervention

Die Interventionen wurden entsprechend der logistischen Möglichkeiten hinsichtlich der zusätzlichen Belastung der Sportler neben der Schule, der gewohnten Trainingseinheiten sowie der Ferien- bzw. Urlaubszeiten der Sportler geplant. Während beider Interventionszeiträume nahmen alle Probanden einmal wöchentlich an einem Athletiktraining in der Sporthalle der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg teil. Die Probanden der Interventionsgruppe führten im Rahmen dieses 90-minütigen Athletiktrainings das 20-minütige Neurofeedbacktraining durch. Der Zeitpunkt des HEG-Neurofeedbacktrainings im Verlauf des Athletiktrainings sowie die Reihenfolge der Probanden wurden wöchentlich randomisiert. Die Interventionen mittels Neurofeedbacktrainings wurden immer von zwei Probanden und zwei Übungsleitern gleichzeitig parallel zum Athletiktraining durchgeführt. Bevor die Übungseinheit begann, setzte sich der Proband vor den Probandenmonitor, woraufhin ihm der HEG-Sensor mittels Klettstirnband auf der Stirn über Fpz positioniert wurde. Vor jedem Durchgang wurde die Zielstellung eines jeden

Durchgangs durch den Testleiter erläutert und alle aufkommenden Fragen des Probanden geklärt. Anschließend erfolgte das HEG-Neurofeedbacktraining entsprechend der in Kapitel 5.2.3.2 beschriebenen Methodik mit einer darauffolgenden positiven und motivierenden Rückmeldung des Testleiters für den Probanden.

5.3 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der VU und HU wurden, wie bereits in Kapitel 5.1.3 erwähnt, mit der Software MATLAB (Version 2019b, The MathWorks, USA) sowie mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft Office 2010, Microsoft, USA) und dem Statistikprogramm SPSS (Version 26, IBM, USA) aufbereitet und analysiert.

Zur Analyse der mittleren HEGR-Werte, die wiederholt von den Probanden gemessen wurden und daher von den Probanden abhängig sind, wurden gemischt lineare Modelle aufgestellt. Diese ermöglichen eine Mehrebenenanalyse ohne die Verletzung der Annahme der Unabhängigkeit der Messergebnisse, wie sie bei linearen Modellen gefordert werden. Somit können die Daten eine korrelierte und nicht konstante Variabilität aufweisen (Field, 2018). In diesen Modellen sind die Messwerte (1. Ebene), die hierbei auch als Prädiktoren bezeichnet werden, innerhalb der Probanden (2. Ebene), sog. Subjekte, geschachtelt. Die HEGR-Werte fließen als abhängige Variable in die Modelle ein. Das in dieser Arbeit verwendete gemischt lineare Modell heißt Random-Intercept-Modell. Dieses nimmt einen konstanten Effekt des Prädiktors auf die abhängigen Variablen (mittlere HEGR-Werte) aller Subjekte (Probanden) an (Hosoya, Koch & Eid, 2014). Die Variabilität der Daten kann dabei korrelieren, muss jedoch nicht konstant sein. Über die Subjekte können zufällige Effekte des Modells spezifiziert werden, wobei Prädiktoren als feste Effekte angenommen werden. Das Modell kann weiterhin durch weitere Prädiktoren und somit um weitere Ebenen erweitert werden. Da durch dieses Analyseverfahren Störgrößen wie der Drift des hämodynamischen Signals behoben sowie die Varianzen der festen und zufälligen Effekte berücksichtigt werden können, ist die Mehrebenenanalyse als effektiver und sensitiver als gewöhnliche Inferenzstatistiken (z.B. t-Test oder ANOVA) einzuordnen und ermöglicht so Vorhersagen für die allgemeine Population (Tak & Ye, 2014).

Bei der Bildung der Mehrebenenmodelle wurde aufgrund des zentralen Grenzwertsatzes die Normalverteilung der untersuchten Variablen angenommen. Weiterhin kann in solchen Modellen die Variabilität zwischen den Anstiegen der gebildeten Regressionsgeraden modelliert werden, wodurch sich eine Prüfung der Homogenität erübrigt (Field, 2018). In Ausrichtung auf die Ziel- und Problemstellung wurden entsprechend der aufgestellten Fragestellungen (siehe Kapitel 4) verschiedene Random-Intercept-Modelle mit zwei und drei Ebenen aufgestellt. Allen gemein ist ihnen die Gruppierungsvariable (Subjekt), die durch die Probandennummer definiert wird, sowie der mittlere HEGR-Wert der zu betrachtenden Bewegungsphase als abhängige Variable. Weiterhin wurde in allen Modellen die mögliche systemische Veränderung des HEGR-Signals als möglicher linearer Trend berücksichtigt, die zu höheren Amplituden des hämodynamischen Signals durch die Dauer der kontinuierlichen Messung führen kann (Schroeter et al., 2004a). Dies erfolgt durch die Einordnung der Schuss- bzw. Wurfnummer als Kovariate und wird mit

dem Einfluss der Reihenfolge assoziiert. Im Weiteren wurden zur Aufklärung der Fragestellungen entsprechende Prädiktorvariablen definiert, die bei der Ergebnisdarstellung (Kapitel 6) jeweils ausgewiesen werden.

In Ausrichtung auf die Zielstellung der HU wurden die Ergebnisse der Wurffleistung beim Basketball-Freiwurf, der kognitiven Tests sowie der Fragebögen zunächst auf Normalverteilung überprüft. Hierzu wurde der Shapiro-Wilk-Test verwendet, da dieser sehr robust ist, eine hohe Teststärke hat und somit besonders gut für kleine Stichproben geeignet ist (Field, 2018). Die Ergebnisse dieser Tests werden in dieser Arbeit nicht berichtet. Das Vorliegen von parametrischen sowie nicht-parametrischen Daten kann jedoch durch die verwendeten Testverfahren und die entsprechende Ergebnisdarstellung nachvollzogen werden.

Zur Beschreibung der Lage- und Streuungsparameter der Testergebnisse werden für die parametrischen Daten die jeweiligen Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) sowie für die nicht-parametrischen Daten der Median und der Interquartilbereich (IQ) berichtet (Fröhlich, Mayerl & Pieter, 2020).

Bei vorliegender Normalverteilung der Testergebnisse wurden diese zunächst auf Homogenität der Varianzen zwischen den Gruppen mittels Levene's Test geprüft, wobei das Signifikanzniveau auf $p \leq .05$ festgelegt wurde (Field, 2018). Im Weiteren wurden die folgenden parametrischen Testverfahren verwendet:

- Zweifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung (Faktoren: Gruppen x Zeit) zur Überprüfung des Interaktionseffekts³ zwischen den Faktoren auf die abhängige Variable,
- Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung je Gruppe (Faktor: Zeit) um Zeiteffekte⁴ auf die abhängige Variable vom Prä- zum Posttest eines Interventionszeitraumes zu analysieren,
- Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) ohne Messwiederholung (Faktor: Gruppe) zur Prüfung von Gruppenunterschieden hinsichtlich der abhängigen Variable innerhalb eines Messzeitpunktes (Gruppeneffekt)⁵.

Um bei Verletzung der Normalverteilung interventionsbedingte Veränderungen zwischen den Gruppen vergleichen zu können, wurden die Testergebnisse des Prätests von denen des entsprechenden Posttests der jeweiligen Intervention subtrahiert und für die Primäranalyse verwendet. Im Weiteren wurden die Ergebnisse mit den folgenden Testverfahren analysiert:

- Mann-Whitney-U-Test zur Prüfung der Unterschiede der Differenzen von Post- und Prätest der jeweiligen Gruppen (Interaktionseffekts)⁶,
- Wilcoxon-Test zum Vergleich der abhängigen Variable der jeweiligen Gruppe vom Prä- zum Posttest eines Interventionszeitraumes (Zeiteffekt)⁷,

³ Primäranalyse

⁴ Sekundäranalyse

⁵ Sekundäranalyse

⁶ Primäranalyse

⁷ Sekundäranalyse

- Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der Ergebnisse zwischen den Gruppen innerhalb eines Messzeitpunktes (Gruppeneffekt)⁸.

Um eine Alphafehler-Kumulierung durch multiples Testen zur Hypothesenprüfung zu vermeiden, wurde zur Adjustierung des Alphafehlers die Bonferroni-Holm-Korrektur eingesetzt. Diese Methode ist ein alternativer Ansatz vor allem bei neurophysiologischen Untersuchungen, da die Ergebnisse oft eng miteinander zusammenhängen (Eichstaedt, Kovatch & Maroof, 2013). Die traditionelle Bonferroni-Korrektur wäre hierfür zu streng, wenn viele Tests zur Hypothesenprüfung eingesetzt werden würde (Field, 2018). Die Bonferroni-Holm-Korrektur korrigiert die p-Werte genauso effektiv wie die konservative Bonferroni-Methode, wobei eine höhere statistische Aussagekraft beibehalten bleibt (McLaughlin & Sainani, 2014; Eichstaedt et al., 2013). Mithilfe dieser Methode wurden alle p-Werte der Primäranalysen zur Aufklärung der entsprechenden Hypothese adjustiert.

Zur Bewertung der Bedeutsamkeit der Testergebnisse und der Existenz eines Effektes wurde für die verwendeten Testverfahren eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 5\%$ mit folgenden Interpretationsgrenzen des Signifikanzniveaus p festgelegt:

- $.100 < p < .050$: Trend zur Signifikanz,
- $p \geq .050$: Nicht signifikant,
- $p < .050$: Signifikant,
- $p < .010$: Hoch signifikant,
- $p < .001$: Höchst signifikant.

Zur Veranschaulichung der inhaltlichen Bedeutsamkeit und Relevanz der Ergebnisse im Kontext der Fragestellungen werden Effektgrößen vor allem dann berechnet und angegeben, wenn das zugrundeliegende Maß keine unmittelbare Interpretation ermöglicht. Dies begünstigt die Bewertung, ob sich die betrachteten Populationen in Bezug auf ihre Merkmalsstreuung so unterscheiden, dass es als praktisch bedeutsamer Effekt eingeordnet werden kann (Bortz & Döring, 2006). Diese basieren grundlegend auf dem Effektmaß Cohens d (Cohen, 1988). Für die Bewertung der Effekte der Resultate von Varianz-

analysen mit Messwiederholung wird jedoch die Betrachtung des partiellen Eta-Quadrats (η_p^2) empfohlen (Richardson, 2011; Bortz & Döring, 2006). Dieses bildet sich aus dem Quotienten der Quadratsumme der verglichenen Effekte einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse (QS_{Effekt}) und der Summe von QS_{Effekt} und der Quadratsumme der Prüfvarianz ($QS_{\text{Prüf}}$) (Bortz & Döring, 2006):

$$\eta_p^2 = \frac{QS_{\text{Effekt}}}{QS_{\text{Effekt}} + QS_{\text{Prüf}}} \quad (2)$$

Bei der Berechnung wird der Einfluss der anderen Faktoren in der Gesamtvariabilität kontrolliert und berücksichtigt. Die Klassifikation der Effektgröße η_p^2 erfolgt nach Rasch, Fiese, Hofmann und Naumann (2010) wie folgt:

⁸ Sekundäranalyse

- $\eta_p^2 < 0.06$: Kleiner Effekt,
- $0.06 \leq \eta_p^2 < 0.14$ Mittlerer Effekt,
- $0.14 \leq \eta_p^2$ Starker Effekt.

Bei nicht-parametrischen Testverfahren wird zur Überprüfung der Effektgröße die Produkt-Moment-Korrelation r herangezogen und wie folgt berechnet (Field, 2018; Rasch et al., 2010):

$$r = \frac{Z}{\sqrt{n}} \quad (3)$$

Die Einordnung der Effekte erfolgt nach Cohen (1988) wie folgt:

- $r < 0.1$: Kein Effekt,
- $0.1 \leq r < 0.3$: Schwacher Effekt,
- $0.3 \leq r < 0.5$: Mittlerer Effekt,
- $0.5 \leq r$: Starker Effekt.

6 Ergebnisse

In den nachfolgenden Kapiteln werden die Ergebnisse der VU und HU in Ausrichtung auf die in den Kapiteln 4.1 und 4.2 aufgestellten Fragestellungen und Hypothesen dargestellt und visualisiert.

6.1 Ergebnisse zur Untersuchung des Zusammenhangs von Kognition und Bewegung

Die Ergebnisanalyse der VU basiert auf der gesamten Stichprobe von den in Kapitel 5.1.2 aufgeführten deutschen Kaderathleten des Bogenschießens. Weiterhin wurden nach der Datenaufbereitung die HEGR-Werte für jede Bewegungsphase (siehe Kapitel 5.1.3) aller 30 Schüsse der 12 Athleten gemittelt, was eine Gesamtstichprobe von 360 Schüssen für die nachfolgenden gemischten linearen Modelle ergab.

Für ein besseres Verständnis der zeitlichen Struktur der Bewegungsphasen beim Bogenschießen sind in der nachfolgenden Tabelle 10 der Median sowie der Interquartilbereich der einzelnen Bewegungsphasen für jeden einzelnen Schützen sowie für die Gesamtstichprobe aufgeführt. Für den gesamten Bewegungsablauf beim Bogenschießen wird für die Nullposition am meisten Zeit aufgewendet (Gruppenmedian 5,00 s, Interquartilbereich 4,56 s), wobei diese beim Vergleich der individuellen Ergebnisse aller Athleten sehr heterogen ist (siehe Tab. 10). Der Gruppenmedian der anderen Phasen liegt zwischen 1,54 s (Interquartilbereich 0,66 s, Phase der *Vorspannung*) und 3,01 s (Interquartilbereich 0,78 s, Phase des *Anhebens*).

Tab. 10. *Dauer der Bewegungsphasen in Sekunden (Median [Interquartilbereich]) beim Bogenschießen der einzelnen Schützen sowie von allen Schützen (Gruppenmedian)*

Proband	Nullposition	Vorspannung	Anheben	Zielen	Nachhalten
	[s]	[s]	[s]	[s]	[s]
1	5,64 [5,21]	1,66 [0,32]	3,77 [0,70]	1,95 [1,59]	1,46 [0,80]
2	1,37 [0,50]	1,45 [0,35]	2,23 [1,60]	1,58 [1,60]	1,91 [0,36]
3	6,91 [10,54]	1,74 [0,22]	3,16 [0,70]	2,81 [1,22]	1,68 [0,23]
4	5,33 [2,73]	1,33 [0,35]	2,89 [0,31]	1,89 [0,92]	1,80 [0,09]
5	2,64 [1,61]	0,98 [0,32]	2,95 [0,37]	2,32 [1,23]	2,01 [1,00]
6	2,85 [1,06]	3,50 [0,78]	2,87 [0,60]	1,54 [1,06]	1,72 [0,25]
7	8,07 [4,41]	1,13 [0,24]	3,07 [1,35]	2,73 [1,04]	1,56 [0,72]
8	7,81 [2,92]	1,37 [0,64]	2,58 [0,35]	3,65 [2,79]	1,45 [0,63]
9	7,68 [6,13]	1,80 [0,34]	2,34 [0,37]	1,99 [0,96]	1,88 [0,61]
10	3,26 [0,79]	1,02 [0,18]	3,13 [0,28]	2,34 [1,45]	1,72 [0,47]
11	3,13 [1,93]	2,34 [0,67]	3,81 [0,60]	3,50 [1,45]	2,01 [0,46]
12	5,86 [2,89]	1,62 [0,56]	3,13 [0,29]	1,45 [0,82]	2,11 [0,23]
Gruppenmedian	5,00 [4,65]	1,54 [0,66]	3,01 [0,78]	2,23 [1,58]	1,80 [0,43]

Abhängigkeit Schussleistung von der Ausprägung des HEGR in den Bewegungsphasen

Zur Analyse, inwieweit die Schussleistung von der Ausprägung des mittleren HEGR des PFC abhängig ist, wurden fünf gemischt lineare Modelle mit zwei Ebenen aufgestellt, wobei die Schussleistung als Prädiktorvariable definiert wurde. Dabei wurden für alle fünf Bewegungsphasen des Bogenschießens die mittleren HEGR aller Schussleistungen, die

10 Punkte und weniger als 10 Punkte erzielten, mit der Schussleistung X verglichen. Dabei ergaben sich für die Bewegungsphasen *Anheben*, *Zielen* sowie *Schuss* und *Nachhalten* signifikant höhere HEGR-Schätzungen für die Schussleistung X als bei Schüssen, bei denen weniger als zehn Punkte getroffen wurden (Tab. 11). Für die Phase des *Zielens* ergaben sich zudem tendenziell bedeutsame höhere HEGR-Schätzungen für die Schussleistung X als der Schussleistung 10.

Tab. 11. *Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (2-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR in Abhängigkeit der Prädiktorvariablen optimalen (X), guten (10) und schlechten Schussleistung (<10) und der Kovariaten Schussnummer aller 12 Schützen; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler)*

Bewegungsphase	Parameter	b	Std.-F.	T-Statistik	p
Nullposition	Schuss-Nr.	0,00	0,01	0,14	.887
	X vs. <10	-0,23	0,18	-1,23	.218
	X vs. 10	-0,25	0,18	-1,39	.167
Vorspannung	Schuss-Nr.	0,00	0,01	0,04	.967
	X vs. <10	-0,34	0,24	-1,45	.148
	X vs. 10	-0,30	0,23	-1,30	.194
Anheben	Schuss-Nr.	0,01	0,01	0,97	.334
	X vs. <10	-0,57	0,28	-2,02	.044
	X vs. 10	-0,38	0,28	-1,37	.170
Zielen	Schuss-Nr.	0,02	0,01	1,41	.160
	X vs. <10	-0,81	0,33	-2,46	.028
	X vs. 10	-0,53	0,32	-1,65	.100
Schuss und Nachhalten	Schuss-Nr.	0,02	0,01	1,53	.127
	X vs. <10	-0,89	0,35	-2,58	.030
	X vs. 10	-0,53	0,33	-1,60	.111

In der nachstehenden Abbildung 14 können die Ausprägungen der geschätzten Randmittel und deren statistisch bedeutsamen Unterschiede zwischen den Schussleistungen innerhalb der einzelnen Bewegungsphasen nachvollzogen werden.

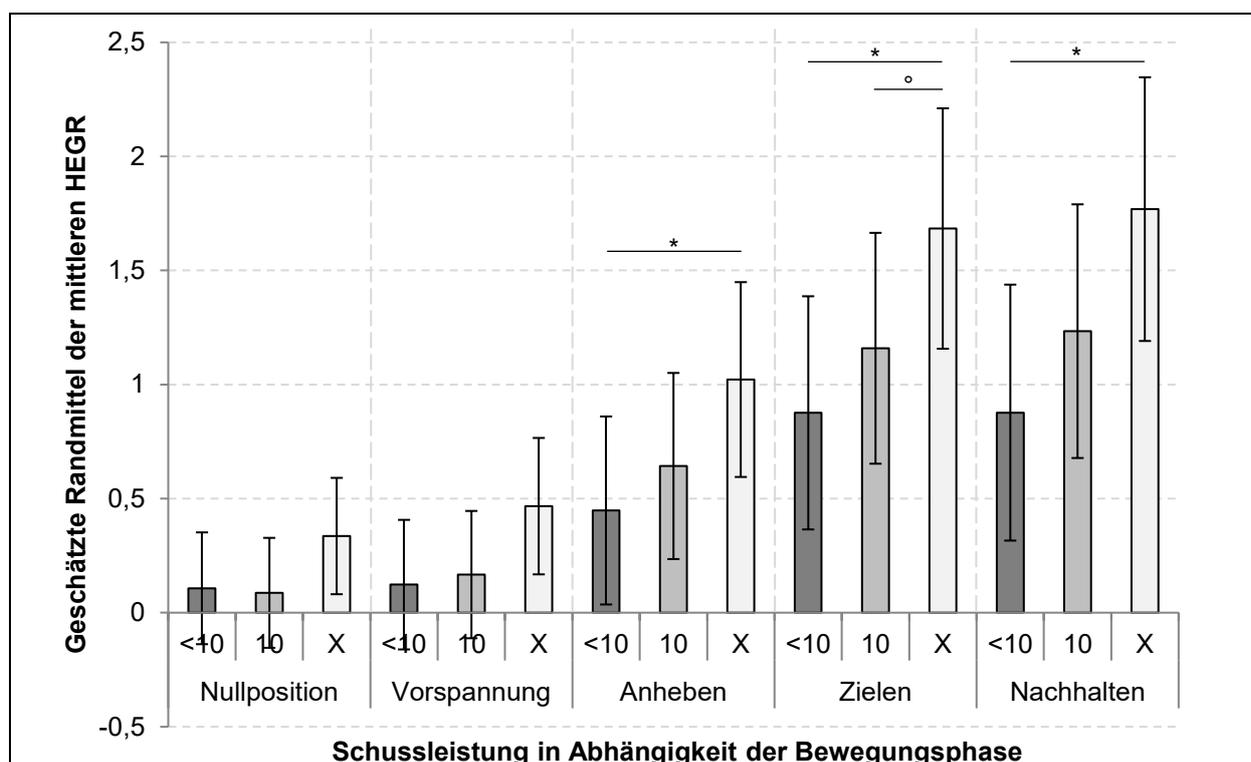


Abb. 14. Geschätzte Randmittel der mittleren HEGR sowie die Standardfehler in Abhängigkeit Bewegungsphasen und Schussleistung aller 12 Schützen; statistisch bedeutsame Unterschiede werden wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$

Im Weiteren wurde mit der vollständigen Stichprobe eine Residualanalyse durchgeführt. Diese ergab, dass einige Resultate zu einer Verzerrung der Modelle führten. Diese waren auf den Probanden 1 zurückzuführen, wodurch ein starker Einfluss auf den Modellfehler ausgeübt wurde. Auf Grundlage dessen wurden die Modelle nochmals unter Ausschluss dieses Probanden aufgestellt. Die Ergebnisse sind in der nachfolgenden Tabelle 12 aufgeführt. Diese verdeutlichen eine niedrigere Irrtumswahrscheinlichkeit bei den Bewegungsphasen *Anheben*, *Zielen* und *Nachhalten*. Weiterhin ergaben sich für die Modelle bei den genannten Bewegungsphasen ein tendenzieller (*Anheben*) ein hoher (*Zielen*) sowie ein höchst signifikanter Einfluss (*Schuss* und *Nachhalten*) im zeitlichen Verlauf der Schüsse, welcher durch die Schussnummer charakterisiert wurde. Die visuelle Darstellung der Ergebnisse ist in Anhang A, Abbildung 27 aufgeführt.

Tab. 12. *Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (2-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR in Abhängigkeit der Prädiktorvariablen optimalen (X), guten (10) und schlechten Schussleistung (<10) und der Kovariaten Schussnummer von 11 Schützen ohne Proband 1; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler)*

Bewegungsphase	Parameter	b	Std.-F.	T-Statistik	p
Nullposition	Schuss-Nr.	0,00	0,01	0,51	.608
	X vs. <10	-0,26	0,17	-1,48	.139
	X vs. 10	-0,21	0,17	-1,26	.208
Vorspannung	Schuss-Nr.	0,00	0,01	0,29	.775
	X vs. <10	-0,34	0,21	-1,62	.107
	X vs. 10	-0,19	0,20	-0,95	.341
Anheben	Schuss-Nr.	0,02	0,01	1,85	.065
	X vs. <10	-0,50	0,23	-2,21	.028
	X vs. 10	-0,22	0,22	-0,99	.322
Zielen	Schuss-Nr.	0,03	0,01	3,11	.002
	X vs. <10	-0,71	0,24	-2,99	.006
	X vs. 10	-0,38	0,23	-1,65	.101
Schuss und Nachhalten	Schuss-Nr.	0,04	0,01	3,61	.000
	X vs. <10	-0,80	0,24	-3,36	.003
	X vs. 10	-0,50	0,23	-2,18	.030

Für jeden Probanden einzeln nachgestellte einfaktorielle ANOVA (Faktor: Zeit) bestätigen diese Ergebnisse nur in wenigen Einzelfällen (siehe Anhang B, Tab. 20 und Tab. 21). So ergaben sich für die mittleren HEGR-Werte zwischen den Schussleistungen X und <10 nur bei zwei Schützen bedeutsame Unterschiede. Dies gilt zum einen für den Schützen 10, bei dem sich die beiden Schussleistungen in der Phase des *Zielens* tendenziell bedeutsam voneinander unterschieden ($F(1, 16)=3.095$, $p=.099$, $\eta_p^2=0.171$), zum anderen für den Schützen 11 in allen Bewegungsphasen mit tendenziellen bis signifikanten Unterschieden:

- Nullposition (X vs. <10): $Z(21)=-1.791$; $p=.073$; $r=.391$
- Vorspannung (X vs. <10): $Z(21)=-1.865$; $p=.062$; $r=.407$
- Anheben (X vs. <10): $Z(21)=-1.791$; $p=.073$, $r=.391$
- Zielen (X vs. <10): $Z(21)=-2.462$; **$p=.014$** , $r=.537$
- Nachhalten (X vs. <10): $Z(21)=-2.686$; **$p=.007$** , $r=.586$

Veränderung der präfrontalen Aktivität zwischen den Bewegungsphasen

Zur Aufklärung der zweiten Fragestellung der VU wurden vier gemischte lineare Modelle mit drei Ebenen aufgestellt. Die Prädiktorvariablen waren dabei sowohl die Schussleistung, als auch die Bewegungsphasen, wobei nur jeweils zwei aufeinanderfolgende Bewegungsphasen für die Berechnung des Modells inkludiert wurden. Hierdurch wurden die Unterschiede zwischen den mittleren HEGR-Werten der aufeinanderfolgenden Phasen unter Berücksichtigung der Trefferleistung und der Unabhängigkeit der Ergebnisse zwischen den Probanden untersucht. Dabei ergaben sich hoch signifikante Unterschiede zwischen den mittleren HEGR-Werten der Bewegungsphasen *Vorspannung* und *Anheben* sowie *Anheben* und *Zielen* (siehe Tab. 13). Diese Unterschiede äußerten sich

in einem Anstieg der geschätzten Randmittel des mittleren HEGR⁹ über die genannten Phasen hinweg.

Tab. 13. *Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (3-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR zwischen den aufeinanderfolgenden Bewegungsphasen in Abhängigkeit der Schussleistung und der Schussnummer aller 12 Schützen; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (MW: Mittelwert des HEGR basierend auf den geschätzten Randmitteln; b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler)*

Phasenvergleich	MW	b	Std.-F.	T-Statistik	df	p
Nullposition	0,180	-0,07	0,11	-0,63	1,704	.532
Vorspannung	0,250					
Vorspannung	0,258	-0,44	0,14	-3,15	1,704	.004
Anheben	0,701					
Anheben	0,712	-0,52	0,16	-3,20	1,704	.003
Zielen	1,235					
Zielen	1,242	-0,05	0,18	-0,29	1,704	.772
Nachhalten	1,294					

6.2 Ergebnisse zur Untersuchung von neurofeedbackbedingten Veränderungen von Kognition und Bewegung

Im Rahmen der HU wurden für die erste Intervention 17 Probanden und für die zweite 15 Probanden in der Datenauswertung berücksichtigt. An den Posttests der ersten Intervention konnte ein Proband der ursprünglich 18 Probanden krankheitsbedingt nicht teilnehmen. Im Laufe der zweiten Intervention sind drei Probanden der ursprünglich 18 Probanden aufgrund von Krankheit bzw. Verletzung von der Studie ausgeschieden. Dementsprechend sind die personenbezogenen Daten der verbliebenen Probanden in Tabelle 14, für die nicht-normalverteilten Daten hinsichtlich des Alters der Probanden, sowie in Tabelle 15, für die normalverteilten Parameter, aufgeführt. Die Aufteilung in zwei Tabellen begründet sich durch die fehlende Normalverteilung des Alters der Kontrollgruppe sowohl bei der ersten als auch bei der zweiten Intervention. Der Vergleich der personenbezogenen Daten ergab keine Unterschiede zwischen der Interventions- und der Kontrollgruppe. Somit stammen beide Gruppen aus der gleichen Grundgesamtheit.

Tab. 14. *Alter der Probanden der Interventionsgruppe (IG) und Kontrollgruppe (KG) bei der ersten und zweiten Intervention sowie deren Gruppeneffekte (N: Stichprobenanzahl; IQ: Interquartilbereich)*

	IG		KG		Gruppeneffekte			
	N	Median [IQ]	N	Median [IQ]	Z	df	p	r
Intervention 1								
Alter [Jahre]	9	13,0 [2]	8	13,0 [2]	-0.304	17	.761	.073
Intervention 2								
Alter [Jahre]	7	14,0 [2]	8	13,6 [2]	-0.243	15	.808	.063

Anmerkung: Die Gruppeneffekte wurden mittels Mann-Whitney-U-Test analysiert.

⁹ Die geschätzten Randmittel beruhen auf den jeweiligen 3-Ebenen-Modellen, daher unterscheiden sich die Mittelwerte der geschätzten Randmittel des HEGR zwischen den Modellen bei gleichen Bewegungsphasen.

Tab. 15. *Personenbezogene Daten der Interventionsgruppe (IG) und Kontrollgruppe (KG) bei der ersten und zweiten Intervention sowie deren Gruppeneffekte (MW \pm SD: Mittelwert \pm Standardabweichung; N: Stichprobenanzahl, BMI: Body Mass Index)*

	IG		KG		Gruppeneffekte			
	N	MW \pm SD	N	MW \pm SD	F	df	p	η_p^2
Intervention 1								
Körpergröße [cm]	9	171,7 \pm 12,50	8	176,0 \pm 10,21	0.602	1, 16	.450	0.039
Körpergewicht [kg]	9	59,6 \pm 14,97	8	62,4 \pm 12,51	0.170	1, 16	.686	0.011
BMI [kg/m ²]	9	19,9 \pm 2,77	8	20,0 \pm 2,57	0.004	1, 16	.953	0.000
Intervention 2								
Körpergröße [cm]	7	173,1 \pm 12,82	8	178,1 \pm 10,88	0.683	1, 14	.423	0.050
Körpergewicht [kg]	7	61,9 \pm 16,22	8	64,0 \pm 13,53	0.074	1, 14	.790	0.006
BMI [kg/m ²]	7	20,3 \pm 2,83	8	20,0 \pm 2,98	0.035	1, 14	.855	0.003

Anmerkung: Die Gruppeneffekte wurden mittels univariater Varianzanalyse analysiert.

Für einen Überblick über die zeitliche Struktur der in der HU beobachteten Basketball-Freiwürfe dient die nachstehende Tabelle 16, die die Mediane und Interquartilbereiche der Dauer einer jeden Bewegungsphase für jeden einzelnen Probanden sowie für die Gesamtstichprobe aufzeigt. Die zeitliche Dauer der Phase der *Vorbereitung* (Gruppenmedian 2,43 s, Interquartilbereich 1,25 s) differiert, wie auch bei der Phase der *Nullposition* der Bogenschützen in der VU (siehe Kapitel 6.1), zwischen den Probanden. Im Vergleich dazu sind die Unterschiede der Dauer der *Freiwurfbewegung* (Gruppenmedian 1,17 s, Interquartilbereich 0,54 s) und der *Ballverfolgung* (Gruppenmedian 1,09 s, Interquartilbereich 0,23 s) zwischen den Probanden geringer (Tab. 16).

Tab. 16. *Dauer der bewegungsspezifischen Phasen (Median [Interquartilbereich]) des Basketball-Freiwurfs für alle Probanden individuell und gesamt beim Prätest der ersten Intervention*

Proband	Vorbereitung [s]	Freiwurfbewegung [s]	Ballverfolgung [s]
1	6,00 [0,96]	1,02 [0,20]	1,13 [0,19]
2	1,58 [0,66]	1,15 [0,27]	1,07 [0,43]
3	2,95 [0,48]	1,97 [0,22]	1,00 [0,15]
4	3,40 [0,30]	1,07 [0,15]	1,05 [0,13]
5	1,21 [0,21]	1,86 [0,25]	1,05 [0,15]
6	2,13 [0,53]	1,37 [0,41]	1,13 [0,30]
7	0,88 [0,68]	1,70 [0,59]	1,17 [0,19]
8	2,19 [0,41]	1,05 [0,90]	1,27 [0,22]
9	3,07 [0,68]	1,21 [0,22]	1,11 [0,50]
10	2,93 [0,45]	0,82 [0,11]	1,07 [0,29]
11	1,95 [0,64]	1,11 [0,15]	1,04 [0,12]
12	2,77 [0,46]	0,94 [0,08]	1,09 [0,37]
13	1,84 [1,42]	0,94 [0,16]	1,13 [0,27]
14	2,50 [1,39]	0,78 [0,22]	1,15 [0,19]
15	1,82 [1,45]	1,95 [0,69]	1,13 [0,33]
16	2,34 [0,61]	1,33 [0,32]	1,05 [0,33]
17	1,18 [1,54]	1,13 [0,36]	1,13 [0,19]
18	2,52 [0,81]	1,17 [0,14]	1,13 [0,36]
Gruppenmedian	2,43 [1,25]	1,17 [0,54]	1,09 [0,23]

Die in den folgenden vier Kapiteln dargestellten Ergebnispräsentationen beziehen sich auf die Fragenkomplexe 2, 3 und 4 (vgl. Kapitel 4.2).

6.2.1 Aktivierungsmuster während der Bewegungsausführung

Für die Analyse der dorsolateralen präfrontalen Aktivität von jugendlichen Basketballspielern während Basketball-Freiwürfen wurden zunächst die entsprechenden HEGR-Werte der bewegungsspezifischen Phasen aller 20 Basketball-Freiwürfe der gesamten in Kapitel 5.2.2 beschriebenen Stichprobe sowohl von der Interventions- als auch der Kontrollgruppe zum Prätest des ersten Interventionszeitraumes herangezogen. Dies ergab für die Berechnung des nachfolgenden gemischten linearen Modells eine Gesamtstichprobe von 360 Basketball-Freiwürfen.

Abhängigkeit des Resultats des Basketball-Freiwurfs von der Ausprägung des HEGR im dorsolateralen PFC in den bewegungsspezifischen Phasen

Zur Überprüfung der Unterschiede der präfrontalen Aktivierung im linken und rechten PFC (HEGR1 und HEGR2) in Abhängigkeit der Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer beim Basketball-Freiwurf wurden adäquat zur VU jeweils drei gemischt lineare Modelle mit 2-Ebenen für die drei bewegungsspezifischen Phasen (*Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung*, *Ballverfolgung*) erstellt, bei der die Wurfleistung als Prädiktorvariable einging. Die deskriptiven Daten und Ergebnisse dieser Modelle sind in Anhang C, Tabelle 22 aufgeführt und in der folgenden Abbildung 15 visualisiert. Dabei ergaben sich für den HEGR1 (Abb. 15a) zwischen den Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer signifikante Unterschiede in der Phase der *Freiwurfbewegung* ($p=.030$) bzw. tendenziell bedeutsame Unterschiede in der Phase der *Ballverfolgung* ($p=.060$) sowie für den HEGR2 (Abb. 15b) ein statistischer Trend in der Phase der *Ballverfolgung* ($p=.099$). Die Ausprägungen sind jedoch verschieden. So führt ein niedrigerer HEGR des linken dorsolateralen PFC, der unterhalb des Baseline-Niveaus lag, zu einem Treffer, wohingegen im rechten dorsolateralen PFC der HEGR während der Phase *Ballverfolgung* bei Treffern höher war als bei Nicht-Treffern und über dem Baseline-Niveau lag.

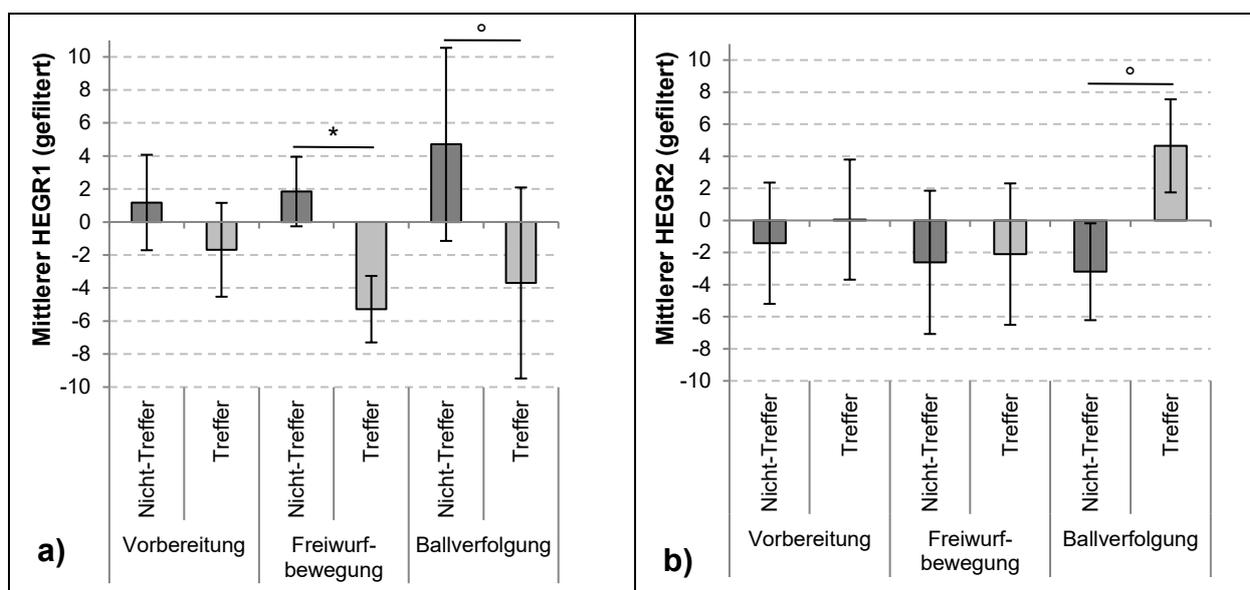


Abb. 15. Geschätzte Randmittel der mittleren HEGR des **a)** linken PFC (HEGR1) und des **b)** rechten PFC (HEGR2) sowie die Standardfehler in Abhängigkeit der Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer in Bezug auf die bewegungsspezifischen Phasen (*Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung*, *Ballverfolgung*); statistisch bedeutsame Unterschiede werden wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$

Veränderung der dorsolateralen präfrontalen Aktivität zwischen den bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs

Hinsichtlich der Aufklärung der zweiten speziellen Fragestellung der HU zur Veränderung der Aktivität des linken und rechten dorsolateralen PFC wurden analog zur VU vier Random-Intercept-Modelle mit drei Ebenen erstellt. Als Prädiktorvariablen galten zum einen die Wurfleistung, zum anderen die Bewegungsphasen (*Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung*, *Ballverfolgung*), wobei in jedem Modell lediglich die zwei aufeinanderfolgenden Phasen inkludiert wurden. Die Analyse der Modelle ergab keine statistisch bedeutsamen Unterschiede zwischen den Bewegungsphasen sowohl für den linken PFC (HEGR1) als auch für den rechten PFC (HEGR2) (siehe Anhang C, Tab. 23).

Bei einer nachgestellten Analyse der bewegungsspezifischen Phasen, lediglich unter der Berücksichtigung der Bedingung Treffer (Random-Intercept-Modell, 3 Ebenen), ergab sich ein tendenziell bedeutsamer Unterschied für den rechten dorsolateralen PFC (HEGR2) zwischen der Phase der *Freiwurfbewegung* und der *Ballverfolgung* ($p=.068$) (siehe Anhang C, Tab. 24). Dabei ist der HEGR2 deskriptiv betrachtet höher in der Phase der *Ballverfolgung* als bei der *Freiwurfbewegung*.

Unterschied zwischen den Aktivierungen des linken und rechten dorsolateralen PFC in den bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs

Zur Analyse von Unterschieden zwischen der Aktivierung des rechten und linken dorsolateralen PFC während des Basketball-Freiwurfs wurden drei gemischt lineare Modelle mit zwei Ebenen in Abhängigkeit der bewegungsspezifischen Phasen aufgestellt. In diesem Modell wurde die Sensorposition (Fp1 oder Fp2) als Prädiktorvariable genutzt. Die Ergebnisse dieser Analyse wiesen keine statistisch bedeutsamen Unterschiede

zwischen den Hemisphären in den einzelnen Bewegungsphasen auf (siehe Anhang C, Tab. 25).

6.2.2 Veränderung der präfrontalen Aktivierung und der bewegungsspezifischen Leistungsfähigkeit

Um zunächst den Trainingserfolg der jeweiligen Interventionsprogramme einschätzen zu können, wurde die prozentuale Bearbeitungsdauer des HEG-Neurofeedbacktrainings, die die Probanden benötigten, um das vollständige Videofeedback zu erhalten. Die deskriptiven Daten sowie die Inferenzstatistik der normalverteilten Daten sind in der folgenden Tabelle 17 aufgeführt.

Die deskriptiven Daten verdeutlichen bei nahezu allen Aufgaben Verbesserungen durch prozentual kürzere Bearbeitungszeiten innerhalb des HEG-Neurofeedbacktrainings. Dementsprechend führte das unspezifische HEG-Neurofeedbacktraining zu höchst signifikanten Verbesserungen der Bearbeitungsdauer der Probanden. In den darauffolgenden fünf Übungseinheiten konnten sich die Probanden beim bewegungsspezifischen HEG-Neurofeedbacktraining mit einer dynamischen Schwelle zur Steigerung des HEGR zwar deskriptiv verbessern, jedoch ergab die einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung (Faktor: Zeit) keinen statistisch bedeutsamen Unterschied. Im Gegensatz dazu steht das bewegungsspezifische HEG-Neurofeedbacktraining, bei dem es die Aufgabe war, den HEGR unter die an der Baseline orientierten fixen Schwelle zu senken und dort zu halten. Eine einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung (Faktor: Zeit) zur Prüfung der Veränderung über die Zeit ergab hierbei eine tendenziell bedeutsame Verschlechterung in der Bearbeitungszeit. Im Rahmen der zweiten Intervention, bei der ein bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining mit dynamischen Schwellen zur Steigerung des HEGR in der Phase der *Vorbereitung* sowie zur Senkung des HEGR in der Phase der *Freiwurfbewegung* konnten die Probanden die Aufgabe zwar deskriptiv betrachten verbessern, jedoch ohne statistische Bedeutsamkeit (siehe Tab. 17).

Tab. 17. Mittlere prozentuale Bearbeitungsdauer des HEG-Neurofeedbacktrainings in Ausrichtung auf die Dauer des Feedbacktrainingsvideos ($\triangleq 100\%$) (Prä: Erste Übungseinheit; Post: Letzte Übungseinheit; \uparrow : Steigern; \downarrow : Senken; MW \pm SD: Mittelwert \pm Standardabweichung)

Intervention	Aufgabe	Schwelle	Prä MW \pm SD	Post MW \pm SD	Zeiteffekt			
					F	df	p	η_p^2
1 Unspezifisch	HEGR \uparrow	fix	233,1 \pm 60,05	129,2 \pm 17,33	37.572	8	.000	0.824
1 Sportartspezifisch	HEGR \uparrow	dynamisch	193,9 \pm 26,64	178,0 \pm 26,41	0.457	8	.521	0.061
1 Sportartspezifisch	HEGR \downarrow	fix	152,7 \pm 21,13	171,3 \pm 19,71	4.357	8	.075	0.384
2 Bewegungsspezifisch	VP: HEGR \uparrow FWB: HEGR \downarrow	dynamisch	332,2 \pm 65,58	269,9 \pm 72,62	3.469	6	.112	0.366

Veränderung der kortikalen Aktivierung des linken und rechten dorsolateralen PFC

Um die Wirksamkeit der durchgeführten Interventionen mit HEG-Neurofeedbacktraining auf die hämodynamische Aktivität im PFC während Basketball-Freiwürfen zu überprüfen wurden zunächst die Interaktionseffekte zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe ermittelt. Daher wurden sechs gemischt lineare Modelle aufgestellt, die die Unterschiede der Veränderungen des mittleren HEGR1 und HEGR2 der drei bewegungsspezifischen Phasen (*Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung*, *Ballverfolgung*) zwischen den Gruppen abbilden. Hierzu wurde die Gruppe als Prädiktorvariable und die Messzeitpunkte Prä- und Posttest der jeweiligen Interventionszeiträume als Kovariate definiert. Diese Variablen wurden geschachtelt und deren Effekt ermittelt. Die deskriptiven Ergebnisse sind in Anhang C, Tabelle 26 aufgeführt.

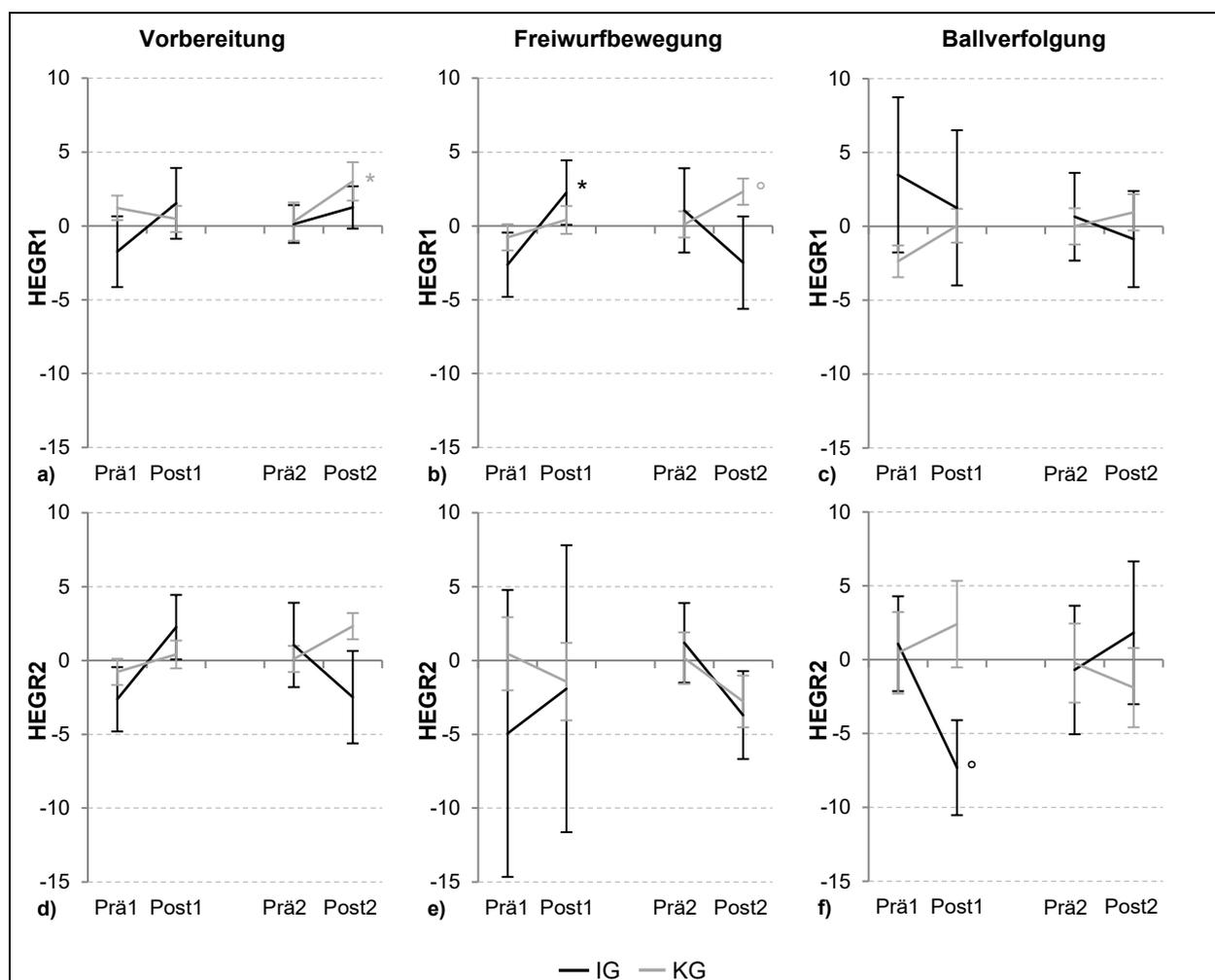


Abb. 16. Geschätzte Randmittel des HEGR1 und HEGR2 des linken und rechten PFC der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs (*Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung*, *Ballverfolgung*) der Prä- und Posttests der ersten und zweiten Intervention (Prä1 und Post1 bzw. Prä2 und Post2); Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen, Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

Zur Überprüfung der Zeiteffekte auf die mittleren HEGR1- und HEGR2-Werte der Phasen *Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung* und *Ballverfolgung* wurde das zuvor beschriebene Modell um die Variable Gruppe reduziert, wodurch die festen Effekte zwischen den Messzeitpunkten Prä- und Posttest der ersten sowie der zweiten Intervention ermittelt wurden. Die Ergebnisse dieser Modelle sind in Anhang C, Tabelle 27 und Tabelle 28 aufgeführt sowie in der Abbildung 16 dargestellt.

Im Rahmen der ersten Intervention veränderte sich weder der HEGR1, noch der HEGR2 in einer der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs statistisch bedeutsam zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe. Der HEGR1 der Interventionsgruppe stieg zwar deskriptiv, wohingegen er bei der Kontrollgruppe sank, jedoch ohne statistische Bedeutsamkeit (siehe Abb. 16a). Ebenso waren die Veränderungen über die Zeit innerhalb der Gruppen nicht statistisch bedeutsam. Der mittlere HEGR2 der Interventionsgruppe war im Posttest deskriptiv betrachtet zwar höher, wobei sich dieser bei der Kontrollgruppe kaum veränderte, jedoch konnte keine statistische Relevanz sowohl hinsichtlich des Interaktions- als auch des Zeiteffekts nachgewiesen werden (siehe Abb. 16d). In der Phase der *Freiwurfbewegung* hingegen ergaben sich keine Interaktionseffekte für den mittleren HEGR1 und HEGR2, jedoch war der HEGR1 der Interventionsgruppe im Posttest signifikant höher mit einer positiven Ausprägung als im Prätest, bei dem der mittlere HEGR1 unterhalb der Baseline war. Für die Kontrollgruppe blieb der mittlere HEGR1 in dieser Phase nahezu unverändert (siehe Abb. 16b). Auch für den mittleren HEGR2 konnten weder für die Interventions- noch die Kontrollgruppe statistisch bedeutsame Veränderungen trotz gegensätzlicher Veränderungen der beiden Gruppen nachgewiesen werden (siehe Abb. 16e). Dies begründet sich auch den hohen Standardfehler der geschätzten Randmittel. Weiterhin ergaben sich durch die erste Intervention in der Phase der *Ballverfolgung* deskriptive Unterschiede hinsichtlich der Veränderung des HEGR2 zwischen den Gruppen, jedoch ohne statistisch bedeutsamen Interaktionseffekt (siehe Abb. 16f). Während der HEGR2 der Kontrollgruppe anstieg, jedoch ohne statistische Relevanz, sank der HEGR2 der Interventionsgruppe in der Phase der *Ballverfolgung* mit einem statistischen Trend. Hinsichtlich des HEGR1 konnten keine statistisch bedeutsamen Veränderungen ermittelt werden (siehe Abb. 16c).

Durch den zweiten Interventionszeitraum ergaben sich in der Phase der *Vorbereitung* keine statistisch bedeutsamen Unterschiede hinsichtlich der Veränderungen des mittleren HEGR1 bzw. HEGR2 zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe. Lediglich der mittlere HEGR1 der Kontrollgruppe stieg signifikant vom Prä- zum Posttest (siehe Abb. 16a), wohingegen sich für die Interventionsgruppe sowie für den mittleren HEGR2 beider Gruppen keine statistisch bedeutsamen Zeiteffekte ergaben (siehe Abb. 16d). In Hinsicht auf die Phase der *Freiwurfbewegung* konnten jedoch zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe tendenziell bedeutsame Unterschiede bezüglich der Veränderung des mittleren HEGR1 ermittelt werden. Hierbei stieg der mittlere HEGR1 der Kontrollgruppe tendenziell bedeutsam vom Prä- zum Posttest, wobei der mittlere HEGR1 der Interventionsgruppe ohne statistische Relevanz, sondern nur deskriptiv betrachtet sank (siehe Abb. 16b). Für den mittleren HEGR2 konnten keine statistisch bedeutsamen Veränderungen nachgewiesen werden (siehe Abb. 16e). In der Phase der *Ballverfolgung* ergaben

sich durch den zweiten Interventionszeitraum sowohl für den mittleren HEGR1 (siehe Abb. 16c) als auch HEGR2 (siehe Abb. 16f) weder Interaktionseffekte zwischen den Gruppen über die zwei Messzeitpunkte, noch Zeiteffekte.

Veränderung der sportartspezifischen Leistungsfähigkeit

Im Rahmen der HU wurde zunächst hinsichtlich des zweiten Fragenkomplexes die Wirkung eines HEG-Neurofeedbacktrainings zur allgemeinen sowie zur bewegungsspezifischen Aufmerksamkeitsregulation auf die Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer im Basketball-Freiwurf untersucht. Die entsprechende deskriptive Statistik der normalverteilten, absoluten Daten ist im Anhang C, Tabelle 29 aufgeführt, welche ebenso in Abbildung 17 grafisch dargestellt sind.

Mittels der deskriptiven Daten ist hinsichtlich der ersten Intervention weder für die Interventions- noch für die Kontrollgruppe eine Veränderung der Trefferleistung zu erkennen. Dies verhält sich ebenso für die Kontrollgruppe in der zweiten Intervention. Lediglich bei der Interventionsgruppe nimmt die Trefferleistung vom zweiten Prätest zum zweiten Posttest im Mittel um einen Treffer ab. Eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung (Faktoren: Gruppe x Zeit) ergab jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen¹⁰. Ebenso zeigten die nachgestellten Einzelgruppenanalysen keine signifikanten Veränderungen über die Zeit¹¹ oder Unterschiede zwischen den Gruppen zu allen vier Messzeitpunkten¹².

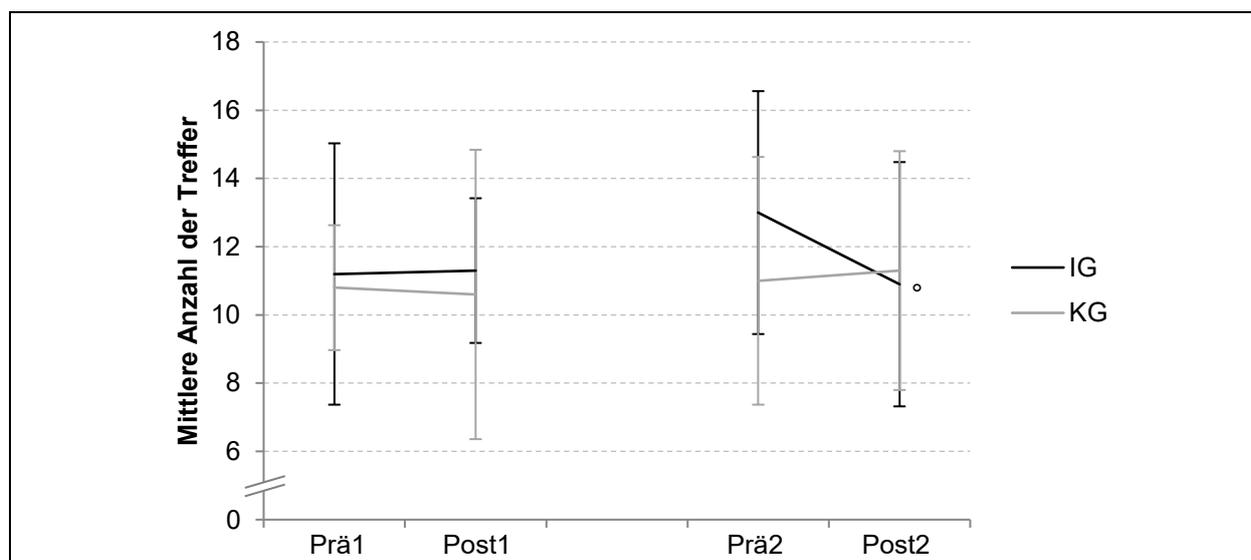


Abb. 17. Veränderung der Anzahl der Treffer beim Basketball-Korbwurf vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen, Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

¹⁰ Primäranalyse: siehe Interaktionseffekte in Anhang C, Tabelle 29

¹¹ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 29

¹² Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 29

6.2.3 Kognitive Funktionen

Die deskriptive Statistik der normalverteilten Daten der Testresultate des Tests d2 zur Überprüfung der Veränderung der selektiven bzw. fokussierten Aufmerksamkeit sind in Anhang C, Tabelle 30 für die erste Intervention und in Tabelle 31 für die zweite Intervention aufgeführt. Diese Daten sind für die Standardwerte der Skala Konzentrationsleistung in Abbildung 18 dargestellt, welche im Rahmen der HU eine der Hauptvariablen ist.

Wie schon die deskriptiven Daten vermuten lassen, konnte hinsichtlich der ersten Intervention kein Unterschied zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe, jedoch für die zweite Intervention ein signifikanter Unterschied festgestellt werden¹³. Die Sekundäranalyse ergab für die erste Intervention sowohl für die Interventions- als auch für die Kontrollgruppe signifikante Verbesserungen der Konzentrationsleistung, die für die Kontrollgruppe hoch ausgeprägt war. Bei der zweiten Intervention hingegen blieben diese Verbesserungen für die Interventionsgruppe aus, wobei sich die Kontrollgruppe sogar hoch signifikant verbesserte¹⁴. Es ist jedoch zu beachten, dass sich die beiden Gruppen im Prätest der zweiten Intervention signifikant voneinander unterschieden¹⁵ und die Ergebnisse der Interventionsgruppe sowohl im Prä- als auch im Posttest im überdurchschnittlichen Bereich liegen (Standardwert größer als 120). Zu den anderen drei Messzeitpunkten traten keine weiteren Gruppeneffekte auf.

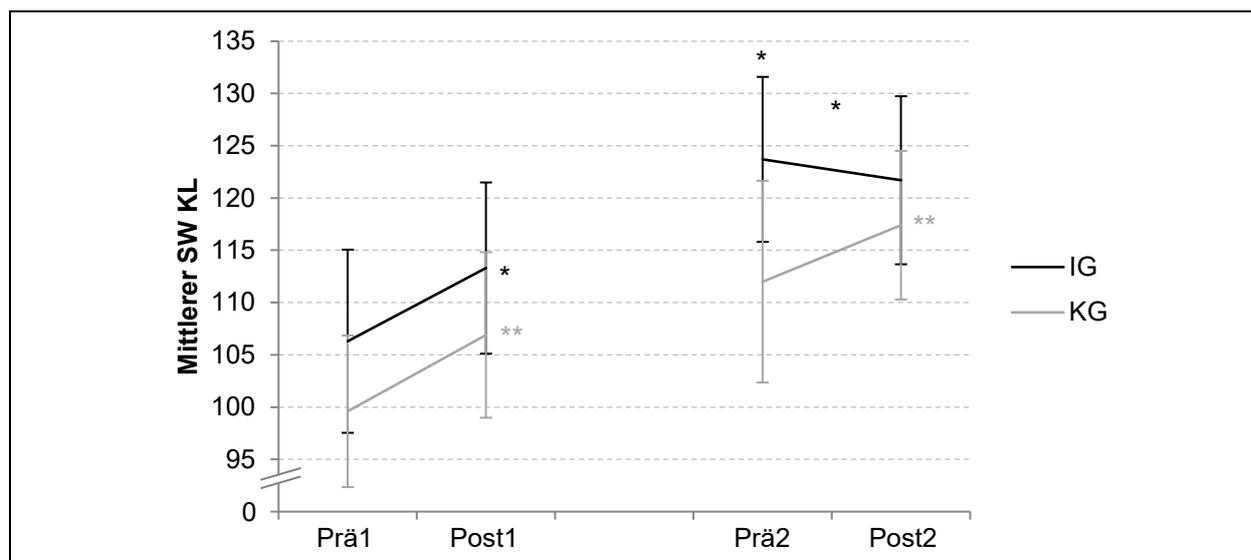


Abb. 18. Veränderung der Standardwerte (SW) der Testergebnisse des d2-Tests bezüglich des Standardwerts (SW) der Skala Konzentrationsleistung (KL) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen, Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

¹³ Primäranalyse: zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktoren: Gruppe x Zeit, siehe Interaktionseffekt in Anhang C, Tabelle 30 und Tabelle 31

¹⁴ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 30 und Tabelle 31

¹⁵ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 31

Die Resultate der Nebenvariablen des Tests d2 sind in Anhang C, Tabelle 30 für die erste Intervention und in Tabelle 31 für die zweite Intervention sowie in der folgenden Abbildung 19 dargestellt.

Die deskriptiven Daten der Nebenvariablen verdeutlichen, dass sich die Interventionsgruppe über alle Skalen durch die erste Intervention verbesserte. Diese Veränderungen unterschieden sich hinsichtlich des Standardwertes der Skala absolute Bearbeitungsqualität (F) (Abb. 19b) sowie der Skala Auslassungsfehler (F1) (Abb. 19c) signifikant zur Kontrollgruppe¹⁶. Weiterhin konnten für die Interventionsgruppe die Steigerung der absoluten Bearbeitungsqualität (F) als signifikant sowie die geringere Anzahl der Auslassungsfehler (F1) als hoch signifikant im Vergleich des Posttests zum Prätest eingeordnet werden, wobei sich für die Kontrollgruppe keine statistisch bedeutsamen Änderungen ergaben¹⁷. Hinsichtlich der Skala Auslassungsfehler (F1) ergab sich im Posttest der ersten Intervention ein tendenziell bedeutsamer Gruppenunterschied zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe¹⁸.

In Bezug auf die Standardwerte der Skala Gesamtanzahl bearbeiteter Zeichen (Gz) (Abb. 19a) wiesen die Ergebnisse der Interventionsgruppe deskriptiv sowohl in den Prätests als auch in den Posttests beider Interventionen höhere Werte auf als die der Kontrollgruppe. Eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung (Faktoren: Gruppe x Zeit) zeigte einen signifikanten Interaktionseffekt zwischen den Gruppen in der zweiten Intervention¹⁹. Dabei verbesserte sich die Kontrollgruppe wie auch im ersten Interventionszeitraum signifikant²⁰. Hinsichtlich der Verwechslungsfehler (F2) (Abb. 19d) ergaben sich keine bedeutsamen Veränderungen durch beide Interventionsansätze. Eine nachgestellte Überprüfung der Gruppeneffekte verdeutlichte zwischen den Gruppen im Prätest der ersten Interventionen einen signifikanten und im Prätest der zweiten Intervention einen tendenziell bedeutsamen Gruppenunterschied²¹.

In Bezug auf die Standardwerte der Skala Gesamtanzahl bearbeiteter Zeichen (Gz) (Abb. 19a) wiesen die Ergebnisse der Interventionsgruppe deskriptiv sowohl in den Prätests als auch in den Posttests beider Interventionen höhere Werte auf als die der Kontrollgruppe. Eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung (Faktoren: Gruppe x Zeit) zeigte einen signifikanten Interaktionseffekt zwischen den Gruppen in der zweiten Intervention²². Dabei verbesserte sich die Kontrollgruppe wie auch im ersten Interventionszeitraum signifikant²³. Hinsichtlich der Verwechslungsfehler (F2) (Abb. 19d) ergaben sich

¹⁶ Primäranalyse: zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktoren: Gruppe x Zeit, siehe Interaktionseffekt in Anhang C, Tabelle 30

¹⁷ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 30

¹⁸ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 30

¹⁹ Primäranalyse: siehe Interaktionseffekte in Anhang C, Tabelle 31

²⁰ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 30 und Tabelle 31

²¹ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 30 und Tabelle 31

²² Primäranalyse: siehe Interaktionseffekte in Anhang C, Tabelle 31

²³ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 30 und Tabelle 31

keine bedeutsamen Veränderungen durch beide Interventionsansätze. Eine nachgestellte Überprüfung der Gruppeneffekte verdeutlichte zwischen den Gruppen im Prätest der ersten Interventionen einen signifikanten und im Prätest der zweiten Intervention einen tendenziell bedeutsamen Gruppenunterschied²⁴.

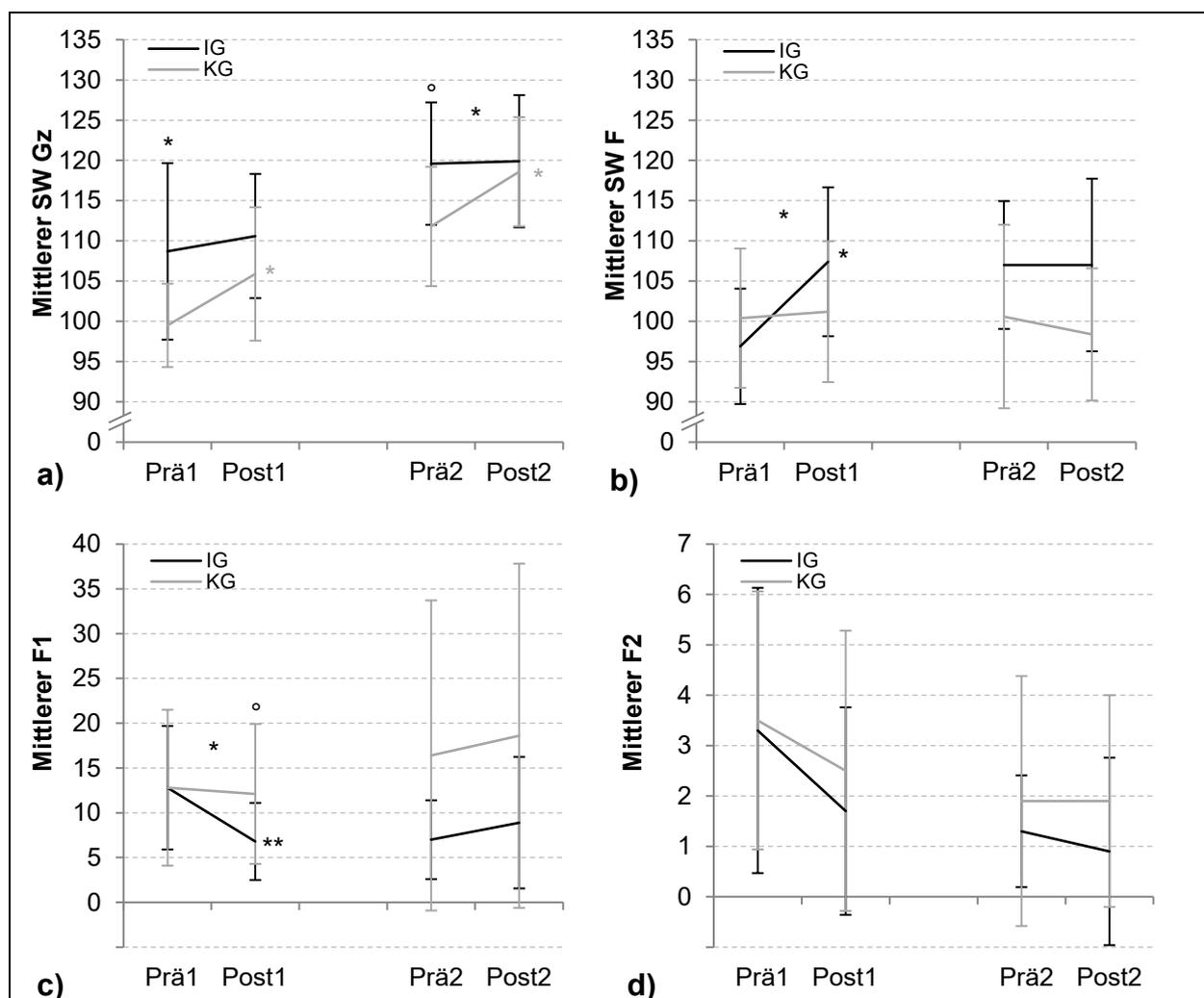


Abb. 19. Veränderung der der Testergebnisse des d2-Test vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention für die Standardwerte (SW) der Subskalen **a**) Gesamtzahl bearbeiteter Zeichen (Gz), **b**) absolute Bearbeitungsqualität (F) sowie für die Parameter **c**) Auslassungsfehler (F1) und **d**) Verwechslungsfehler (F2); Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

Die deskriptiven Ergebnisse des ZVT bezüglich der nicht-normalverteilten Standardwerte der Bearbeitungsdauer zur Bewertung der kognitiven Verarbeitungsgeschwindigkeit sind in Anhang C, Tabelle 32 aufgeführt. Diese sind für ein besseres Verständnis in Abbildung 20 visualisiert.

²⁴ Sekundäranalyse: einfaktorielles ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 30 und Tabelle 31

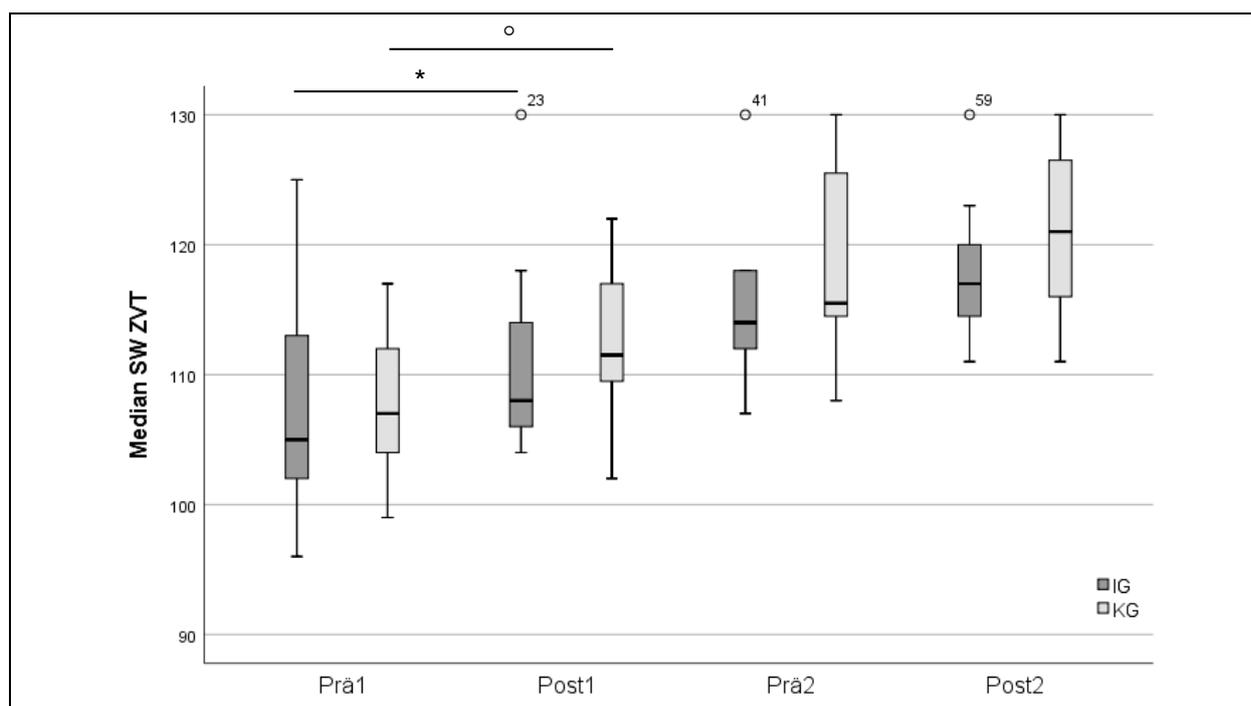


Abb. 20. Veränderung des Standardwerts (SW) der Bearbeitungsdauer des Zahlen-Verbindungs-Tests (ZVT) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

Wie auch schon die deskriptiven Daten verdeutlichen, unterscheiden sich die Veränderungen der Bearbeitungsdauer bei beiden Interventionen nicht signifikant zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe²⁵. Sowohl für die Interventions- als auch die Kontrollgruppe konnte im Rahmen der ersten Intervention eine Steigerung des Standardwerts der Bearbeitungsdauer festgestellt werden. Diese ist für die Interventionsgruppe signifikant, wohingegen sich bei der Kontrollgruppe lediglich ein Trend abbildet. Im zweiten Interventionszeitraum trat für beide Gruppen hingegen keine statistisch relevante Steigerung auf²⁶. Zu allen vier Messzeitpunkten konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen festgestellt werden²⁷.

Die normalverteilten deskriptiven Standardwerte der Testergebnisse MRZ, MMZ, SDRZ und SDMZ des RT mit Wahlreaktion sind für die erste Intervention in Anhang C, Tabelle 33 und für die zweite Intervention in Anhang C, Tabelle 34 aufgeführt. Weiterhin sind diese Daten in Abhängigkeit der Messzeitpunkte in der folgenden Abbildung 21 dargestellt.

²⁵ Primäranalyse: Mann-Whitney-U-Test, siehe Interaktionseffekt in Anhang C, Tabelle 32

²⁶ Sekundäranalyse: Wilcoxon-Test, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 32

²⁷ Sekundäranalyse: Mann-Whitney-U-Test, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 32

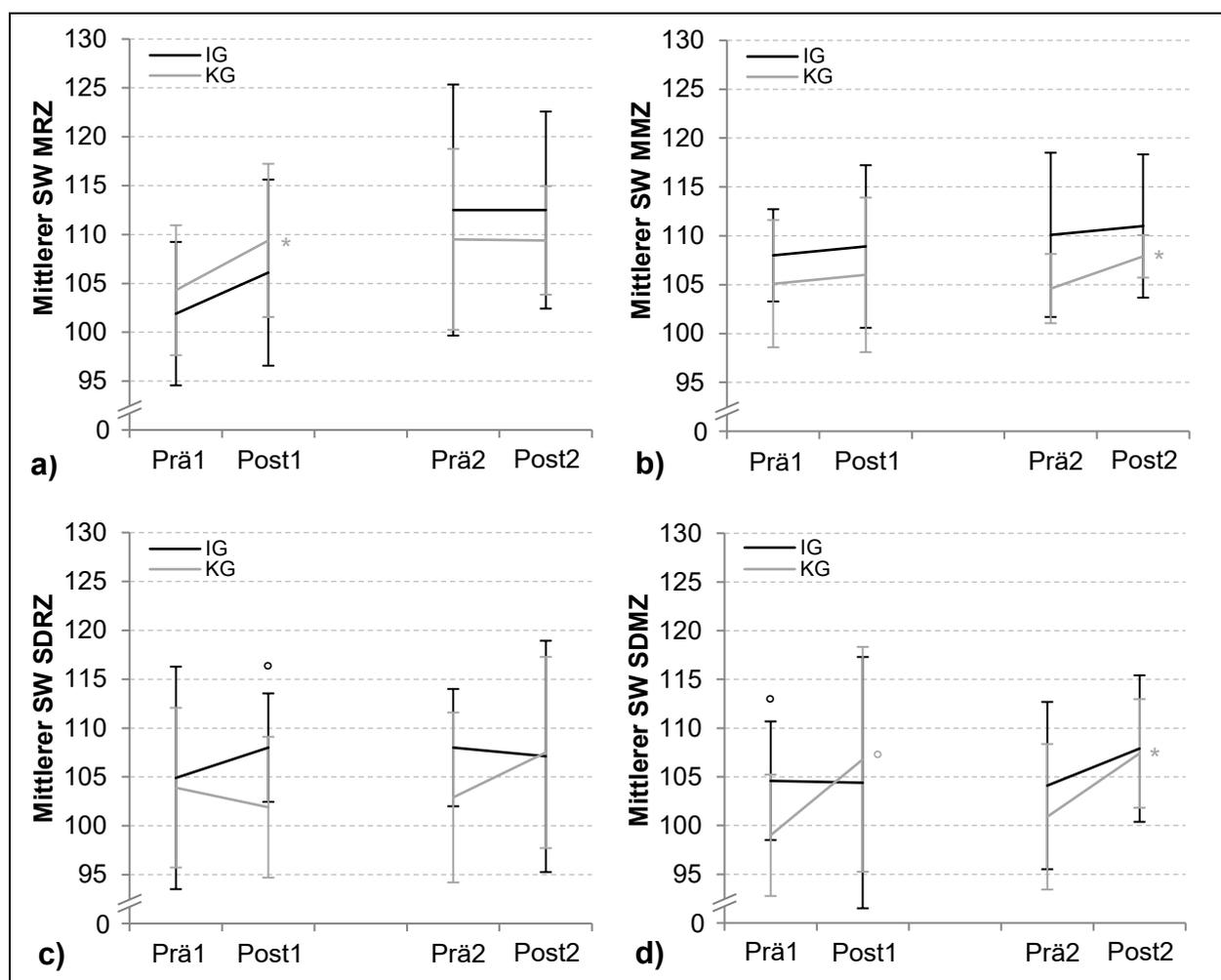


Abb. 21. Veränderung der Testergebnisse des Wahlreactionstests vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention in den Subskalen **a)** Standardwert (SW) der mittleren Reaktionszeit (MRZ), **b)** SW der mittleren Motorischen Zeit (MMZ), **c)** SW des Streuungsmaßes der Reaktionszeit (SDRZ) und **d)** SW des Streuungsmaßes der Motorischen Zeit (SDMZ); Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

Mittels einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung (Faktoren: Gruppe x Zeit) konnten keine bedeutsamen Unterschiede bezüglich der Standardwerte der MRZ (Abb. 21a), MMZ (Abb. 21b), SDRZ (Abb. 21c) sowie SDMZ (Abb. 21d) zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe über die Zeit der jeweiligen Interventionszeiträume nachgewiesen werden²⁸. Die nachgestellten Einzelgruppenanalysen²⁹ ergaben lediglich für die Kontrollgruppe in der ersten Intervention für die Skala MRZ sowie in der zweiten Intervention für die Skalen MMZ und SDMZ signifikante Verbesserungen über die Zeit. Weiterhin zeichnete sich für die Kontrollgruppe bezüglich der Skala SDMZ auch in der ersten Intervention eine tendenziell bedeutsame Verbesserung ab.

²⁸ Primäranalyse: siehe Interaktionseffekte in Anhang C, Tabelle 33 und Tabelle 34

²⁹ Sekundäranalyse: einfaktorielles ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 33 und Tabelle 34

In der ersten Intervention unterschied sich die Ausprägung des Standardwerts des SDMZ beim Prätest sowie des SDRZ im Posttest tendenziell zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe³⁰. Die weiteren Ausprägungen der vier Subskalen über die vier Messzeitpunkte erwiesen sich zwischen den Gruppen als nicht bedeutsam verschieden.

Die deskriptiven Daten der nicht-normalverteilten Standardwerte der Testergebnisse des FWIT sind in Anhang C, Tabelle 35 dargestellt. Weiterhin sind diese Ergebnisse in der nachfolgenden Abbildung 22 graphisch visualisiert.

Die Analyse der Testergebnisse der Skalen Lese- (Abb. 22a) sowie Benenn-Interferenzneigung (Abb. 22b) des Post- und Prätests der ersten und zweiten Intervention mittels zweifaktorieller ANOVA mit Messwiederholung (Faktoren: Gruppe x Zeit)³¹ ergab keinen bedeutsamen Unterschied des Standardwerts zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe über die Zeit. Die Sekundäranalyse zeigte für die Standardwerte der Skala Benenn-Interferenzneigung der Kontrollgruppe eine signifikante Verbesserung, wobei die Interventionsgruppe sich kaum bedeutsam verbesserte³². Hinsichtlich dieser Skala sowie der Skala Lese-Interferenzneigung bei beiden Interventionen verbesserte sich die Interventionsgruppe ebenso, jedoch nur deskriptiv und nicht statistisch bedeutsam. Eine nachgestellte Analyse der Gruppeneffekte ergab zu allen Messzeitpunkten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen³³.

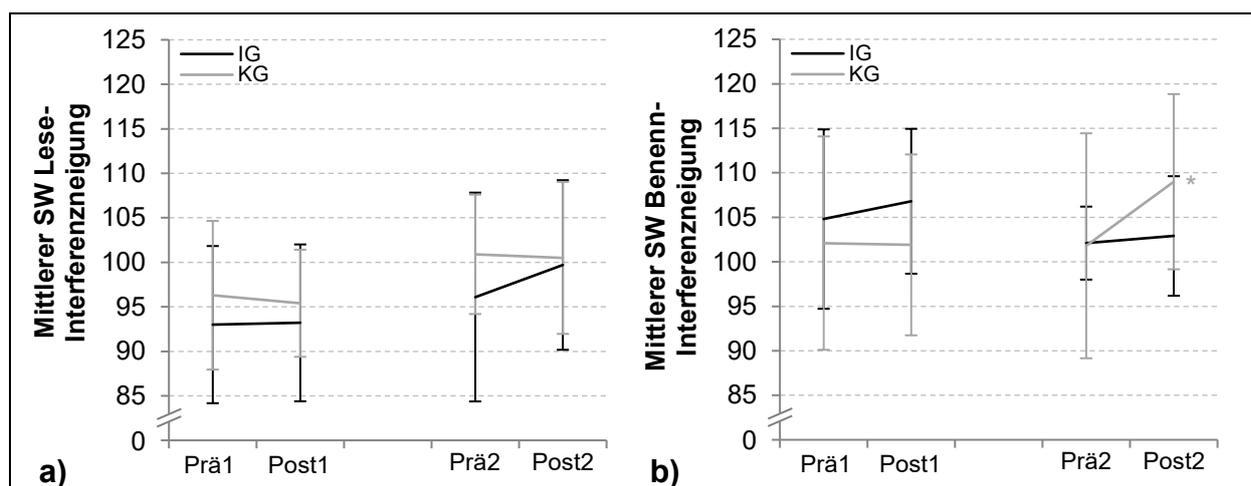


Abb. 22. Veränderung der mittleren Standardwerte (SW) der Testergebnisse des Farb-Wort-Interferenztests (FWIT) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention in den Subskalen **a)** Lese-Interferenzneigung und **b)** Benenn-Interferenzneigung; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

³⁰ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 33

³¹ Primäranalyse: siehe Interaktionseffekte in Anhang C, Tabelle 35

³² Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 35

³³ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 35

6.2.4 Sportrelevante Persönlichkeitsmerkmale

Die deskriptiven Ergebnisse der normalverteilten Standardwerte zur Selbstwirksamkeitserwartung sind in Anhang C, Tabelle 36 aufgeführt. Weiterhin sind diese Resultate in der folgenden Abbildung 23 dargestellt.

Wie die Betrachtung der deskriptiven Daten bereits vermuten lässt, ergab sich keine unterschiedliche Entwicklung der Selbstwirksamkeitserwartung zwischen den Gruppen innerhalb der zweiten Intervention³⁴. Die nachgestellte Sekundäranalyse ergab einen signifikanten Anstieg des Standardwerts der Selbstwirksamkeitserwartung der Kontrollgruppe, allerdings kam es zu keiner bedeutsamen Veränderung über die Zeit bei der Interventionsgruppe³⁵. Weitere Einzelanalyse hinsichtlich dieser Persönlichkeitseigenschaft ergaben keine bedeutsamen Unterschiede über die Zeit bei beiden Gruppen bzw. zu den verschiedenen Messzeitpunkten zwischen den Gruppen³⁶.

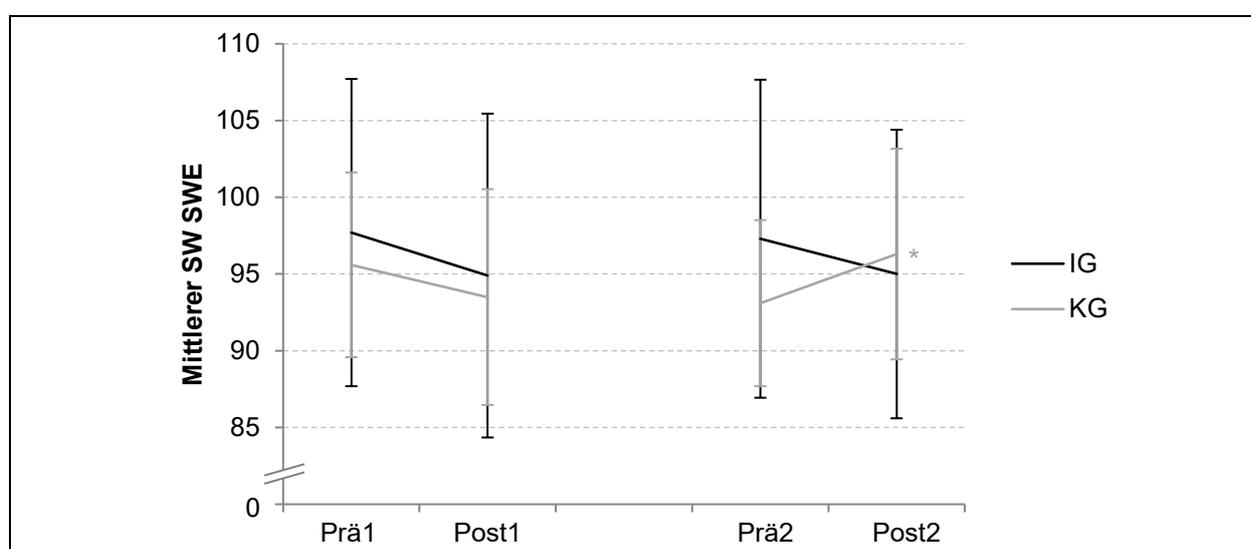


Abb. 23. Veränderung der Standardwerte (SW) der Ergebnisse des Fragebogens zur Allgemeinen Selbstwirksamkeitserwartung (SWE) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

Die deskriptiven Daten der normalverteilten Ergebnisse des AMS-Sports zur Erfassung des sportspezifischen Leistungsmotivs sind in Anhang C, Tabelle 37 für die erste und zweite Intervention aufgeführt. Diese sind auch in der nachfolgenden Abbildung 24 visualisiert.

³⁴ Primäranalyse: zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktoren: Gruppe x Zeit, siehe Interaktionseffekt in Anhang C, Tabelle 36

³⁵ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 36

³⁶ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 36

Für beide Interventionszeiträume ergab sich kein Interaktionseffekt bezüglich der Hauptvariablen HE (Abb. 24a) und FM (Abb. 24b) für die Interventions- und Kontrollgruppe³⁷. Weiterhin ergaben sich durch die nachgestellten Sekundäranalysen bei der Interventionsgruppe für die Skala HE hinsichtlich der ersten Intervention eine tendenzielle Verschlechterung und bei der zweiten Intervention eine tendenzielle Verbesserung³⁸. Die Kontrollgruppe verschlechterte sich lediglich tendenziell vom Prä- zum Posttest der zweiten Intervention für die Skala FM. Weitere Zeiteffekte konnten nicht nachgewiesen werden.

Eine nachgestellte Analyse der Gruppeneffekte ergab für beide Skalen zu den vier Messzeitpunkten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen³⁹.

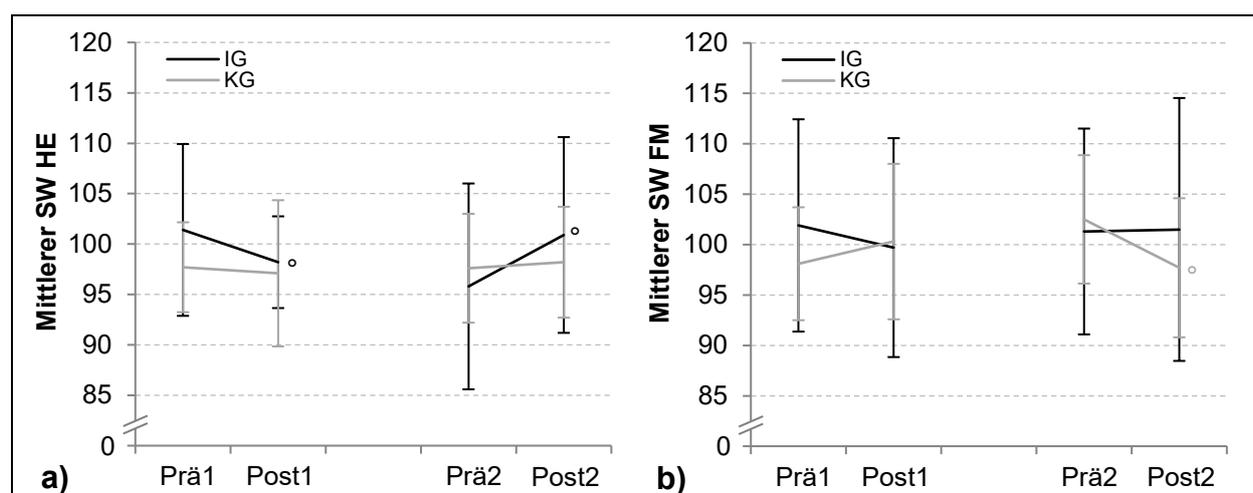


Abb. 24. Veränderung der Standardwerte (SW) der Ergebnisse des Fragebogens AMS-Sport vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention in den Subskalen **a)** Hoffnung auf Erfolg (HE), **b)** Furcht vor Misserfolg (FM); Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen und Gruppeneffekte über den Messzeitpunkten dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

Die deskriptiven Daten der nicht-normalverteilten Standardwerte der Skalen Somatische Angst und Konzentrationsstörung des Fragebogens WAI-T sind in Anhang C, Tabelle 38 aufgeführt. Weiterhin sind diese Ergebnisse in der nachfolgenden Abbildung 25 graphisch dargestellt.

³⁷ Primäranalyse: zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktoren: Gruppe x Zeit, siehe Interaktionseffekt in Anhang C, Tabelle 37

³⁸ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 37

³⁹ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 37

Die Primäranalyse zeigte keine bedeutsamen Veränderungen zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe im Laufe beider Interventionszeiträume auf⁴⁰. Ebenso zeichneten sich durch die nachgestellten Einzelgruppenanalysen keine Zeiteffekte ab⁴¹. Die Analyse der Gruppeneffekt ergab lediglich für den Prätest der zweiten Intervention einen tendenziell bedeutsamen Unterschied zwischen den Gruppen⁴².

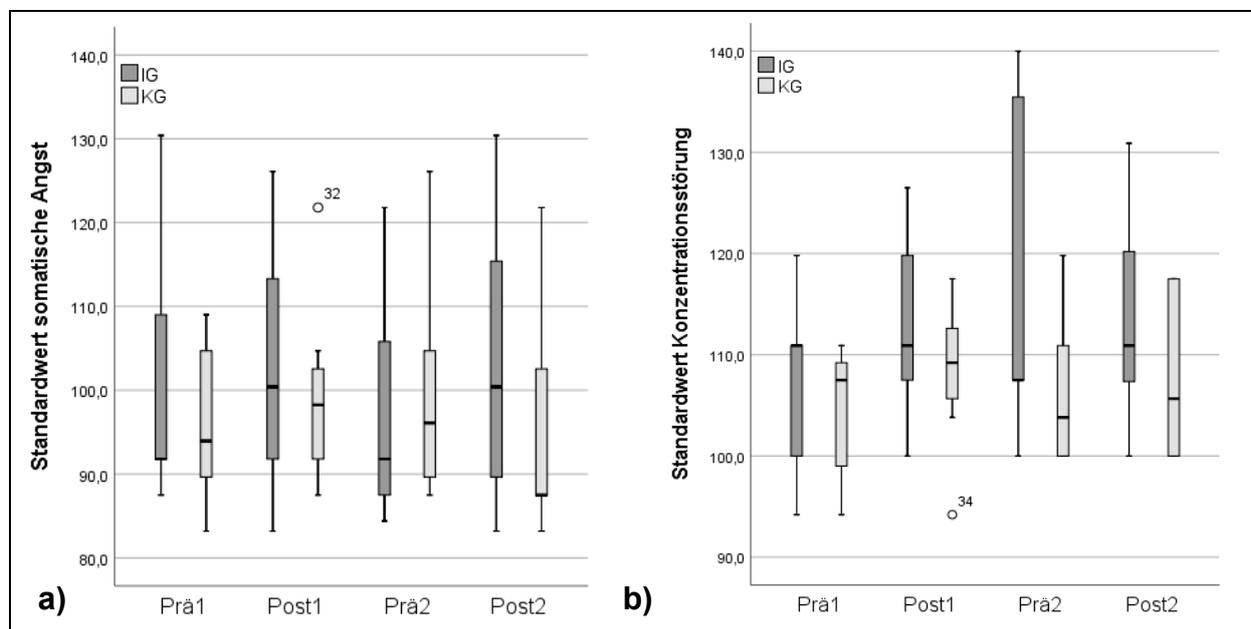


Abb. 25. Veränderung der Standardwerte (SW) der Ergebnisse des Fragebogens zum Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T) bezüglich der Skalen **a)** Somatische Angst (SA) und **b)** Konzentrationsstörung (Ks) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

Die deskriptiven Daten der normalverteilten Standardwerte der Skala Besorgnis des Fragebogens WAI-T sind in Anhang C, Tabelle 39 aufgeführt. Weiterhin sind diese Ergebnisse in der nachfolgenden Abbildung 26 graphisch visualisiert.

Mittels der deskriptiven Daten ist hinsichtlich der ersten und zweiten Intervention weder für die Interventions- noch für die Kontrollgruppe eine Veränderung der Trefferleistung ersichtlich. Auch eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung (Faktoren: Gruppe x Zeit) ergab bedeutsamen Unterschiede zwischen den Gruppen über die Zeit⁴³. Ebenso

⁴⁰ Primäranalyse: zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktoren: Gruppe x Zeit, siehe Interaktionseffekt in Anhang C, Tabelle 38

⁴¹ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 38

⁴² Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 38

⁴³ Primäranalyse: siehe Interaktionseffekte in Anhang C, Tabelle 39

zeigten die nachgestellten Einzelgruppenanalysen keine signifikanten Veränderungen über die Zeit⁴⁴ oder Unterschiede zwischen den Gruppen zu allen vier Messzeitpunkten⁴⁵.

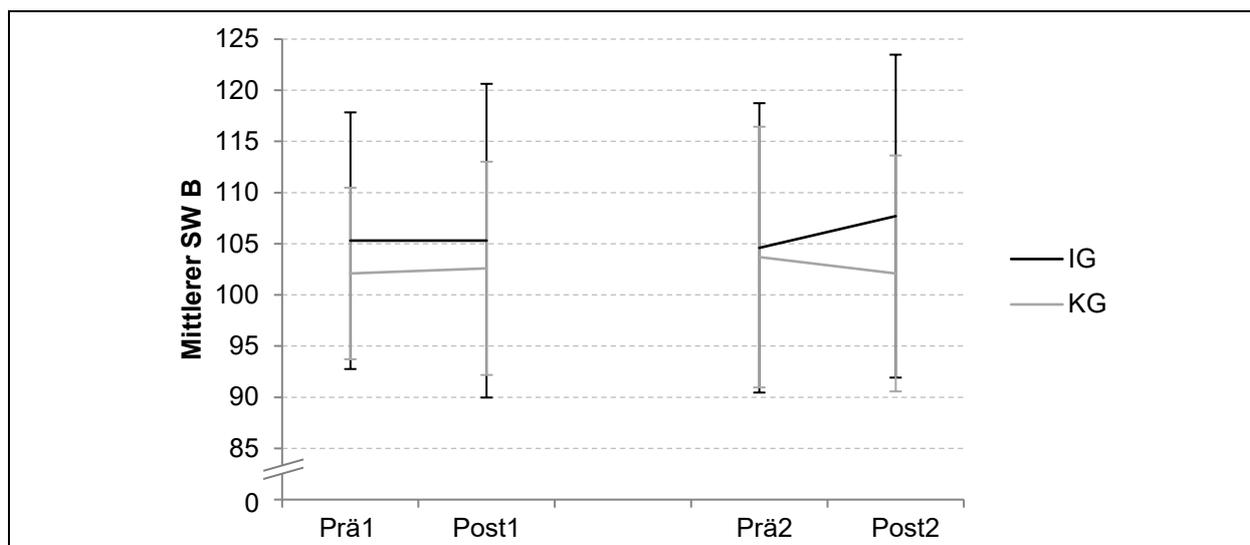


Abb. 26. Veränderung der Standardwerte (SW) der Ergebnisse des Fragebogens zum Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T) bezüglich der Skala Besorgnis (B) vom Prä- zum Posttest der ersten und zweiten Intervention; Interaktionseffekte werden über, Zeiteffekte rechts neben den Graphen entsprechend der farblichen Kennzeichnung der Gruppen dargestellt und wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$ (IG: Interventionsgruppe, KG: Kontrollgruppe)

⁴⁴ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA mit Messwiederholung; Faktor: Zeit, siehe Zeiteffekte in Anhang C, Tabelle 39

⁴⁵ Sekundäranalyse: einfaktorielle ANOVA ohne Messwiederholung; Faktor: Gruppe, siehe Gruppeneffekte in Anhang C, Tabelle 39

7 Diskussion

Unter der Zielstellung dieser Arbeit sollten zunächst mithilfe der HEG als bildgebendes Verfahren für kortikale Aktivitäten Aufmerksamkeitsprozesse während sportlicher Zielbewegungen durch eine Analyse der präfrontalen Hämodynamik und deren Zusammenhang zur sportlichen Leistung geprüft werden. Weiterhin stand die Wirkung eines allgemeinen sowie sportart- und bewegungsspezifischen Neurofeedbacktrainings mittels HEG auf die sportmotorische Fertigkeit einer ausgewählten Zielbewegung sowie auf kognitive Fähigkeiten und sportartspezifische Persönlichkeitsmerkmale im Fokus der Analysen.

Bisher wurde in insgesamt 27 Studien Neurofeedback zur Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit sowie der kognitiven Fähigkeiten von Athleten eingesetzt (Kapitel 3.3.2, Tab. 6). Hierbei kamen zumeist EEG-Neurofeedbackanwendung und in lediglich einer Studie pirHEG (Barry & Nooney, 2018) zum Einsatz. Die zuletzt genannte Studie ist jedoch aufgrund des Studiendesigns eher als drei Einzelfallstudien einzuschätzen. Die HU dieser Arbeit ist daher mit dem Ansatz des fNIRS-basierten Neurofeedbacktrainings die erste ihrer Art. Darüber hinaus zählt die HU dieser Arbeit neben wenigen Studien dieses Forschungsgebietes (Shokri & Nosratabadi, 2021; Gong et al., 2020; Norouzi et al., 2020; Ring et al., 2015) mit insgesamt 18 bzw. 14 Probanden, die an allen Tests und Interventionen teilnahmen, und durch die multidimensionale Aufklärung der Wirksamkeit der Interventionsansätze zu den größten und umfangreichsten randomisierten, kontrollierten Interventionsstudien zur Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit. Zudem ist sie die erste Neurofeedback-Interventionsstudie, die mit jugendlichen Nachwuchssportlern (12 bis 15 Jahre) arbeitete.

Die Akzeptanz der Probanden des HEG-Neurofeedbacktrainings war gut, sodass keiner der Probanden die Interventionen vorzeitig unterbrach. Es kam lediglich durch Krankheit und Verletzung, die nicht im Zusammenhang mit den Interventionen standen, für vier Probanden zum Teilnahmeabbruch an dieser Studie. Somit lag der Drop-out bei rund 22 %.

7.1 Methodendiskussion

Das Studiendesign der VU und HU der vorliegenden Arbeit wurde in Ausrichtung auf die Problem- und Zielstellung und aufbauend auf dem aktuellen Forschungsstand zu diesen Themenkomplexen abgeleitet, wobei die Veränderung der Zielparameter durch geeignete Untersuchungsmethoden erfasst wurde. Das in dieser Arbeit verwendete Untersuchungsdesign sowie die Untersuchungsmethodik unterlagen gewissen Limitationen durch die personellen und methodischen Gegebenheiten des Lehrstuhls Sport und Technik / Bewegungswissenschaften der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Im nachfolgenden werden ausgewählte Limitationen sowie mögliche Einflussfaktoren kritisch diskutiert.

Probandenstichprobe

Die Probandenstichprobe der VU bestand aus Männern und Frauen, jedoch wurde keine geschlechtsspezifische Analyse durchgeführt, da dies durch die geringe Anzahl der Probanden wenig repräsentativ gewesen wäre und eine Verzerrung der Ergebnisse vermieden werden sollte. Eine größere Stichprobe wäre hingegen durch fehlende Hochleistungssportler im deutschen Nationalkader oder mit einem vergleichbaren Leistungsniveau nicht möglich gewesen.

Im Rahmen der HU wurden nur männliche Probanden herangezogen, um den Einfluss von geschlechtsspezifischen Unterschieden zu vermeiden (z.B. Neurophysiologie und Neuroanatomie: Jäncke, 2018; Hämatologie: Murphy, 2014). Dennoch können aufgrund des geringen Umfangs der Stichprobe keine allgemeingültigen Aussagen für die entsprechende Kohorte getroffen werden. Zur Steigerung dessen wären Untersuchungen mit weiteren Mannschaften wünschenswert gewesen (Mirifar et al., 2017), jedoch konnte keine Mannschaft auf der gleichen Leistungsebene der Landesliga der U14 und U16 für diese Interventionsstudie aus Gründen der zeitlichen und monetären Ökonomie rekrutiert werden. Die aktuelle Studienlage zum Einsatz des Neurofeedbacktrainings im Sport verdeutlicht zudem die Schwierigkeit, für solch umfangreiche, neurofeedbackbasierte Interventionsstudien eine entsprechend homogene und zudem ausreichend große Stichprobe sowohl für die Interventionsgruppe als auch die Kontrollgruppe zu akquirieren (vergleiche Kapitel 3.3.2).

Untersuchungsdesign

Hinsichtlich der in dieser Arbeit durchgeführten randomisierten, kontrollierten Interventionsstudie wurde die Wirksamkeit eines HEG-Neurofeedbacktrainings überprüft, welches in ein Athletiktraining integriert wurde, wobei die Kontrollgruppe das vollständige Athletiktraining absolvierte. Um die Effekte des Neurofeedbacktrainings besser von externen Einflussfaktoren abgrenzen zu können, wäre der Vergleich mit einer Placebo-Gruppe, der ein vorgetäushtes Feedback im Rahmen der Intervention appliziert worden wäre, hilfreich gewesen. Allerdings wäre dies aufgrund des hohen Zeitaufwands aus ökonomischen sowie ethischen Gründen nicht vertretbar gewesen (Mirifar et al., 2017). Ebenso wurde die Validität eines HEG-Neurofeedbacktrainings mithilfe einer Placebo-kontrollierten Studie bereits belegt (Skalski, 2022). Der organisatorische Rahmen der HU hätte eine weitere Gruppe nicht zugelassen, weshalb die genannten Kontrollgruppen nicht im Untersuchungsdesign berücksichtigt wurden.

Untersuchungsmethodik

Die verwendeten Untersuchungsmethoden (siehe Kapitel 5.1.3 und 5.2.3) wurden aufgrund ihrer ausreichend hohen Objektivität, Reliabilität und Validität sowie ihrer Etablierung in der Forschung ausgewählt. Ebenso wurde die Zeitökonomie und die Anwendbarkeit für die entsprechende Alterskohorte berücksichtigt. Zur umfangreicheren Aufklärung der abgeleiteten Fragestellungen hätten weitere Untersuchungsmethoden und Zielparameter aufgrund anderer wissenschaftlicher Perspektiven als relevant eingestuft werden sowie weitere Fragestellungen von Interesse sein können, allerdings war

eine ganzheitliche Betrachtung aus personeller, organisatorischer und monetärer Sicht nicht möglich. Daher wurden die angewendeten Untersuchungsmethoden gewählt, die die Aufklärung der Fragestellungen in Ausrichtung auf die Ziel- und Problemstellung hinreichend absichern.

In Hinblick auf die HEG ist festzuhalten, dass dieses Verfahren nur Aussagen über Änderungen des dynamischen Blutflusses und nicht über die absolute zerebrale Hämoglobinkonzentration zulässt. Da nach dem aktuellen Forschungsstand noch kein Goldstandard speziell für das in dieser Arbeit verwendete HEG-Messsystem besteht, wurden etablierte Auswertemethoden für fNIRS-Anwendungen für die Datenaufbereitung des HEGR angepasst und verwendet. Dabei wurden multiple Einflussfaktoren berücksichtigt, wobei jedoch aufgrund des noch bestehenden Defizites im aktuellen Forschungsstand sowie aus ökonomischen Gründen kein Anspruch auf eine ganzheitliche Berücksichtigung erhoben wird.

Hinsichtlich der Sensorpositionierung können Störeinflüsse auf das HEGR-Signal durch den venösen Blutfluss sowie durch Muskelaktivitäten im Stirnbereich gegeben sein. So können Änderungen des HEGR über der Ableitstelle Fp_z durch den Blutfluss im Sinus sagittalis superior oder über Fp₁ und Fp₂ durch Aktivität des Musculus epicranii (Hinterhauptsstirnmuskel) hervorgerufen werden. Ein Einfluss durch den Musculus temporalis (Schläfenmuskel) ist bei den drei genannten Ableitstellen nicht gegeben (Perrey, 2008). Weiterhin kann die Veränderung der Körperposition zu bedeutenden Änderungen der Konzentration von oxygeniertem und desoxygeniertem Hämoglobin führen (Herold et al., 2018b), welche jedoch durch die in dieser Arbeit untersuchten Zielbewegungen vernachlässigt werden können, da sich die Position des Kopfes der Probanden nicht dermaßen bedeutsam änderte. Eine Aufzeichnung der Bewegungen eines Probanden mithilfe von bspw. Beschleunigungssensoren könnte jedoch bei der zukünftigen Interpretation von physiologischen und hämodynamischen Änderungen hilfreich sein (Pinti et al., 2018). Weiterhin wurde darauf geachtet, dass es zu keinen Änderungen im Optoden-Haut-Kontakt kommt, die große transiente Änderungen im HEGR-Signal und zu einer Baseline-Verschiebung hervorrufen würden. Um ein angemessenes Signal-Rausch-Verhältnis sicherzustellen, wird in der Literatur eine Messung der Baseline über 10 bis 30 s durchzuführen (Herold et al., 2018b). Andererseits unterliegt dies oft dem Einfluss der Gedankenwanderung (mind wandering), was wiederum zu einer Verschiebung der Baseline führen würde (Herold et al., 2017b). Auch hier ist anzumerken, dass keine evaluierte Vorgabe zur Vorgehensweise der Baseline-Ermittlung besteht, zumal die Variabilität und Diversität der Aktivität des PFC die Differenzierung zwischen willentlicher Aktivität und einem Ruhezustand erschwert (Schudlo & Chau, 2014). Weiterhin könnte durch eine weitere Lichtdiode, die einen deutlich geringeren Abstand (ca. 1 cm) zum Detektor hat, eine Messung der extrazerebralen physiologischen Störsignale der nicht-zerebralen Schichten durchgeführt werden. Dadurch könnten diese Störsignale von dem Messsignal der Optoden mit dem größeren Abstand gefiltert werden (Yücel, Selb, Huppert, Franceschini & Boas, 2017; Brigadoi & Cooper, 2015). Dies wurde jedoch bisher nur in wenigen Studien angewendet (Herold et al., 2018b) und war mit dem gegebenen

HEG-System nicht möglich. Bei der Datenaufbereitung wurde ein Bandpassfilter verwendet, in dem u.a. ein Tiefpassfilter für Frequenzen oberhalb von 0,5 Hz inkludiert war. Die Anwendung von Tiefpassfiltern wird in der Literatur für ereignisbezogene Untersuchungsdesigns kritisch diskutiert. So besteht durch die Verwendung dieser die Möglichkeit, nicht nur das Signalrauschen, sondern auch die durch einen Stimulus hervorgerufene hämodynamische Antwort zu reduzieren, da sich entsprechende Frequenzbänder überlappen können (Zhang, Stangman & Ganis, 2009). Eine relativ neue und noch nicht für die HEG hinreichend weiterentwickelte Möglichkeit zur Datenaufbereitung wäre das General Linear Model, welches ursprünglich für die Analyse von Bildgebungsdaten der fMRT entwickelte und später in fNIRS-Anwendungen importiert wurde (Herrera-Vega, Treviño-Palacios & Orihuela-Espina, 2017). Um die Aussagekraft des Modells zu stärken, könnten weitere physiologische Signale, wie die Herzratenvariabilität, der Blutdruck, der Blutfluss der Haut, die elektrodermale Aktivität und die Atmung, als zusätzliche Regressoren genutzt werden (Herold et al., 2018b; Pinti et al., 2018). Beispielsweise wäre es durch die Erfassung der Herzratenvariabilität möglich, ergänzende Informationen über das autonome Nervensystem und somit über die Aktivität des Sympathikus und Parasympathikus zu ermitteln, welche mit u.a. kognitiven Leistungen und mentaler Beanspruchung assoziiert werden (Ranchet, Morgan, Akinwuntan & Devos, 2017).

Ein weiterer entscheidender Faktor, der sowohl die Messergebnisse als auch die Wirksamkeit des HEG-Neurofeedbacktrainings beeinflusst haben könnte, ist die Motivation. Die Motivation des Probanden ist für ein effektives Lernen innerhalb der zum Teil langandauernden und zahlreichen Interventionen von zentraler Bedeutung (Skalski et al., 2021b). Daher wurden Feedbackumgebungen gewählt, die für die Individuen durch das Videofeedback ansprechend wirken und ebenso die Relevanz für die Zielbewegung verdeutlichen sollten (vgl. Friedrich et al., 2015). Eine höhere Motivation und vermeintlich höhere Effekte durch das Neurofeedbacktraining hätten möglicherweise durch ein Training in einer virtuellen Realität erreicht werden können (Skalski, 2021a). Ebenso steht die Motivation im engen Zusammenhang mit der Ausführung exekutiver und weiterer kognitiver Funktionen, die in enger Wechselbeziehung zu exekutiven Funktionen stehen (Pessoa, 2009). Eine Kontrolle und Objektivierung der Motivation der Probanden sowohl bei der Testdurchführung als auch während der Übungseinheiten wäre über entsprechende Fragebögen möglich gewesen. Allerdings ist die Validität dieser Fragebögen oft dadurch beeinträchtigt, dass Probanden entsprechend der sozial erwünschten Muster antworten (Paunonen & LeBel, 2012). Daher wurde die Motivation nicht erfasst. Es ist von einer ausreichend hohen Motivation der Probanden auszugehen, da diese freiwillig und unvergütet an den Untersuchungen und Interventionen teilnahmen, obgleich eine unterschiedliche Motivation der Probanden nicht auszuschließen ist.

7.2 Diskussion zum Zusammenhang von Kognition und Bewegung

Unterschied der präfrontalen Aktivität in Abhängigkeit der Schussleistung

Basierend auf der Problem- und Zielstellung wurde im Rahmen der VU die präfrontale Hämodynamik während des Bogenschießens in Abhängigkeit der Schussleistung sowie

bezüglich ihrer Charakteristik im zeitlichen Verlauf unter Berücksichtigung der einzelnen Bewegungsphasen untersucht. Zusammenfassend kann zunächst festgehalten werden, dass bei dieser Untersuchung eine höhere präfrontale Aktivität vor allem in den Bewegungsphasen kurz vor (*Anheben* und *Zielen*) und kurz nach dem Schuss (*Nachhalten*) im Zusammenhang mit einer besseren Schussleistung stand.

Die Ergebnisse der VU zeigten nur dann eine signifikante präfrontale Aktivierung, wenn bei der Analyse die Gesamtpopulation berücksichtigt wurde. Die Individualanalysen ließen keine klare Tendenz für die angestrebte Untersuchung erkennen. Für eine vergleichbare und ebenso stichhaltige Interpretation der individuellen Aktivierungen des PFC während des Bogenschießens wäre u.a. eine wesentlich größere Stichprobe (Anzahl der Schüsse) für jeden einzelnen Schützen notwendig, wobei die dadurch gewonnenen Erkenntnisse womöglich nur für den individuellen Athleten nützlich, jedoch nicht auf andere Athleten übertragbar wären. So ermöglichte die durchgeführte Mehrebenenanalyse eine globalere Betrachtung und Interpretation der präfrontalen Hämodynamik während des Bogenschießens. Daher ist es auch nicht verwunderlich, dass sich bei der Residualanalyse der HEGR-Werte über die Schüsse hinweg die HEGR-Werte eines Probanden deutlich von denen der anderen Probanden unterschieden. Dieser hatte überdurchschnittlich hohe HEGR-Werte, die möglicherweise auf seine überaus impulsiven Reaktionen während des Bogenschießens zurückzuführen sind. Entsprechende Emotionen werden u.a. im orbitofrontalen Kortex verarbeitet (Rolls, 2019). Seine Lage ist knapp unterhalb des medialen PFC und somit auch der verwendeten Sensorposition Fpz, weshalb in anderen Studien bereits Zusammenhänge zwischen der präfrontalen Aktivität und emotional-sensitiven Prozessen nachgewiesen werden konnten (Rolls, 2019; Serra-Sala et al., 2016; 2012). Solch impulsives Verhalten kann dementsprechend gesteigerte Prozesse der Handlungskontrolle und somit einer erhöhten Aktivität des PFC hervorrufen und daher einen starken Einfluss auf die Messergebnisse nehmen. Folglich führten erhöhte HEGR-Werte des präfrontalen Kortex zu einer Verzerrung des Modells, in dem die HEGR-Werte hinsichtlich der Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer verglichen werden. Folgerichtig reduziert der Ausschluss der HEGR-Werte dieses Probanden den Modellfehler, wodurch die Interpretation der Ergebnisse für die Gesamtpopulation bestärkt wird.

Weiterhin verdeutlichen die Ergebnisse der VU, dass die Durchführung der Bewegung beim Bogenschießen insbesondere kurz vor dem Lösen des Schusses mit einer spezifischen kortikalen Aktivität in Abhängigkeit der Schussleistung im Zusammenhang steht. Die signifikant höhere präfrontale Aktivität bei optimalen Schussleistungen im Vergleich zu schlechteren Schussleistungen widerspricht jedoch der aktuellen Studienlage. So zeigten sowohl Cooke und Kollegen (2014) als auch Babiloni und Kollegen (2008), dass die frontale Aktivität von Experten beim Golf-Putt deutlich geringer (geringeres Theta und Alpha) für die Bedingung Treffer 2 s vor und 1 s nach dem Golf-Putt als bei der Bedingung Nicht-Treffer ausfallen. Demnach steht die Qualität einer Bewegungsausführung am Beispiel Golfen in direktem Zusammenhang zu einer geringeren Inanspruchnahme von kortikalen Ressourcen in frontalen Arealen des Kortex. Die Autoren assoziieren dies darüber hinaus mit einem externen Fokus und einer gleichzeitig größeren mentalen

Entspannung, welche sich durch eine niedrige kortikale frontale Aktivität im Rahmen dieser Studien kennzeichnete. Dem gegenüber stehen jedoch Untersuchungen von Osaka und Kollegen (2007), bei denen ein hoher Aufmerksamkeitsfokus in Zusammenhang zu einer höheren Aktivität u.a. im linken dorsolateralen PFC nachgewiesen wurde. Hierbei wurde allerdings die fokussierte Aufmerksamkeit mithilfe einer Leseaufgabe überprüft, was den erheblichen Einfluss der Art der Aufgabe sowie der Reizdarbietung auf den Aufmerksamkeitsfokus und die kortikalen Aktivitäten verdeutlicht. In Hinsicht auf das Bogenschießen scheint die untersuchte Kohorte eine höhere präfrontale Aktivität und damit einhergehend eine höhere Aufmerksamkeitsselektivität für eine bessere Bewegungsqualität zu benötigen. Dies könnte auf sich daraus resultierenden besseren Reaktionszeiten beim Erfassen des Zieles durch das Visier begründet sein (Sauseng et al., 2007).

Die signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer in der Phase des *Nachhaltens* könnte durch die überdauernde hämodynamische Reaktion nach der neuronalen Aktivität bedingt sein (Cutini & Brigadoi, 2014). Schlussendlich kann also für diese Bewegungsphase keine eindeutige Aussage über die Art der Aufmerksamkeit während des Nachzielens und dessen Wirkung auf die Schussleistung beim Bogenschießen getroffen werden.

Hypothesenprüfung H1_{VU}

Im Rahmen der VU konnte für die Bewegungsphasen des *Anhebens* des Bogens, dem *Zielen* bis zum Schuss sowie dem *Nachhalten* nach dem Schuss eine signifikant höhere präfrontale Aktivität bei optimalen Schussleistungen (X) als bei schlechten Schussleistungen (weniger als 10 Punkte) bei Hochleistungssportlern des Bogenschießens nachgewiesen werden. Die Hypothese H1_{VU} ist somit zu verifizieren.

Veränderungen der präfrontalen Aktivität während des Bewegungsverlaufs

Bei der weiterführenden Analyse zur Aufklärung der zweiten speziellen Fragestellung der VU konnte gezeigt werden, dass der mittlere HEGR des PFC im zeitlichen Verlauf der Bewegungsphasen beim Bogenschießen bis zum Auslösen des Schusses für die Gesamtpopulation deutlich anstieg. Dabei traten signifikante Unterschiede zwischen den Bewegungsphasen der *Vorspannung* und des *Anhebens* sowie des *Anhebens* und dem *Zielen* auf.

Diese gesteigerte frontale Aktivität kurz vor der eigentlichen Zielbewegung (Lösen des Schusses) wurde bereits in verschiedenen Studien zur neuronalen Aktivität beim Golfen nachgewiesen. Dabei zeigten die Sportler kurz vor dem Schwingen des Golfschlägers beim Golf-Putt eine gesteigerte Aktivität in frontalen und motorischen Arealen des Kortex, quantifiziert anhand gesteigerter Frequenzbänder Theta, Alpha und Beta (Cooke et al., 2014; Kao et al., 2014). Weiterhin zeichneten sich Golfer mit einem sehr hohen Leistungsniveau durch deutlich höhere Theta-Aktivitäten beim Golf-Putt im Vergleich zu Novizen des Golfens aus (Baumeister, Reinecke, Liesen & Weiss, 2008). Ebenso im Luftgewehrschießen konnte eine deutlich höhere Theta-Aktivität im medialen frontalen Kortex während des Zielens bei Sportlern mit einem hohen Leistungsniveau als bei Novizen

nachgewiesen werden (Doppelmayer, Finkenzeller & Sauseng, 2008). Dies assoziieren die Autoren mit einem gesteigerten Aufmerksamkeitsfokus bis der Auslöser betätigt wurde. Demnach kann die erhöhte Aktivität, welche sich in der VU auch bei den Bogenschützen in den Bewegungsphasen *Anheben* und *Zielen* zeigte und ihr Maximum in der Phase des *Zielens* erreichte, mit einem hohen Aufmerksamkeitsfokus verbunden werden (Osaka et al., 2007). Dadurch sind die Schützen in der Lage, durch selektive Prozesse sich mehr auf die Erfassung des Ziels zu fokussieren und irrelevante Prozesse zu inhibieren (Sturm, 2004). Weiterhin könnte der erhöhte Aufmerksamkeitsfokus mit schnelleren Reaktionszeiten in Zusammenhang stehen (Sauseng et al., 2007), wodurch den Bogenschützen eine schnellere Reaktion auf die Erfassung des Ziels, also das Auslösen des Schusses, ermöglicht wird.

In der VU ist der mittlere HEGR in der Phase des *Nachhaltens* nahezu auf dem gleichen Niveau wie in der Phase des *Zielens*. Im Vergleich zur EEG-Studie beim Golfen (Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008) steht die in der VU dieser Arbeit erfasste anhaltende hämodynamische frontale Aktivität bei der Zielbewegung in der letzten Sekunde vor dem Auslösen des Schusses sowie während des Nachhaltens bis hin zum Absenken des Bogenarmes im Widerspruch zur deutlich sinkenden neuronalen Aktivität in der letzten Sekunde vor dem Golf-Putt bis ca. 2 s nach der Bewegungsausführung. Dies kann durch die überdauernde hämodynamische Aktivität begründet sein, die trotz reduzierter kortikaler Aktivität zunächst nicht sinkt, wodurch trotz gleichbleibendem HEGR-Wert eine Reduktion der präfrontalen Aktivität angenommen werden könnte (Cutini & Brigadoi, 2014). Dies würde eine automatisierte Durchführung der Bewegung (Auslösen des Schusses) ermöglichen, ohne den Einfluss bzw. eine Beeinträchtigung des Bewegungsablaufes durch Prozesse der Handlungskontrolle, welche durch das SAS reguliert werden. Dadurch können irrelevante interne sowie externe Stimuli unbeachtet bleiben und keinen negativen Einfluss auf die Bewegungsausführung nehmen (Christie & Werthner, 2015). In einer Studie zum Tischtennis (Balardin et al., 2017) wurden motorische Areale bei motorischen Aufgaben unter vorhersehbaren und unvorhersehbaren Bedingungen untersucht. Demnach sind unter vorhersehbare Bedingungen die motorischen kortikalen Regionen weniger aktiv als bei unvorhergesehenen Aktionen. Bei diesen unvorhergesehenen Ereignissen spielen die Handlungskontrolle und Handlungsplanung eine entscheidende Rolle. Um adäquat auf die unerwartete Situation reagieren zu können, stehen die motorischen kortikalen Areale in enger Wechselbeziehung zu präfrontalen Arealen (Brosch et al., 2011). Die Studie konnte zeigen, dass unter vorhersehbaren Bedingungen die motorischen kortikalen Regionen weniger aktiv als bei unvorhergesehenen Aktionen sind, was sich mutmaßlich auch in der Aktivität der präfrontalen Aktivität widerspiegeln würde. So erfordert das Bogenschießen eine schnelle Reaktion, wenn das Ziel vom Visier entsprechend erfasst wurde, doch ist dies durchaus vorhersehbar bei einem hohen Leistungsniveau der Sportler. Daher ist beim Bogenschießen in der Phase des *Nachhaltens* eine geringere kortikale Aktivität anzunehmen, welche sich durch eine für den Zeitraum dieser Phase gleichbleibende hämodynamische Aktivität im Vergleich zur Phase des *Zielens* widerspiegelt. Weiterhin wird die Reduktion der neuronalen Aktivität unmittelbar vor dem Golf-Putt (Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008) im

Vergleich zur gesteigerten neuronalen Aktivität im Schießsport hinsichtlich der Anforderungen der beiden Sportarten in der Literatur diskutiert (Mierau et al., 2015). Demnach erfordert das Sportschießen eine hohe posturale Kontrolle und Gleichgewichtsleistung (Ball, Best & Wrigley, 2003), wohingegen die Leistung beim Golfen eher unabhängig von der posturalen Kontrolle ist (Babiloni et al., 2008). Weiterhin bedürfen das Spannen des Bogens sowie das Halten der Spannung während des Zielens einen erhöhten Kraftaufwand (bis zu ca. 240 N) (Park, 2020; Spratford & Campbell, 2017) und somit eine Aktivierung des PFC. Andere Studien konnten zeigen (z.B. Martinez, Matthew, Folger & Bailey, 2019), dass entsprechende isometrische Kontraktionen eine präfrontale Aktivität nach der Initialisierung der Kontraktion hervorrufen. Dies könnte auch im Rahmen des Bogenschießens eine gesteigerte und anhaltende hämodynamische Aktivität vor und nach Vollzug der Bewegung erklären.

Hypothesenprüfung H2_{VU}

Die Ergebnisse der VU dieser Arbeit zeigten signifikant steigende Ausprägungen des mittleren HEGR des PFC zwischen den Bewegungsphasen *Vorspannung* und *Anheben* sowie *Anheben* und *Zielen* des Bogenschießens. Daher bestätigt sich die Annahme der H2_{VU}.

Die Ergebnisse der VU bestätigen beide im Rahmen dieser Arbeit aufgestellten Hypothesen (H1_{VU} & H2_{VU}) hinsichtlich des Zusammenhangs von Kognition und Bewegung (Tab. 18). Es konnte also gezeigt werden, dass sich Aufmerksamkeitsprozesse während sportartspezifischer Bewegungen mittels HEG quantifizieren und in Abhängigkeit des Resultats der Bewegungsdurchführung unterscheiden. Demnach tritt bei Kaderathleten des Bogenschießens bei schlechten Schussleistungen (weniger als 10 Punkte) eine höhere mediale präfrontale Aktivität in den bewegungsspezifischen Phasen *Anheben* des Bogens, *Zielen* bis zum Schuss und *Nachhalten* nach dem Schuss auf als bei optimalen Schussleistungen (X). In Ergänzung dessen zeigen sich signifikante Steigerungen der medialen präfrontalen Aktivität im Verlauf der Bewegungsphasen.

Tab. 18. Übersicht zur Hypothesenprüfung hinsichtlich des Zusammenhangs von Kognition und Bewegung am Beispiel des Bogenschießens (HEGR: mittlere Aktivierungsrate des medialen präfrontalen Kortex; X: optimale Schussleistung; < 10 Punkte: schlechte Schussleistung)

Hypothese	Annahme	Verifiziert ✓ Falsifiziert ✗
1. Fragenkomplex		
H1 _{VU}	HEGR _X ≠ HEGR _{< 10 Punkte} bei den bewegungsspezifischen Phasen (i) Anheben (ii) Zielen (iii) Nachhalten	✓
H2 _{VU}	(i) HEGR _{Vorspannung} ≠ HEGR _{Anheben} (ii) HEGR _{Anheben} ≠ HEGR _{Zielen}	✓

7.3 Diskussion zu neurofeedbackbedingten Veränderungen von Kognition und Bewegung

In Ausrichtung auf die Problem- und Zielstellung wurde zunächst hinsichtlich der HU dieser Arbeit die Hämodynamik des dorsolateralen PFC während des Basketball-Freiwurfs von jugendlichen Basketballspielern in Abhängigkeit der Bedingungen Treffer- und Nicht-Treffer sowie der bewegungsspezifischen Phasen im zeitlichen Verlauf beim ersten Prätest analysiert. Die Analysen wurden adäquat zur VU mit den Kaderathleten des Bogenschießens mit der gesamten Stichprobe (vgl. Kapitel 6.1) sowohl für den linken als auch den rechten dorsolateralen PFC durchgeführt. In Erweiterung zur VU wurden die Unterschiede des HEGR zwischen beiden Hemisphären während der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs ermittelt.

Unterschied der präfrontalen Aktivierungsrate zwischen den bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs und Abhängigkeit der präfrontalen Aktivität vom Bewegungsergebnis

Die Ergebnisse verdeutlichen zunächst bestehende Unterschiede der präfrontalen Aktivierung während des Basketball-Freiwurfs in Abhängigkeit der Erreichung des Bewegungszieles. So war die Sauerstoffsättigung (HEGR) des linken dorsolateralen PFC (HEGR1) unter der Bedingung Treffer in der bewegungsspezifischen Phase der *Freiwurfbewegung* signifikant und in der Phase der *Ballverfolgung* tendenziell bedeutsam niedriger als bei Nicht-Treffern. Dies entspricht den Resultaten von Cooke et al. (2014) sowie Babiloni et al. (2008) bei denen eine Reduktion der frontalen Aktivität ab ca. 1 s vor der Bewegungsausführung mit besseren Resultaten beim Golf-Putt assoziiert wurden. Diese Studien überprüften die frontale Aktivität jedoch nicht lateral, sondern lediglich im medial frontalen Bereich (Fz). Dennoch könnten aufgrund der geringen räumlichen Auflösung des verwendet EEG-Systems im Vergleich zum HEG-System laterale kortikale Aktivitäten Einfluss auf die Ergebnisse genommen haben und somit vergleichbare Assoziationen bezüglich der Ergebnisse der HU dieser Arbeit belegt werden.

Da die linke Hemisphäre vorwiegend bei sprachlichen Prozessen involviert ist (Ring et al., 2015; Homae, 2014; Gaillard et al., 2000), wird angenommen, dass die Prozesse des linken dorsolateralen PFC eng mit Selbstgesprächen zusammenhängen. Dies würde darauf hindeuten, dass der sinkende HEGR1-Wert mit einer Reduktion der Selbstgespräche einhergeht, was zu einer höheren Bewegungsqualität führt. Somit wird es dem Sportler möglich, einen externen Fokus sowie einen größeren Zustand der Entspannung einzunehmen und sich von ablenkenden Gedanken zu lösen (Cooke et al., 2014). Weiterhin könnte die höhere kortikale Aktivität bei der Erfassung der Baseline auf Gedankenwanderungen hinweisen (Durantin et al., 2015). Diese treten u.a. im Ruhezustand auf, wenn keine mentale Anstrengung gefordert ist, was zu freiwerdenden Ressourcen führt. Diese freien Kapazitäten können dann zu impulsiven Gedanken geleitet werden, welche u.a. im PFC verarbeitet werden. Dadurch kann es zu erhöhten Aktivitäten im PFC kommen, was wiederum einen Einfluss auf die Ausprägung der Baseline hat (Herold et al., 2017b; Christoff, Ream & Gabrieli, 2004). Hierbei kann jedoch nicht

abschließend geklärt werden, ob diese erhöhte Durchblutungsrate im PFC bei der Erfassung der Baseline eine positive oder negative Auswirkung auf die Leistung beim Basketball-Freiwurf hat, da es sich sowohl um ablenkende Gedanken, aber auch um leistungsfördernde Gedanken handeln könnte (Durantin et al., 2015).

Dass die neuronale Aktivität der linken Hemisphäre des Kortex einen Einfluss auf die sportliche Leistungsfähigkeit haben kann, wurde bereits in verschiedenen Studien belegt. So führt eine gesteigerte Alpha-Aktivität im linken Temporallappen zu besseren Leistungen im Bogenschießen (Landers et al., 1991; Salazar et al., 1990). Ebenso konnte auch beim Luftgewehrschießen bei Leistungssportlern eine gesteigerte Alpha-Aktivität in der linken Hemisphäre nachgewiesen werden (Hatfield, Haufler, Hung & Spalding, 2004). Die Autoren führen dies auf eine Reduktion von Verbalisierungsprozessen zurück, um Kapazitäten für visuell-räumliche Prozesse in der rechten Hemisphäre zu schaffen, sodass diese Prozesse bei der Bewegungsvorbereitung und der Bewegungsdurchführung dominieren.

Im Gegensatz zur Aktivität des HEGR1 war in der bewegungsspezifischen Phase der *Ballverfolgung* die Sauerstoffsättigung des rechten dorsolateralen PFC (HEGR2) tendenziell bedeutsam höher unter der Bedingung Treffer als bei Nicht-Treffern. Weitere bedeutsame Unterschiede zwischen den Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer konnten für die in der HU untersuchten Kohorte für den rechten dorsolateralen PFC statistisch nicht belegt werden. Die rechte Hemisphäre wird in der Literatur überwiegend mit visuell-räumlichen Prozessen, u.a. der Aufmerksamkeit, assoziiert (Longo et al., 2015; Ring et al., 2015; Homae, 2014; Benwell et al., 2013). Unter Berücksichtigung der zeitlichen Verzögerung des hämodynamischen Signals (Uga et al., 2014) und der kurzen Zeitintervalle der Phasen *Freiwurfbewegung* und *Ballverfolgung* könnte die höhere hämodynamische Aktivität in der Phase der *Ballverfolgung* bei Treffern im Vergleich zu Nicht-Treffern auf eine höhere und somit bessere Aufmerksamkeitsfokussierung auf den Ball und das Wurfziel bereits in den Phasen *Vorbereitung* und *Freiwurfbewegung* hinweisen (beispielsweise Fokussierung auf bestimmte Positionen des Brettes des Basketballkorbes). In den Untersuchungen zum Bogenschießen von Salazar und Kollegen (1990) sowie Landers und Kollegen (1991) konnten im Vergleich dazu jedoch keine signifikanten Veränderungen und Aktivitäten der rechten Hemisphäre beim Bogenschießen in Zusammenhang zur Trefferleistung ermittelt werden. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass sich diese Arbeitsgruppen auf den Temporallappen fokussierten und die Resultate dadurch nicht in Gänze vergleichbar sind.

Ein weiterer Einfluss auf die Messerergebnisse kann natürlich auch durch die Baseline-Erhebung in den 2 s vor der Bewegungsdurchführung hervorgerufen worden sein. So kann diese ebenso durch Gedankenwanderungen verschoben worden sein, da der rechte PFC eine leitende Rolle im Ruhezustand einnimmt (Medvedev, 2014).

Unter Berücksichtigung des zeitlichen Verlaufs des HEGR1 und HEGR2 ergaben sich keine statistisch bedeutsamen Unterschiede zwischen den bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs. Im Gegensatz zu den Bogenschützen der VU dieser Arbeit hatten die Probanden kurz vor der Bewegungsdurchführung keine bedeutsam ansteigende frontale Aktivität. Ebenso stehen diese Ergebnisse im Widerspruch zu den

Untersuchungen bei Golfern mit einer hohen Expertise beim Golf-Putt (Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008). Dies liegt womöglich an den sehr unterschiedlichen Verläufen unter den Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer. Diese Verläufe werden in dem verwendeten 3-Ebenen-Modell zwar berücksichtigt, jedoch bedingt der noch zu geringe Lernstand der jugendlichen Basketballer eine fehlende Automatisierung des Bewegungsablaufs, weshalb noch zu viele Einflussfaktoren überzufällig auf die präfrontale Aktivität wirken, um die notwendige Bewegungskontrolle abzusichern. Dadurch kann ein systematischer Einfluss des PFC auf das Bewegungsergebnis und somit die Involvement in die bewegungsspezifischen Phasen für die untersuchte Kohorte noch nicht abschließend geklärt werden. Dies deckt sich auch mit der Untersuchung von Cooke und Kollegen (2014), bei der Novizen beim Golf-Putt eine geringere frontale Aktivität und kaum Differenzierungen zwischen den zeitlichen Phasen vor und nach der Bewegung aufwiesen. Somit ist eine Diskriminierung von bewegungsspezifischen Mustern kaum möglich und daher zum ersten Messzeitpunkt der HU dieser Arbeit auch nicht nachweisbar.

Die nachgestellte Analyse zum Vergleich des mittleren HEGR1 bzw. HEGR2 zwischen den bewegungsspezifischen Phasen, wobei nur die Werte unter der Bedingung Treffer berücksichtigt wurden, verdeutlichte signifikant höhere HEGR2-Werte in der Phase der *Ballverfolgung* als bei der *Freiwurfbewegung*. Dies stützt zusätzlich die zuvor getroffene Annahme, dass eine erhöhte Aufmerksamkeitsfokussierung in Hinsicht auf die visuell-räumliche Wahrnehmung zu Treffern beim Basketball-Freiwurf führen. Aufgrund der zeitlichen Verzögerung der neurovaskulären Kopplung bleibt ebenso die Annahme bestehen, dass die hier beschriebene präfrontale Aktivität und die damit verbundenen Aufmerksamkeitsprozesse bereits in der Freiwurfbewegung initiiert werden. Die zuletzt beschriebene Modellanalyse kann jedoch nicht ausreichend zur Aufklärung der speziellen Fragestellung beitragen, da durch Ausschluss der Bedingung Nicht-Treffer und der für die Probanden zum Teil sehr geringe Häufigkeit der Bedingung Treffer das aufgestellte Modell stark unausbalanciert ist und somit nur eine schwache statistische Bedeutsamkeit hat.

Hypothesenprüfung H1.1_{HU} und H1.2_{HU}

Die Ergebnisse des ersten Messzeitpunktes der HU dieser Arbeit zeigten in der präfrontalen Aktivierung des linken PFC zwischen den Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer in den für den Basketball-Freiwurf spezifischen Bewegungsphasen *Freiwurfbewegung* signifikante und *Ballverfolgung* statistisch bedeutsame Unterschiede. Diese sind unter der Bedingung Treffer für den linken dorsolateralen PFC niedriger, jedoch in der Phase der *Ballverfolgung* im rechten dorsolateralen PFC statistisch bedeutsam höher als unter der Bedingung Nicht-Treffer. Zwischen den Phasen der *Vorbereitung* und *Freiwurfbewegung* bestehen keine statistisch bedeutsamen Unterschiede. Daher ist die Hypothese H1.1_{HU} lediglich zum Teil zu verifizieren und die Hypothese H1.2_{HU} zu falsifizieren.

Hypothesenprüfung H2.1_{HU} und H2.2_{HU}

Im Rahmen der HU ergaben sich zum ersten Messzeitpunkt für die jugendlichen, männlichen Basketballspieler keine statistisch bedeutsamen Unterschiede der präfrontalen hämodynamischen Aktivitäten zwischen den bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs sowohl für den linken als auch den rechten dorsolateralen PFC. Lediglich unter Ausschluss der Basketball-Freiwürfe unter der Bedingung Nicht-Treffer trat hinsichtlich des rechten dorsolateralen PFC ein signifikant höherer mittlerer HEGR-Wert für die Phase der *Ballverfolgung* im Vergleich zur *Freiwurfbewegung* auf. Dennoch müssen die Hypothesen H2.1_{HU} und H2.2_{HU} falsifiziert werden.

Unterschiede zwischen der Aktivität des rechten und linken dorsolateralen PFC innerhalb der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs

Auf Grundlage der Theoriepositionen und der vorausgegangenen Ergebnisdiskussion zur HU dieser Arbeit wurde angenommen, dass zwischen dem rechten und linken dorsolateralen PFC deutliche Unterschiede in der hämodynamischen Aktivität während der Basketball-Freiwürfe der jugendlichen Basketballer auftreten. Die Ergebnisse weisen jedoch keine statistisch bedeutsamen Unterschiede auf.

In der Literatur wurden die Unterschiede in der kortikalen Aktivität der beiden Hemisphären während Bewegungsaufgaben noch nicht direkt statistisch überprüft. So wurden diese lediglich qualitativ verglichen und nachgewiesen, dass beispielsweise keine bedeutsamen Veränderung im rechten Temporallappen beim Bogenschießen (Landers et al., 1991; Salazar et al., 1990) als auch bei Scharfschützen (Haufler, Spalding, Santa Maria & Hatfield, 2000) auftreten, wohingegen im linken Temporallappen die neuronalen Aktivitäten sowohl von der Expertise des Sportlers als auch von der Schussleistung abhängig sind. Ebenso konnte bei Schützen zwischen der Gamma-Aktivität in der links-hemisphärischen, sensomotorischen Arm- und Hand-Region (C3) und der Schussleistung ein negativer Zusammenhang sowie zur Streuung zum Zielpunkt ein positiver Zusammenhang nachgewiesen werden (Mierau et al., 2015). Die hier vorgestellten Untersuchungen zu verschiedenen Zielbewegungen wurden ausschließlich mit Rechtshändern durchgeführt, wobei zumeist die Motorik der rechten Hand für Höchstleistungen bei der Bewegungsausführung von entscheidender Bedeutung ist.

Basierend auf der Lerntheorie von Fitts & Posner (1979), nach der ein höheres Fertigkeiteniveau mit abnehmender kortikaler Beanspruchung aufgrund erlernter automatischer Informationsverarbeitungsprozesse für die Bewegungsausführung einhergeht, wird eine unterschiedliche Dominanz der Aktivität zwischen den Hemisphären in Abhängigkeit vom Lernstand angenommen (Salazar et al., 1990). Demnach ist die rechte Hemisphäre in der frühen Lernphase bei der Bewegungsdurchführung dominant, wohingegen in späteren Lernphasen die linke Hemisphäre dominiert. Aufgrund der fehlenden Automatisierung des Basketball-Freiwurfs der Kohorte der HU dieser Arbeit wird vermutet, dass diese Umstrukturierung der kortikalen Aktivität zwar bereits fortgeschritten ist, also die rechte Hemisphäre nicht mehr hauptverantwortlich für die Bewegungsplanung und -kontrolle ist, aber der Lernstand noch nicht ausreichend ist, um die Bewegung ausschließlich linkshemisphärisch zu steuern. Weiterhin wurde auch schon in

verschiedenen Studien gezeigt, dass sich bei Aufgaben, die beidhändig mit willentlicher Kontrolle durchgeführt werden, die Ausprägung von Alpha in beiden Hemisphären gleichermaßen reduziert (Cooke et al., 2014). Ebenso konnte bei Pistolenschützen eine Reduktion der globalen kortikalen Aktivität mit zunehmender Expertise im Vergleich von Experten und Novizen nachgewiesen werden (Del Percio, Babiloni, Bertollo, Marzano, Iacoboni, Infarinato, Lizio, Stocchi, Robazza, Cibelli, Comani & Eusebi, 2009).

Hypothesenprüfung H3_{HU}

Die Untersuchungsergebnisse des ersten Messzeitpunktes der HU weisen keine signifikanten Unterschiede zwischen dem HEGR des rechten und linken dorsolateralen PFC innerhalb der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs von jugendlichen, männlichen Basketballspielern auf. Somit muss die Hypothese H3_{HU} falsifiziert werden.

Trainingserfolg beim HEG-Neurofeedbacktraining

Eine Verbesserung der Selbstregulation durch Adaptationsprozesse im Rahmen des HEG-Neurofeedbacktrainings ist die Grundvoraussetzung für eine Wirkung auf verschiedene Parameter der sportlichen Leistungsfähigkeit, Kognition und Persönlichkeit. Daher wurden zu jeder ersten und letzten Übungseinheit der gleichen Übungsaufgabe (z.B. HEGR über fixe Schwelle heben) die Dauer eines jeden Übungsdurchganges erfasst und geprüft, wieviel Prozent das HEG-Neurofeedbacktraining im Vergleich zum gegebenen Video für das Feedback dauerte. Somit würde ein Wert von 100 % einem fehlerfreien HEG-Neurofeedbacktraining entsprechen, bei dem das Video ohne Unterbrechung abgespielt wurde. Dies wurde so erstmalig im Vergleich zu den bisherigen Studien zum Neurofeedbacktraining im Bereich des Sports dokumentiert und berichtet, da in den meisten Studien bisher (vgl. Kapitel 3.3.1) das Neurofeedbacktraining durch die Zeit (z.B. Barry & Nooney, 2018; Kao et al., 2014) oder durch die Anzahl der Bewegungsdurchführungen (z.B. Arns et al., 2008) definiert wurde.

Die Ergebnisse des unspezifischen HEG-Neurofeedbacktrainings zur Steigerung der präfrontalen Aktivität über eine durch eine fixe Schwelle (Kapitel 6.2), welche sich an einer zuvor aufgenommenen Baseline orientierte, zeigten eine deutliche Verbesserung im Rahmen der ersten fünf Übungseinheiten, trotz dessen der Trainingsumfang sukzessiv stieg. Dies verdeutlicht somit eine Verbesserung der willentlichen Kontrolle des präfrontalen Blutflusses bereits nach fünf Übungseinheiten. Dies konnte Sherrill (2005) erst nach 20 Übungseinheiten mit einem Probanden nachweisen, wobei es sich hierbei um einen Jugendlichen (15 Jahre) mit Defiziten in der Artikulation und Rechtschreibung handelte. Daher war es im Rahmen der HU durchaus möglich, dass die jugendlichen Basketballspieler, die keine bekannten kognitiven Defizite aufwiesen, einen schnelleren Lernerfolg verzeichneten. Die vergleichbare Methode zum Senken der präfrontalen Aktivität in den weiteren fünf Übungseinheiten stellte die Probanden jedoch vor eine scheinbar größere Herausforderung, da hinsichtlich der Verringerung der präfrontalen Aktivität der Trainingserfolg mit einer solchen fixen Schwelle ausblieb. Die Probanden verschlechterten sich sogar tendenziell bedeutsam.

Das ebenso in den genannten fünf Übungseinheiten durchgeführte HEG-Neurofeedbacktraining mit einer dynamischen Schwellenanpassung zur Selbstregulation der Steigerung der präfrontalen Aktivität führte zur Verbesserung der Ansteuerung, was sich in kürzeren Übungsdurchgängen widerspiegelte. Dieser Trainingserfolg konnte jedoch durch die in dieser Arbeit durchgeführte Intervention nicht statistisch untermauert werden. Dabei könnte sich das zusätzliche Training zur Reduktion der präfrontalen Aktivität innerhalb gleicher Übungseinheiten einen Einfluss auf den Erfolg des Neurofeedbacktrainings genommen haben, da sich dadurch die Komplexität der einzelnen Übungseinheiten durch das zu erlernende Anpassen der Aufmerksamkeit erhöht hat (Posner, 2016). Auch beim individuellen und bewegungsspezifischen HEG-Neurofeedbacktraining konnten sich die Probanden verbessern, jedoch konnte keine statistische Relevanz belegt werden. Dies könnte vielerlei Ursachen haben. So könnten eventuell bedeutsame Trainingserfolge durch zu geringe Trainingsumfänge innerhalb der Übungseinheiten oder durch eine zu geringe Anzahl an Übungseinheiten ausgeblieben sein. Weiterhin kann durch eine zu geringe Frequenzierung oder Verschiebung der Übungseinheiten (z.B. durch Ferien, Krankheit, Trainingsausfall) der Effekt des HEG-Neurofeedbacktrainings gemindert worden sein.

Trotz der zum Teil fehlenden statistisch bedeutsamen Verbesserungen ist eine Wirkung des HEG-Neurofeedbacktrainings auf sportrelevante Faktoren wie der Leistungsfähigkeit beim Basketball-Freiwurf, der kognitiven Funktionen (die im engen Zusammenhang zur Aktivität des PFC stehen) sowie leistungsbeeinflussende Persönlichkeitsmerkmale nicht auszuschließen. Die entsprechenden Ergebnisse der HU dieser Arbeit (siehe Kapitel 6.2.2, 6.2.3 und 6.2.4) werden in den folgenden Abschnitten diskutiert.

Wirkung der HU auf die Aktivierung des linken und rechten PFC in den bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs

Im Rahmen der HU dieser Arbeit wurde die Wirksamkeit eines allgemeinen sowie bewegungsspezifischen HEG-Neurofeedbacktrainings auf die hämodynamische Aktivität des linken und rechten dorsolateralen PFC während einer Zielbewegung am Beispiel des Basketball-Freiwurfs geprüft. Es kann nicht von einer Wirksamkeit der in der HU durchgeführten HEG-Neurofeedback-Interventionen auf die kortikale Aktivität während des Basketball-Freiwurfs ausgegangen werden, da sich lediglich deskriptive, aber nicht statistisch bedeutsame Unterschiede hinsichtlich (1) der Veränderung des HEGR zwischen den Gruppen für den HEGR1 in der Phase der *Vorbereitung* durch die erste Intervention und (2) in der Phase der *Freiwurfbewegung* durch die zweite Intervention sowie (3) für den HEGR2 lediglich in der Phase der *Ballverfolgung* durch die erste Intervention zeigten.

Die zwischen den Gruppen verschiedenen Veränderungen des HEGR1 in der Phase der *Vorbereitung* im Verlauf der ersten Intervention, könnte durch die verbesserte Selbstregulation der präfrontalen Aktivität hinsichtlich der Steigerung des HEGR durch das HEG-Neurofeedbacktraining bedingt sein. Jedoch hat sich hierbei, deskriptiv betrachtet, der mittlere HEGR1 bei der Interventionsgruppe erhöht, während er bei der Kontroll-

gruppe etwas sank. In der Phase der *Freiwurfbewegung* zeigten sich sogar für die Interventionsgruppe signifikant höhere HEGR-Werte im Posttest im Vergleich zum Prätest, jedoch ohne bedeutsamen Interaktionseffekt. Für den rechten dorsolateralen Kortex hingegen ergaben sich keine bedeutsamen Veränderungen in den für den Basketball-Freiwurf relevantesten Phasen (Phase der *Vorbereitung* und der *Freiwurfbewegung*). Auch in der Literatur wird die Dominanz der linken Hemisphäre vor allem bei Zielbewegungen diskutiert (Landers et al., 1991; Salazar et al., 1990). Diese höhere Aktivität des PFC wurde jedoch in den Untersuchungen von Cooke und Kollegen (2014) sowie Babiloni und Kollegen (2008) mit einer geringeren Bewegungsqualität beim Golf-Putt assoziiert. Ebenso zeigten auch Pistolenschützen mit zunehmender Expertise eine Reduktion der globalen kortikalen Aktivität (Del Percio et al., 2009). Daher ist anzunehmen, dass in dieser Untersuchung die Athleten noch über eine unzureichende Bewegungsautomatisierung verfügten und die Bewegungsausführung einer hohen Top-down-Regulierung durch den PFC bedurfte (Ono et al., 2014). Demnach passt der PFC die Aktivität adäquat der Situation an, was jedoch nicht zwangsläufig zum Wurferfolg führt. Aufgrund der hohen Variabilität in den kognitiven Prozessen und dem Bewegungsverhalten ließen sich dementsprechend keine wiederkehrenden Aktivierungsmuster finden. Diese unzureichende Bewegungsautomatisierung äußerte sich auch über die Trefferquote, die im Prä- und Posttest der ersten Intervention bei beiden Gruppen zwischen 53 und 65 % lag (vgl. Anhang C, Tab. 29).

Die Ergebnisse zeigen, dass sich das in dieser HU durchgeführte HEG-Neurofeedbacktraining unzureichend auf die Aktivität des linken und rechten dorsolateralen PFC ausgewirkt hat. Dies kann durch multiple Einflussfaktoren bedingt sein. Zum einen könnten sowohl die Intensität als auch der Umfang der Trainingseinheiten für bedeutsame Verbesserungen der kortikalen Selbstregulation gewesen sein, zum anderen könnte für das Neurofeedback die Ableitung einer anderen Sensorposition, z.B. über Fp1 zur Manipulation des linken dorsolateralen PFC, mehr Einfluss auf die kortikale Aktivität beim Basketball-Freiwurf hätte nehmen können. Es kann jedoch nicht abschließend geklärt werden, ob und welche Dosis-Wirkungs-Beziehung eines allgemeinen HEG-Neurofeedbacktrainings von spezifischen präfrontalen Arealen einen Einfluss auf die hämodynamische Aktivität beim Basketball-Freiwurf von jugendlichen Basketballspielern des Nachwuchsleistungssports nehmen würde.

Hypothesenprüfung H4.1_{HU}

Die Untersuchungsergebnisse der HU zeigten keine Wirksamkeit eines 10-wöchigen sportunspezifischen HEG-Neurofeedbacktrainings zur Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC auf die hämodynamische Aktivität im rechten und linken dorsolateralen PFC während der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs. Lediglich in der Phase der *Freiwurfbewegung* ergab sich für den HEGR1 der Interventionsgruppe ein signifikant positiver Zeiteffekt. Daher muss die Hypothese H4.1_{HU} falsifiziert werden.

Das bewegungsspezifische HEG-Neurofeedbacktraining forderte von den Probanden eine steigende hämodynamische Aktivität in der Phase der *Vorbereitung* sowie eine sinkende hämodynamische Aktivität in der Phase der *Freiwurfbewegung*. Deskriptiv betrachtet, wurden entsprechende Änderungen, außer für den HEGR2 in der Phase der *Vorbereitung*, zwischen dem Prä- und Posttest der zweiten Intervention innerhalb der Interventionsgruppe gemessen, jedoch ohne statistische Relevanz.

Hypothesenprüfung H4.2_{HU}

Die HU dieser Arbeit konnte keine Wirksamkeit eines 10-wöchigen bewegungsspezifischen HEG-Neurofeedbacktraining zur adäquaten Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität des medialen PFC in Bezug auf die hämodynamische Aktivität des rechten und linken dorsolateralen PFC während der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs *Vorbereitung* und *Freiwurfbewegung* nachweisen. Folgerichtig muss die Hypothese H4.2_{HU} falsifiziert werden.

Wirkung der HU auf die sportartspezifische Leistungsfähigkeit

Hinsichtlich der HU dieser Arbeit wurde die Wirkung eines allgemeinen sowie eines bewegungsspezifischen HEG-Neurofeedbacktrainings auf die Leistungsfähigkeit beim Basketball-Freiwurf von jugendlichen, männlichen Basketballspielern untersucht. Diese unterlag durch beide Interventionszeiträume keiner statistisch bedeutsamen Veränderung. Die Interventionsgruppe hatte sich lediglich im zweiten Interventionszeitraum tendenziell verschlechtert, wobei sie im Posttest des zweiten Interventionszeitraums das gleiche Niveau wie vor und nach der erstens Intervention hatten.

Die fehlende Wirksamkeit des HEG-Neurofeedbacktraining beider Interventionen auf die Treffsicherheit bei Basketball-Freiwürfen kann durch multiple Faktoren bedingt sein. So unterliegt das Zustandekommen sportmotorischer Leistungen, hier beim Basketball-Freiwurf, einer hohen Komplexität mit zahlreichen Einflussfaktoren, die letztendlich das Wurfresultat bedingen (siehe Kapitel 1). Diese haben vor allem durch die noch unzureichenden Bewegungsfertigkeiten der Probanden eine große Wirkung auf die Wurfleistung im Rahmen der HU dieser Arbeit. Die noch nicht ausreichend erlernte Bewegungsautomatisierung erfordert während der Bewegung eine hohe Handlungskontrolle, was jedoch auch zu einer übermäßigen Regulierung und entsprechend zu einer Minderung der Leistungsfähigkeit führen kann (Sauseng et al., 2007; Pijpers et al., 2005). Weiterhin zeigte bereits eine Studie (Farrant & Uddin, 2015), dass Bottom-up-Prozesse der Aufmerksamkeit bei Kindern im Alter von 7 bis 12 Jahren im Vergleich zu Erwachsenen überrepräsentiert sind und dadurch die Kapazitäten zur Top-down-Kontrolle nicht vollständig ausgeschöpft sind. Dies könnte auch für die in der HU dieser Arbeit untersuchten Kohorte (12 bis 15 Jahre) das noch eher impulsive und wenig kontrollierte Verhalten bei der Bewegungsdurchführung mit resultierenden Fehlwürfen erklären, welches trotz HEG-Neurofeedbacktraining nicht ausreichend verbessert werden konnte.

Dass aber ein sportunspezifisches Neurofeedbacktraining mit Fpz als Ableitstelle der neuronalen Aktivität erfolgreich zur Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit führen kann, zeigten bereits zwei Studien in der Sportart Golf. So verbesserte sich die

Leistung beim Putten nach einer 25-minütigen Übungseinheit (Kao et al., 2014) bzw. nach 25 Übungseinheiten (je 20 bis 30 min) die Leistung der Sportler in nahezu allen Parametern, die für die Leistung im Golfen entscheidend sind (Sherlin et al., 2015). Es ist jedoch anzumerken, dass es in beiden Studien keine Kontrollgruppe gab, sodass die Leistungsverbesserungen nicht ausschließlich auf das Neurofeedbacktraining zurückzuführen sind. Im Gegensatz dazu konnten Barry & Nooney (2018) in ihren Einzelfalluntersuchungen dreier Sportler (Baseball, Volleyball, Basketball) die Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit nicht statistisch nachweisen. Die fünf 30-minütigen Übungseinheiten führten lediglich qualitativ und subjektiv betrachtet zur Steigerung der sportlichen Leistung, der Aufmerksamkeitsfokus und Konzentration.

Weiterhin gab es erfolgreiche Untersuchungen, die die Verbesserung der sportlichen Leistungsfähigkeit unter Einbindung anderer kortikaler Areale sowie unter Anwendung eines unspezifischen Neurofeedbacktrainings (z.B. ein Balkendiagramm in Abhängigkeit der kortikalen Aktivität) erreichten, welches sich jedoch an den zuvor gemessenen kortikalen Prozessen während der Bewegungsausführung orientierte (Rostami et al., 2012; Landers et al., 1991). Die Ergebnisse dieser Studien zeigten dabei statistisch bedeutende Verbesserungen der sportlichen Leistungsfähigkeit einer Interventionsgruppe im Vergleich zu einer entsprechenden Kontrollgruppe. So konnte beispielsweise die Schussleistung beim Bogenschießen durch EEG-Neurofeedbacktraining des linken Temporallobens nach bereits einer Übungseinheit von 45 bis 75 min Dauer gesteigert werden (Landers et al., 1991). Auch ein EEG-Neurofeedbacktraining über den Sensorpositionen C3 (linkes motorisches Areal) und Pz (zentraler Parietallappen) führte zu signifikanten Leistungssteigerungen im Luftgewehrschießen (Rostami et al., 2012). Die Interventionsgruppe nahm dafür an 15 Übungseinheiten über fünf Wochen von je einer Stunde Dauer teil. Es kann also angenommen werden, dass am Beispiel Basketball auch ein Neurofeedbacktraining anderer kortikale Regionen zu einer Verbesserung der Trefferquote im Basketball-Freiwurf führen könnte. Aufgrund des Einflusses von Haaren auf das nahinfrarote Signal ist das HEG-Neurofeedbacktraining des Motorcortex, Temporal- oder Parietallappens jedoch nicht praktikabel.

Eine andere Art der Wiedergabe des Feedbacks zeigte wiederum eine vielversprechende Wirkung auf die sportliche Leistungsfähigkeit, bisher jedoch lediglich bei Golfern (Cheng et al., 2015; Arns et al., 2008). Dabei wurde das Feedback vor der Ausführung des Golfputts auditiv suggeriert, sodass die Golfer den Schwung des Golfschlägers erst ausführten, wenn sie die neuronale Aktivität erreichten, die sie in der VU bei sehr guten Leistungen (Einlochen des Golfballs) aufwiesen. Diese Leistungsverbesserungen traten sowohl bei Amateursportlern (Handicap: $12,3 \pm 5,6$) nach drei Übungseinheiten mittels der Sensorposition Fpz (Arns et al., 2008) als auch bei Nachwuchsleistungssportlern (Handicap: $0 \pm 3,9$) nach acht Übungseinheiten unter Einsatz der Sensorposition C3 auf (Cheng et al., 2015). Demgegenüber steht jedoch die Untersuchung von Ring und Kollegen (2015), bei der sich die Interventionsgruppe nach drei Übungseinheiten eines entsprechenden EEG-Neurofeedbacktrainings über Fz zwar verbesserte, dies aber auch bei der Kontrollgruppe im gleichen Maß erreicht wurde. Auch hier kann das Ergebnis auf verschiedene Faktoren zurückzuführen sein. Zum einen führen die Autoren dies auf die

Wahl der Sensorposition Fz zurück und vermuten einen größeren Einfluss auf die Leistungsfähigkeit durch die Kombination mehrerer Sensorposition während des Neurofeedbacktrainings. Zum anderen könnte das sportliche Niveau der Probanden relevant gewesen sein. Die Probanden der zuletzt genannten Studie hatten ein deutlich schlechteres Handicap (IG: $23 \pm 6,6$; KG: $23 \pm 4,6$) als in den zuvor benannten zwei Studien, wodurch sowohl in der Interventions- als auch in der Kontrollgruppe ein deutlich höheres Entwicklungspotenzial der Fertigkeit des Golf-Putts angenommen werden kann. In diesem Kontext könnten viele weitere Faktoren einen größeren Einfluss auf die Leistungsfähigkeit beider Gruppen genommen haben, als es durch das Neurofeedbacktraining über die kurze Interventionsdauer möglich war. Dieses zu geringe Fertigkeitenniveau könnte ebenso für die Wirkung des HEG-Neurofeedbacktrainings auf die Leistungsfähigkeit bei Basketball-Freiwürfen im Rahmen der HU dieser Arbeit eine entscheidende Rolle gespielt haben.

Aufgrund der heterogenen Studienlage ist anzunehmen, dass nicht zwangsläufig die Anzahl der Übungseinheiten entscheidend für das Ausbleiben einer Leistungsverbesserung im Basketball-Freiwurf ist, da bereits eine Übungseinheit zu solchen Verbesserungen führen kann (Kao et al., 2014; Landers et al., 1991). Ebenso zeigt der Interventionsansatz der HU, dass derzeit nicht grundlegend von einer Steigerung der bewegungsspezifischen Leistungsfähigkeit ausgegangen werden kann. Somit bedarf es weiterer Untersuchungen, die eine differenzierte reizwirksame Dosis-Wirkungs-Beziehung von HEG-Neurofeedbacktrainings auf kognitive Prozesse zur Verbesserung der bewegungsspezifischen Leistungsfähigkeit aufklären. Ebenso könnte Neurofeedbacktraining als Ergänzung zum sportpsychologischen Training genutzt und die Wirkung überprüft werden (vgl. Rijken et al., 2016; Beauchamp et al., 2012). Da die in dieser Arbeit untersuchte Kohorte zuvor keinerlei Erfahrung mit sportpsychologischem Training hatte, könnte dies eine Minderung des Verständnisses für die Maßnahmen und den impliziten Erwerb von Selbstregulationsmechanismen hervorgerufen und dementsprechend die Wirkung des Neurofeedbacktrainings negativ beeinflusst haben. Es ist somit anzunehmen, dass Athleten mit mehr Erfahrung die Anforderungen des Neurofeedbacktrainings besser umsetzen (Kober et al., 2022).

Hypothesenprüfung H5.1_{HU} und H5.2_{HU}

Im Rahmen der HU dieser Arbeit führte weder ein 10-wöchiges sportunspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur selbstregulierten Steuerung der hämodynamischen Aktivität im PFC noch ein 10-wöchiges HEG-Neurofeedbacktraining, welches die Bewegungsphasen des Basketball-Freiwurfs berücksichtigt, zu einer Verbesserung der Wurfleistung hinsichtlich der Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer beim Basketball-Freiwurf. Somit müssen die Hypothesen H5.1_{HU} und H5.2_{HU} falsifiziert werden.

Wirkung der HU auf kognitive Funktionen

Die Wirkung der in der HU durchgeführten Interventionen mit allgemeinem und bewegungsspezifischem HEG-Neurofeedbacktraining auf kognitive Funktionen wurde mittels

vier kognitiver Tests (d2, ZVT, RT, FWIT) jeweils vor und nach den beiden Interventionszeiträumen erfasst. Diese Tests bilden u.a. exekutive Funktionen wie die Aufmerksamkeit und die kognitive Leistungsgeschwindigkeit sowie die Inhibition ab (vgl. Kapitel 5.2.3.1, Absatz *Tests zur Erfassung kognitiver Funktionen*), welche im hohen Maße mit der Aktivität des PFC im Zusammenhang stehen (Lambrick et al., 2016). Daher wurden diese Tests genutzt, um neurokognitive Änderungen durch ein allgemeines sportunspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur Steuerung der Aufmerksamkeit sowie ein bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining, welches die Steuerung der Aufmerksamkeit an den Bewegungsphasen des Basketball-Freiwurfs orientiert, zu kennzeichnen.

Im Rahmen der ersten Intervention konnten sich sowohl die Interventions- als auch die Kontrollgruppe im Test d2 hinsichtlich der Hauptvariable Konzentrationsleistung (KL) signifikant verbessern. Dies lässt auf einen Lerneffekt schließen, der sich auch durch die signifikant gesteigerte Gesamtzahl bearbeiteter Zeichen (Gz) der Kontrollgruppe bestätigt. Weiterhin zeigte sich über die zweite Intervention deskriptiv kaum eine Veränderung der KL für die Interventionsgruppe und wiederum eine signifikante Verbesserung der KL für die Kontrollgruppe, mit einem signifikanten Interaktionseffekt zwischen den Gruppen. Dies begründet sich zum einen durch den Gruppeneffekt im Prätest, welcher das unterschiedliche Ausgangsniveau der beiden Gruppen verdeutlicht, zum anderen hat die Interventionsgruppe in beiden Testungen sehr hohe überdurchschnittliche Testresultate, die auf einen Deckeneffekt hindeuten. Durch diesen war es der Interventionsgruppe kaum möglich, ein noch höheres Niveau zu erreichen (Young, Angevaren, Rusted & Tabet, 2015). Dies trat bereits bei weiteren Neurofeedback-Studien auf, bei denen die Probanden kein durch den Test messbares Defizit hatten (Hudak et al., 2017). Gleiches gilt für die Nebenvariable Gz im Rahmen der zweiten Intervention. Bei der Sekundärvariable Verwechslungsfehler (F2) traten durch beide Interventionen keine bedeutsamen Veränderungen auf, wobei diese mit durchschnittlich weniger als vier Verwechslungsfehlern ohnehin sehr selten auftraten. Im Gegensatz dazu verbesserte sich die Interventionsgruppe durch die erste Intervention signifikant sowohl im Standardwert der absoluten Bearbeitungsqualität (F), als auch bei der Vermeidung von Auslassungsfehlern (F1) und unterschied sich damit signifikant von der Kontrollgruppe, deren Testergebnisse sich nicht bedeutsam veränderten. Dies weist auf eine Wirkung des allgemeinen HEG-Neurofeedbacktrainings hinsichtlich der Steigerung der Sorgfalt und Genauigkeit bei der Testbearbeitung und somit einer aufmerksameren Informationsverarbeitung.

Weiterhin ergaben sich keine bedeutsamen Unterschiede über die Prä- und Posttests der beiden Interventionen zwischen den Gruppen bezüglich der kognitiven Leistungsgeschwindigkeit, welche mithilfe des ZVT quantifiziert wurden. Die signifikante Verbesserung des Standardwerts der Bearbeitungszeit im ZVT der Interventionsgruppe nach dem ersten Interventionszeitraum ist aufgrund des fehlenden Interaktionseffekts nicht ausschließlich auf das HEG-Neurofeedbacktraining zurückzuführen. Da auch die Kontrollgruppe eine zumindest tendenziell bedeutsame Verbesserung erreichte, sind diese Zeiteffekte eher als ein Lerneffekt hinsichtlich der Testbearbeitung beim Posttest

zu interpretieren. Dieser Lerneffekt könnte jedoch durch das allgemeine HEG-Neurofeedbacktraining positiv unterstützt worden sein, da die signifikante Verbesserung der Interventionsgruppe mit einem großen Effekt auftrat ($r=.791$).

Entsprechende Lerneffekte zeigten sich auch für die Kontrollgruppe im Reaktionstest mit Wahlreaktion durch signifikante Verbesserungen über die Standardwerte der Skala MRZ bei der ersten Intervention sowie bei der zweiten Intervention über die Skalen MMZ und SDMZ, wohingegen bei der Interventionsgruppe keine statistisch bedeutsamen Veränderungen auftraten. Ebenso trat beim FWIT lediglich bei der Kontrollgruppe im zweiten Interventionszeitraum für den Standardwert der Skala Benenn-Interferenzneigung eine signifikante Verbesserung über die Zeit ein. Obwohl Studien bereits zeigten, dass eine Aufgabe, welche durch Interferenz inhibitorische Kontrolle verlangt, nicht zwangsläufig zu einer bedeutsamen Aktivierung des PFC führt, so verursacht der Wechsel zwischen Aufgaben durchaus eine Aktivierung des beidseitigen anterioren dorsolateralen und ventrolateralen PFC, wodurch diese Areale auch im engen Zusammenhang mit der Testleistung im RT und FWIT stehen (Laguë-Beauvais, Brunet, Gagnon, Lesage & Bherer, 2013). Dennoch ist es nicht auszuschließen, dass die Testaufgaben Anforderungen an weitere kognitive Funktionen (z.B. dem Arbeitsgedächtnis) stellen, sodass es zu einer Konfundierung der Testergebnisse geführt haben könnte, wodurch ein entsprechender Einfluss zusätzlicher kortikaler Strukturen auf die Testergebnisse dieser Arbeit angenommen werden kann (Leung, Skudlarski, Gatenby, Peterson & Gore, 2000; Coull, 1998). So ist beispielsweise das Arbeitsgedächtnis zur Erinnerung an die aktuelle Aufgabe involviert, wodurch der PFC eine weniger entscheidende Rolle beim Zustandekommen dieser Testleistungen gespielt haben könnte. Dies deckt sich ebenso mit den Ergebnissen von Matsuda & Sato (2019), die keinen Zusammenhang zwischen der präfrontalen Aktivität und der Bearbeitung des Reaktionszeittests nachweisen konnten.

Die Ergebnisse der HU dieser Arbeit hinsichtlich der Veränderung der hier untersuchten kognitiven Funktionen decken sich nur zum Teil mit der aktuellen Studienlage. So konnten beispielsweise Gomes und Kollegen (2018) durch ein HEG-Neurofeedbacktraining präfrontaler Regionen verschiedene kognitive Funktionen, wie die Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit, das Arbeitsgedächtnis sowie verschiedene Aufmerksamkeitsprozesse und exekutive Funktionen, verbessern. Jedoch ist in der Studie die Wirkung des Neurofeedbacktrainings nicht durch eine passive Kontrollgruppe oder eine Kontrollgruppe mit Placebo-Feedback abgesichert. Weiterhin wurde nicht überprüft, inwieweit die verschiedenen, in der genannten Studie verwendeten Sensorpositionen (F7, Fp1, Fp2, F8) einen Einfluss auf die Veränderungen der Testleistungen haben. Andere Studien konnten hingegen die Wirksamkeit eines Neurofeedbacktrainings der präfrontalen Regionen auf das Arbeitsgedächtnis (Dias et al., 2012), verschiedene Aufmerksamkeitsfunktionen (Lai et al., 2015; Wang & Hsieh, 2013; Toomim et al., 2004), der inhibitorischen Kontrolle (Hudak et al., 2017; Marx et al., 2014) und weitere exekutive Funktionen (Hosseini et al., 2016) nachweisen. Die Untersuchungsdesigns dieser Studien sind jedoch sehr heterogen hinsichtlich der Sensorpositionierung, der Anzahl und Dauer der Übungseinheiten sowie der verwendeten Tests zur Überprüfung der kognitiven

Funktionen und können somit nicht direkt zur Aufklärung eines optimalen Neurofeedbacktrainingsprotokolls beitragen. Ebenso entsprechen die Stichproben der genannten Studien nicht der Alterskohorte der Stichprobe der HU in dieser Arbeit. Daher können die Einflussfaktoren, die letztendlich für das Ausbleiben statistisch bedeutsamer Veränderungen des HEG-Neurofeedbacktrainings nicht vollständig aufgeklärt werden.

Hypothesenprüfung H6.1_{HU} und H6.2_{HU}

Die Untersuchungsergebnisse der HU zeigen, dass ein 10-wöchiges sportunspezifisches sowie ein bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur selbstregulierten Steigerung und Senkung der hämodynamischen Aktivität im PFC zu keiner signifikanten Steigerung der selektiven Aufmerksamkeit, der kognitiven Leistungsgeschwindigkeit, der Reaktionsschnelligkeit sowie der Fähigkeit zur Inhibition führt. Es ergaben sich jedoch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen hinsichtlich der sorgfältigeren und genaueren Testbearbeitung durch das sportunspezifische HEG-Neurofeedbacktraining. Dennoch ist sowohl die Hypothese H6.1_{HU} als auch H6.2_{HU} zu falsifizieren.

Wirkung der HU auf sportartrelevante Persönlichkeitsmerkmale

Im Rahmen der HU wurden die Veränderung von sportrelevanten Persönlichkeitsmerkmalen durch ein sportunspezifisches sowie durch ein bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining mittels dreier Fragebögen (SWE, AMS-Sport, WAI-T) in den Prä- und Posttests der beiden Interventionszeiträume quantifiziert. Bei allen betrachteten Parametern kam es für die Interventionsgruppe zu keinerlei signifikanten Veränderungen durch die Interventionen. Die Kontrollgruppe verbesserte sich hingegen im Laufe der zweiten Intervention signifikant bezüglich ihrer Selbstwirksamkeitserwartung, auch im direkten Vergleich zur Interventionsgruppe. Dabei hat das Merkmal sowohl im Prä- als auch im Posttest bei beiden Gruppen eine durchschnittliche Ausprägung. Weiterhin liegen die Differenzen der mittleren Standardwerte des SWE vom Prä- zum Posttest (Kontrollgruppe: 3,2; Interventionsgruppe: -2,3) noch weit unterhalb der kritischen Differenz von 7,84 für dieses Merkmal. Das bedeutet, dass bei diesen Änderungen der Ausprägung von einer praktischen Relevanz für die Gruppen abgesehen werden kann. Hinsichtlich der Ergebnisse des AMS-Sports veränderten sich die Ergebnisse der Standardwerte der Skala HE der Interventionsgruppe zwar tendenziell (Post1-Prä1 = -3,9; Post2-Prä2 = 5,1)⁴⁶. Diese Veränderungen unterscheiden sich nicht bedeutsam von denen der Kontrollgruppe und liegen innerhalb der kritischen Differenz für diese Skala ($d_{\text{crit}} = 10,6$). Somit haben diese praktisch keine ausschlaggebende Bedeutung für die Interventionsgruppe. Auch in Hinblick auf die Standardwerte der Skala FM traten keine bedeutenden Veränderungen für beide Gruppen auf. Ebenso ergaben sich durch die zwei Interventionen bezüglich der Wettkampfangst für alle geprüften Skalen (Somatische Angst, Besorgnis und Konzentrationsstörung) keine statistisch bedeutsamen Unterschiede bei beiden Gruppen. Dies steht entgegen bisherigen Neurofeedback-Studien, die eine Verbesserung der Angstsymptome zeigen konnten,

⁴⁶ Vgl. deskriptive Daten in Anhang C, Tabelle 37

wobei jedoch eine Kohorte mit diagnostizierten Angststörungen im sozialen Kontext das Neurofeedbacktraining absolvierte und somit eine Verbesserung von Defiziten hervorgerufen wurde (Kimmig et al., 2019). Somit ist aufgrund der vorliegenden deskriptiven Ergebnisse, welche durchschnittliche Merkmalsausprägungen aufweisen⁴⁷, davon auszugehen, dass bei der Stichprobe der HU dieser Arbeit zu allen vier Messzeitpunkten keine Defizite hinsichtlich der Wettkampfangst vorlagen. Lediglich bei der Skala der Konzentrationsstörung bestand bei der Interventionsgruppe zum Prätest des zweiten Interventionszeitraums eine überdurchschnittliche Ausprägung. Dies ist jedoch eher auf die schiefe Verteilung der Skala zurückzuführen (Bös, 2017).

Hypothesenprüfung H7.1_{HU} und H7.2_{HU}

Die Ergebnisse der HU dieser Arbeit verdeutlichen, dass ein 10-wöchiges sportunspezifisches sowie ein bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining zur selbstregulierten Steigerung und Senkung der hämodynamischen präfrontalen Aktivität zu keinen bedeutsamen Veränderungen der betrachteten sportrelevanten Persönlichkeitsmerkmale bei männlichen heranwachsenden Basketballspielern führt. So konnte keine Wirksamkeit der Interventionen auf die allgemeine Selbstwirksamkeitserwartung, das spezifische Leistungsmotiv und die Wettkampfangstlichkeit nachgewiesen werden. Daher sind die Hypothesen H7.1_{HU} und H7.2_{HU} zu falsifizieren.

Zusammenfassender Überblick der Hypothesenprüfung der HU

Mithilfe der HU konnte die Möglichkeit zur Manipulation von Kognition und Bewegung mithilfe von HEG-Neurofeedback nur bedingt aufgeklärt werden (Tab. 19). Im Rahmen des zweiten Fragenkomplexes bezüglich der hämodynamischen Aktivität des linken und rechten präfrontalen Kortex während des Basketball-Freiwurfs konnte lediglich die erste Hypothese (H1.1_{HU}) zum Teil verifiziert werden. Demnach zeigte sich in den bewegungsspezifischen Phasen *Freiwurfbewegung* und *Ballverfolgung* eine bedeutsam kleinere hämodynamische Aktivität im linken dorsolateralen PFC unter der Bedingung Treffer als unter der Bedingung Nicht-Treffer, wohingegen sich ein entsprechendes Verhalten im rechten dorsolateralen PFC nicht bestätigte (H1.2_{HU}). Ebenso mussten die weiteren Hypothesen des zweiten Fragenkomplexes (H2.1_{HU}, H2.2_{HU}, H3_{HU}) falsifiziert werden. Sowohl das im Rahmen dieser Arbeit eingesetzte allgemeine als auch das bewegungsspezifische HEG-Neurofeedbacktraining des PFC zur Schulung der Aufmerksamkeit zeigte nicht die auf Basis der Theoriepositionen angenommenen Veränderungen des linken und rechten PFC während des Basketball-Freiwurfs. Daher mussten die zur Aufklärung des dritten Fragenkomplexes aufgestellten Hypothesen H4.1_{HU} und H4.2_{HU} falsifiziert werden (Tab. 19). Entgegen der Annahme auf der Grundlage der Theorieposition dieser Arbeit zeigte sich in der HU eine statistisch bedeutsame Erhöhung der hämodynamischen Aktivität des linken dorsolateralen PFC während der Phase *Freiwurfbewegung* durch das sportunspezifische HEG-Neurofeedbacktraining. Das bewegungs-

⁴⁷ Vgl. deskriptive Daten in Anhang C, Tabelle 38 und 39

spezifische HEG-Neurofeedbacktraining führte tendenziell zu den erwartenden Adaptationen, allerdings ohne ausreichende statistische Signifikanz. Desgleichen führten beide Interventionen nicht zu einer Verbesserung der bewegungsspezifischen Leistungsfähigkeit beim Basketball-Freiwurf, weshalb auch die Hypothesen H5.1_{HU} und H5.2_{HU} zu falsifizieren waren (Tab. 19).

Zur Aufklärung des vierten Fragenkomplexes sollte geprüft werden, inwieweit ein sportunspezifisches sowie bewegungsspezifisches HEG-Neurofeedbacktraining einen Einfluss auf kognitive Fähigkeiten sowie leistungsbestimmende Persönlichkeitsmerkmale hat. Die Hypothesenprüfung ergab keine bedeutsamen Veränderungen dieser Faktoren der Interventionsgruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe. Somit wurden die Hypothesen H6.1_{HU}, H6.2_{HU}, H7.1_{HU} und H7.2_{HU} falsifiziert (Tab. 19). Lediglich die sorgfältigere und genauere Testbearbeitung der Interventionsgruppe verbesserte sich, jedoch ohne Interaktionseffekt.

Tab. 19. Übersicht zur Hypothesenprüfung hinsichtlich neurofeedbackbedingter Veränderungen von Kognition und Bewegung am Beispiel des Basketball-Freiwurfs (HEGR1: mittlere Aktivierungsrate des linken präfrontalen Kortex; HEGR2: mittlere Aktivierungsrate des rechten präfrontalen Kortex)

Hypothese	Annahme	Verifiziert ✓ Falsifiziert ✗
2. Fragenkomplex		
H1.1 _{HU}	HEGR1 _{Treffer} < HEGR1 _{Nicht-Treffer} bei den bewegungsspezifischen Phasen (i) Vorbereitung (ii) Freiwurfbewegung (iii) Ballverfolgung	✓ (teilweise)
H1.2 _{HU}	HEGR2 _{Treffer} < HEGR2 _{Nicht-Treffer} bei den bewegungsspezifischen Phasen (i) Vorbereitung (ii) Freiwurfbewegung (iii) Ballverfolgung	✗
H2.1 _{HU}	(i) HEGR1 _{Vorbereitung} ≠ HEGR1 _{Freiwurfbewegung} (ii) HEGR1 _{Freiwurfbewegung} ≠ HEGR1 _{Ballverfolgung}	✗
H2.2 _{HU}	(i) HEGR2 _{Vorbereitung} ≠ HEGR2 _{Freiwurfbewegung} (ii) HEGR2 _{Freiwurfbewegung} ≠ HEGR2 _{Ballverfolgung}	✗
H3 _{HU}	HEGR1 < HEGR2 bei den bewegungsspezifischen Phasen (i) Vorbereitung (ii) Freiwurfbewegung (iii) Ballverfolgung	✗
3. Fragenkomplex		
H4.1 _{HU}	Sportunspezifisches HEG-NFBT führt zu HEGR1 _{Prä} ≠ HEGR1 _{Post} & HEGR2 _{Prä} ≠ HEGR2 _{Post}	✗
H4.2 _{HU}	Bewegungsspezifisches HEG-NFBT führt zu HEGR1 _{Prä} ≠ HEGR1 _{Post} & HEGR2 _{Prä} ≠ HEGR2 _{Post}	✗
H5.1 _{HU}	Sportunspezifisches HEG-NFBT führt zu Verbesserung der Wurflleistung	✗
H5.2 _{HU}	Bewegungsspezifisches HEG-NFBT führt zu Verbesserung der Wurflleistung	✗

Tab. 19. Fortsetzung

Hypothese	Annahme	Verifiziert ✓ Falsifiziert ✗
4. Fragenkomplex		
H6.1 _{HU}	Sportunspezifisches HEG-NFBT führt zu Steigerung folgender kognitiver Funktionen: (i) selektive Aufmerksamkeit (ii) kognitive Leistungsgeschwindigkeit (iii) Reaktionsschnelligkeit (iv) Inhibition	✗
H6.2 _{HU}	Bewegungsspezifisches HEG-NFBT führt zu Steigerung folgender kognitiver Funktionen: (i) selektive Aufmerksamkeit (ii) kognitive Leistungsgeschwindigkeit (iii) Reaktionsschnelligkeit (iv) Inhibition	✗
H7.1 _{HU}	Sportunspezifisches HEG-NFBT führt zu Steigerung folgender sportrelevanter Persönlichkeitsmerkmale: (i) Selbstwirksamkeit (ii) sportliche Motivation (iii) Wettkampfangst	✗
H7.2 _{HU}	Bewegungsspezifisches HEG-NFBT führt zu Steigerung folgender sportrelevanter Persönlichkeitsmerkmale: (i) Selbstwirksamkeit (ii) sportliche Motivation (iii) Wettkampfangst	✗

8 Schlussfolgerung und Ausblick

Basierend auf den Untersuchungsergebnissen der HU der vorliegenden Arbeit kann von keiner höheren Wirksamkeit des durchgeführten allgemeinen sowie bewegungs-spezifischen Neurofeedbacktrainings in Ergänzung eines Athletiktrainings im Vergleich zu einem Athletiktraining ohne Neurofeedbacktraining bei jungen Nachwuchsleistungssportlern der Sportart Basketball ausgegangen werden. Dies inkludiert sowohl die präfrontale Aktivität in Abhängigkeit der Bewegungsphasen, als auch die Qualität der Bewegungsausführung, der kognitiven Fähigkeiten sowie die sportrelevanten Persönlichkeitsmerkmale. Deskriptiv und statistisch weisen jedoch die Ergebnisse vor allem der ersten Intervention auf eine reizwirksame Verbesserung der genannten Parameter hin. Obgleich die Neurofeedback-Interventionen der HU dieser Arbeit trainingsmethodisch an dem aktuellen Stand der Forschung ausgerichtet wurden, waren diese in Kombination mit einem sportartspezifischen Athletiktraining nicht reizwirksamer als ein entsprechendes Athletiktraining ohne inkludiertes Neurofeedbacktraining. Dies ist jedoch nicht auf den grundlegenden Interventionsansatz des Neurofeedbacktrainings zurückzuführen, sondern vielmehr ist die Gestaltung des Neurofeedbacktrainings als nicht reizwirksamer einzuschätzen. Selbst das aktuelle Review von Kohl und Kollegen (2020) zu den Potenzialen fNIRS-basierter Neurofeedbackanwendungen konnte auf der Grundlage des aktuellen Forschungsstandes keine standardisierten Verfahrensweisen zur Gestaltung eines Neurofeedbacktrainings definieren. Dementsprechend besteht weiterhin Forschungsbedarf an differenzierten und altersadäquaten Untersuchungen zur Dosis-Wirkungs-Beziehung eines Neurofeedbacktrainings im sportwissenschaftlichen und sportpraktischen Kontext.

Die VU dieser Arbeit zeigte eine Möglichkeit der Differenzierung der medialen präfrontalen Aktivität in Abhängigkeit von Bewegungsphasen und der Bewegungsqualität bei Hochleistungssportlern des Bogenschießens. Dies gelang für die Nachwuchsleistungssportler beim Basketball-Freiwurf nur zum Teil in Hinblick auf den dorsolateralen PFC. In Erweiterung der in Kapitel 3.1 beschriebenen Abhängigkeit der kortikalen Aktivität von der Expertise eines Sportlers bzw. dem Lernstand einer motorischen Bewegung konnten bereits einige Untersuchungen zur Aufklärung dessen beitragen. Hierzu wurden kortikale Aktivitäten von Athleten mit Nicht-Athleten (Del Percio et al., 2009), Experten mit Novizen (Wimshurst, Sowden & Wright, 2016; Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008; Haufler et al., 2000) zum Teil während sportartspezifischer Handlungen untersucht. Weiterhin konnten Veränderungen der kortikalen Aktivität durch im Laufe des Lernprozesses einer motorischen Handlung nachgewiesen werden (Carius et al., 2016; Ono, Noah, Zhang, Nomoto, Suzuki, Shimada, Tachibana, Bronner & Hirsch, 2015; Debaere, Wenderoth, Sunaert, van Hecke & Swinnen, 2004). Ebenso sollte die Individualität der kortikalen Aktivität bei Höchstleistungen verstärkt untersucht werden (Christie & Werthner, 2015), wie in Kapitel 7.2 diskutiert wurde. Daher sind inter- und intraindividuelle Vergleiche zwischen verschiedenen Sportarten und Leistungsniveaus wie in dieser Arbeit nur schwer und mit großer Vorsicht durchzuführen. Dies sollte jedoch in zukünftigen Untersuchungen berücksichtigt und geprüft werden.

Obwohl die Interventionen nach den aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen zur Gestaltung des Neurofeedbacktrainings (siehe Kapitel 3.3.2) konzipiert wurde, konnten kaum nachweisbare Verbesserungen sportrelevanter Leistungsfaktoren erzielt werden. Dies ist vor allem durch einen bislang fehlenden evidenten Interventionsansatz bedingt, da es hierzu bisher keine eindeutige Studienlage gibt. Somit wurde auf Basis der geringen Anzahl vorhandener Studien explorativ ein Interventionsansatz erstellt. Die bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnisse zur Anwendung von EEG-Neurofeedback-Interventionen bei Athleten (Mirifar et al., 2017) und fNIRS-Neurofeedback-Interventionen bei gesunden Probanden und Patienten können bislang nur bedingt auf fNIRS-Neurofeedback-Interventionen mit Sportlern übertragen werden (Kohl et al., 2020), da für diesen spezifischen Forschungsbereich noch randomisierte, kontrollierte Neurofeedback-Studien mit hohen Stichprobengrößen fehlen. Für einen besseren Übertrag bisheriger Studien und eine höhere Genauigkeit der Interpretation durch unterschiedliche Informationen wären Studien mit hybriden Kombinationen von EEG- bzw. fNIRS- und EEG-Neurofeedback wünschenswert (Cutini & Brigadoi, 2014). Weiterhin konnte bereits gezeigt werden, dass bei einem sportpsychologischen Training durch den kombinierten Einsatz eines Neurofeedbacktrainings mit Biofeedback eine höhere Aktivität als bei einem alleinigen Neurofeedbacktraining erreicht werden kann (Blumenstein & Orbach, 2014; Beauchamp et al., 2012). Speziell bei Zielbewegungen ohne großräumige Bewegungen, die eine stabile Atmung und Körperposition erfordern, eignen sich besonders Übungseinheiten unter Rückmeldung kortikaler Aktivitäten kombiniert mit der Rückmeldung psychophysiologischer Systeme, wie zum Beispiel der Herzfrequenz oder Respiration. Dies wäre durchaus mit dem in dieser Arbeit verwendeten HEG-System zu realisieren und für künftige Untersuchungen zu berücksichtigen.

Weiteres Potenzial zur Entwicklung nachfolgender Untersuchung birgt sich vor allem in der Art des Feedbacks und den Rahmenbedingungen der Trainingssituation, bei denen das Feedback suggeriert wird. Vernon und Kollegen (2009) nehmen in ihrem Review zur Methodik von EEG-Neurofeedback an, dass ein bimodales Neurofeedbacktraining mit simultan dargebotenen auditivem und visuellem Feedback anstelle eines unimodalen Feedbacks effektiver ist. Hierzu besteht jedoch keine wissenschaftliche Evidenz und gilt daher als zu überprüfen. Um einen besseren Transfer in das sportpraktische Training zu ermöglichen, könnte der Sportler ebenso ein auditives Feedback während der Vorbereitung auf eine Bewegungsausführung erhalten, wie es in wenigen Studien bereits praktiziert wurde und zum Teil zur Leistungssteigerung führte (Ring et al., 2015; Cooke et al., 2014; Babiloni et al., 2008). Ebenso könnte sich eine sportartspezifische virtuelle Realität positiv auf die Wirksamkeit des Neurofeedbacktrainings auswirken (Skalski et al., 2021a). Diese auch in der Ergebnisdiskussion (Kapitel 7.3, Absatz *Wirkung der HU auf die sportartspezifische Leistungsfähigkeit*) erörterte Vorgehensweise ermöglicht jedoch nur die Manipulation kortikaler Aktivitäten in der Bewegungsvorbereitung und nicht während motorischer Handlungen, wie der Freiwurfbewegung des Basketball-Freiwurfs. Hierbei könnte dem Sportler lediglich eine Rückmeldung nach der Freiwurfbewegung zugänglich gemacht werden. Hingegen stellt diese Art des Feedbacks eine zielführende

Möglichkeit des Neurofeedbacktrainings für Zielbewegungen mit geringem Bewegungsumfang, wie dem Bogenschießen, dem Golf-Putt oder dem Dartwurf, dar.

Abschließend kann festgehalten werden, dass Neurofeedbacktraining unter Beachtung des aktuellen Forschungsstandes ein innovativer Interventionsansatz zur Steigerung der kognitiven und sportlichen Leistungsfähigkeit sein könnte. Unter Berücksichtigung einer adäquaten Wahl der Mittel zur trainingsmethodischen Gestaltung können durch entsprechende Interventionen Adaptationen hervorgerufen werden, die das sportartspezifische Training zielführend ergänzen. Dennoch müssen weitere Untersuchungen angestrebt werden, um eine differenzierte und reizwirksame Dosis-Wirkungs-Beziehung eines Neurofeedbacktrainings auf die sportliche Leistung und weitere leistungsbestimmende Faktoren aufzuklären.

In Hinblick auf die vorliegende Arbeit wurde unter Berücksichtigung des aktuellen Forschungsstandes erstmalig ein Untersuchungskonzept zur Erfassung und Manipulation hämodynamischer kortikaler Aktivitäten erstellt, bei dem heranwachsende Basketball-Nachwuchsleistungssportler eingeschlossen sowie bisher unberücksichtigte Zielparameter analysiert wurden (Veränderung der kortikalen Aktivität während der Bewegungsdurchführung, leistungsrelevante Persönlichkeitsmerkmale). Obgleich die vermutete Wirksamkeit des Neurofeedbacktrainings auf die ausgewählten Zielparameter nicht vollumfänglich nachgewiesen werden konnten, konnte die durchgeführte Untersuchung einen wissenschaftlichen Beitrag zur Gestaltung eines HEG-Neurofeedbacktrainings leisten und kann für weiterführende Forschung als Erkenntnisgrundlage verwendet werden. Die in dieser Arbeit ganzheitliche Betrachtung der Wirkung eines solchen Neurofeedbacktrainings sollte in zukünftigen Interventionsstudien ebenso weitergeführt werden. Zur Orientierung könnten sich entsprechende Nachfolgeuntersuchungen an den Theoriepositionen, der Diskussion sowie der Schlussfolgerung dieser Arbeit anknüpfen.

9 Zusammenfassung

Problem- und Zielstellung

Es ist das immanente Ziel des sportlichen Trainings, die sportliche Leistungsfähigkeit von Athleten auf ein individuelles Maximum zu bringen. Dabei wird die Leistungsfähigkeit durch internale (z.B. Kondition, Koordination, Soziale Faktoren, Psyche) sowie externe Faktoren (z.B. Gegner, Publikum, Wetter) determiniert. Diese Faktoren variieren dabei zwischen den ausgeführten Sportarten, Disziplinen und sogar Bewegung sehr stark. Die daraus resultierenden Anforderungen sollen durch die stetige Verbesserung und Optimierung der Leistungsvoraussetzungen vom Athleten bewältigt werden, um Höchstleistungen zu ermöglichen. Die dafür zur Verfügung stehenden trainingsmethodischen Mittel sind hinsichtlich der Steigerung konditioneller und koordinativer Leistungsfaktoren bereits stark ausgeschöpft. Darüber hinaus spielen jedoch bei vielen Sportarten und Bewegungen vor allem kognitive Funktionen, wie die Aufmerksamkeit, eine leistungsbestimmende Rolle. Beispielsweise dient die Aufmerksamkeit bei Zielbewegungen der fokussierten und kontrollierten Bewegungsvorbereitung und -ausführung für einen erfolgreichen Bewegungsvollzug. Bei internalen und externen Störeinflüssen, welche zu Beeinträchtigungen der kortikalen Aktivität und folglich der motorischen Kontrolle führen könnten, begünstigen Aufmerksamkeitsprozesse die Inhibition der Störgrößen und lenken den Aufmerksamkeitsfokus auf relevante Zielparameter. Im Rahmen des sportlichen bzw. sportpsychologischen Trainings ist die Aufmerksamkeit jedoch ein noch eher unerschlossenes Leistungspotenzial.

In ersten Ansätzen wird jedoch bereits versucht, mithilfe sportpsychologischer Verfahren Aufmerksamkeitsprozesse quantifizierbar und objektivierbar zu machen, um nachfolgend diese ausgerichtet auf das sportliche Ziel durch Interventionsansätze zu optimieren. Hierzu werden vermehrt psychophysiologische Messverfahren eingesetzt, die physiologische Prozesse, wie Muskelaktivität, Hauttemperatur oder elektrodermale Aktivität, erfassen. Hierdurch können Rückschlüsse auf psychologische Prozesse ermöglicht werden. Diese Messverfahren müssen allerdings zumeist unter Laborbedingungen eingesetzt werden. Weiterhin sind sie durch die technischen und physiologischen Gegebenheiten im Einsatz bei sportlichen Handlungen sehr stark eingeschränkt, wodurch ein Transfer vom sportpsychologischen Training in die Sportpraxis sowie die Quantifizierung des Gelernten während der sportlichen Bewegung zum Teil kaum möglich ist. Aufgrund des technischen Fortschritts ist es jedoch möglich, neurophysiologische Prozesse mittels Messverfahren, wie der Elektroenzephalographie (EEG) und der Hämooenzephalographie (HEG), zu erfassen. Während mit der EEG elektrische Ströme des Gehirns erfasst werden, wird mittels des HEG auf der Grundlage der funktionellen Nahinfrarotspektroskopie (fNIRS) eine Konzentrationsänderung von sauerstoffarmem und sauerstoffreichem Blut im Gehirn gemessen. Beide Messverfahren ermöglichen so Hirnaktivität zu quantifizieren. Damit kann beispielsweise die präfrontale Aktivität des Gehirns gemessen werden, die wiederum mit Aufmerksamkeitsprozessen assoziiert ist. Hierdurch entsteht ein enormes Potenzial sportliche Höchstleistungen aus neuro-kognitiver Sicht aufzuklären. Mithilfe der EEG konnten somit bereits kortikale Aktivitäten bei sportlichen

Zielbewegungen mit sehr geringem Bewegungsumfang differenziert und in Abhängigkeit zur sportlich erbrachten Leistung definiert werden. Allerdings ist die EEG aufgrund ihrer hohen Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten für sportwissenschaftliche Untersuchungen in ihrer Anwendung stark limitiert. Hingegen ist das HEG aufgrund seiner Messmethodik gegenüber Bewegungsartefakten sehr robust. Somit wurde im Rahmen der vorliegenden Arbeit in einer Voruntersuchung (VU) geprüft, inwieweit bei vergleichbaren Zielbewegungen bewegungsspezifische präfrontale Aktivität nachgewiesen werden kann und inwiefern diese im Zusammenhang zur sportlichen Leistung stehen.

Neben der Quantifizierung kortikaler Aktivität bieten die genannten Methodendarüber hinaus neue trainingsmethodische Perspektiven in Bezug auf die Optimierung von kognitiven Funktionen. Eines dieser Trainingsmethoden ist das sogenannte Neurofeedback, wobei ein Athlet eine Rückmeldung über dessen kortikale Aktivität über visuelle oder akustische Signale erhält. Mithilfe des Neurofeedbacktrainings kann ein Athlet somit lernen kognitive Prozesse selbst und bewusst zu regulieren. Erste Untersuchungen mittels EEG-Neurofeedback erwiesen sich bereits als bedeutsam zur Optimierung sportlicher Leistungen und ebenso bei affektiven und kognitiven Variablen, die indirekt mit der sportlichen Leistung verknüpft sind. Ebenso konnten bereits Interventionsstudien Verbesserungen von kognitiven Funktionen mithilfe von HEG-Neurofeedback sowohl bei Patienten als auch gesunden Erwachsenen nachweisen. Da die HEG aufgrund ihrer geringen Anfälligkeit für Artefakte auch für großräumige Bewegungen geeignet ist, stellt diese Methode ein enormes Potenzial für das sportpsychologische Training und einen besseren Transfer in das sportliche Training dar. Jedoch mangelt es bislang an Studien zur reizwirksamen Strukturierung von Neurofeedback-Interventionen und zur Effektivität der Manipulation der präfrontalen Aktivität während sportlicher Handlungen sowie kognitiver Fähigkeiten, die im Zusammenhang zu Aufmerksamkeitsleistungen stehen.

Dementsprechend war das Ziel der Hauptuntersuchung (HU) der vorliegenden Arbeit, die Wirksamkeit eines HEG-Neurofeedbacktrainings bei jungen Nachwuchsleistungssportlern auf neurophysiologische Adaptationsprozesse und diese hinsichtlich der Veränderung der sportlichen Leistungsfähigkeit, von kognitiven Fähigkeiten sowie sportrelevanter Persönlichkeitsmerkmale zu untersuchen.

Untersuchungsmethodik der Voruntersuchung

Für die VU wurde eine kleinmotorische Handlung mit Zielbewegung am Beispiel des Recurvebogenschießen untersucht. Die Untersuchung entsprach einer Querschnittsuntersuchung im Blockdesign. Dabei führten zwölf Bogenschützen des deutschen Nationalkaders (20 bis 38 Jahre; $25,2 \pm 4,91$ Jahre) 30 disziplinspezifische Schüsse bei einer Distanz von 18 m zur Zielscheibe in einer Sporthalle durch. Die Schussleistung wurde entsprechend des Reglements der World Archery Federation für das Schießen in einer Halle quantifiziert. Dabei galt das Treffen des innersten Ringes der Zielscheibe als optimale Schussleistung bzw. „X“, des nächst größeren Ringes als gute Schussleistung bzw. entsprechend des Wettkampfrelements als 10 Punkte sowie jeder Treffer außerhalb dessen als schlechte Schussleistung bzw. „<10“. Während der 30 Schüsse erfolgte simultan die Erfassung der präfrontalen Hämodynamik mittels HEG-Systems, mittig der

Stirn entsprechend des internationalen 10-20-Systems zur Elektrodenpositionierung über Fpz. Die Einteilung der HEGR-Verläufe erfolgte entsprechend der zeitlichen Struktur der bewegungsspezifischen Phasen des Bogenschießens: (1) *Nullstellung*, (2) *Vorspannung* des Bogens, (3) *Anheben* des Bogens, (4) *Zielen* bis zum Auslösen des Schusses sowie (5) *Nachhalten*. Nach der Datenaufbereitung mittels einer MATLAB-Auswerteroutine wurden für die Datenauswertung die Mittelwerte der HEGR-Daten für jede einzelne Bewegungsphase berechnet und mithilfe von Random-Intercept-Modellen in Ausrichtung auf die Zielstellung analysiert.

Untersuchungsmethodik der Hauptuntersuchung

Für die HU dieser Arbeit wurde als kleinstmotorische Handlung mit Zielbewegung der Basketball-Freiwurf untersucht. Hierzu wurde eine randomisierte, kontrollierte Längsschnittstudie mit zwei Interventionszeiträumen durchgeführt. An der HU nahmen 18 jugendliche, männliche Basketballspieler (12 bis 15 Jahre; $13,4 \pm 1,11$ Jahre) der Landesliga und Mitteldeutschen Liga teil. Diese wurden mittels Blockrandomisierung einer Interventions- oder einer Kontrollgruppe zu je neun Probanden zugewiesen. Beide Gruppen absolvierten 10 Interventionseinheiten je Interventionszeitraum, die einmal wöchentlich durchgeführt wurden. Dabei erfolgte ein 90-minütiges Athletiktraining, wobei die Interventionsgruppe innerhalb dieses Athletiktrainings ein 20-minütiges HEG-Neurofeedbacktraining durchgeführt hatte.

Im Rahmen des HEG-Neurofeedbacktrainings des ersten Interventionszeitraumes sollten die Probanden lernen, die hämodynamische Aktivität des medialen PFC durch Selbstregulation zu steigern und zu senken. Hierfür erhielten sie die Rückmeldung mithilfe bewegungsunspezifischer Videos, die abspielten, wenn die Aufgabe des Steigerns bzw. Senkens der präfrontalen Aktivität erfüllt wurde. Andernfalls stoppte das Video.

Im zweiten Interventionszeitraum erfolgte das Feedback über ein Video, welches aus der Eigenperspektive des Sportlers beim Basketball-Freiwurf gefilmt und individuell unter Einteilung der Bewegungsphasen (1) *Vorbereitung*, (2) *Freiwurfbewegung* und (3) *Ballverfolgung* des Basketball-Freiwurfs angefertigt wurde. Die Aufgabe dieses HEG-Neurofeedbacktrainings war für alle Sportler die hämodynamische Aktivität des medialen PFC in der Phase der *Vorbereitung* zu steigern und während der *Freiwurfbewegung* zu senken.

Sowohl vor als auch nach den 10-wöchigen Interventionen wurden Prä- und Posttests durchgeführt, um interventionsbedingte Veränderungen der sportartspezifischen Leistungsfähigkeit (Treffer und Nicht-Treffer bei jeweils 20 Basketball-Freiwürfen), der hämodynamischen Aktivität des linken und rechten dorsolateralen PFC in Abhängigkeit der Bewegungsphasen (mittlerer HEGR1 bzw. HEGR2 während der *Vorbereitung*, *Freiwurfbewegung* und *Ballverfolgung*), der kognitiven Funktionen (fokussierte Aufmerksamkeit, kognitive Leistungsgeschwindigkeit, Reaktionsschnelligkeit, Inhibition; bestimmt mittels Test d2, Zahlen-Verbindungs-Test – ZVT, Reaktionstest mit Wahlreaktion, Farb-Wort-Interferenztest – FWIT) sowie sportrelevanter Persönlichkeitsmerkmale (Selbstwirksamkeit, Motivation, Wettkampfangst; bestimmt mittels der Fragebögen

Selbstwirksamkeitserwartung – SWE, Achievement Motives Scale-Sport – AMS-Sport; Wettkampf-Angst-Inventar Trait – WAI-T) zu quantifizieren und zu prüfen.

In Anlehnung an die Auswertung der VU wurde die hämodynamische Aktivität des linken (HEGR1) und des rechten dorsolateralen PFC (HEGR2) während des Basketball-Freiwurfes sowie dessen interventionsbedingte Veränderungen mithilfe von Random-Intercept-Modellen analysiert. Die Wirksamkeit der Interventionen auf die kognitiven Funktionen und Persönlichkeitsmerkmale wurde mittels entsprechender Verfahren der Inferenzstatistik überprüft.

Ergebnisse VU

Im Rahmen der VU konnte während des Bogenschießens ein Anstieg der präfrontalen Hämodynamik (HEGR) bis zur Phase des *Zielens* für die Gesamtstichprobe ermittelt werden. Dabei war die präfrontale Aktivität in der Phase des *Anhebens* hoch signifikant höher als in der Phase der *Vorspannung* des Bogens ($p=.002$). Weiterhin war die präfrontale Aktivität in der Phase des *Zielens* bis zum Auslösen des Schusses hoch signifikant höher als in der Phase des *Anhebens* ($p=.001$). Außerdem konnten signifikant höhere präfrontale Aktivitäten bei optimalen Schussleistungen im Vergleich zu schlechten Schussleistungen in der Phase des *Anhebens* ($p=.044$), des *Zielens* ($p=.028$) und des *Nachhaltens* ($p=.030$) nachgewiesen werden. Eine nachfolgende Residualanalyse zeigte eine starke Verzerrung der Testergebnisse durch einen Probanden. Durch Ausschluss dieses Probanden aus dem verwendeten gemischt linearen Modell sank das Signifikanzniveau zwischen den Schussleistungen (*Anheben*: $p=.028$; *Zielen*: $p=.006$; *Nachhalten*: $p=.003$). Bedeutsame Unterschiede zwischen diesen Trefferleistungen konnten mittels individueller Analysen für die Mehrheit der Probanden nicht nachgewiesen werden.

Ergebnisse der ersten Intervention der HU

Die Analyse der hämodynamischen Aktivitäten ergab beim ersten Messzeitpunkt unter der Bedingung Treffer in der Phase der *Freiwurfbewegung* einen signifikant niedrigeren ($p=.030$) sowie in der Phase der *Ballverfolgung* einen tendenziell bedeutsam niedrigeren HEGR1 ($p=.060$) als unter der Bedingung Nicht-Treffer. Der HEGR2 war hingegen in der Phase der *Ballverfolgung* tendenziell bedeutsam höher unter der Bedingung Treffer als bei der Bedingung Nicht-Treffer ($p=.099$). Zwischen den bewegungsspezifischen Phasen sowie zwischen den beiden Hemisphären ließen sich keine bedeutsamen Unterschiede der präfrontalen Hämodynamik nachweisen.

Durch die Intervention konnten keine bedeutsamen Veränderungen der präfrontalen Aktivität zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe nachgewiesen werden. Ausschließlich der HEGR1 der Interventionsgruppe stieg signifikant in der Phase der *Freiwurfbewegung* ($p=.044$). Weitere statistisch bedeutsame Veränderungen ergaben sich nicht. Ebenso ergaben sich hinsichtlich der sportlichen Leistungsfähigkeit keine signifikanten Änderungen.

Für die in der HU dieser Arbeit untersuchten kognitiven Funktionen selektive Aufmerksamkeit, kognitive Leistungsgeschwindigkeit, Reaktionsschnelligkeit sowie der Fähigkeit

zur Inhibition konnten durch die erste Intervention keine Interaktionseffekte nachgewiesen werden. Eine Veränderung der selektiven Aufmerksamkeit zeigte sich durch die Skala Konzentrationsleistung im Test d2. Hierbei stieg für die Interventionsgruppe diese signifikant ($F_{1,8}=9,692$; $p=.014$; $\eta_p^2=0,548$) und für die Kontrollgruppe hoch signifikant ($F_{1,7}=26,881$; $p=.001$; $\eta_p^2=0,793$). Diese Veränderungen begründen sich vor allem für die Interventionsgruppe durch die signifikante Vermeidung von Auslassungsfehlern ($F_{1,8}=18,186$; $p=.003$; $\eta_p^2=0,694$) und für die Kontrollgruppe durch eine signifikant höhere Anzahl bearbeiteter Zeichen ($F_{1,7}=7,297$; $p=.031$; $\eta_p^2=0,510$). Weiterhin ergaben sich für beide Gruppen Verbesserungen der kognitiven Leistungsgeschwindigkeit, die für die Interventionsgruppe signifikant ($Z_9=-2,374$; $p=.018$; $r=.791$) und für die Kontrollgruppe tendenziell bedeutsam waren ($Z_8=-1,682$; $p=.092$; $r=.595$).

Die sportbezogenen Persönlichkeitsmerkmale veränderten sich bei der Interventions- und Kontrollgruppe nicht durch die erste Intervention. Ebenso konnten diesbezüglich keine signifikanten Zeit- oder Gruppeneffekte ermittelt werden.

Ergebnisse der zweiten Intervention der HU

Wie auch im ersten Interventionszeitraum ergaben sich hinsichtlich der hämodynamischen Aktivität des dorsolateralen PFC keine statistisch bedeutsam verschiedenen Änderungen zwischen den Gruppen. Lediglich der HEGR1 der Kontrollgruppe stieg in der Phase der *Vorbereitung* signifikant ($p=.039$) und in der Phase der *Freiwurf-bewegung* mit einem statistischen Trend ($p=.060$). Weitere bedeutsame Veränderungen durch die Intervention konnten nicht nachgewiesen werden. Ebenso ergaben sich im zweiten Interventionszeitraum keine signifikanten Veränderungen der Wurfleistung beider Gruppen.

In Hinblick auf die Konzentrationsleistung (Test d2) ergab sich ein signifikanter Interaktionseffekt ($F_{1,13}=9,639$; $p=.040$; $\eta_p^2=0,426$), wobei sich diese bei der Interventionsgruppe nicht bedeutsam veränderte, jedoch bei der Kontrollgruppe signifikant stieg ($F_{1,7}=18,840$; $p=.003$; $\eta_p^2=0,729$). Dies wurde begleitet durch einen signifikanten Gruppeneffekt im Prätest ($F_{1,14}=6,495$; $p=.024$; $\eta_p^2=0,333$), jedoch nicht im Posttest. Für die kognitive Leistungsgeschwindigkeit (ZVT), die Reaktionszeit (Reaktionstest) sowie die Lese- und Benenn-Interferenz (FWIT) ergaben sich hingegen keine statistisch bedeutsamen Veränderungen.

Durch die zweite Intervention zeigten sich keine Unterschiede hinsichtlich der Veränderung der sportrelevanten Persönlichkeitsmerkmale zwischen den Gruppen. Lediglich die Kontrollgruppe erzielte eine signifikante Verbesserung der Selbstwirksamkeitserwartung (SWE). Weiterhin ergaben sich auch beim sportlichen Leistungsmotiv (AMS-Sport) sowie der Wettkampfangst (WAI-T) keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Zeit- und Gruppeneffekte blieben auch hier aus.

Diskussion und Schlussfolgerung

Mithilfe der VU konnte die Einsatzfähigkeit der HEG als Bildgebungsverfahren präfrontaler Aktivitäten während sportlicher Bewegungen, im speziellen Fall am Beispiel des Bogenschießens, nachgewiesen werden. Diese Untersuchung belegt eine signifikant

zunehmende hämodynamische Aktivität von der Phase der *Vorspannung* des Bogens zum *Anheben* bis hin zum *Zielen*, was nach aktuellen Erkenntnissen mit einem höheren Aufmerksamkeitsfokus und einer gesteigerten Inhibition irrelevanter Stimuli verbunden ist. Diese steigende Aktivität steht im Widerspruch zum aktuellen Forschungsstand, jedoch basiert dieser auf der Untersuchung der frontalen Aktivität anderer Zielbewegungen. Dieser Unterschied kann durch individuelle kognitive Prozesse in Abhängigkeit der Art sportmotorischer Handlungen begründet werden. Ebenso spricht die signifikant höhere präfrontale Aktivität bei optimalen im Vergleich zu schlechten Schussleistungen in den Phasen des *Anhebens*, *Zielens* und *Nachhaltens* für eine höhere Aufmerksamkeitsfokussierung und -selektivität.

Diese Ergebnisse konnten durch entsprechende Individualanalysen nicht verifiziert werden. Somit können die Ergebnisse zwar allgemeine Aussagen zur Erreichung von Höchstleistung bestätigen, jedoch sollte im Bereich des Hochleistungssports bei zukünftigen Untersuchungen noch spezifischer die Individualität der präfrontalen Aktivität bei hochpräzisen Zielbewegungen berücksichtigt und geprüft werden.

Im Vergleich zu den Ergebnissen der VU, zeichnete sich im Rahmen der HU dieser Arbeit ein anderes Bild der präfrontalen Aktivität ab. So zeichnete sich sowohl für den linken, als auch den rechten dorsolateralen PFC keine bedeutsame Veränderung zwischen den Bewegungsphasen sowie bedeutsame Unterschiede zwischen den Hemisphären ab. Jedoch ging eine geringere Aktivität des linken dorsolateralen PFC mit dem Treffen des Basketballkorbes einher. In Orientierung auf die aktuelle Literatur scheint dies in Zusammenhang mit einem höheren externen Fokus und reduzierten Selbstgesprächen, die die kognitiven Prozesse zur Ausführung der motorischen Handlung stören könnten, zu stehen. Weiterhin könnte unter Berücksichtigung der möglichen zeitlichen Verzögerung des hämodynamischen Signals die höhere Aktivität des rechten dorsolateralen PFC unter der Bedingung Treffer in der Phase der *Ballverfolgung* mit visuell-räumlichen Prozessen des Aufmerksamkeitsfokus in Zusammenhang stehen, welche auf den Ball und den Korb als Wurfziel gerichtet sind. Die optimale Struktur der präfrontalen Aktivität beim Basketball-Freiwurf von jugendlichen Nachwuchsleistungssportlern konnte durch diese Untersuchung nicht abschließend geklärt werden.

Die Ergebnisse der HU konnten keine einheitlichen Veränderungen durch das allgemeine sowie bewegungsspezifische HEG-Neurofeedbacktraining zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe aufzeigen. Somit ist von einer höheren Wirksamkeit des Neurofeedbacktrainings als Interventionsansatz gegenüber dem Athletiktraining für jugendliche Basketballspieler derzeit nicht auszugehen. Dies gilt jedoch nur für den Interventionsansatz eines HEG-Neurofeedbacktrainings wie der in der HU dieser Arbeit.

Hinsichtlich der Wurfleistung begründet sich die fehlende Wirksamkeit des HEG-Neurofeedbacktrainings vor allem durch die multiplen Einflussfaktoren, die das Zustandekommen sportlicher Leistungen bedingen. Insbesondere hat die unzureichende Bewegungsautomatisierung der Probanden in Bezug auf den Basketball-Freiwurf selbst sowie auf die präfrontale Aktivität einen maßgeblichen Einfluss. Da es sich bei der Untersuchungsstichprobe nicht wie in den meisten Studien um Patienten mit kognitiven Defiziten, sondern um Sportler ohne diagnostizierte Auffälligkeiten handelt, sind Verbesserungen

kognitiver Funktionen mithilfe von Neurofeedbacktraining schwerer zu erzielen sowie ohne entsprechend sensibler Tests kaum nachzuweisen.

Die Interventionsansätze der HU zeigen, dass zum aktuellen Stand nicht grundlegend von einer Steigerung der bewegungsspezifischen Leistungsfähigkeit durch HEG-Neurofeedbacktraining ausgegangen werden kann. Eine trainingsbegleitende und -unterstützende Anwendung des HEG-Neurofeedbacktrainings erscheint auf Basis der aktuellen Erkenntnisse dieser Arbeit noch nicht als zielführend, um die sportliche Leistungsfähigkeit und insbesondere Zielbewegungen zu verbessern. Entsprechend ist noch weitere Forschungsarbeit zu leisten, die sich mit dem trainingsmethodischen Ansatz des Neurofeedbacktrainings auseinandersetzt. Folgerichtig bedarf es weiterer Untersuchungen, die eine differenzierte Gestaltung von HEG-Neurofeedbacktrainings und deren Wirksamkeit auf kognitive Prozesse zur Verbesserung der bewegungsspezifischen Leistungsfähigkeit aufklären.

10 Literaturverzeichnis

- Agbangla, N. F., Audiffren, M., & Albinet, C. T. (2017). Use of near-infrared spectroscopy in the investigation of brain activation during cognitive aging: A systematic review of an emerging area of research. *Ageing research reviews*, 38, S. 52–66. DOI: 10.1016/j.arr.2017.07.003.
- Alfermann, D., & Stoll, O. (2017). Sportpsychologie. Ein Lehrbuch in 12 Lektionen (5. Auflage). Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Allali, G., van der Meulen, M., Beauchet, O., Rieger, S. W., Vuilleumier, P., & Assal, F. (2014). The neural basis of age-related changes in motor imagery of gait: an fMRI study. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 69 (11), S. 1389–1398. DOI: 10.1093/gerona/glt207.
- Alonso-Valerdi, L. M., Salido-Ruiz, R. A., & Ramirez-Mendoza, R. A. (2015). Motor imagery based brain-computer interfaces: An emerging technology to rehabilitate motor deficits. *Neuropsychologia*, 79 (Pt B), S. 354–363. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2015.09.012.
- Amelang, M., Schmidt-Atzert, L., Fydrich, T., & Zielinski, W. (2006). *Psychologische Diagnostik und Intervention. Mit 3 neuen Anwendungsfeldern* (4. Auflage). Heidelberg: Springer Medizin (Springer-Lehrbuch).
- Andreu-Perez, J., Leff, D. R., Shetty, K., Darzi, A., & Yang, G.-Z. (2016). Disparity in Frontal Lobe Connectivity on a Complex Bimanual Motor Task Aids in Classification of Operator Skill Level. *Brain connectivity*, 6 (5), S. 375–388. DOI: 10.1089/brain.2015.0350.
- Arns, M., de Ridder, S., Strehl, U., Breteler, M., & Coenen, A. (2009). Efficacy of neurofeedback treatment in ADHD: the effects on inattention, impulsivity and hyperactivity: a meta-analysis. *Clinical EEG and neuroscience*, 40 (3), S. 180–189. DOI: 10.1177/155005940904000311.
- Arns, M., Heinrich, H., & Strehl, U. (2014). Evaluation of neurofeedback in ADHD: the long and winding road. *Biological psychology*, 95, S. 108–115. DOI: 10.1016/j.biopsycho.2013.11.013.
- Arns, M., Kleinnijenhuis, M., Fallahpour, K., & Breteler, R. (2008). Golf Performance Enhancement and Real-Life Neurofeedback Training Using Personalized Event-Locked EEG Profiles. *Journal of Neurotherapy*, 11 (4), S. 11–18. DOI: 10.1080/10874200802149656.
- Aslin, R. N., Shukla, M., & Emberson, L. L. (2015). Hemodynamic correlates of cognition in human infants. *Annual review of psychology*, 66, S. 349–379. DOI: 10.1146/annurev-psych-010213-115108.
- Auer, T., Dewiputri, W. I., Frahm, J., & Schweizer, R. (2018). Higher-order Brain Areas Associated with Real-time Functional MRI Neurofeedback Training of the Somato-motor Cortex. *Neuroscience*, 378, S. 22–33. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2016.04.034.
- Babiloni, C., Del Percio, C., Iacoboni, M., Infarinato, F., Lizio, R., Marzano, N., Crespi, G., Dassù, F., Pirritano, M., Gallamini, M., & Eusebi, F. (2008). Golf putt outcomes are predicted by sensorimotor cerebral EEG rhythms. *The Journal of physiology*, 586 (1), S. 131–139. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.141630.
- Baillet, S. (2017). Magnetoencephalography for brain electrophysiology and imaging. *Nature neuroscience*, 20 (3), S. 327–339. DOI: 10.1038/nn.4504.

- Balardin, J. B., Zimeo Morais, G. A., Furucho, R. A., Trambaiolli, L., Vanzella, P., Biazoli, C., & Sato, J. R. (2017). Imaging Brain Function with Functional Near-Infrared Spectroscopy in Unconstrained Environments. *Frontiers in human neuroscience*. 11, S. 258. DOI: 10.3389/fnhum.2017.00258.
- Ball, K. A., Best, R. J., & Wrigley, T. V. (2003). Inter- and Intra-Individual Analysis in Elite Sport: Pistol Shooting. *Journal of Applied Biomechanics*. 19 (1), S. 28–38. DOI: 10.1123/jab.19.1.28.
- Barry, L., & Nooney, G. L. (2018). The effect of passive infrared hemoencephalography on athlete performance. *NeuroRegulation*. 5 (4), S. 129–136. DOI: 10.15540/nr.5.4.129.
- Bateson, A. D., Baseler, H. A., Paulson, K. S., Ahmed, F., & Asghar, A. U. R. (2017). Categorisation of Mobile EEG: A Researcher's Perspective. *BioMed research international*. 2017, S. 5496196. DOI: 10.1155/2017/5496196.
- Baumeister, J., Reinecke, K., Liesen, H., & Weiss, M. (2008). Cortical activity of skilled performance in a complex sports related motor task. *European journal of applied physiology*. 104 (4), S. 625–631. DOI: 10.1007/s00421-008-0811-x.
- Beauchamp, M. K., Harvey, R. H., & Beauchamp, P. H. (2012). An Integrated Biofeedback and Psychological Skills Training Program for Canada's Olympic Short-Track Speedskating Team. *Journal of Clinical Sport Psychology*. 6 (1), S. 67–84. DOI: 10.1123/jcsp.6.1.67.
- Becerra, J., Fernández, T., Harmony, T., Caballero, M. I., García, F., Fernández-Bouzas, A., Santiago-Rodríguez, E., & Prado-Alcalá, R. A. (2006). Follow-up study of learning-disabled children treated with neurofeedback or placebo. *Clinical EEG and neuroscience*. 37 (3), S. 198–203. DOI: 10.1177/155005940603700307.
- Beckmann, J., & Kellmann, M. (2004). Self-regulation and recovery: approaching an understanding of the process of recovery from stress. *Psychological reports*. 95 (3), S. 1135–1153. DOI: 10.2466/pr0.95.3f.1135-1153.
- Benwell, C. S. Y., Harvey, M., Gardner, S., & Thut, G. (2013). Stimulus- and state-dependence of systematic bias in spatial attention: additive effects of stimulus-size and time-on-task. *Cortex, a journal devoted to the study of the nervous system and behavior*. 49 (3), S. 827–836. DOI: 10.1016/j.cortex.2011.12.007.
- Birbaumer, N., & Schmidt, R. F. (2010). Bewusstsein und Aufmerksamkeit. In: Niels Birbaumer und Robert F. Schmidt (Hrsg.), *Biologische Psychologie* (S. 495–534). (Band 8). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (Springer-Lehrbuch).
- Blasi, A., Lloyd-Fox, S., Johnson, M. H., & Elwell, C. (2014). Test-retest reliability of functional near infrared spectroscopy in infants. *Neurophotonics*. 1 (2), S. 1-12. DOI: 10.1117/1.NPh.1.2.025005.
- Blumenstein, B., & Orbach, I. (2014). Biofeedback for Sport and Performance Enhancement. *Oxford Handbooks Editorial Board*. DOI: 10.1093/oxfordhb/9780199935291.013.001.
- Boas, D. A., Elwell, C. E., Ferrari, M., & Taga, G. (2014). Twenty years of functional near-infrared spectroscopy: introduction for the special issue. *NeuroImage*. 85 (1), S. 1–5. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.11.033.
- Bortz, J., & Döring, N. (2006). *Forschungsmethoden und Evaluation*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

- Bös, K. (2017). *Handbuch Motorische Tests. Sportmotorische Tests, motorische Funktionstests, Fragebögen zur körperlich-sportlichen Aktivität und sportpsychologische Diagnoseverfahren*. (3., überarbeitete und erweiterte Auflage). Göttingen: Hogrefe.
- Bösel, R. (2001). Aufmerksamkeitswechsel und Konzentration: Von den Funktionen zum Mechanismus. *Zeitschrift für Psychologie / Journal of Psychology*. 209 (1), S. 34–53. DOI: 10.1026//0044-3409.209.1.34.
- Brand, R., Ehrlenspiel, F., & Graf, K. (2009). *Wettkampf-Angst-Inventar (WAI). Manual zur komprehensiven Eingangsdiagnostik von Wettkampfangst, Wettkampfangstlichkeit und Angstbewältigungsmodus im Sport*. (1. Auflage). Bonn: Bundesinst. für Sportwiss (Wissenschaftliche Berichte und Materialien).
- Brand, R., & Schweizer, G. (2019). *Sportpsychologie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Brickenkamp, R. (2002). *Test d2 Aufmerksamkeits-Belastungs-Test*. (9. überarbeitete neu normierte Auflage). Göttingen: Hogrefe-Verlag GmbH & Co. KG.
- Brigadoi, S., & Cooper, R. J. (2015). How short is short? Optimum source-detector distance for short-separation channels in functional near-infrared spectroscopy. *Neurophotonics*. 2 (2), S. 25005. DOI: 10.1117/1.NPh.2.2.025005.
- Brosch, T., Pourtois, G., Sander, D., & Vuilleumier, P. (2011). Additive effects of emotional, endogenous, and exogenous attention: behavioral and electrophysiological evidence. *Neuropsychologia*. 49 (7), S. 1779–1787. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2011.02.056.
- Bulgarelli, C., Blasi, A., Arridge, S., Powell, S., de Klerk, C. C. J. M., Southgate, V., Brigadoi, S., Penny, W., Tak, S., & Hamilton, A. (2018). Dynamic causal modelling on infant fNIRS data: A validation study on a simultaneously recorded fNIRS-fMRI dataset. *NeuroImage*. 175, S. 413–424. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2018.04.022.
- Bunce, S. C., Izzetoglu, M., Izzetoglu, K., Onaral, B., & Pourrezaei, K. (2006). Functional near-infrared spectroscopy. *IEEE engineering in medicine and biology magazine: the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*. 25 (4), S. 54–62. DOI: 10.1109/memb.2006.1657788.
- Burgess, P. W., & Stuss, D. T. (2017). Fifty Years of Prefrontal Cortex Research: Impact on Assessment. *Journal of the International Neuropsychological Society: JINS*. 23 (9-10), S. 755–767. DOI: 10.1017/S1355617717000704.
- Bush, G., Luu, P., & Posner, M. I. (2000). Cognitive and emotional influences in anterior cingulate cortex. *Trends in cognitive sciences*. 4 (6), S. 215–222. DOI: 10.1016/s1364-6613(00)01483-2.
- Busse, L., Katzner, S., & Treue, S. (2008). Temporal dynamics of neuronal modulation during exogenous and endogenous shifts of visual attention in macaque area MT. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 105 (42), S. 16380–16385. DOI: 10.1073/pnas.0707369105.
- Byun, K., Hyodo, K., Suwabe, K., Ochi, G., Sakairi, Y., Kato, M., Dan, I., & Soya, H. (2014). Positive effect of acute mild exercise on executive function via arousal-related prefrontal activations: an fNIRS study. *NeuroImage*. 98, S. 336–345. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2014.04.067.

- Carius, D., Andrä, C., Clauß, M., Ragert, P., Bunk, M., & Mehnert, J. (2016). Hemodynamic Response Alteration As a Function of Task Complexity and Expertise-An fNIRS Study in Jugglers. *Frontiers in human neuroscience*. 10, S. 126. DOI: 10.3389/fnhum.2016.00126.
- Carius, D., Hörnig, L., Ragert, P., & Kaminski, E. (2020). Characterizing cortical hemodynamic changes during climbing and its relation to climbing expertise. *Neuroscience letters*. 715, 134604. DOI: 10.1016/j.neulet.2019.134604.
- Carius, D., Kenville, R., Maudrich, D., Riechel, J., Lenz, H., & Ragert, P. (2022) Cortical processing during table tennis - an fNIRS study in experts and novices. *European Journal of Sport Science*. 22 (9), S. 1315-1325. DOI: 10.1080/17461391.2021.1953155.
- Carmen, J. A. (2004). Passive Infrared Hemoencephalography: Four Years and 100 Migraines. *Journal of Neurotherapy*. 8 (3), S. 23–51. DOI: 10.1300/J184v08n03_03.
- Carrieri, M., Petracca, A., Lancia, S., Basso Moro, S., Brigadoi, S., Spezialetti, M., Ferrari, M., Placidi, G., & Quaresima, V. (2016). Prefrontal Cortex Activation Upon a Demanding Virtual Hand-Controlled Task: A New Frontier for Neuroergonomics. *Frontiers in human neuroscience*. 10, S. 53. DOI: 10.3389/fnhum.2016.00053.
- Cheng, M.-Y., Huang, C.-J., Chang, Y.-K., Koester, D., Schack, T., & Hung, T.-M. (2015). Sensorimotor Rhythm Neurofeedback Enhances Golf Putting Performance. *Journal of sport & exercise psychology*. 37 (6), S. 626–636. DOI: 10.1123/jsep.2015-0166.
- Cheron, G., Petit, G., Cheron, J., Leroy, A., Cebolla, A., Cevallos, C., Petieau, M., Hoellinger, T., Zarka, D., Clarinval, A.-M., & Dan, B. (2016). Brain Oscillations in Sport: Toward EEG Biomarkers of Performance. *Frontiers in psychology*. 7, S. 246. DOI: 10.3389/fpsyg.2016.00246.
- Chiew, M., LaConte, S. M., & Graham, S. J. (2012). Investigation of fMRI neurofeedback of differential primary motor cortex activity using kinesthetic motor imagery. *NeuroImage*. 61 (1), S. 21–31. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2012.02.053.
- Choe, J., Coffman, B. A., Bergstedt, D. T., Ziegler, M. D., & Phillips, M. E. (2016). Transcranial Direct Current Stimulation Modulates Neuronal Activity and Learning in Pilot Training. *Frontiers in human neuroscience*. 10, S. 34. DOI: 10.3389/fnhum.2016.00034.
- Christie, S., Bertollo, M., & Werthner, P. (2020). The Effect of an Integrated Neurofeedback and Biofeedback Training Intervention on Ice Hockey Shooting Performance. *Journal of Sport and Exercise Psychology*. 42, S. 34-47. DOI: 10.1123/jsep.2018-0278.
- Christie, S., & Werthner, P. (2015). Prestart Psychophysiological Profile of a 200-m Canoe Athlete: A Comparison of Best and Worst Reaction Times. *Biofeedback*. 43 (2), S. 73–83. DOI: 10.5298/1081-5937-43.2.05.
- Christoff, K., Ream, J. M., & Gabrieli, J. D. (2004). Neural Basis of Spontaneous thought Processes. *Cortex, a journal devoted to the study of the nervous system and behavior*. 40 (4-5), S. 623–630. DOI: 10.1016/S0010-9452(08)70158-8.
- Cieslik, E. C., Mueller, V. I., Eickhoff, C. R., Langner, R., & Eickhoff, S. B. (2015). Three key regions for supervisory attentional control: evidence from neuroimaging meta-analyses. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 48, S. 22–34. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2014.11.003.

- Coben, R., Linden, M., & Myers, T. E. (2010). Neurofeedback for autistic spectrum disorder: a review of the literature. *Applied psychophysiology and biofeedback*. 35 (1), S. 83–105. DOI: 10.1007/s10484-009-9117-y.
- Coben, R., & Padolsky, I. (2007). Infrared imaging and neurofeedback: Initial reliability and validity. *Journal of Neurotherapy: Investigations in Neuromodulation, Neurofeedback and Applied Neuroscience*. 11 (3), S. 3–13. DOI: 10.1080/10874200802126100.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. (2. Auflage). New York: Routledge. DOI: 10.4324/9780203771587.
- Cohen, M. X. (2017). Where Does EEG Come From and What Does It Mean? *Trends in neurosciences*. 40 (4), S. 208–218. DOI: 10.1016/j.tins.2017.02.004.
- 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 (4), S. 374–384. DOI: 10.1111/psyp.12182.
- Cooke, A., Kavussanu, M., McIntyre, D., & Ring, C. (2010). Psychological, muscular and kinematic factors mediate performance under pressure. *Psychophysiology*. 47 (6), S. 1109–1118. DOI: 10.1111/j.1469-8986.2010.01021.x.
- Coull, J. (1998). Neural correlates of attention and arousal: insights from electrophysiology, functional neuroimaging and psychopharmacology. *Progress in Neurobiology*. 55 (4), S. 343–361. DOI: 10.1016/S0301-0082(98)00011-2.
- Crivelli, D., Fronda, G., & Balconi, M. (2019). Neurocognitive Enhancement Effects of Combined Mindfulness-Neurofeedback Training in Sport. *Neuroscience*. 412, S. 83–93. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2019.05.066.
- Cui, X., Bray, S., & Reiss, A. L. (2010). Speeded near infrared spectroscopy (NIRS) response detection. *PLoS one*. 5 (11), S. e15474. DOI: 10.1371/journal.pone.0015474.
- Cutini, S., & Brigadoi, S. (2014). Unleashing the future potential of functional near-infrared spectroscopy in brain sciences. *Journal of neuroscience methods*. 232, S. 152–156. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2014.05.024.
- Davis, P. A., & Sime, W. E. (2005). Toward a psychophysiology of performance: Sport psychology principles dealing with anxiety. *International Journal of Stress Management*. 12 (4), S. 363–378. DOI: 10.1037/1072-5245.12.4.363.
- Debaere, F., Wenderoth, N., Sunaert, S., van Hecke, P., & Swinnen, S. P. (2004). Changes in brain activation during the acquisition of a new bimanual coordination task. *Neuropsychologia*. 42 (7), S. 855–867. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2003.12.010.
- Del Percio, C., Babiloni, C., Bertollo, M., Marzano, N., Iacoboni, M., Infarinato, F., Lizio, R., Stocchi, M., Robazza, C., Cibelli, G., Comani, S., & Eusebi, F. (2009). Visuo-attentional and sensorimotor alpha rhythms are related to visuo-motor performance in athletes. *Human Brain Mapping*. 30 (11), S. 3527–3540. DOI: 10.1002/hbm.20776.
- Diamond, A. (2013). Executive functions. *Annual review of psychology*. 64, S. 135–168. DOI: 10.1146/annurev-psych-113011-143750.
- Dias, A. M., van Deusen, A. M., Oda, E., & Bonfim, M. R. (2012). Clinical efficacy of a new automated hemoencephalographic neurofeedback protocol. *The Spanish journal of psychology*. 15 (3), S. 930–941. DOI: 10.5209/rev_sjop.2012.v15.n3.39385.

- Domingos, C., Peralta, M., Prazeres, P., Nan, W., Rosa, A., & Pereira, J. G. (2021). Session Frequency Matters in Neurofeedback Training of Athletes. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 46, S. 195-204. DOI: 10.1007/s10484-021-09505-3.
- Dommer, L., Jäger, N., Scholkmann, F., Wolf, M., & Holper, L. (2012). Between-brain coherence during joint n-back task performance: a two-person functional near-infrared spectroscopy study. *Behavioural brain research*. 234 (2), S. 212–222. DOI: 10.1016/j.bbr.2012.06.024.
- Donohue, S. E., Wendelken, C., & Bunge, S. A. (2008). Neural correlates of preparation for action selection as a function of specific task demands. *Journal of cognitive neuroscience*. 20 (4), S. 694–706. DOI: 10.1162/jocn.2008.20042.
- Doppelmayr, M., Finkenzeller, T., & Sauseng, P. (2008). Frontal midline theta in the pre-shot phase of rifle shooting: differences between experts and novices. *Neuropsychologia*. 46 (5), S. 1463–1467. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2007.12.026.
- Dudai Y. (2004). The neurobiology of consolidations, or, how stable is the engram?. *Annual review of psychology*. 55, S. 51–86. DOI: 10.1146/annurev.psych.55.090902.142050.
- Dupee, M., Forneris, T., & Werthner, P. (2016). Perceived Outcomes of a Biofeedback and Neurofeedback Training Intervention for Optimal Performance: Learning to Enhance Self-Awareness and Self-Regulation With Olympic Athletes. *The Sport Psychologist*. 30 (4), S. 339–349. DOI: 10.1123/tsp.2016-0028.
- Dupee, M., & Werthner, P. (2011). Managing the Stress Response: The Use of Biofeedback and Neurofeedback with Olympic Athletes. *Biofeedback*. 39 (3), S. 92–94. DOI: 10.5298/1081-5937-39.3.02.
- Durantini, G., Dehaes, F., & Delorme, A. (2015). Characterization of mind wandering using fNIRS. *Frontiers in systems neuroscience*. 9, S. 45. DOI: 10.3389/fnsys.2015.00045.
- Egner, T., & Gruzelier, J. H. (2004). EEG Biofeedback of low beta band components: frequency-specific effects on variables of attention and event-related brain potentials. *Clinical Neurophysiology*. 115 (1), S. 131–139. DOI: 10.1016/S1388-2457(03)00353-5.
- Eichstaedt, K. E., Kovatch, K., & Maroof, D. A. (2013). A less conservative method to adjust for familywise error rate in neuropsychological research: The Holm's sequential Bonferroni procedure. *NeuroRehabilitation*. 32 (3), S. 693–696. DOI: 10.3233/NRE-130893.
- Ekkekakis, P. (2009). Illuminating the black box: investigating prefrontal cortical hemodynamics during exercise with near-infrared spectroscopy. *Journal of sport & exercise psychology*. 31 (4), S. 505–553. DOI: 10.1123/jsep.31.4.505.
- Elbe, A.-M., Wenhold, F., & Müller, D. (2005). Zur Reliabilität und Validität der Achievement Motives Scale-Sport. *Zeitschrift für Sportpsychologie*. 12 (2), S. 57–68. DOI: 10.1026/1612-5010.12.2.57.
- Engelbregt, H. J., Keeser, D., van Eijk, L., Suiker, E. M., Eichhorn, D., Karch, S., Deijen, J. B., & Pogarell, O. (2016). Short and long-term effects of sham-controlled prefrontal EEG-neurofeedback training in healthy subjects. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 127 (4), S. 1931–1937. DOI: 10.1016/j.clinph.2016.01.004.

- Fabiani, M., Gordon, B. A., Maclin, E. L., Pearson, M. A., Brumback-Peltz, C. R., Low, K. A., McAuley, E., Sutton, B. P., Kramer, A. F., & Gratton, G. (2014). Neurovascular coupling in normal aging: a combined optical, ERP and fMRI study. *NeuroImage*. 85 (1), S. 592–607. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.04.113.
- Farrant, K., & Uddin, L. Q. (2015). Asymmetric development of dorsal and ventral attention networks in the human brain. *Developmental cognitive neuroscience*. 12, S. 165–174. DOI: 10.1016/j.dcn.2015.02.001.
- Ferreri, L., Bigand, E., Perrey, S., & Bugaiska, A. (2014). The promise of Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) for psychological research: A brief review. *L'Année psychologique*. 114 (3), S. 537–569. DOI: 10.4074/S0003503314003054.
- Field, A. (2018). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. (5. Auflage). Los Angeles, London, New Delhi, Singapore, Washington DC, Melbourne: SAGE.
- Fitts, P. M., & Posner, M. I. (1979). *Human performance*. Westport, Connecticut: Greenwood Press Publishers.
- Floyer-Lea, A., & Matthews, P. M. (2005). Distinguishable brain activation networks for short- and long-term motor skill learning. *Journal of neurophysiology*. 94 (1), S. 512–518. DOI: 10.1152/jn.00717.2004.
- Freides, D., & Aberbach, L. (2005). Exploring Hemispheric Differences in Infrared Brain Emissions. *Journal of Neurotherapy*. 8 (3), S. 53–61. DOI: 10.1300/J184v08n03_04.
- Friedrich, E. V. C., Sivanathan, A., Lim, T., Suttie, N., Louchart, S., Pillen, S., & Pineda, J. A. (2015). An Effective Neurofeedback Intervention to Improve Social Interactions in Children with Autism Spectrum Disorder. *Journal of autism and developmental disorders*. 45 (12), S. 4084–4100. DOI: 10.1007/s10803-015-2523-5.
- Fröhlich, M., Mayerl, J., Pieter, A. (2020). *Einführung in die Methoden, Methodologie und Statistik im Sport (Lehrbuch)*. Berlin: Springer. DOI: 10.1007/978-3-662-61039-8.
- Funahashi, S., & Andreau, J. M. (2013). Prefrontal cortex and neural mechanisms of executive function. *Journal of physiology, Paris*. 107 (6), S. 471–482. DOI: 10.1016/j.jphysparis.2013.05.001.
- Gaillard, W. D., Hertz-Pannier, L., Mott, S. H., Barnett, A. S., LeBihan, D., & Theodore, W. H. (2000). Functional anatomy of cognitive development: fMRI of verbal fluency in children and adults. *Neurology*. 54 (1), S. 180–185. DOI: 10.1212/wnl.54.1.180.
- Galderisi, A., Brigadoi, S., Cutini, S., Moro, S. B., Lolli, E., Meconi, F., Benavides-Varela, S., Baraldi, E., Amodio, P., Cobelli, C., Trevisanuto, D., & Dell'Acqua, R. (2016). Long-term continuous monitoring of the preterm brain with diffuse optical tomography and electroencephalography: a technical note on cap manufacturing. *Neurophotonics*. 3 (4), S. 45009. DOI: 10.1117/1.NPh.3.4.045009.
- Gateau, T., Durantin, G., Lancelot, F., Scannella, S., & Dehais, F. (2015). Real-time state estimation in a flight simulator using fNIRS. *PLoS one*. 10 (3), e0121279. DOI: 10.1371/journal.pone.0121279.
- Guggel, S. (2008). Aufmerksamkeitsdiagnostik: Quo vadis? *Zeitschrift für Neuropsychologie*. 19 (2), S. 87–90. DOI: 10.1024/1016-264X.19.2.87.

- Gazzaley, A., & Nobre, A. C. (2012). Top-down modulation: bridging selective attention and working memory. *Trends in cognitive sciences*. 16 (2), S. 129–135. DOI: 10.1016/j.tics.2011.11.014.
- Gevensleben, H., Holl, B., Albrecht, B., Schlamp, D., Kratz, O., Studer, P., Rothenberger, A., Moll, G. H., & Heinrich, H. (2010). Neurofeedback training in children with ADHD: 6-month follow-up of a randomised controlled trial. *European child & adolescent psychiatry*. 19 (9), S. 715–724. DOI: 10.1007/s00787-010-0109-5.
- Ghaziri, J., Tucholka, A., Larue, V., Blanchette-Sylvestre, M., Reyburn, G., Gilbert, G., Lévesque, J., & Beauregard, M. (2013). Neurofeedback training induces changes in white and gray matter. *Clinical EEG and neuroscience*. 44 (4), S. 265–272. DOI: 10.1177/1550059413476031.
- Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 10, S. 60. DOI: 10.1186/1743-0003-10-60.
- Glover, G. H. (2011). Overview of functional magnetic resonance imaging. *Neurosurgery clinics of North America*. 22 (2), 133-9, vii. DOI: 10.1016/j.nec.2010.11.001.
- Goldhammer, F., & Moosbrugger, H. (2006). Aufmerksamkeit. In: Karl Schweizer (Hrsg.): *Leistung und Leistungsdiagnostik* (S. 16–33). (Band 25). Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Gomes, J. S., Ducos, D. V., Gadelha, A., Ortiz, B. B., van Deusen, M., Akiba, H. T., Guimaraes, L. S. P., Cordeiro, Q., Trevizol, A. P., Lacerda, A., & Dias, A. M. (2018). Hemoencephalography self-regulation training and its impact on cognition: A study with schizophrenia and healthy participants. *Schizophrenia research*. 195, S. 591–593. DOI: 10.1016/j.schres.2017.08.044.
- Gong, A., Nan, W., Yin, E., Jiang, C., & Fu, Y. (2020). Efficacy, Trainability, and Neuroplasticity of SMR vs. Alpha Rhythm Shooting Performance Neurofeedback Training. *Frontiers in Human Neuroscience*. 14, S. 1-14. DOI: 10.3389/fnhum.2020.00094.
- Gratton, G., Chiarelli, A. M., & Fabiani, M. (2017). From brain to blood vessels and back: a non-invasive optical imaging approach. *Neurophotonics*. 4 (3), S. 31208. DOI: 10.1117/1.NPh.4.3.031208.
- Gruzelier, J., Egner, T., & Vernon, D. (2006). Validating the efficacy of neurofeedback for optimising performance. In: Christa Neuper und Wolfgang Klimesch (Hrsg.), *Event-related dynamics of brain oscillations* (S. 421–431). (Band 159). Amsterdam, Boston: Academic Press (Advances in genetics, v. 159).
- Gruzelier, J. H., Foks, M., Steffert, T., Chen, M. J.-L., & Ros, T. (2014). Beneficial outcome from EEG-neurofeedback on creative music performance, attention and well-being in school children. *Biological psychology*. 95, S. 86–95. DOI: 10.1016/j.biopsycho.2013.04.005.
- Gwin, J. T., Gramann, K., Makeig, S., & Ferris, D. P. (2010). Removal of movement artifact from high-density EEG recorded during walking and running. *Journal of neurophysiology*. 103 (6), S. 3526–3534. DOI: 10.1152/jn.00105.2010.
- Ha, U., Lee, Y., Kim, H., Roh, T., Bae, J., Kim, C., & Yoo, H.-J. (2015). A Wearable EEG-HEG-HRV Multimodal System With Simultaneous Monitoring of tES for Mental Health Management. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*. 9 (6), S. 758–766. DOI: 10.1109/TBCAS.2015.2504959.

- Hagen, K., Ehlis, A.-C., Haeussinger, F. B., Heinzl, S., Dresler, T., Mueller, L. D., Herrmann, M. J., Fallgatter, A. J., & Metzger, F. G. (2014). Activation during the Trail Making Test measured with functional near-infrared spectroscopy in healthy elderly subjects. *NeuroImage*. 85 Pt 1, S. 583–591. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.09.014.
- Haidn, O., Weineck, J., & Haidn-Tschalova, V. (2010). *Bogenschießen. Trainings- und bewegungswissenschaftliche Grundlagen*. (2., überarbeitete und erweiterte Auflage). Balingen: Spitta-Verlag.
- Hamacher, D., Herold, F., Wiegel, P., Hamacher, D., & Schega, L. (2015). Brain activity during walking: A systematic review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 57, S. 310–327. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2015.08.002.
- Hammond, D. C. (2011). What is Neurofeedback. An Update. *Journal of Neurotherapy*. 15 (4), S. 305–336. DOI: 10.1080/10874208.2011.623090.
- Hammond, D. C. (2014). Definitions, Standard of Care and Ethical Considerations. In: David Cantor und James R. Evans (Hrsg.), *Clinical neurotherapy. Application of techniques for treatment* (S. 1–17). London, UK: Academic Press, is an imprint of Elsevier.
- Hammond, D. C., & Kirk, L. (2007). Negative Effects and the Need for Standards of Practice in Neurofeedback. *Biofeedback*. 35 (4), S. 139–145.
- Harada, T., Miyai, I., Suzuki, M., & Kubota, K. (2009). Gait capacity affects cortical activation patterns related to speed control in the elderly. *Experimental brain research*. 193 (3), S. 445–454. DOI: 10.1007/s00221-008-1643-y.
- Harmat, L., de Manzano, Ö., Theorell, T., Högman, L., Fischer, H., & Ullén, F. (2015). Physiological correlates of the flow experience during computer game playing. *International journal of psychophysiology: official journal of the International Organization of Psychophysiology*. 97 (1), S. 1–7. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2015.05.001.
- Harris, J. D., Quatman, C. E., Manring, M. M., Siston, R. A., & Flanigan, D. C. (2014). How to write a systematic review. *The American journal of sports medicine*. 42 (11), S. 2761–2768. DOI: 10.1177/0363546513497567.
- Hatfield, B. D., Haufler, A. J., Hung, T.-M., & Spalding, T. W. (2004). Electroencephalographic studies of skilled psychomotor performance. *Journal of clinical neurophysiology: official publication of the American Electroencephalographic Society*. 21 (3), S. 144–156. DOI: 10.1097/00004691-200405000-00003.
- Hatzigeorgiadis, A., Zourbanos, N., Galanis, E., & Theodorakis, Y. (2011). Self-Talk and Sports Performance: A Meta-Analysis. *Perspectives on psychological science: a journal of the Association for Psychological Science*. 6 (4), S. 348–356. DOI: 10.1177/1745691611413136.
- Haufler, A. J., Spalding, T. W., Santa Maria, D. L., & Hatfield, B. D. (2000). Neuro-cognitive activity during a self-paced visuospatial task: comparative EEG profiles in marksmen and novice shooters. *Biological psychology*. 53 (2-3), S. 131–160. DOI: 10.1016/s0301-0511(00)00047-8.
- Herkner, H., & Müllner, M. (2011). Wie führt man die Randomisierung durch? In: Harald Herkner und Marcus Müllner (Hrsg.), *Erfolgreich wissenschaftlich arbeiten in der Klinik* (S. 135–142). Vienna: Springer Vienna.

- Herold, F., Aye, N., Lehmann, N., Taubert, M., & Müller, N. G. (2020). The contribution of functional magnetic resonance Imaging to the understanding of the effects of acute physical exercise on cognition. *Brain Sciences*. 10 (175), S. 1-31. DOI: 10.3390/brainsci10030175.
- Herold, F., Hamacher, D., Schega, L., & Müller, N. G. (2018a). Thinking While Moving or Moving While Thinking - Concepts of Motor-Cognitive Training for Cognitive Performance Enhancement. *Frontiers in aging neuroscience*. 10, S. 228. DOI: 10.3389/fnagi.2018.00228.
- Herold, F., Orłowski, K., Börmel, S., & Müller, N. G. (2017a). Cortical activation during balancing on a balance board. *Human movement science*. 51, S. 51–58. DOI: 10.1016/j.humov.2016.11.002.
- Herold, F., Wiegel, P., Scholkmann, F., & Müller, N. G. (2018b). Applications of Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS) Neuroimaging in Exercise-Cognition Science: A Systematic, Methodology-Focused Review. *Journal of clinical medicine*. 7 (12). DOI: 10.3390/jcm7120466.
- Herold, F., Wiegel, P., Scholkmann, F., Thiers, A., Hamacher, D., & Schega, L. (2017b). Functional near-infrared spectroscopy in movement science: a systematic review on cortical activity in postural and walking tasks. *Neurophotonics*. 4 (4), S. 41403. DOI: 10.1117/1.NPh.4.4.041403.
- Herrera-Vega, J., Treviño-Palacios, C. G., & Orihuela-Espina, F. (2017). Neuroimaging with functional near infrared spectroscopy: From formation to interpretation. *Infrared Physics & Technology*. 85, S. 225–237. DOI: 10.1016/j.infrared.2017.06.011.
- Herrmann, M. J., Langer, J. B. M., Jacob, C., Ehlis, A.-C., & Fallgatter, A. J. (2008). Reduced prefrontal oxygenation in Alzheimer disease during verbal fluency tasks. *The American journal of geriatric psychiatry: official journal of the American Association for Geriatric Psychiatry*. 16 (2), S. 125–135. DOI: 10.1097/JGP.0b013e3180cc1fbc.
- Herrmann, M. J., Plichta, M. M., Ehlis, A.-C., & Fallgatter, A. J. (2005). Optical topography during a Go-NoGo task assessed with multi-channel near-infrared spectroscopy. *Behavioural brain research*. 160 (1), S. 135–140. DOI: 10.1016/j.bbr.2004.11.032.
- Hinz, A., Schumacher, J., Albani, C., Schmid, G., & Brähler, E. (2006). Bevölkerungsrepräsentative Normierung der Skala zur Allgemeinen Selbstwirksamkeitserwartung. *Diagnostica*. 52 (1), S. 26–32. DOI: 10.1026/0012-1924.52.1.26.
- Homae, F. (2014). A brain of two halves: insights into interhemispheric organization provided by near-infrared spectroscopy. *NeuroImage*. 85 Pt 1, S. 354–362. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.06.023.
- Hopfinger, J. B., & West, V. M. (2006). Interactions between endogenous and exogenous attention on cortical visual processing. *NeuroImage*. 31 (2), S. 774–789. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2005.12.049.
- Hosoya, G., Koch, T., & Eid, M. (2014). Längsschnittdaten und Mehrebenenanalyse. *KZfSS Kölner Zeitschrift für Soziologie und Sozialpsychologie*. 66 (S1), S. 189–218. DOI: 10.1007/s11577-014-0262-9.
- Hosseini, S. M. H., Pritchard-Berman, M., Sosa, N., Ceja, A., & Kesler, S. R. (2016). Task-based neurofeedback training: A novel approach toward training executive functions. *NeuroImage*. 134, S. 153–159. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2016.03.035.

- Hsiao, Y.-W., Tzeng, H.-Y., Chu, C.-M., Lan, H.-Y., & Chiang, H.-H. (2022). A Novel Intensity-Based Approach to Increasing Prefrontal Cerebral Oxygenation by Walking Exercise. *Journal of Personalized Medicine*. 12 (510), S. 1-13. DOI: 10.3390/jpm12040510.
- Hudak, J., Blume, F., Dresler, T., Haeussinger, F. B., Renner, T. J., Fallgatter, A. J., Gawrilow, C., & Ehlis, A.-C. (2017). Near-Infrared Spectroscopy-Based Frontal Lobe Neurofeedback Integrated in Virtual Reality Modulates Brain and Behavior in Highly Impulsive Adults. *Frontiers in human neuroscience*. 11, S. 425. DOI: 10.3389/fnhum.2017.00425.
- Hülsdünker, T., Strüder, H.K., & Mierau, A. (2018). The athletes' visuomotor system – Cortical processes contributing to faster visuomotor reactions. *European Journal of Sport Science*. 18, S. 955 - 964. DOI: 10.1080/17461391.2018.1468484.
- Huppert, T. J., Hoge, R. D., Dale, A. M., Franceschini, M. A., & Boas, D. A. (2006a). Quantitative spatial comparison of diffuse optical imaging with blood oxygen level-dependent and arterial spin labeling-based functional magnetic resonance imaging. *Journal of biomedical optics*. 11 (6), S. 64018. DOI: 10.1117/1.2400910.
- Huppert, T. J., Hoge, R. D., Diamond, S. G., Franceschini, M. A., & Boas, D. A. (2006b). A temporal comparison of BOLD, ASL, and NIRS hemodynamic responses to motor stimuli in adult humans. *NeuroImage*. 29 (2), S. 368–382. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2005.08.065.
- Huster, R. J., Mokom, Z. N., Enriquez-Geppert, S., & Herrmann, C. S. (2014). Brain-computer interfaces for EEG neurofeedback: peculiarities and solutions. *International journal of psychophysiology: official journal of the International Organization of Psychophysiology*. 91 (1), S. 36–45. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2013.08.011.
- Hyodo, K., Dan, I., Suwabe, K., Kyutoku, Y., Yamada, Y., Akahori, M., Byun, K., Kato, M., & Soya, H. (2012). Acute moderate exercise enhances compensatory brain activation in older adults. *Neurobiology of aging*. 33 (11), S. 2621–2632. DOI: 10.1016/j.neurobiolaging.2011.12.022.
- Ishihara, T., Kobayashi, T., Kuroda, Y., & Mizuno, M. (2018). Relationship between attention shifting and tennis performance during singles matches. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 58 (12), S. 1883–1888. DOI: 10.23736/S0022-4707.18.08161-6.
- Issard, C., & Gervain, J. (2018). Variability of the hemodynamic response in infants: Influence of experimental design and stimulus complexity. *Developmental cognitive neuroscience*. 33, S. 182–193. DOI: 10.1016/j.dcn.2018.01.009.
- Issurin, V. B. (2013). Training transfer: scientific background and insights for practical application. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*. 43 (8), S. 675–694. DOI: 10.1007/s40279-013-0049-6.
- Izzetoglu, M., Bunce, S. C., Izzetoglu, K., Onaral, B., & Pourrezaei, K. (2007). Functional brain imaging using near-infrared technology. *IEEE engineering in medicine and biology magazine: the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*. 26 (4), S. 38–46. DOI: 10.1109/memb.2007.384094.
- Jain, S., Gourab, K., Schindler-Ivens, S., & Schmit, B. D. (2013). EEG during pedaling: evidence for cortical control of locomotor tasks. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 124 (2), S. 379–390. DOI: 10.1016/j.clinph.2012.08.021.
- Jäncke, L. (2008). Wieviel „Neuro“ ist in der neuropsychologischen Diagnostik von Aufmerksamkeit? *Zeitschrift für Neuropsychologie*. 19 (2), S. 91–95. DOI: 10.1024/1016-264X.19.2.91.

- Jäncke, L. (2017). *Lehrbuch kognitive Neurowissenschaften*. (2., überarbeitete Auflage). Bern: Hogrefe.
- Jäncke, L. (2018). Sex/gender differences in cognition, neurophysiology, and neuroanatomy. *F1000Research*. 7. DOI: 10.12688/f1000research.13917.1.
- Jansen, P., Seidl, F., & Richter, S. (2019). *Achtsamkeit im Sport*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Jasper, H. H. (1958). The Ten-Twenty Electrode System of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* (10), S. 371–375.
- Jöbsis, F. (1977). Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science*. 198 (4323), S. 1264–1267. DOI: 10.1126/science.929199.
- Jung, R., Moser, M., Baucsek, S., Dern, S., & Schneider, S. (2015). Activation patterns of different brain areas during incremental exercise measured by near-infrared spectroscopy. *Experimental brain research*. 233 (4), S. 1175–1180. DOI: 10.1007/s00221-015-4201-4.
- Jurcak, V., Tsuzuki, D., & Dan, I. (2007). 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems. *NeuroImage*. 34 (4), S. 1600–1611. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.09.024.
- Kamali, A.-M., Saadi, Z. K., Yahyavi, S.-S., Zarifkar, A., Aligholi, H., & Nami, M. (2019). Transcranial direct current stimulation to enhance athletic performance outcome in experienced bodybuilders. *PloS one*. 14 (8), e0220363. DOI: 10.1371/journal.pone.0220363.
- Kao, S.-C., Huang, C.-J., & Hung, T.-M. (2014). Neurofeedback Training Reduces Frontal Midline Theta and Improves Putting Performance in Expert Golfers. *Journal of Applied Sport Psychology*. 26 (3), S. 271–286. DOI: 10.1080/10413200.2013.855682.
- Kashou, N. H., Giacherio, B. M., Nahhas, R. W., & Jadcherla, S. R. (2016). Hand-grasping and finger tapping induced similar functional near-infrared spectroscopy cortical responses. *NeuroPhotonics*. 3 (2), S. 25006. DOI: 10.1117/1.NPh.3.2.025006.
- Keles, H. O., Barbour, R. L., & Omurtag, A. (2016). Hemodynamic correlates of spontaneous neural activity measured by human whole-head resting state EEG+fNIRS. *NeuroImage*. 138, S. 76–87. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2016.05.058.
- Kim, H. Y., Seo, K., Jeon, H. J., Lee, U., & Lee, H. (2017). Application of Functional Near-Infrared Spectroscopy to the Study of Brain Function in Humans and Animal Models. *Molecules and cells*. 40 (8), S. 523–532. DOI: 10.14348/molcells.2017.0153.
- Kimmig, A.-C. S., Dresler, T., Hudak, J., Haeussinger, F. B., Wildgruber, D., Fallgatter, A. J., Ehlis, A.-C., & Kreifelts, B. (2019). Feasibility of NIRS-based neurofeedback training in social anxiety disorder: behavioral and neural correlates. *Journal of neural transmission (Vienna, Austria: 1996)*. 126 (9), S. 1175–1185. DOI: 10.1007/s00702-018-1954-5.
- Klimesch, W., Doppelmayr, M., Röhms, D., Pöllhuber, D., & Stadler, W. (2000). Simultaneous desynchronization and synchronization of different alpha responses in the human electroencephalograph: a neglected paradox? *Neuroscience letters*. 284 (1-2), S. 97–100. DOI: 10.1016/s0304-3940(00)00985-x.

- Kober, S. E., Ninaus, M., Witte, M., Buchrieser, F., Grössinger, D., Fischmeister, F. Ph.S., Neuper, C., & Wood, G. (2022). Triathletes are experts in self-regulating physical activity – But what about self-regulating neural activity? *Biological Psychology*. 173, 108406. DOI: 0.1016/j.biopsycho.2022.108406.
- Koenraadt, K. L. M., Roelofsen, E. G. J., Duysens, J., & Keijsers, N. L. W. (2014). Cortical control of normal gait and precision stepping: an fNIRS study. *NeuroImage*. 85 (1), S. 415–422. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.04.070.
- Kohl, S. H., Mehler, D. M. A., Lührs, M., Thibault, R. T., Konrad, K., & Sorger, B. (2020). The Potential of Functional Near-Infrared Spectroscopy-Based Neurofeedback-A Systematic Review and Recommendations for Best Practice. *Frontiers in neuroscience*. 14, S. 594. DOI: 10.3389/fnins.2020.00594.
- Kohri, S., Hoshi, Y., Tamura, M., Kato, C., Kuge, Y., & Tamaki, N. (2002). Quantitative evaluation of the relative contribution ratio of cerebral tissue to near-infrared signals in the adult human head: a preliminary study. *Physiological measurement*. 23 (2), S. 301–312. DOI: 10.1088/0967-3334/23/2/306.
- Kouijzer, M. E., Moor, J. M. de, Gerrits, B. J., Buitelaar, J. K., & van Schie, H. T. (2009). Long-term effects of neurofeedback treatment in autism. *Research in Autism Spectrum Disorders*. 3 (2), S. 496–501. DOI: 10.1016/j.rasd.2008.10.003.
- Koyama, K. I., Amitani, H., Adachi, R., Morimoto, T., Kido, M., Taruno, Y., Ogata, K., Amitani, M., Asakawa, A., & Inui, A. (2016). Good appearance of food gives an appetizing impression and increases cerebral blood flow of frontal pole in healthy subjects. *International journal of food sciences and nutrition*. 67 (1), S. 35–39. DOI: 10.3109/09637486.2015.1118618.
- Kratzer, H. (2011). Das Test- und Trainingsprogramm "Senso-Control II" in der sportpraktischen Anwendung. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*. 18 (1), S. 22–37.
- Kujach, S., Byun, K., Hyodo, K., Suwabe, K., Fukuie, T., Laskowski, R., Dan, I., & Soya, H. (2018). A transferable high-intensity intermittent exercise improves executive performance in association with dorsolateral prefrontal activation in young adults. *NeuroImage*. 169, S. 117–125. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2017.12.003.
- La Fougère, C., Zwergal, A., Rominger, A., Förster, S., Fesl, G., Dietrich, M., Brandt, T., Strupp, M., Bartenstein, P., Jahn, K., & Dieterich, M. (2010). Real versus imagined locomotion: a 18F-FDG PET-fMRI comparison. *NeuroImage*. 50 (4), S. 1589–1598. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2009.12.060.
- Laguë-Beauvais, M., Brunet, J., Gagnon, L., Lesage, F., & Bherer, L. (2013). A fNIRS investigation of switching and inhibition during the modified Stroop task in younger and older adults. *NeuroImage*. 64, S. 485–495. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2012.09.042.
- Lai, C., MacNeil, B., & Frewen, P. (2015). A Comparison of the Attentional Effects of Single-Session Mindfulness Meditation and Fp-HEG Neurofeedback in Novices. *Mindfulness*. 6 (5), S. 1012–1020. DOI: 10.1007/s12671-014-0347-6.
- Lambrick, D., Stoner, L., Grigg, R., & Faulkner, J. (2016). Effects of continuous and intermittent exercise on executive function in children aged 8-10 years. *Psychophysiology*. 53 (9), S. 1335–1342. DOI: 10.1111/psyp.12688.

- Landers, D. M., Petruzzello, S. J., Salazar, W., Crews, D. J., Kubitz, K. A., Gannon, T. L., & Han, M. (1991). The influence of electrocortical biofeedback on performance in pre-elite archers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 23 (1), S. 123–129.
- Leff, D. R., Orihuela-Espina, F., Elwell, C. E., Athanasiou, T., Delpy, D. T., Darzi, A. W., & Yang, G.-Z. (2011). Assessment of the cerebral cortex during motor task behaviours in adults: a systematic review of functional near infrared spectroscopy (fNIRS) studies. *NeuroImage*. 54 (4), S. 2922–2936. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2010.10.058.
- Lehmann, N., Kuhn, Y.-A., Keller, M., Aye, N., Herold, F., Draganski, B., Taube, W., & Taubert, M. (2022). Brain activation during active balancing and its behavioral relevance in younger and older adults: A functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) study. *Frontiers in Aging Neuroscience*. 14, S. 1-20. DOI: 10.3389/fnagi.2022.828474.
- Lehmann, N., Villringer, A., & Taubert, M. (2020). Co-localized white matter plasticity and increased cerebral blood flow mediate the beneficial effect of cardiovascular exercise on long-term motor learning. *The Journal of Neuroscience*. 12, S. 2416-2429. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.2310-19.2020.
- Leung, H.-C., Skudlarski, P., Gatenby, J. C., Peterson, B. S., & Gore, J. C. (2000). An Event-related Functional MRI Study of the Stroop Color Word Interference Task. *Cerebral Cortex*. 10 (6), S. 552–560. DOI: 10.1093/cercor/10.6.552.
- Liao, L.-D., Tsytsarev, V., Delgado-Martínez, I., Li, M.-L., Erzurumlu, R., Vipin, A., Orellana, J., Lin, Y.-R., Lai, H.-Y., Chen, Y.-Y., & Thakor, N. V. (2013). Neurovascular coupling: in vivo optical techniques for functional brain imaging. *Biomedical engineering online*. 12, S. 38. DOI: 10.1186/1475-925X-12-38.
- Liberati, A., Altman, D. G., Tetzlaff, J., Mulrow, C., Gøtzsche, P. C., Ioannidis, J. P. A., Clarke, M., Devereaux, P. J., Kleijnen, J., & Moher, D. (2009). The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. *BMJ (Clinical research ed.)*. 339, b2700. DOI: 10.1136/bmj.b2700.
- Lin, C.-T., Chuang, C.-H., Kerick, S., Mullen, T., Jung, T.-P., Ko, L.-W., Chen, S.-A., King, J.-T., & McDowell, K. (2016). Mind-Wandering Tends to Occur under Low Perceptual Demands during Driving. *Scientific reports*. 6, S. 21353. DOI: 10.1038/srep21353.
- Lloyd-Fox, S., Blasi, A., & Elwell, C. E. (2010). Illuminating the developing brain: the past, present and future of functional near infrared spectroscopy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 34 (3), S. 269–284. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2009.07.008.
- Logothetis, N. K., Pauls, J., Augath, M., Trinath, T., & Oeltermann, A. (2001). Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal. *Nature*. 412 (6843), S. 150–157. DOI: 10.1038/35084005.
- Logothetis, N. K., & Wandell, B. A. (2004). Interpreting the BOLD signal. *Annual review of physiology*. 66, S. 735–769. DOI: 10.1146/annurev.physiol.66.082602.092845.
- Longo, M. R., Trippier, S., Vagnoni, E., & Lourenco, S. F. (2015). Right hemisphere control of visuospatial attention in near space. *Neuropsychologia*. 70, S. 350–357. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2014.10.035.

- Lubar, J. F., & Shouse, M. N. (1976). EEG and behavioral changes in a hyperkinetic child concurrent with training of the sensorimotor rhythm (SMR): a preliminary report. *Biofeedback and self-regulation*. 1 (3), S. 293–306. DOI: 10.1007/BF01001170.
- Ludyga, S., Hottenrott, K., & Gronwald, T. (2017). Four weeks of high cadence training alter brain cortical activity in cyclists. *Journal of sports sciences*. 35 (14), S. 1377–1382. DOI: 10.1080/02640414.2016.1198045.
- Martinez, J. A., Matthew, W. W., Folger, S. F., & Bailey, S. P. (2019). Brain activity during unilateral physical and imagined isometric contractions. *Frontiers in Human Neuroscience*. 13 (413), S. 1-12. DOI: 10.3389/fnhum.2019.00413.
- Marx, A.-M., Ehlis, A.-C., Furdea, A., Holtmann, M., Banaschewski, T., Brandeis, D., Rothenberger, A., Gevensleben, H., Freitag, C. M., Fuchsberger, Y., Fallgatter, A. J., & Strehl, U. (2014). Near-infrared spectroscopy (NIRS) neurofeedback as a treatment for children with attention deficit hyperactivity disorder (ADHD)-a pilot study. *Frontiers in human neuroscience*. 8, S. 1038. DOI: 10.3389/fnhum.2014.01038.
- Maskeliunas, R., Damasevicius, R., Martisius, I., & Vasiljevas, M. (2016). Consumer-grade EEG devices: are they usable for control tasks? *PeerJ*. 4, e1746. DOI: 10.7717/peerj.1746.
- Mason, M. F., Norton, M. I., van Horn, J. D., Wegner, D. M., Grafton, S. T., & Macrae, C. N. (2007). Wandering minds: the default network and stimulus-independent thought. *Science (New York, N.Y.)*. 315 (5810), S. 393–395. DOI: 10.1126/science.1131295.
- Maszczyk, A., Dobrakowski, P., Nitychoruk, M., Żak, M., Kowalczyk, M., & Toborek, M. (2020). The Effect of Neurofeedback Training on the Visual Processing Efficiency in Judo Athletes. *Journal of Human Kinetics*. 71 (1), S. 219-227. DOI: 10.2478/hukin-2019-0097.
- Matsuda, K., & Sato, E. (2019). Classification of Participants Based on Increase-Decrease Rate Model of Reaction Time to Personality Trait Words. *Behavioral sciences (Basel, Switzerland)*. 9 (12). DOI: 10.3390/bs9120155.
- Mayer, J., & Hermann, H.-D. (2015). *Mentales Training*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Mazzoni, P., & Wexler, N. S. (2009). Parallel explicit and implicit control of reaching. *PloS one*. 4 (10), S. e7557. DOI: 10.1371/journal.pone.0007557.
- McLaughlin, M. J., & Sainani, K. L. (2014). Bonferroni, Holm, and Hochberg corrections: fun names, serious changes to p values. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation*. 6 (6), S. 544–546. DOI: 10.1016/j.pmrj.2014.04.006.
- Medvedev, A. V. (2014). Does the resting state connectivity have hemispheric asymmetry? A near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*. 85 Pt 1, S. 400–407. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.05.092.
- Memmert, D., Klatt, S., & Kreitz, C. (2020). Wahrnehmung und Aufmerksamkeit im Sport. In: Julia Schüler, Mirko Wegner und Henning Plessner (Hrsg.), *Sportpsychologie* (S. 15–42). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Mierau, A., Hülsdünker, T., & Strüder, H. K. (2015). Brain Oscillations and Athletic Performance. In: Kazuyuki Kanosue, Tomoyuki Nagami und Jun Tsuchiya (Hrsg.): *Sports Performance* (S. 25–36). (1. Auflage). Tokyo: Springer Japan, Imprint, Springer.

- Mikicin, M., Mróz, A., Karczewska-Lindinger, M., Malinowska, K., Mastalerz, A., & Kowalczyk, M. (2020). Effect of the Neurofeedback-EEG Training During Physical Exercise on the Range of Mental Work Performance and Individual Physiological Parameters in Swimmers. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 45, S. 49–55. DOI: 10.1007/s10484-020-09456-1.
- Mirifar, A., Beckmann, J., & Ehrlenspiel, F. (2017). Neurofeedback as supplementary training for optimizing athletes' performance: A systematic review with implications for future research. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 75, S. 419–432. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2017.02.005.
- Miyake, A., Friedman, N. P., Emerson, M. J., Witzki, A. H., Howerter, A., & Wager, T. D. (2000). The unity and diversity of executive functions and their contributions to complex "Frontal Lobe" tasks: a latent variable analysis. *Cognitive psychology*. 41 (1), S. 49–100. DOI: 10.1006/cogp.1999.0734.
- Mize, W. (2004). Hemoencephalography - A New Therapy for Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD): Case Report. *Journal of Neurotherapy*. 8 (3), S. 77–97. DOI: 10.1300/J184v08n03_06.
- Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., & Altman, D. G. (2009). Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *PLoS medicine*. 6 (7), e1000097. DOI: 10.1371/journal.pmed.1000097.
- Mohsenian, S., Kouhnavard, B., Nami, M., Mehdizadeh, A., Seif, M., & Zamanian, Z. (2022). Effect of temperature reduction of the prefrontal area on accuracy of visual sustained attention. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*. S. 1-8. DOI: 10.1080/10803548.2022.2131116.
- Monchi, O., Petrides, M., Petre, V., Worsley, K., & Dagher, A. (2001). Wisconsin card sorting revisited: Distinct neural circuits participating in different stages of the task identified by event-related functional magnetic resonance imaging. *The Journal of Neuroscience*. 21 (19), S. 7733–7741.
- Monfils, M. H., Plautz, E. J., & Kleim, J. A. (2005). In search of the motor engram: motor map plasticity as a mechanism for encoding motor experience. *The Neuroscientist: a review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*. 11 (5), S. 471–483. DOI: 10.1177/1073858405278015.
- Moro, S. B., Bisconti, S., Muthalib, M., Spezialetti, M., Cutini, S., Ferrari, M., Placidi, G., & Quaresima, V. (2014). A semi-immersive virtual reality incremental swing balance task activates prefrontal cortex: a functional near-infrared spectroscopy study. *NeuroImage*. 85 Pt 1, S. 451–460. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.05.031.
- Moro, S. B., Carrieri, M., Avola, D., Brigadoi, S., Lancia, S., Petracca, A., Spezialetti, M., Ferrari, M., Placidi, G., & Quaresima, V. (2016). A novel semi-immersive virtual reality visuo-motor task activates ventrolateral prefrontal cortex: a functional near-infrared spectroscopy study. *Journal of neural engineering*. 13 (3), S. 36002. DOI: 10.1088/1741-2560/13/3/036002.

- Müller, H. J., Krummenacher, J., & Schubert, T. (2015a). Aufmerksamkeit, Automatizität und exekutive Kontrolle. In: Hermann J. Müller, Joseph Krummenacher und Torsten Schubert (Hrsg.), *Aufmerksamkeit und Handlungssteuerung* (S. 151–169). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Müller, H. J., Krummenacher, J., & Schubert, T. (2015b). Grundlagen. In: Hermann J. Müller, Joseph Krummenacher und Torsten Schubert (Hrsg.), *Aufmerksamkeit und Handlungssteuerung* (S. 1–7). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Murphy, W. G. (2014). The sex difference in haemoglobin levels in adults - mechanisms, causes, and consequences. *Blood reviews*. 28 (2), S. 41–47. DOI: 10.1016/j.blre.2013.12.003.
- Nan, W., Qu, X., Yang, L., Wan, F., Hu, Y., Mou, P., Mak, P.-I., Mak, P. U., Vai, M. I., & Rosa, A. (2015). Beta/Theta Neurofeedback Training Effects in Physical Balance of Healthy People. In: David A. Jaffray (Hrsg.), *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada*. (Band 51). Cham: Springer International Publishing (IFMBE Proceedings), S. 1213–1216.
- Neumann, G., & Mellinghoff, R. (2001). *FundaMental Training im Basketball. Praxisnahe Trainings- und Wettkampfhilfen für Trainer und Spieler*. München: Sequenz-Medien-Produktion.
- Neumann, G., Pfützner, A., & Berbalk, A. (2007). *Optimiertes Ausdauertraining*. (5., überarb. Auflage). Aachen: Meyer & Meyer.
- Neumann, O. (1996). Chapter 10 Theories of attention. In: O. Neumann (Hrsg.), *Handbook of perception and action* (S. 389–446). (Band 3). London: Academic Press (Handbook of Perception and Action).
- Ninaus, M., Kober, S. E., Witte, M., Koschutnig, K., Neuper, C., & Wood, G. (2015). Brain volumetry and self-regulation of brain activity relevant for neurofeedback. *Biological psychology*. 110, S. 126–133. DOI: 10.1016/j.biopsycho.2015.07.009.
- Noah, J. A., Ono, Y., Nomoto, Y., Shimada, S., Tachibana, A., Zhang, X., Bronner, S., & Hirsch, J. (2015). fMRI Validation of fNIRS Measurements During a Naturalistic Task. *Journal of visualized experiments: JoVE* (100), e52116. DOI: 10.3791/52116.
- Norman, D. A., & Shallice, T. (1986). Attention to Action. In: Richard J. Davidson, Gary E. Schwartz und David Shapiro (Hrsg.), *Consciousness and Self-Regulation* (S. 1–18). (Band 24). Boston, MA: Springer US.
- Norouzi, E., Hosseini, F. S., Vaezmosavi, M., Gerber, M., Pühse, U., & Brand, S. (2020). Effects of Quiet Mind Training on Alpha Power Suppression and Fine Motor Skill Acquisition. *Journal of Motor Behavior*. 53 (3), S. 399-408, DOI: 10.1080/00222895.2020.1777930.
- Obrig, H. (2014). NIRS in clinical neurology - a 'promising' tool? *NeuroImage*. 85 Pt 1, S. 535–546. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.03.045.
- Obrig, H., Hirth, C., Junge-Hülsing, J. G., Döge, C., Wolf, T., Dirnagl, U., & Villringer, A. (1996). Cerebral oxygenation changes in response to motor stimulation. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*. 81 (3), S. 1174–1183. DOI: 10.1152/jappl.1996.81.3.1174.
- Ono, Y., Noah, J. A., Zhang, X., Nomoto, Y., Suzuki, T., Shimada, S., Tachibana, A., Bronner, S., & Hirsch, J. (2015). Motor learning and modulation of prefrontal cortex: an fNIRS assessment. *Journal of neural engineering*. 12 (6), S. 66004. DOI: 10.1088/1741-2560/12/6/066004.

- Ono, Y., Nomoto, Y., Tanaka, S., Sato, K., Shimada, S., Tachibana, A., Bronner, S., & Noah, J. A. (2014). Frontotemporal oxyhemoglobin dynamics predict performance accuracy of dance simulation gameplay: temporal characteristics of top-down and bottom-up cortical activities. *NeuroImage*. 85 (1), S. 461–470. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.05.071.
- Osaka, M., Komori, M., Morishita, M., & Osaka, N. (2007). Neural bases of focusing attention in working memory: an fMRI study based on group differences. *Cognitive, affective & behavioral neuroscience*. 7 (2), S. 130–139. DOI: 10.3758/CABN.7.2.130.
- Oswald, W. D., & Roth, E. (1987). *Der Zahlen-Verbindungs-Test (ZVT). Ein sprachfreier Intelligenz-Test zur Messung der "kognitiven Leistungsgeschwindigkeit"*. (2., überarbeitete und erweiterte Auflage). Göttingen: Hogrefe Verlag GmbH & Co. KG.
- Paneri, S., & Gregoriou, G. G. (2017). Top-Down Control of Visual Attention by the Prefrontal Cortex. Functional Specialization and Long-Range Interactions. *Frontiers in neuroscience*. 11, S. 545. DOI: 10.3389/fnins.2017.00545.
- Park J. L. (2020). The dynamic behaviour of an arrow in wind. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*. 234 (3), S. 268-277. DOI: 10.1177/1754337120910015.
- Park, J. L., Fairweather, M. M., & Donaldson, D. I. (2015). Making the case for mobile cognition: EEG and sports performance. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 52, S. 117–130. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2015.02.014.
- Patil, A. V., Safaie, J., Moghaddam, H. A., Wallois, F., & Grebe, R. (2011). Experimental investigation of NIRS spatial sensitivity. *Biomedical optics express*. 2 (6), S. 1478–1493. DOI: 10.1364/BOE.2.001478.
- Paunonen, S. V., & LeBel, E. P. (2012). Socially desirable responding and its elusive effects on the validity of personality assessments. *Journal of personality and social psychology*. 103 (1), S. 158–175. DOI: 10.1037/a0028165.
- Pelka, M., Kölling, S., Ferrauti, A., Meyer, T., Pfeiffer, M., & Kellmann, M. (2017). Acute effects of psychological relaxation techniques between two physical tasks. *Journal of sports sciences*. 35 (3), S. 216–223. DOI: 10.1080/02640414.2016.1161208.
- Percik, R., Cina, J., Even, B., Gitler, A., Geva, D., Seluk, L., & Livny, A. (2019). A pilot study of a novel therapeutic approach to obesity: CNS modification by N.I.R. H.E.G. neurofeedback. *Clinical nutrition (Edinburgh, Scotland)*. 38 (1), S. 258–263. DOI: 10.1016/j.clnu.2018.01.023.
- Perrey, S. (2008). Non-invasive NIR spectroscopy of human brain function during exercise. *Methods (San Diego, Calif.)*. 45 (4), S. 289–299. DOI: 10.1016/j.ymeth.2008.04.005.
- Perrey, S., & Besson, P. (2018). Studying brain activity in sports performance: Contributions and issues. *Progress in brain research*. 240, S. 247–267. DOI: 10.1016/bs.pbr.2018.07.004.
- Pessoa, L. (2009). How do emotion and motivation direct executive control? *Trends in cognitive sciences*. 13 (4), S. 160–166. DOI: 10.1016/j.tics.2009.01.006.
- Petersen, S. E., & Posner, M. I. (2012). The attention system of the human brain: 20 years after. *Annual review of neuroscience*. 35, S. 73–89. DOI: 10.1146/annurev-neuro-062111-150525.

- Pflüger, M., & Gschwandtner, U. (2003). Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP) Version 1.7. *Zeitschrift für Klinische Psychologie und Psychotherapie*. 32 (2), S. 155–157. DOI: 10.1026//1616-3443.32.2.155.
- Pijpers, J. R., Oudejans, R. R. D., & Bakker, F. C. (2005). Anxiety-induced changes in movement behaviour during the execution of a complex whole-body task. *The Quarterly journal of experimental psychology. A, Human experimental psychology*. 58 (3), S. 421–445. DOI: 10.1080/02724980343000945.
- Pinti, P., Aichelburg, C., Gilbert, S., Hamilton, A., Hirsch, J., Burgess, P., & Tachtsidis, I. (2018). A Review on the Use of Wearable Functional Near-Infrared Spectroscopy in Naturalistic Environments. *The Japanese psychological research*. 60 (4), S. 347–373. DOI: 10.1111/jpr.12206.
- Pinti, P., Tachtsidis, I., Hamilton, A., Hirsch, J., Aichelburg, C., Gilbert, S., & Burgess, P. W. (2020). The present and future use of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for cognitive neuroscience. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1464 (1), S. 5–29. DOI: 10.1111/nyas.13948.
- Plerou, A., & Vlamos, P. (2016). Insights in EEG Versus HEG and RT-fMRI Neuro Feedback Training for Cognition Enhancement. *International Journal of Artificial Intelligence & Applications*. 7 (6), S. 17–25. DOI: 10.5121/ijaia.2016.7602.
- Pochon, J. B., Levy, R., Poline, J. B., Crozier, S., Lehericy, S., Pillon, B., Deweer, B., Le Bihan, D., & Dubois, B. (2001). The role of dorsolateral prefrontal cortex in the preparation of forthcoming actions: an fMRI study. *Cerebral cortex (New York, N.Y.: 1991)*. 11 (3), S. 260–266. DOI: 10.1093/cercor/11.3.260.
- Pop-Jordanova, N., & Demerdzieva, A. (2010). Biofeedback Training for Peak Performance in Sport - Case Study. *Macedonian Journal of Medical Sciences*. 3 (2), S. 113–118. DOI: 10.3889/MJMS.1857-5773.2010.0098.
- Posner, M. I. (1980). Orienting of attention. *The Quarterly journal of experimental psychology*. 32 (1), S. 3–25. DOI: 10.1080/00335558008248231.
- Posner, M. I. (2016). Orienting of attention: Then and now. *Quarterly journal of experimental psychology (2006)*. 69 (10), S. 1864–1875. DOI: 10.1080/17470218.2014.937446.
- Proudfoot, M., Woolrich, M. W., Nobre, A. C., & Turner, M. R. (2014). Magnetoencephalography. *Practical neurology*. 14 (5), S. 336–343. DOI: 10.1136/practneurol-2013-000768.
- Pusenjak, N., Grad, A., Tusak, M., Leskovsek, M., & Schwarzlin, R. (2015). Can biofeedback training of psychophysiological responses enhance athletes' sport performance? A practitioner's perspective. *The Physician and sportsmedicine*. 43 (3), S. 287–299. DOI: 10.1080/00913847.2015.1069169.
- Pyne, D. B., & Sharp, R. L. (2014). Physical and energy requirements of competitive swimming events. *International journal of sport nutrition and exercise metabolism*. 24 (4), S. 351–359. DOI: 10.1123/ijsnem.2014-0047.
- Quaresima, V., & Ferrari, M. (2019). Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS) for Assessing Cerebral Cortex Function During Human Behavior in Natural/Social Situations: A Concise Review. *Organizational Research Methods*. 22 (1), S. 46–68. DOI: 10.1177/1094428116658959.

- Rae, C. L., Hughes, L. E., Anderson, M. C., & Rowe, J. B. (2015). The prefrontal cortex achieves inhibitory control by facilitating subcortical motor pathway connectivity. *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*. 35 (2), S. 786–794. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.3093-13.2015.
- Ranchet, M., Morgan, J. C., Akinwuntan, A. E., & Devos, H. (2017). Cognitive workload across the spectrum of cognitive impairments: A systematic review of physiological measures. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 80, S. 516–537. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2017.07.001.
- Rasch, B., Frieze, M., Hofmann, W., & Naumann, E. (2010). *Quantitative Methoden. Einführung in die Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. (3., erw. Auflage). Berlin: Springer Berlin Heidelberg (Springer-Lehrbuch Bachelor).
- Reitan, R. M. (1992). *Trail Making Test: Manual for administration and scoring*. Tucson, AZ: Reitan Neuropsychology Laboratory.
- Richardson, J. T. (2011). Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educational Research Review*. 6 (2), S. 135–147. DOI: 10.1016/j.edurev.2010.12.001.
- Rijken, N. H., Soer, R., de Maar, E., Prins, H., Teeuw, W. B., Peuscher, J., & Oosterveld, F. G. J. (2016). Increasing Performance of Professional Soccer Players and Elite Track and Field Athletes with Peak Performance Training and Biofeedback: A Pilot Study. *Applied psychophysiology and biofeedback*. 41 (4), S. 421–430. DOI: 10.1007/s10484-016-9344-y.
- Ring, C., Cooke, A., Kavussanu, M., McIntyre, D., & Masters, R. (2015). Investigating the efficacy of neurofeedback training for expediting expertise and excellence in sport. *Psychology of Sport and Exercise*. 16, S. 118–127. DOI: 10.1016/j.psychsport.2014.08.005.
- Roche-Labarbe, N., Fenoglio, A., Radhakrishnan, H., Kocienski-Filip, M., Carp, S. A., Dubb, J., Boas, D. A., Grant, P. E., & Franceschini, M. A. (2014). Somatosensory evoked changes in cerebral oxygen consumption measured non-invasively in premature neonates. *NeuroImage*. 85 Pt 1, S. 279–286. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.01.035.
- Rolls, E. T. (2019). The orbitofrontal cortex and emotion in health and disease, including depression. *Neuropsychologia*. 128, S. 14–43. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2017.09.021.
- Ros, T., Moseley, M. J., Bloom, P. A., Benjamin, L., Parkinson, L. A., & Gruzelier, J. H. (2009). Optimizing microsurgical skills with EEG neurofeedback. *BMC neuroscience*. 10, S. 87. DOI: 10.1186/1471-2202-10-87.
- Rossi, A. F., Pessoa, L., Desimone, R., & Ungerleider, L. G. (2009). The prefrontal cortex and the executive control of attention. *Experimental brain research*. 192 (3), S. 489–497. DOI: 10.1007/s00221-008-1642-z.
- Rostami, R., Sadeghi, H., Karami, K. A., Abadi, M. N., & Salamati, P. (2012). The Effects of Neurofeedback on the Improvement of Rifle Shooters' Performance. *Journal of Neurotherapy*. 16 (4), S. 264–269. DOI: 10.1080/10874208.2012.730388.
- Rudroff, T., Ketelhut, N. B., & Kindred, J. H. (2018). Metabolic imaging in exercise physiology. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*. 124 (2), S. 497–503. DOI: 10.1152/jappphysiol.00898.2016.

- Sakurada, T., Hirai, M., & Watanabe, E. (2016). Optimization of a motor learning attention-directing strategy based on an individual's motor imagery ability. *Experimental brain research*. 234 (1), S. 301–311. DOI: 10.1007/s00221-015-4464-9.
- Salazar, W., Landers, D. M., Petruzzello, S. J., Han, M., Crews, D. J., & Kubitz, K. A. (1990). Hemispheric asymmetry, cardiac response, and performance in elite archers. *Research quarterly for exercise and sport*. 61 (4), S. 351–359. DOI: 10.1080/02701367.1990.10607499.
- Sauseng, P., Hoppe, J., Klimesch, W., Gerloff, C., & Hummel, F. C. (2007). Dissociation of sustained attention from central executive functions: local activity and interregional connectivity in the theta range. *The European journal of neuroscience*. 25 (2), S. 587–593. DOI: 10.1111/j.1460-9568.2006.05286.x.
- Scarapicchia, V., Brown, C., Mayo, C., & Gawryluk, J. R. (2017). Functional Magnetic Resonance Imaging and Functional Near-Infrared Spectroscopy: Insights from Combined Recording Studies. *Frontiers in human neuroscience*. 11, S. 419. DOI: 10.3389/fnhum.2017.00419.
- Scharnowski, F., Veit, R., Zopf, R., Studer, P., Bock, S., Diedrichsen, J., Goebel, R., Mathiak, K., Birbaumer, N., & Weiskopf, N. (2015). Manipulating motor performance and memory through real-time fMRI neurofeedback. *Biological psychology*. 108, S. 85–97. DOI: 10.1016/j.biopsycho.2015.03.009.
- Schellig, D., Drechsler, R., Heinemann, D., & Sturm, W. (Hrsg.) (2009). *Handbuch neuropsychologischer Testverfahren. Aufmerksamkeit, Gedächtnis, exekutive Funktionen*. Göttingen: Hogrefe Verlag GmbH & Co. KG.
- Schmidt-Atzert, L., Krumm, S., & Bühner, M. (2008). Aufmerksamkeitsdiagnostik. *Zeitschrift für Neuropsychologie*. 19 (2), S. 59–82. DOI: 10.1024/1016-264X.19.2.59.
- Schnabel, G., Harre, H.-D., & Krug, J. (Hrsg.) (2016). *Trainingslehre - Trainingswissenschaft. Leistung - Training - Wettkampf*. (3. Auflage). Aachen: Meyer & Meyer.
- Schneider, W., & Shiffrin, R. M. (1977). Controlled and automatic human information processing: I. Detection, search, and attention. *Psychological Review*. 84 (1), S. 1–66. DOI: 10.1037/0033-295X.84.1.1.
- Scholkmann, F., Kleiser, S., Metz, A. J., Zimmermann, R., Mata Pavia, J., Wolf, U., & Wolf, M. (2014). A review on continuous wave functional near-infrared spectroscopy and imaging instrumentation and methodology. *NeuroImage*. 85 Pt 1, S. 6–27. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.05.004.
- Scholkmann, F., & Wolf, M. (2013). General equation for the differential pathlength factor of the frontal human head depending on wavelength and age. *Journal of biomedical optics*. 18 (10), S. 105004. DOI: 10.1117/1.JBO.18.10.105004.
- Schott, N. (2015). Trail Walking Test zur Erfassung der motorisch-kognitiven Interferenz bei älteren Erwachsenen. Entwicklung und Überprüfung der psychometrischen Eigenschaften des Verfahrens. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. 48 (8), S. 722–733. DOI: 10.1007/s00391-015-0866-3.
- Schroeter, M. L., Zysset, S., & von Cramon, D. Y. (2004a). Shortening intertrial intervals in event-related cognitive studies with near-infrared spectroscopy. *NeuroImage*. 22 (1), S. 341–346. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2003.12.041.

- Schroeter, M. L., Zysset, S., Wahl, M., & von Cramon, D. Y. (2004b). Prefrontal activation due to Stroop interference increases during development--an event-related fNIRS study. *NeuroImage*. 23 (4), S. 1317–1325. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2004.08.001.
- Schudlo, L. C., & Chau, T. (2014). Dynamic topographical pattern classification of multichannel prefrontal NIRS signals: II. Online differentiation of mental arithmetic and rest. *Journal of neural engineering*. 11 (1), S. 16003. DOI: 10.1088/1741-2560/11/1/016003.
- Schudlo, L. C., & Chau, T. (2015). Towards a ternary NIRS-BCI: single-trial classification of verbal fluency task, Stroop task and unconstrained rest. *Journal of neural engineering*. 12 (6), S. 1-14. DOI: 10.1088/1741-2560/12/6/066008.
- Schuhfried, G. (2014). *Wiener Testsystem: Reaktionstest*. Mödling: SCHUHFRIED.
- Schuhfried, G. (2015). *Wiener Testsystem: Interferenztest nach STROOP*. Mödling: SCHUHFRIED.
- Schwarzer, R., & Jerusalem, M. (Hrsg.) (1999). *Skalen zur Erfassung von Lehrer- und Schülermerkmalen. Dokumentation der psychometrischen Verfahren im Rahmen der wissenschaftlichen Begleitung des Modellversuchs Selbstwirksame Schulen*. Berlin: R. Schwarzer.
- Seidel-Marzi, O., Hähner, S., Ragert, P., & Carius, D. (2021). Task-Related Hemodynamic Response Alterations During Slacklining: An fNIRS Study in Advanced Slackliners. *Frontiers in Neuroergonomics*. 2, S. 1-10. DOI: 10.3389/fnrgo.2021.644490.
- Seidel-Marzi, O., & Ragert, P. (2020). Neurodiagnostics in Sports: Investigating the Athlete's Brain to Augment Performance and Sport-Specific Skills. *Frontiers in Human Neuroscience*. 14 (133), S. 1-8. DOI: 10.3389/fnhum.2020.00133.
- Serra-Sala, M., Timoneda-Gallart, C., & Pérez-Álvarez, F. (2012). Evaluating Prefrontal Activation and Its Relationship with Cognitive and Emotional Processes by Means of Hemoencephalography (HEG). *Journal of Neurotherapy*. 16 (3), S. 183–195. DOI: 10.1080/10874208.2012.705754.
- Serra-Sala, M., Timoneda-Gallart, C., & Pérez-Álvarez, F. (2016). Clinical usefulness of hemoencephalography beyond the neurofeedback. *Neuropsychiatric disease and treatment*. 12, S. 1173–1180. DOI: 10.2147/NDT.S105476.
- Shaw, L., Wilson, V., & Nihon, S. (2012). Getting off the Bench: EEG and HRV Differences Between Starters and Nonstarters. *Biofeedback*. 40 (1), S. 34–38. DOI: 10.5298/1081-5937-40.1.5.
- Sherlin, L. H., Ford, N. C. L., Baker, A. R., & Troesch, J. (2015). Observational Report of the Effects of Performance Brain Training in Collegiate Golfers. *Biofeedback*. 43 (2), S. 64–72. DOI: 10.5298/1081-5937-43.2.06.
- Sherlin, L. H., Larson, N. C., & Sherlin, R. M. (2013). Developing a Performance Brain Training™ approach for baseball: a process analysis with descriptive data. *Applied psychophysiology and biofeedback*. 38 (1), S. 29–44. DOI: 10.1007/s10484-012-9205-2.
- Sherrill, R. (2005). Effects of Hemoencephalographic (HEG) Training at Three Prefrontal Locations Upon EEG Ratios at Cz. *Journal of Neurotherapy*. 8 (3), S. 63–76. DOI: 10.1300/J184v08n03_05.

- Shokri, A., & Nosratabadi, M. (2021). Comparison of Biofeedback and Combined Interventions on Athlete's Performance. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 46, S. 227–234. DOI: 10.1007/s10484-020-09498-5.
- Shortz, A. E., Pickens, A., Zheng, Q., & Mehta, R. K. (2015). The effect of cognitive fatigue on prefrontal cortex correlates of neuromuscular fatigue in older women. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 12, S. 115. DOI: 10.1186/s12984-015-0108-3.
- Sidhu, A., & Cooke, A. (2021). Electroencephalographic neurofeedback training can decrease conscious motor control and increase single and dual-task psychomotor performance. *Experimental Brain Research*. 239, S. 301–313. DOI: 10.1007/s00221-020-05935-3.
- Silverman, S. J. (2011). Effecting Peak Athletic Performance with Neurofeedback, Interactive Metronome®, and EMDR: A Case Study. *Biofeedback*. 39 (1), S. 40–42. DOI: 10.5298/1081-5937-39.1.08.
- Skalski, S. (2022). Impact of placebo-related instruction on HEG biofeedback outcomes in children with ADHD. *Applied Neuropsychology: Child*. S. 1-8. DOI: 10.1080/21622965.2020.1861546.
- Skalski, S., Konaszewski, K., Pochwatko, G., Balas, R., & Surzykiewicz, J. (2021a). Effects of hemoencephalographic biofeedback with virtual reality on selected aspects of attention in children with ADHD. *International Journal of Psychophysiology*. 170, S. 59-66. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2021.10.001.
- Skalski, S., Pochwatko, G., & Balas, R. (2021b). Effect of HEG biofeedback on selected cognitive functions - Randomized study in children with ADHD and neurotypical children. *Infant and Child Development*. 30 (4), S. 1-21. DOI: 10.1002/icd.2242.
- Smith, R. E., Smoll, F. L., & Schutz, R. W. (1990). Measurement and correlates of sport-specific cognitive and somatic trait anxiety. The sport anxiety scale. *Anxiety Research*. 2 (4), S. 263–280. DOI: 10.1080/08917779008248733.
- Spratford, W., & Campbell, R. (2017). Postural stability, clicker reaction time and bow draw force predict performance in elite recurve archery. *European journal of sport science*. 17 (5), S. 539–545. DOI: 10.1080/17461391.2017.1285963.
- Steinbrink, J., Villringer, A., Kempf, F., Haux, D., Boden, S., & Obrig, H. (2006). Illuminating the BOLD signal: combined fMRI-fNIRS studies. *Magnetic resonance imaging*. 24 (4), S. 495–505. DOI: 10.1016/j.mri.2005.12.034.
- Stokes, D. A., & Lappin, M. S. (2010). Neurofeedback and biofeedback with 37 migraineurs: a clinical outcome study. *Behavioral and brain functions: BBF*. 6, S. 9. DOI: 10.1186/1744-9081-6-9.
- Stroop, J. R. (1935). Studies of Interference in Serial Verbal Reactions. *Journal of Experimental Psychology*. 18 (6), S. 643–662.
- Sturm, W. (2004). Kognitive Kontrolle der Aufmerksamkeitsintensität. *Zeitschrift für Psychologie / Journal of Psychology*. 212 (2), S. 107–114. DOI: 10.1026/0044-3409.212.2.107.
- Sturm, W. (2008). Aufmerksamkeitsdiagnostik: Ableitung eines Strukturmodells und systematische Einordnung von Tests. *Zeitschrift für Neuropsychologie*. 19 (2), S. 83–86. DOI: 10.1024/1016-264X.19.2.83.

- Suda, M., Takei, Y., Aoyama, Y., Narita, K., Sato, T., Fukuda, M., & Mikuni, M. (2010). Frontopolar activation during face-to-face conversation: an in situ study using near-infrared spectroscopy. *Neuropsychologia*. 48 (2), S. 441–447. DOI: 10.1016/j.neuropsychologia.2009.09.036.
- Sudo, M., Komiyama, T., Aoyagi, R., Nagamatsu, T., Higaki, Y., & Ando, S. (2017). Executive function after exhaustive exercise. *European journal of applied physiology*. 117 (10), S. 2029–2038. DOI: 10.1007/s00421-017-3692-z.
- Suzuki, M., Miyai, I., Ono, T., & Kubota, K. (2008). Activities in the frontal cortex and gait performance are modulated by preparation. An fNIRS study. *NeuroImage*. 39 (2), S. 600–607. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2007.08.044.
- Tak, S., & Ye, J. C. (2014). Statistical analysis of fNIRS data: a comprehensive review. *NeuroImage*. 85 Pt 1, S. 72–91. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2013.06.016.
- Takei, Y., Suda, M., Aoyama, Y., Sakurai, N., Tagawa, M., Motegi, T., Yamaguchi, M., Narita, K., & Fukuda, M. (2014). Near-infrared spectroscopic study of frontopolar activation during face-to-face conversation in major depressive disorder and bipolar disorder. *Journal of psychiatric research*. 57, S. 74–83. DOI: 10.1016/j.jpsychires.2014.06.009.
- Tan, G., Thornby, J., Hammond, D. C., Strehl, U., Canady, B., Arnemann, K., & Kaiser, D. A. (2009). Meta-analysis of EEG biofeedback in treating epilepsy. *Clinical EEG and neuroscience*. 40 (3), S. 173–179. DOI: 10.1177/155005940904000310.
- Taubert, M., Wenzel, U., Draganski, B., Kiebel, S. J., Ragert, P., Krug, J., & Villringer, A. (2015). Investigating Neuroanatomical Features in Top Athletes at the Single Subject Level. *PLoS one*. 10(6), S. 1-15. DOI: 10.1371/journal.pone.0129508.
- Thibault, R. T., Lifshitz, M., & Raz, A. (2016). The self-regulating brain and neurofeedback: Experimental science and clinical promise. *Cortex; a journal devoted to the study of the nervous system and behavior*. 74, S. 247–261. DOI: 10.1016/j.cortex.2015.10.024.
- Thompson, T., Steffert, T., Ros, T., Leach, J., & Gruzelier, J. (2008). EEG applications for sport and performance. *Methods (San Diego, Calif.)*. 45 (4), S. 279–288. DOI: 10.1016/j.ymeth.2008.07.006.
- Toomim, H., & Carmen, J. (2009). Hemoencephalography: Photon-based blood flow neurofeedback. In: T. H. Budzynski, H. K. Budzynski, J. R. Evans & A. Abarbanel: *Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback* (S. 167–194). (Band 2). Cambridge, Massachusetts: Academic Press.
- Toomim, H., & Marsh, R. (1997). *Biofeedback of human central nervous system activity using radiation detection* (WO 98/00058). World Intellectual Property Organization.
- Toomim, H., Mize, W., Kwong, P. C., Toomim, M., Marsh, R., Kozlowski, G. P., Kimball, M., & Rémond, A. (2004). Intentional Increase of Cerebral Blood Oxygenation Using Hemoencephalography (HEG): An Efficient Brain Exercise Therapy. *Journal of Neurotherapy*. 8 (3), S. 5–21. DOI: 10.1300/J184v08n03_02.
- Toronov, V. Y., Zhang, X., & Webb, A. G. (2007). A spatial and temporal comparison of hemodynamic signals measured using optical and functional magnetic resonance imaging during activation in the human primary visual cortex. *NeuroImage*. 34 (3), S. 1136–1148. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.08.048.

- Tsorbatzoudis, H. (1995). Psychologische und psychometrische Charakteristika von Sportschützen der Spitzenklasse. *Leistungssport*. 25 (5), S. 50–54.
- Turner, G. R., & Spreng, R. N. (2012). Executive functions and neurocognitive aging: dissociable patterns of brain activity. *Neurobiology of aging*. 33 (4), 826.e1-13. DOI: 10.1016/j.neurobiolaging.2011.06.005.
- Uga, M., Dan, I., Sano, T., Dan, H., & Watanabe, E. (2014). Optimizing the general linear model for functional near-infrared spectroscopy: an adaptive hemodynamic response function approach. *Neurophotonics*. 1 (1), S. 15004. DOI: 10.1117/1.NPh.1.1.015004.
- Unterrainer, J. M., & Owen, A. M. (2006). Planning and problem solving: from neuropsychology to functional neuroimaging. *Journal of physiology, Paris*. 99 (4-6), S. 308–317. DOI: 10.1016/j.jphysparis.2006.03.014.
- van der Meulen, M., Allali, G., Rieger, S. W., Assal, F., & Vuilleumier, P. (2014). The influence of individual motor imagery ability on cerebral recruitment during gait imagery. *Human Brain Mapping*. 35 (2), S. 455–470. DOI: 10.1002/hbm.22192.
- van Doren, J., Arns, M., Heinrich, H., Vollebregt, M. A., Strehl, U., & K Loo, S. (2019). Sustained effects of neurofeedback in ADHD: a systematic review and meta-analysis. *European child & adolescent psychiatry*. 28 (3), S. 293–305. DOI: 10.1007/s00787-018-1121-4.
- Vasaghi Gharamaleki, M., Mousavi, S. Z., Owrangi, M., Gholamzadeh, M. J., Kamali, A.-M., Dehghani, M., Chakrabarti, P., & Nami, M. (2022). Neural correlates in functional brain mapping among breast cancer survivors receiving different chemotherapy regimens: a qEEG/HEG-based investigation. *Japanese Journal of Clinical Oncology*. 52 (11), S. 1253-1264. DOI: 10.1093/jjco/hyac121.
- Vernon, D., Dempster, T., Bazanova, O., Rutterford, N., Pasqualini, M., & Andersen, S. (2009). Alpha Neurofeedback Training for Performance Enhancement: Reviewing the Methodology. *Journal of Neurotherapy*. 13 (4), S. 214–227. DOI: 10.1080/10874200903334397.
- Vernon, D., Egnor, T., Cooper, N., Compton, T., Neilands, C., Sheri, A., & Gruzelier, J. (2003). The effect of training distinct neurofeedback protocols on aspects of cognitive performance. *International Journal of Psychophysiology*. 47 (1), S. 75–85. DOI: 10.1016/S0167-8760(02)00091-0.
- Vernon, D. J. (2005). Can neurofeedback training enhance performance? An evaluation of the evidence with implications for future research. *Applied psychophysiology and biofeedback*. 30 (4), S. 347–364. DOI: 10.1007/s10484-005-8421-4.
- Visser, A., Büchel, D., Lehmann, T., & Baumeister, J. (2022). Continuous table tennis is associated with processing in frontal brain areas: an EEG approach. *Experimental Brain Research*. 240, S. 1899–1909. DOI: 10.1007/s00221-022-06366-y.
- Vitorio, R., Stuart, S., Rochester, L., Alcock, L., & Pantall, A. (2017). fNIRS response during walking - Artefact or cortical activity? A systematic review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 83, S. 160–172. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2017.10.002.
- Vogt, A.-K., & Vogt, U. (1999). Möglichkeiten der Beeinflussung psychischer Leistungsfaktoren im Basketball. *Leistungssport*. 29 (1), S. 33–38.
- Walker, A. K., & Lyle, R. R. (2016). Passive Infrared Hemoencephalography (pIR HEG) for the Treatment of Migraine Without Aura. *NeuroRegulation*. 3 (2), S. 78–91. DOI: 10.15540/nr.3.2.78.

- Wang, J.-R., & Hsieh, S. (2013). Neurofeedback training improves attention and working memory performance. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 124 (12), S. 2406–2420. DOI: 10.1016/j.clinph.2013.05.020.
- Wang, K.-P., Frank, C., Hung, T.-M., & Schack, T. (2022). Neurofeedback training: Decreases in Mu rhythm lead to improved motor performance in complex visuomotor skills. *Current Psychology*. DOI: 10.1007/s12144-022-03190-z.
- Wang, T., Mantini, D., & Gillebert, C. R. (2018). The potential of real-time fMRI neurofeedback for stroke rehabilitation: A systematic review. *Cortex; a journal devoted to the study of the nervous system and behavior*. 107, S. 148–165. DOI: 10.1016/j.cortex.2017.09.006.
- Weineck, J. (2019). *Optimales Training. Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings*. (17., neu überarbeitete Auflage). Balingen: Spitta-Verlag.
- Wenhold, F., Elbe, A.-M., & Beckmann, J. (2009). *Fragebogen zum Leistungsmotiv im Sport. Achievement Motives Scale-Sport (AMS-Sport)*. Köln: Sportverl. Strauß.
- Wiggins, I. M., Anderson, C. A., Kitterick, P. T., & Hartley, D. E. H. (2016). Speech-evoked activation in adult temporal cortex measured using functional near-infrared spectroscopy (fNIRS): Are the measurements reliable? *Hearing research*. 339, S. 142–154. DOI: 10.1016/j.heares.2016.07.007.
- Wijeakumar, S., Huppert, T. J., Magnotta, V. A., Buss, A. T., & Spencer, J. P. (2017). Validating an image-based fNIRS approach with fMRI and a working memory task. *NeuroImage*. 147, S. 204–218. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2016.12.007.
- Wilson, V., & Peper, E. (2011). Athletes Are Different: Factors That Differentiate Biofeedback/Neurofeedback for Sport Versus Clinical Practice. *Biofeedback*. 39 (1), S. 27–30. DOI: 10.5298/1081-5937-39.1.01.
- Wilson, V., Peper, E., & Moss, D. (2006). "The Mind Room" in Italian Soccer Training: The Use of Biofeedback and Neurofeedback for Optimum Performance. *Biofeedback*. 34 (3), S. 79–81.
- Wimshurst, Z. L., Sowden, P. T., & Wright, M. (2016). Expert-novice differences in brain function of field hockey players. *Neuroscience*. 315, S. 31–44. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2015.11.064.
- Wolfe, J. M., Alvarez, G. A., & Horowitz, T. S. (2000). Attention is fast but volition is slow. *Nature*. 406 (6797), S. 691. DOI: 10.1038/35021132.
- Wolff, W. (2017). Funktionelle Nahinfrarotspektroskopie in der sportpsychologischen Forschung. *Zeitschrift für Sportpsychologie*. 24 (1), S. 17–28. DOI: 10.1026/1612-5010/a000184.
- Wollny, R. (2010). *Bewegungswissenschaft. Ein Lehrbuch in 12 Lektionen*. (4. Auflage). Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Wundt, W. (2007). *Grundzüge der physiologischen Psychologie*. Saarbrücken: VDM Müller (Edition classic).
- Yanagisawa, H., Dan, I., Tsuzuki, D., Kato, M., Okamoto, M., Kyutoku, Y., & Soya, H. (2010). Acute moderate exercise elicits increased dorsolateral prefrontal activation and improves cognitive performance with Stroop test. *NeuroImage*. 50 (4), S. 1702–1710. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2009.12.023.

- Young, J.C., Angevaren, M., Rusted, J.M., & Tabet, N. (2015). Aerobic exercise to improve cognitive function in older people without known cognitive impairment. *The Cochrane database of systematic reviews*. 4. DOI: 10.1002/14651858.CD005381.pub4.
- Yücel, M. A., Selb, J. J., Huppert, T. J., Franceschini, M. A., & Boas, D. A. (2017). Functional Near Infrared Spectroscopy: Enabling Routine Functional Brain Imaging. *Current opinion in biomedical engineering*. 4, S. 78–86. DOI: 10.1016/j.cobme.2017.09.011.
- Zaichkowsky, L. (2012). Psychophysiology and Neuroscience in Sport: Introduction to the Special Issue. *Journal of Clinical Sport Psychology*. 6 (1), S. 1–5. DOI: 10.1123/jcsp.6.1.1.
- Zama, T., & Shimada, S. (2015). Simultaneous measurement of electroencephalography and near-infrared spectroscopy during voluntary motor preparation. *Scientific reports*. 5, S. 16438. DOI: 10.1038/srep16438.
- Zhang, Q., Brown, E. N., & Strangman, G. E. (2007). Adaptive filtering for global interference cancellation and real-time recovery of evoked brain activity: a Monte Carlo simulation study. *Journal of biomedical optics*. 12 (4), S. 44014. DOI: 10.1117/1.2754714.
- Zhang, Q., Strangman, G. E., & Ganis, G. (2009). Adaptive filtering to reduce global interference in non-invasive NIRS measures of brain activation: how well and when does it work? *NeuroImage*. 45 (3), S. 788–794. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2008.12.048.
- Zoefel, B., Huster, R. J., & Herrmann, C. S. (2011). Neurofeedback training of the upper alpha frequency band in EEG improves cognitive performance. *NeuroImage*. 54 (2), S. 1427–1431. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2010.08.078.

Anhang A – Abbildungen zur Voruntersuchung

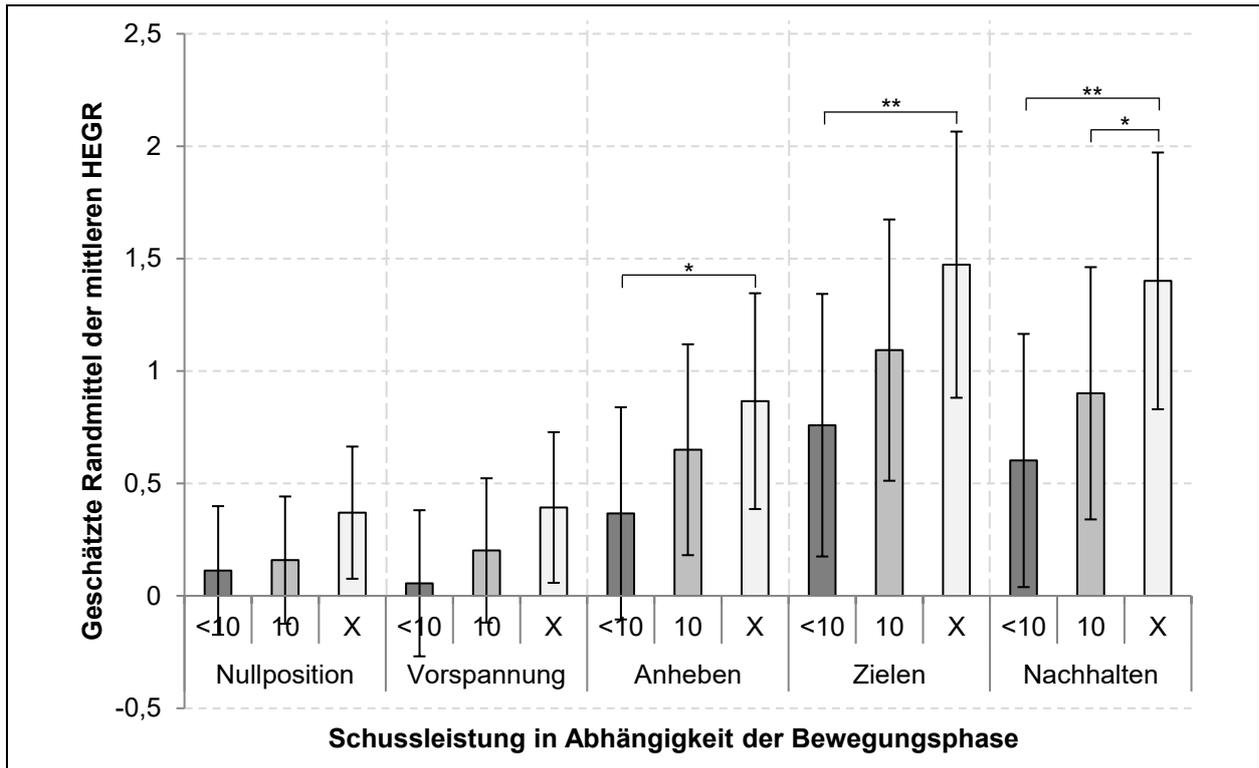


Abb. 27. Geschätzte Randmittel der mittleren HEGR sowie die Standardfehler in Abhängigkeit Bewegungsphasen und Schussleistung aller 12 Schützen; statistisch bedeutsame Unterschiede werden wie folgt gekennzeichnet: ° Trend: $.100 \geq p \geq .050$, * $p < .050$, ** $p < .010$, *** $p < .001$

Anhang B – Tabellen zur Voruntersuchung

Tab. 20. Unterschiede zwischen dem mittleren HEGR (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zwischen der optimalen (X) und schlechten Schussleistung (<10) von allen Schützen mit normalverteilten Daten

Bewegungsphase	Schussleistung	N	MW \pm SD	F	df	p	η_p^2
Schütze 2							
Nullposition	X	7	-0,1 \pm 0,67	0,024	1, 17	.879	0,001
	<10	11	-0,0 \pm 0,56				
Vorspannung	X	7	0,4 \pm 1,61	0,433	1, 17	.520	0,026
	<10	11	0,0 \pm 0,65				
Anheben	X	7	1,0 \pm 1,87	0,570	1, 17	.461	0,034
	<10	11	0,5 \pm 0,97				
Zielen	X	7	1,5 \pm 1,95	0,002	1, 17	.962	0,000
	<10	11	1,6 \pm 1,61				
Schuss und Nachhalten	X	7	1,5 \pm 1,94	0,086	1, 17	.774	0,005
	<10	11	1,3 \pm 1,69				
Schütze 5							
Nullposition	X	6	1,5 \pm 1,68	0,285	1, 16	.602	0,019
	<10	11	1,1 \pm 1,05				
Vorspannung	X	6	1,1 \pm 2,32	0,212	1, 16	.652	0,014
	<10	11	0,7 \pm 1,41				
Anheben	X	6	1,3 \pm 2,13	0,052	1, 16	.822	0,003
	<10	11	1,1 \pm 1,38				
Zielen	X	6	3,0 \pm 1,84	0,234	1, 16	.635	0,015
	<10	11	2,6 \pm 1,37				
Schuss und Nachhalten	X	6	3,1 \pm 2,04	0,866	1, 16	.367	0,055
	<10	11	2,2 \pm 1,82				
Schütze 7							
Nullposition	X	5	-0,5 \pm 0,64	0,628	1, 19	.438	0,034
	<10	15	-0,3 \pm 0,47				
Vorspannung	X	5	-0,3 \pm 0,75	0,597	1, 19	.450	0,032
	<10	15	-0,0 \pm 0,70				
Anheben	X	5	0,8 \pm 0,55	0,125	1, 19	.727	0,007
	<10	15	1,0 \pm 0,98				
Zielen	X	5	2,5 \pm 0,69	0,082	1, 19	.777	0,005
	<10	15	2,4 \pm 1,12				
Schuss und Nachhalten	X	5	2,5 \pm 1,04	0,428	1, 19	.521	0,023
	<10	15	2,1 \pm 1,33				
Schütze 8							
Nullposition	X	8	0,4 \pm 0,82	1,738	1, 18	.205	0,093
	<10	11	-0,1 \pm 0,83				
Vorspannung	X	8	0,5 \pm 1,14	0,227	1, 18	.640	0,013
	<10	11	0,3 \pm 0,83				
Anheben	X	8	0,7 \pm 1,20	0,021	1, 18	.887	0,001
	<10	11	0,6 \pm 0,62				
Zielen	X	8	0,3 \pm 1,42	0,466	1, 18	.504	0,027
	<10	11	0,0 \pm 0,59				
Schuss und Nachhalten	X	8	0,2 \pm 1,27	2,036	1, 18	.172	0,107
	<10	11	-0,5 \pm 0,76				

Tab. 20. Fortsetzung

Bewegungsphase	Schussleistung	N	MW ± SD	F	df	p	η^2
Schütze 9							
Nullposition	X	14	0,2 ± 0,89	0,443	1, 18	.515	0,025
	<10	5	-0,1 ± 0,41				
Vorspannung	X	14	0,1 ± 1,36	0,143	1, 18	.710	0,008
	<10	5	-0,1 ± 0,99				
Anheben	X	14	-0,6 ± 1,53	0,210	1, 18	.652	0,012
	<10	5	-1,0 ± 1,09				
Zielen	X	14	-0,9 ± 1,65	0,281	1, 18	.600	0,017
	<10	5	-1,3 ± 1,12				
Schuss und Nachhalten	X	14	-0,9 ± 1,68	0,217	1, 18	.648	0,013
	<10	5	-1,3 ± 1,23				
Schütze 1							
Nullposition	X	11	-0,3 ± 1,12	1,731	1, 16	.208	0,103
	<10	6	-1,0 ± 1,04				
Vorspannung	X	11	-1,1 ± 1,20	1,424	1, 16	.251	0,087
	<10	6	-1,9 ± 1,39				
Anheben	X	11	-1,3 ± 1,40	1,625	1, 16	.222	0,098
	<10	6	-2,2 ± 1,27				
Zielen	X	11	-0,8 ± 1,37	3,095	1, 16	.099	0,171
	<10	6	-1,9 ± 1,00				
Schuss und Nachhalten	X	11	-0,5 ± 1,38	2,108	1, 16	.167	0,123
	<10	6	-1,5 ± 1,24				
Schütze 12							
Nullposition	X	7	-0,2 ± 0,94	0,297	1, 18	.593	0,017
	<10	12	0,0 ± 0,63				
Vorspannung	X	7	-0,3 ± 1,19	0,770	1, 18	.393	0,043
	<10	12	-0,0 ± 0,50				
Anheben	X	7	-0,8 ± 1,05	0,058	1, 18	.813	0,003
	<10	12	-0,7 ± 0,42				
Zielen	X	7	-0,8 ± 1,01	0,044	1, 18	.936	0,003
	<10	12	-0,7 ± 0,48				
Schuss und Nachhalten	X	7	-0,6 ± 1,09	0,001	1, 18	.981	0,000
	<10	12	-0,6 ± 0,61				

Tab. 21. *Unterschiede zwischen dem mittleren HEGR (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zwischen der optimalen (X) und schlechten Schussleistung (<10) von allen Schützen mit nicht normalverteilten Daten*

Bewegungsphase	Schussleistung	N	Median [IQ]	Z	df	p	r
Schütze 1							
Nullposition	X	10	1,0 [4,2]	-0,378	20	.705	.085
	<10	10	-0,3 [3,7]				
Vorspannung	X	10	0,2 [7,9]	-0,151	20	.880	.034
	<10	10	-0,1 [4,0]				
Anheben	X	10	1,3 [9,6]	-0,454	20	.650	.102
	<10	10	-0,5 [3,2]				
Zielen	X	10	2,1 [11,4]	-0,680	20	.496	.152
	<10	10	-0,2 [4,4]				
Schuss und Nachhalten	X	10	2,3 [11,7]	-0,302	20	.762	.068
	<10	10	2,8 [4,8]				
Schütze 3							
Nullposition	X	9	-0,3 [0,1]	-0,044	18	.965	.010
	<10	9	-0,3 [0,3]				
Vorspannung	X	9	-0,1 [0,4]	-0,751	18	.453	.177
	<10	9	-0,2 [0,4]				
Anheben	X	9	-0,1 [0,7]	-0,751	18	.453	.177
	<10	9	-0,1 [0,3]				
Zielen	X	9	0,2 [0,5]	-1,457	18	.145	.343
	<10	9	0,0 [0,3]				
Schuss und Nachhalten	X	9	0,2 [0,6]	-1,457	18	.145	.343
	<10	9	0,0 [0,4]				
Schütze 4							
Nullposition	X	8	-0,4 [1,2]	-0,711	18	.477	.168
	<10	10	0,5 [1,5]				
Vorspannung	X	8	-0,2 [1,3]	-0,622	18	.534	.147
	<10	10	-0,5 [1,6]				
Anheben	X	8	1,1 [2,3]	-1,510	18	.131	.356
	<10	10	0,7 [2,3]				
Zielen	X	8	2,1 [2,7]	-0,977	18	.328	.230
	<10	10	2,1 [2,7]				
Schuss und Nachhalten	X	8	1,8 [3,0]	-1,333	18	.183	.314
	<10	10	1,5 [2,6]				
Schütze 6							
Nullposition	X	1	-0,5	-0,535	13	.593	.148
	<10	12	-0,1 [0,8]				
Vorspannung	X	1	0,7	-0,535	13	.593	.148
	<10	12	0,9 [1,1]				
Anheben	X	1	2,7	0,000	13	1,000	.000
	<10	12	2,8 [1,7]				
Zielen	X	1	3,5	-0,267	13	.789	.074
	<10	12	3,6 [2,4]				
Schuss und Nachhalten	X	1	3,5	0,000	13	1,000	.000
	<10	12	1,1 [1,1]				

Tab. 21. Fortsetzung

Bewegungsphase	Schussleistung	N	Median [IQ]	Z	df	p	r
Schütze 11							
Nullposition	X	7	3,9 [2,1]	-1,791	21	.073	.391
	<10	14	2,3 [3,1]				
Vorspannung	X	7	4,9 [5,6]	-1,865	21	0.62	.407
	<10	14	2,1 [2,6]				
Anheben	X	7	3,8 [5,0]	-1,791	21	.073	.391
	<10	14	2,6 [4,7]				
Zielen	X	7	4,1 [3,0]	-2,462	21	.014	.537
	<10	14	2,0 [4,2]				
Schuss und Nachhalten	X	7	3,3 [2,2]	-2,686	21	.007	.586
	<10	14	1,1 [4,3]				

Anhang C – Tabellen zur Hauptuntersuchung

Tab. 22. *Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (2-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR des linken und rechten PFC (HEGR1 und HEGR2) in Abhängigkeit der Prädiktorvariable Wurfleistung (Bedingungen Treffer und Nicht-Treffer) und der Kovariante Wurfnummer für alle Probanden zum ersten Messzeitpunkt; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm*

Bewegungsphase	Parameter	b	Std.-Fehler	T-Statistik	p
HEGR1					
Vorbereitung	Wurf-Nr.	0,39	0,19	2,01	.045
	Treffer vs. Nicht-Treffer	2,86	2,33	1,23	.220
Freiwurfbewegung	Wurf-Nr.	0,46	0,23	1,98	.049
	Treffer vs. Nicht-Treffer	7,13	2,75	2,60	.030
Ballverfolgung	Wurf-Nr.	0,43	0,32	1,37	.171
	Treffer vs. Nicht-Treffer	8,39	3,86	2,17	.060
HEGR2					
Vorbereitung	Wurf-Nr.	0,24	0,19	1,25	.214
	Treffer vs. Nicht-Treffer	-1,47	2,33	-0,63	1.000
Freiwurfbewegung	Wurf-Nr.	-0,26	0,26	-1,01	.313
	Treffer vs. Nicht-Treffer	-0,51	3,15	-0,16	.871
Ballverfolgung	Wurf-Nr.	-0,53	0,31	-1,72	.087
	Treffer vs. Nicht-Treffer	-7,85	3,67	-2,14	.099

Tab. 23. *Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) zwischen den aufeinanderfolgenden bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs in Abhängigkeit der Wurfleistung und der Schussnummer aller 18 Probanden im Prätest des ersten Interventionszeitraumes (MW: Mittelwert des HEGR basierend auf den geschätzten Randmitteln; b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm*

Phasenvergleich	MW	b	Std.-F.	df	T-Statistik	p
HEGR1						
Vorbereitung	-0,20	1,57	1,78	699	0,88	.378
Freiwurfbewegung	-1,77					
Freiwurfbewegung	-1,70	-2,19	2,37	699	-0,92	.712
Ballverfolgung	0,50					
HEGR2						
Vorbereitung	-0,67	1,70	1,86	699	0,91	.363
Freiwurfbewegung	-2,37					
Freiwurfbewegung	-2,45	-3,27	2,46	699	-1,33	.370
Ballverfolgung	0,82					

Tab. 24. *Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich des mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) zwischen den aufeinanderfolgenden bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs unter der Bedingung Treffer und in Abhängigkeit der Schussnummer aller 18 Probanden im Prätest des ersten Interventionszeitraumes (MW: Mittelwert des HEGR basierend auf den geschätzten Randmitteln; b: Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm*

Phasenvergleich	MW	b	Std.-F.	df	T-Statistik	p
HEGR1						
Vorbereitung	-1,61	3,67	2,72	359	1,35	.358
Freiwurfbewegung	-5,28					
Freiwurfbewegung	-5,03	-1,76	3,14	359	-0,56	.576
Ballverfolgung	-3,27					
HEGR2						
Vorbereitung	-0,28	0,33	2,19	359	0,15	.880
Freiwurfbewegung	-0,61					
Freiwurfbewegung	-1,53	-6,38	3,00	359	-2,13	.068
Ballverfolgung	4,85					

Tab. 25. *Ergebnisse der gemischten linearen Modelle (2-Ebenen-Random-Intercept-Modelle) zum Vergleich der Prädiktorvariablen mittlerer HEGR des linken und rechten PFC (HEGR1 und HEGR2) in Abhängigkeit bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs und Berücksichtigung der Kovariate Wurfnummer für alle Probanden zum ersten Messzeitpunkt; die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm*

Bewegungsphase	Parameter	b	Std.-Fehler	T-Statistik	p
Vorbereitung	Wurf-Nr.	0,31	0,14	2,17	.030
	HEGR1 vs. HEGR2	0,32	1,65	0,20	.845
Freiwurfbewegung	Wurf-Nr.	0,10	0,18	0,58	.563
	HEGR1 vs. HEGR2	0,45	2,05	0,22	1.000
Ballverfolgung	Wurf-Nr.	-0,05	0,24	-0,21	.835
	HEGR1 vs. HEGR2	-0,63	2,72	-0,23	1.000

Tab. 26. *Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3 Ebenen) zur Ermittlung des Interaktionseffekts zwischen der Interventions- und Kontrollgruppe bzgl. der ersten bzw. zweiten Intervention auf den mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) innerhalb der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs unter Berücksichtigung des Einflusses der Wurfleistung und der Schussnummer (Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm*

Gruppe	Phase	b	Std.-F.	df	T-Statistik	p
Intervention 1						
HEGR1	Vorbereitung	-4,13	2,46	693	-1,68	.465
	Freiwurfbewegung	-3,69	2,84	696	-1,30	.776
	Ballverfolgung	4,87	4,14	690	1,18	.720
HEGR2	Vorbereitung	-5,69	5,55	696	-1,03	.612
	Freiwurfbewegung	-5,79	6,08	692	-0,95	.341
	Ballverfolgung	10,60	6,11	700	1,74	.498
Intervention 2						
HEGR1	Vorbereitung	1,59	2,33	639	0,68	1.000
	Freiwurfbewegung	5,66	3,35	640	1,69	.552
	Ballverfolgung	2,82	3,59	640	0,78	1.000
HEGR2	Vorbereitung	-0,17	3,29	640	-0,05	.958
	Freiwurfbewegung	2,01	4,08	640	0,49	1.000
	Ballverfolgung	-3,94	6,26	640	-0,63	1.000

Tab. 27. *Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3 Ebenen) zur Ermittlung des Zeiteffekts der ersten Intervention auf den mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) innerhalb der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG) (Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler)*

Gruppe	Phase	b	Std.-F.	df	T-Statistik	p
HEGR1						
IG	Vorbereitung	-3,27	2,04	349	-1,60	.110
	Freiwurfbewegung	-4,88	2,42	348	-2,02	.044
	Ballverfolgung	2,23	3,63	348	0,61	.540
KG	Vorbereitung	0,75	1,22	340	0,62	.535
	Freiwurfbewegung	-1,18	1,29	340	-0,91	.363
	Ballverfolgung	-2,41	1,57	340	-1,53	.126
HEGR2						
IG	Vorbereitung	-6,06	4,03	351	-1,50	.133
	Freiwurfbewegung	-3,03	4,59	331	-0,66	.510
	Ballverfolgung	8,39	4,53	360	1,85	.065
KG	Vorbereitung	-0,00	3,69	340	-0,00	.999
	Freiwurfbewegung	1,88	3,60	340	0,52	.602
	Ballverfolgung	-1,91	4,03	340	-0,48	.629

Tab. 28. Ergebnisse des gemischten linearen Modells (3 Ebenen) zur Ermittlung des Zeiteffekts der zweiten Intervention auf den mittleren HEGR des linken und rechten dorsolateralen PFC (HEGR1 und HEGR2) innerhalb der bewegungsspezifischen Phasen des Basketball-Freiwurfs der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG) (Schätzwert; Std.-F.: Standardfehler)

Gruppe	Phase	b	Std.-F.	df	T-Statistik	p
HEGR1						
IG	Vorbereitung	-1,12	1,91	320	-0,59	.557
	Freiwurfbewegung	3,54	3,19	308	1,11	.269
	Ballverfolgung	1,51	3,41	319	0,44	.658
KG	Vorbereitung	-2,72	1,31	312	-2,07	.039
	Freiwurfbewegung	-2,21	1,17	312	-1,89	.060
	Ballverfolgung	-0,95	1,13	312	-0,84	.403
HEGR2						
IG	Vorbereitung	1,45	2,51	313	0,58	.563
	Freiwurfbewegung	4,89	3,24	311	1,51	.133
	Ballverfolgung	-2,52	5,59	308	-0,45	.653
KG	Vorbereitung	1,79	2,10	320	0,85	.396
	Freiwurfbewegung	2,93	2,46	320	1,19	.235
	Ballverfolgung	1,66	2,88	313	0,58	.564

Tab. 29. Anzahl des Auftretens der Bedingung Treffer (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm

Gruppe	Prä1 MW \pm SD	Post1 MW \pm SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä1	Post1
IG	11,2 \pm 3,83	11,3 \pm 2,12	0,024	1, 16	.878	0,002	0,016	1, 8	.904	0,002	1)	2)
KG	10,8 \pm 1,83	10,6 \pm 4,24					0,010	1, 7	.924	0,001		
	Prä2 MW \pm SD	Post2 MW \pm SD										
IG	13,0 \pm 3,56	10,9 \pm 3,58	2,884	1, 13	.226	0,182	4,299	1, 6	.083	0,417	3)	4)
KG	11,0 \pm 3,63	11,3 \pm 3,50					0,068	1, 7	.802	0,010		

Gruppeneffekte:

- 1) $F_{1, 16}=0,100$; $p=.756$; $\eta_p^2=0,007$
- 2) $F_{1, 16}=0,197$; $p=.664$; $\eta_p^2=0,013$
- 3) $F_{1, 16}=1,156$; $p=.302$; $\eta_p^2=0,082$
- 4) $F_{1, 16}=0,046$; $p=.833$; $\eta_p^2=0,004$

Tab. 30. Ergebnisse des Test d2 (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten Intervention (Prä1, Post1) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); bei der Hauptvariable erfolgte die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)

Gruppe	Prä1 MW \pm SD	Post1 MW \pm SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte		
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä1	Post1	
SW KL													
IG	106,3 \pm 8,76	113,3 \pm 8,19	0,008	1, 15	1,000	0,001	9,692	1, 8	.014	0,548	1)	2)	
KG	99,6 \pm 7,25	106,9 \pm 7,92					26,881	1, 7	.001	0,793			
F1													
IG	12,8 \pm 6,89	6,8 \pm 4,30	4,678	1, 15	.047	0,238	18,186	1, 8	.003	0,694	3)	4)	
KG	12,8 \pm 8,70	12,1 \pm 7,81					0,061	1, 7	.812	0,009			
F2													
IG	3,3 \pm 2,83	1,7 \pm 2,06	0,130	1, 15	.724	0,009	1,639	1, 8	.236	0,170	5)	6)	
KG	3,5 \pm 2,56	2,5 \pm 2,78					0,583	1, 7	.470	0,077			
SW F													
IG	96,9 \pm 7,17	107,4 \pm 9,25	4,758	1, 15	.045	0,241	11,118	1, 8	.010	0,582	7)	8)	
KG	100,4 \pm 8,65	101,2 \pm 8,75					0,069	1, 7	.801	0,010			
SW F%													
IG	98,6 \pm 6,44	109,2 \pm 8,81	3,643	1, 15	.076	0,195	13,518	1, 8	.006	0,628	9)	10)	
KG	100,3 \pm 9,56	102,9 \pm 7,24					0,739	1, 7	.418	0,096			
SW GZ													
IG	108,7 \pm 10,97	110,6 \pm 7,71	1,368	1, 15	.260	0,084	0,412	1, 8	.539	0,049	11)	12)	
KG	99,5 \pm 5,18	105,9 \pm 8,29					7,297	1, 7	.031	0,510			

Gruppeneffekte:

- 1) $F_{1, 16}=2,882$; $p=.110$; $\eta_p^2=0,161$
- 2) $F_{1, 16}=2,718$; $p=.120$; $\eta_p^2=0,153$
- 3) $F_{1, 16}=0,600$; $p=.450$; $\eta_p^2=0,036$
- 4) $F_{1, 16}=3,162$; $p=.096$; $\eta_p^2=0,174$
- 5) $F_{1, 16}=0,008$; $p=.931$; $\eta_p^2=0,000$
- 6) $F_{1, 16}=0,501$; $p=.490$; $\eta_p^2=0,032$
- 7) $F_{1, 16}=0,572$; $p=.460$; $\eta_p^2=0,035$
- 8) $F_{1, 16}=2,301$; $p=.150$; $\eta_p^2=0,133$
- 9) $F_{1, 16}=0,109$; $p=.746$; $\eta_p^2=0,007$
- 10) $F_{1, 16}=2,563$; $p=.130$; $\eta_p^2=0,146$
- 11) $F_{1, 16}=4,630$; $p=.047$; $\eta_p^2=0,224$
- 12) $F_{1, 16}=1,454$; $p=.247$; $\eta_p^2=0,088$

Tab. 31. Ergebnisse des Test d2 (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); bei der Hauptvariable erfolgte die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)

Gruppe	Prä2 MW \pm SD	Post2 MW \pm SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte		
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä1	Post1	
SW KL													
IG	123,7 \pm 7,89	121,7 \pm 8,04	9,639	1, 13	.040	0,426	0,894	1, 6	.381	0,130	1)	2)	
KG	112,0 \pm 9,65	117,4 \pm 7,11					18,840	1, 7	.003	0,729			
F1													
IG	7,0 \pm 4,40	8,9 \pm 7,34	0,006	1, 13	.942	0,000	1,124	1, 6	.330	0,158	3)	4)	
KG	16,4 \pm 17,31	18,6 \pm 19,21					0,233	1, 7	.644	0,032			
F2													
IG	1,3 \pm 1,11	0,9 \pm 1,86	0,224	1, 13	.644	0,017	0,794	1, 6	.407	0,117	5)	6)	
KG	1,9 \pm 2,48	1,9 \pm 2,10					0,000	1, 7	1,000	0,000			
SW F													
IG	107,0 \pm 7,94	107,0 \pm 10,72	0,275	1, 13	.609	0,021	0,000	1, 6	1,000	0,000	7)	8)	
KG	100,6 \pm 11,40	98,38 \pm 8,21					0,604	1, 7	.463	0,079			
SW F%													
IG	110,6 \pm 7,41	110,0 \pm 9,59	0,012	1, 13	.916	0,001	0,034	1, 6	.859	0,006	9)	10)	
KG	103,3 \pm 10,62	103,2 \pm 9,25					0,000	1, 7	.986	0,000			
SW GZ													
IG	119,6 \pm 7,61	119,9 \pm 8,21	4,786	1, 13	.048	0,269	0,017	1, 6	.901	0,003	11)	12)	
KG	111,8 \pm 7,42	118,6 \pm 6,78					11,269	1, 7	.012	0,617			

Gruppeneffekte:

- 1) $F_{1, 14}=6,495$; $p=.024$; $\eta_p^2=0,333$
- 2) $F_{1, 14}=1,233$; $p=.287$; $\eta_p^2=0,087$
- 3) $F_{1, 14}=2,513$; $p=.134$; $\eta_p^2=0,143$
- 4) $F_{1, 14}=1,593$; $p=.229$; $\eta_p^2=0,109$
- 5) $F_{1, 14}=0,716$; $p=.411$; $\eta_p^2=0,046$
- 6) $F_{1, 14}=0,972$; $p=.342$; $\eta_p^2=0,070$
- 7) $F_{1, 14}=2,182$; $p=.160$; $\eta_p^2=0,127$
- 8) $F_{1, 14}=3,107$; $p=.101$; $\eta_p^2=0,193$
- 9) $F_{1, 14}=3,075$; $p=.100$; $\eta_p^2=0,170$
- 10) $F_{1, 14}=1,957$; $p=.185$; $\eta_p^2=0,131$
- 11) $F_{1, 14}=3,314$; $p=.089$; $\eta_p^2=0,181$
- 12) $F_{1, 14}=0,101$; $p=.755$; $\eta_p^2=0,008$

Tab. 32. Ergebnisse des Zahlen-Verbindungs-Tests (Median [Interquartilbereich]) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)

Gruppe	Prä1 Median [IQ]	Post1 Median [IQ]	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			Z	df	p	r	Z	df	p	r	Prä1	Post1
IG	105,0 [13]	108,0 [11]	-0,048	17	.961	.012	-2,374	9	.018	.791	1)	2)
KG	108,0 [11]	111,0 [9]					-1,682	8	.092	.595		
Gruppe	Prä2 Median [IQ]	Post2 Median [IQ]										
			Z	df	p	r	Z	df	p	r	Prä2	Post2
IG	114,0 [4]	111,0 [7]	-1,282	15	.600	.331	-1,160	7	.246	.438	3)	4)
KG	115,5 [17]	116,5 [13]					-0,938	8	.348	.332		

1) $Z_{17}=-0,289$; $p=.772$; $r=.070$

2) $Z_{17}=-0,679$; $p=.497$; $r=.165$

3) $Z_{15}=-0,116$; $p=.907$; $r=.030$

4) $Z_{15}=-1,003$; $p=.316$; $r=.259$

Tab. 33. Ergebnisse des Reaktionstests (S5) mit Wahlreaktion (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten Intervention (Prä1, Post1) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); bei der Hauptvariable erfolgte die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)

Gruppe	Prä1 MW \pm SD	Post1 MW \pm SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä2	Post2
SW MRZ												
IG	101,9 \pm 7,34	106,1 \pm 9,52	0,078	1, 15	1.000	0,005	2,843	1, 8	.130	0,262	1)	2)
KG	104,3 \pm 6,65	109,4 \pm 7,84					7,042	1, 7	.033	0,501		
SW MMZ												
IG	108,0 \pm 4,72	108,9 \pm 8,32	0,158	1, 15	.697	0,010	0,255	1, 8	.627	0,031	3)	4)
KG	105,1 \pm 6,51	106,0 \pm 7,91					1,166	1, 7	.316	0,143		
SW SDRZ												
IG	104,9 \pm 11,38	108,0 \pm 5,55	0,984	1, 15	.337	0,062	0,802	1, 8	.397	0,091	5)	6)
KG	103,9 \pm 8,17	101,9 \pm 7,20					0,274	1, 7	.617	0,038		
SW SDMZ												
IG	104,6 \pm 6,09	104,4 \pm 12,90	1,667	1, 15	.216	0,100	0,001	1, 8	.982	0,000	7)	8)
KG	99,0 \pm 6,23	106,8 \pm 11,54					4,271	1, 7	.078	0,379		

Gruppeneffekte:

1) $F_{1,16}=0,478$; $p=.500$; $\eta_p^2=0,031$

2) $F_{1,16}=0,586$; $p=.456$; $\eta_p^2=0,038$

3) $F_{1,16}=2,009$; $p=.177$; $\eta_p^2=0,118$

4) $F_{1,16}=0,534$; $p=.476$; $\eta_p^2=0,034$

5) $F_{1,16}=0,043$; $p=.838$; $\eta_p^2=0,003$

6) $F_{1,16}=3,914$; $p=.067$; $\eta_p^2=0,207$

7) $F_{1,16}=3,451$; $p=.083$; $\eta_p^2=0,187$

8) $F_{1,16}=0,149$; $p=.705$; $\eta_p^2=0,010$

Tab. 34. Ergebnisse des Reaktionstests (S5) mit Wahlreaktion (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); bei der Hauptvariable erfolgte die p-Wert-Korrektur nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)

Gruppe	Prä2 MW \pm SD	Post2 MW \pm SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä2	Post2
SW MRZ												
IG	112,5 \pm 12,84	108,3 \pm 10,08	0,701	1, 13	.836	0,051	1,250	1, 6	.306	0,172	1)	2)
KG	109,5 \pm 9,26	109,4 \pm 5,55					1,002	1, 7	.969	0,000		
SW MMZ												
IG	110,1 \pm 8,40	111,0 \pm 7,33	1,558	1, 13	.234	0,107	0,273	1, 6	.620	0,044	3)	4)
KG	104,6 \pm 3,54	107,9 \pm 2,17					9,031	1, 7	.020	0,563		
SW SDRZ												
IG	108,0 \pm 6,00	107,1 \pm 11,84	0,742	1, 13	.405	0,054	0,031	1, 6	.866	0,005	5)	6)
KG	102,9 \pm 8,69	107,5 \pm 9,78					1,243	1, 7	.302	0,151		
SW SDMZ												
IG	104,1 \pm 8,59	107,9 \pm 7,52	0,561	1, 13	.467	0,041	1,319	1, 6	.295	0,180	7)	8)
KG	100,9 \pm 7,47	107,4 \pm 5,58					10,198	1, 7	.015	0,593		

Gruppeneffekte:

- 1) $F_{1, 14}=0,262$; $p=.617$; $\eta_p^2=0,020$
- 2) $F_{1, 14}=0,070$; $p=.796$; $\eta_p^2=0,005$
- 3) $F_{1, 14}=2,893$; $p=.113$; $\eta_p^2=0,189$
- 4) $F_{1, 14}=1,336$; $p=.269$; $\eta_p^2=0,093$
- 5) $F_{1, 14}=1,711$; $p=.213$; $\eta_p^2=0,116$
- 6) $F_{1, 14}=0,004$; $p=.950$; $\eta_p^2=0,000$
- 7) $F_{1, 14}=0,622$; $p=.445$; $\eta_p^2=0,046$
- 8) $F_{1, 14}=0,020$; $p=.889$; $\eta_p^2=0,002$

Tab. 35. *Ergebnisse des Farb-Wort-Interferenztests (FWIT) (Mittelwert ± Standardabweichung; MW ± SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)*

Gruppe	Prä1 MW ± SD	Post1 MW ± SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä1	Post1
SW Lese-Interferenzneigung												
IG	93,0 ± 8,83	93,2 ± 8,81	0,085	1, 15	1.000	0,006	0,008	1, 8	.930	0,001	1)	2)
KG	96,3 ± 8,35	95,4 ± 6,02					0,091	1, 7	.771	0,013		
SW Benenn-Interferenzneigung												
IG	104,8 ± 10,08	106,8 ± 8,14	0,301	1, 15	1.000	0,020	0,344	1, 8	.574	0,041	3)	4)
KG	102,1 ± 11,99	101,9 ± 10,16					0,015	1, 7	.905	0,002		
	Prä2 MW ± SD	Post2 MW ± SD										
SW Lese-Interferenzneigung												
IG	96,1 ± 11,73	99,7 ± 9,53	0,413	1, 13	.532	0,031	0,355	1, 6	.573	0,056	5)	6)
KG	100,9 ± 6,71	100,5 ± 8,54					0,025	1, 7	.880	0,004		
SW Benenn-Interferenzneigung												
IG	102,1 ± 4,10	102,9 ± 6,72	3,496	1, 13	.336	0,212	0,099	1, 6	.764	0,016	7)	8)
KG	101,8 ± 12,64	109,0 ± 9,84					7,839	1, 7	.027	0,528		

Gruppeneffekte:

- 1) $F_{1, 16}=0,604$; $p=.449$; $\eta_p^2=0,039$
- 2) $F_{1, 16}=0,336$; $p=.571$; $\eta_p^2=0,022$
- 3) $F_{1, 16}=0,246$; $p=.627$; $\eta_p^2=0,016$
- 4) $F_{1, 16}=1,219$; $p=.287$; $\eta_p^2=0,075$
- 5) $F_{1, 14}=0,943$; $p=.347$; $\eta_p^2=0,068$
- 6) $F_{1, 14}=0,028$; $p=.869$; $\eta_p^2=0,002$
- 7) $F_{1, 14}=0,006$; $p=.939$; $\eta_p^2=0,000$
- 8) $F_{1, 14}=1,507$; $p=.241$; $\eta_p^2=0,104$

Tab. 36. *Ergebnisse des Fragebogens Allgemeine Selbstwirksamkeitserwartung (SWE) (Mittelwert ± Standardabweichung; MW ± SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)*

Gruppe	Prä1 MW ± SD	Post1 MW ± SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä1	Post1
IG	97,7 ± 10,01	94,9 ± 10,55	0,030	1, 15	1.000	0,002	0,885	1, 8	.374	0,100	1)	2)
KG	95,6 ± 6,02	93,5 ± 7,03					0,969	1, 7	.358	0,122		
	Prä2 MW ± SD	Post2 MW ± SD										
IG	97,3 ± 10,36	95,0 ± 9,40	6,224	1, 13	.162	0,324	1,196	1, 6	.316	0,166	3)	4)
KG	93,1 ± 5,41	96,3 ± 6,86					12,187	1, 7	.010	0,635		

Gruppeneffekte:

- 1) $F_{1, 16}=0,251$; $p=.624$; $\eta_p^2=0,016$
- 2) $F_{1, 16}=0,099$; $p=.757$; $\eta_p^2=0,007$
- 3) $F_{1, 14}=0,990$; $p=.338$; $\eta_p^2=0,071$
- 4) $F_{1, 14}=0,088$; $p=.771$; $\eta_p^2=0,007$

Tab. 37. Ergebnisse des Fragebogens Achievement Motives Scale-Sport (AMS-Sport) (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)

Gruppe	Prä1 MW \pm SD	Post1 MW \pm SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä1	Post1
SW HE												
IG	101,4 \pm 8,52	97,5 \pm 8,41	0,772	1, 15	1.000	0,049	4,893	1, 8	.058	0,380	1)	2)
KG	98,2 \pm 4,55	97,1 \pm 7,25					0,138	1, 7	.721	0,019		
SW FM												
IG	101,9 \pm 10,53	99,7 \pm 10,86	1,776	1, 15	1.000	0,106	1,190	1, 8	.307	0,130	3)	4)
KG	98,1 \pm 5,60	100,3 \pm 7,71					0,675	1, 7	.439	0,088		
	Prä2 MW \pm SD	Post2 MW \pm SD										
SW HE												
IG	95,8 \pm 10,69	100,9 \pm 9,71	2,428	1, 13	.572	0,157	4,299	1, 6	.084	0,417	5)	6)
KG	97,6 \pm 5,40	98,2 \pm 5,50					0,138	1, 7	.721	0,019		
SW FM												
IG	101,3 \pm 10,21	101,5 \pm 13,04	2,497	1, 13	.690	0,161	0,014	1, 6	.911	0,002	7)	8)
KG	102,5 \pm 6,37	97,7 \pm 6,90					4,793	1, 7	.065	0,406		

Gruppeneffekte:

- 1) $F_{1, 16}=0,910$; $p=.355$; $\eta_p^2=0,057$
- 2) $F_{1, 16}=0,007$; $p=.932$; $\eta_p^2=0,000$
- 3) $F_{1, 16}=0,799$; $p=.386$; $\eta_p^2=0,051$
- 4) $F_{1, 16}=0,016$; $p=.901$; $\eta_p^2=0,001$
- 5) $F_{1, 14}=0,179$; $p=.679$; $\eta_p^2=0,014$
- 6) $F_{1, 14}=0,461$; $p=.509$; $\eta_p^2=0,034$
- 7) $F_{1, 14}=0,081$; $p=.781$; $\eta_p^2=0,006$
- 8) $F_{1, 14}=0,523$; $p=.482$; $\eta_p^2=0,039$

Tab. 38. Ergebnisse der Skalen Somatische Angst und Konzentrationsstörung des Fragebogens Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T) (Median [Interquartilbereich]) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)

Gruppe	Prä1 Median [IQ]	Post1 Median [IQ]	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			Z	df	p	r	Z	df	p	r	Prä1	Post1
SW Somatische Angst												
IG	91,8 [21,5]	100,4 [23,6]	-0,638	1, 17	1.000	.155	-0,957	9	.339	.319	1)	2)
KG	94,0 [18,3]	98,3 [11,8]					-0,933	8	.351	.330		
SW Konzentrationsstörung												
IG	110,9 [14,2]	110,9 [17,5]	-0,386	1, 17	1.000	.094	-1,404	9	.160	.468	3)	4)
KG	107,5 [11,9]	109,2 [8,7]					-1,355	8	.176	.479		
	Prä2 Median [IQ]	Post2 Median [IQ]										
SW Somatische Angst												
IG	96,1 [21,5]	100,4 [38,6]	-1,119	1, 15	.789	.289	-1,265	7	.206	.478	5)	6)
KG	89,7 [10,8]	87,5 [18,3]					-0,414	8	.679	.146		
SW Konzentrationsstörung												
IG	119,1 [32,5]	110,9 [19,1]	-1,062	1, 15	.576	.274	-1,577	7	.115	.596	7)	8)
KG	103,8 [12,6]	105,7 [17,5]					-0,365	8	.715	.129		

Gruppeneffekte:

- 1) $Z_{17} = -0,343$; $p = .732$; $r = .083$
- 2) $Z_{17} = -0,388$; $p = .698$; $r = .094$
- 3) $Z_{17} = -1,033$; $p = .302$; $r = .251$
- 4) $Z_{17} = -0,831$; $p = .406$; $r = .202$
- 5) $Z_{15} = -0,710$; $p = .477$; $r = .183$
- 6) $Z_{15} = -1,003$; $p = .316$; $r = .259$
- 7) $Z_{15} = -1,653$; $p = .098$; $r = .427$
- 8) $Z_{15} = -1,122$; $p = .262$; $r = .290$

Tab. 39. Ergebnisse der Skala Besorgnis des Fragebogens Wettkampf-Angst-Inventar Trait (WAI-T) (Mittelwert \pm Standardabweichung; MW \pm SD) zum Prä- und Posttest der ersten (Prä1, Post1) und zweiten Intervention (Prä2, Post2) der Interventions- (IG) und Kontrollgruppe (KG); die p-Wert-Korrektur erfolgte nach Bonferroni-Holm (SW: Standardwert)

Gruppe	Prä1 MW \pm SD	Post1 MW \pm SD	Interaktionseffekt				Zeiteffekt				Gruppen- effekte	
			F	df	p	η_p^2	F	df	p	η_p^2	Prä1	Post1
IG	105,3 \pm 12,54	105,3 \pm 15,33	0,026	1, 15	.874	0,002	0,000	1, 8	1.000	0,000	1)	2)
KG	102,1 \pm 8,38	102,6 \pm 10,42					0,050	1, 7	.830	0,007		
	Prä2 MW \pm SD	Post2 MW \pm SD										
IG	104,6 \pm 14,14	107,7 \pm 15,78	0,945	1, 13	.349	0,068	0,791	1, 6	.408	0,116	3)	4)
KG	103,7 \pm 12,74	102,1 \pm 11,53					0,231	1, 7	.645	0,032		

Gruppeneffekte:

- 1) $F_{1, 16} = 0,385$; $p = .544$; $\eta_p^2 = 0,025$
- 2) $F_{1, 16} = 0,180$; $p = .678$; $\eta_p^2 = 0,012$
- 3) $F_{1, 14} = 0,018$; $p = .896$; $\eta_p^2 = 0,001$
- 4) $F_{1, 14} = 0,627$; $p = .443$; $\eta_p^2 = 0,046$