

Untersuchung der präfrontalen Aktivität als  
Indikator für die Automatisierung von  
motorisch-kognitiven Doppelaufgaben  
mit spezifischen zeitlichen Charakteristiken

DISSERTATION ZUR ERLANGUNG DES GRADES

DR. RER. NAT.

vorgelegt von

Christine Langhanns

Gießen, 2019

## Danksagung

Mein herausragender Dank gilt den zwei Menschen, die mir in erster Linie die Erfahrung einer naturwissenschaftlichen Promotion ermöglicht haben. Zunächst danke ich meiner Tochter für ihre Unterstützung und Zuverlässigkeit besonders in den arbeitsintensivsten Zeiten der Promotion. Ebenso gebührt mein Dank meinem Doktorvater Prof. Dr. Hermann Müller für sein Vertrauen in mich als Projektleiterin des Drittmittelprojektes.

Außerdem möchte ich allen Personen danken, die mich immer wieder mit wertvollem Rat und hilfreicher Tat unterstützten, sei es als liebevolle Betreuung meiner Tochter in Phasen der Datenerhebung und der Kongressbesuche oder bei der technischen Realisierung der Experimente, als kritischer Leser der Dissertation, als Zuhörer, für fachliche Anregungen und mentale Unterstützung:

meinen Eltern Helga und David Langhanns, meinen Brüdern Frank und Dr. Jürgen Langhanns, Lena Schalski, Britta Zweigner, Pascal Dautel, Dr. Heiko Maurer, Prof. Dr. Markus Raab und allen *NeMoLab*-Kollegen des Instituts für Sportwissenschaft der Justus-Liebig-Universität Gießen.

Schließlich möchte ich den studentischen Hilfskräften sowie allen Probanden des Multitasking-Projekts in Gießen danken, ohne deren Einsatz diese Untersuchungen nicht möglich gewesen wären.

## Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis .....	7
Tabellenverzeichnis .....	10
Formelverzeichnis .....	13
Abkürzungsverzeichnis .....	14
1 Einleitung .....	16
2 Doppelaufgabeneffekte und Erklärungsmodelle .....	18
3 Automatismen in der Kinematik der Lokomotion.....	29
3.1 Automatisierte Steuerung des Gleichgewichts beim Gehen .....	32
3.2 Automatisierte Steuerung des Gang- und Laufzyklus‘ .....	34
3.2.1 Schrittlängen-Kadenz-Abhängigkeit .....	36
3.2.2 Schrittlänge pro Kadenz als integrierter Faktor.....	37
3.3 Zusammenfassung zu lokomotorischen Automatismen .....	38
4 Identifikation von Strukturen zur zentralen Steuerung von Automatismen .....	40
4.1 Steuerung auf spinaler Ebene .....	41
4.2 Basalganglien und Zerebellum.....	43
4.3 Der (rostrale) präfrontale Kortex.....	44
4.4 Zusammenfassung zur automatisierten Steuerung der Lokomotion .....	46
5 Doppelaufgabenleistung und präfrontale Aktivität .....	48
5.1 Interaktion diskreter kognitiver Zusatzaufgaben mit räumlich-zeitlichen Gangparametern.....	49
5.2 Interaktion kontinuierlicher kognitiver Zusatzaufgaben mit räumlich-zeitlichen Gangparametern.....	51
5.3 Lokomotorisch-kognitive Doppelaufgabeninterferenz und neuronales Korrelat .....	53
5.4 Zusammenfassung der Interferenzauswirkungen in Bezug auf den Nachweis eines Automatismus‘ .....	54

6	Modellierung und Spezifizierung der Forschungsfragen .....	55
6.1	Operationalisierung .....	58
6.2	Vorüberlegungen und Anmerkungen zur fNIRS-Messmethode .....	59
7	Experiment I: Verarbeitung diskreter, gangassoziierter Signale .....	63
7.1	Methode .....	63
7.1.1	Untersuchungsdesign und Aufgaben .....	64
7.1.2	Ablauf .....	65
7.1.3	Probanden .....	66
7.1.4	Material .....	67
7.1.5	Datenvorverarbeitung .....	68
7.1.6	Statistische Analysen .....	70
7.2	Ergebnisse .....	73
7.2.1	Ausprägung der Gangparameter in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit .....	73
7.2.2	fNIRS-Signaländerung in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit .....	78
7.2.3	Doppelaufgabeneffekte in Abhängigkeit vom Laufbandtempo .....	81
7.2.3.1	Motorische Leistung .....	81
I.	Motorische Leistung ohne kognitive Zusatzaufgabe .....	81
II.	Anpassung der motorischen Leistung mit kognitiver Zusatzaufgabe .....	82
7.2.3.2	Kognitive Leistung .....	83
7.2.3.3	Neuronale Aktivität beim Gehen mit und ohne kognitive Zusatzaufgabe .. .....	85
7.2.3.4	Neuronale Aktivität beim Sitzen mit und ohne kognitive Zusatzaufgabe .. .....	88
7.2.3.5	Neuronale Aktivität beim Sitzen bzw. Gehen mit kognitiver Zusatzaufgabe .....	91
7.2.4	Ressourcenallokation, Leistungskorrespondenz und dynamische neuronale Prozesse .....	94
7.2.4.1	Ressourcenbedarf und Leistungskorrespondenz .....	94
7.2.4.2	Deskriptive Betrachtung der dynamischen Prozesse .....	97
7.3	Zwischenfazit .....	97
8	Experiment II: Verarbeitung kontinuierlicher Aufgaben beim Gehen und Laufen....	102
8.1	Methode .....	102

8.1.1	Untersuchungsdesign und Aufgaben .....	102
8.1.2	Ablauf .....	103
8.1.3	Probanden .....	104
8.1.4	Material.....	104
8.1.5	Datenvorverarbeitung .....	105
8.1.6	Statistische Analysen.....	106
8.2	Ergebnisse.....	108
8.2.1	Deskriptive Statistik .....	108
8.2.1.1	Motorische Leistung.....	108
8.2.1.2	Kognitive Leistung.....	109
8.2.1.3	fNIRS-Signaländerung für alle Bedingungen .....	110
8.2.2	Doppelaufgabeneffekte.....	111
8.2.2.1	Motorische Leistung.....	111
8.2.2.2	Kognitive Leistung.....	113
8.2.2.3	Allgemeine neuronale Aktivität .....	113
8.2.2.4	Spezifische neuronale Aktivität beim Gehen in Abhängigkeit von der Geschwindigkeitskategorie .....	116
8.2.3	Ressourcenallokation, Leistungskorrespondenz und dynamische neuronale Prozesse .....	117
8.2.3.1	Ressourcenbedarf und Leistungskorrespondenz .....	117
8.2.3.2	Deskriptive Betrachtung der dynamischen Prozesse .....	119
8.3	Zwischenfazit.....	120
9	Experiment III: Effekte eines Langzeittrainings auf die Verarbeitungsmodalität.....	122
9.1	Methode.....	122
9.1.1	Untersuchungsdesign und Aufgaben .....	122
9.1.2	Ablauf .....	124
9.1.3	Probanden .....	125
9.1.4	Material.....	126
9.1.5	Datenvorverarbeitung .....	127
9.1.6	Statistische Analysen.....	127
9.2	Ergebnisse.....	129
9.2.1	Deskriptive Statistik .....	129

9.2.1.1	Kognitive Leistung.....	129
9.2.1.2	Motorische Leistung.....	130
9.2.1.3	$f$ NIRS-Signaländerung für alle Bedingungen .....	131
9.2.2	Trainingseffekte und Doppelaufgabeneffekte .....	132
9.2.2.1	Kognitive Leistung.....	133
9.2.2.2	Motorische Leistung.....	134
I.	Vortest-Nachtest-Vergleich der Doppelaufgabentrainingsgruppe.....	135
II.	Vortest-Nachtest-Vergleich der motorischen Einzelaufgabentrainingsgruppe .....	137
III.	Vortest-Nachtest-Vergleich der kognitiven Einzelaufgabentrainingsgruppe . .....	138
9.2.2.3	Neuronale Aktivität.....	140
I.	Vortestniveau .....	140
II.	Vortest-Nachtest-Vergleich .....	142
9.2.3	Ressourcenallokation und Leistungskorrespondenz.....	146
9.2.3.1	Ressourcenbedarf und Leistungskorrespondenz .....	146
9.2.3.2	Deskriptive Betrachtung der dynamischen Prozesse .....	150
9.3	Zwischenfazit.....	151
10	Diskussion .....	155
10.1	Ursache der Anpassung der Kadenz innerhalb der motorisch-kognitiven Doppelaufgabe.....	155
10.2	Das prädiktive Ressourcen-Modell und die Doppelaufgabenverarbeitungsmatrix.. .....	158
10.3	Bedeutung der Chromophoren als neurophysiologisches Korrelat.....	159
10.4	Gesellschaftliche Relevanz.....	161
10.5	Limitationen .....	164
10.6	Schlussfolgerung und Ausblick .....	165
Literaturverzeichnis .....		167
Aktuelle Publikationsliste.....		177
Erklärung zur Eigenständigkeit und Wissenschaftlichkeit.....		178

## Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 1</b>	Referenzleistung unter Einzelaufgabenbedingung und vier Varianten der Leistungsausprägung unter Doppelaufgabenbedingung.....	21
<b>Abb. 2</b>	Interferenz in Abhängigkeit von der Aufgabenanforderung und den verfügbaren Ressourcen.....	22
<b>Abb. 3</b>	Trainingseffekt in Bezug auf die Ressourcen.....	24
<b>Abb. 4</b>	Räumliche und zeitliche Parameter zur Beurteilung des Schrittzyklus‘.....	31
<b>Abb. 5</b>	Resultierende Geschwindigkeit aus Schrittlänge und Kadenz.....	37
<b>Abb. 6</b>	Gangverhältnis als Quotient aus Schrittlänge und Kadenz.....	38
<b>Abb. 7</b>	Ebenen bewusster und automatisierter Steuerung im ZNS und deren Beeinflussungspotential auf die Gangparameter.....	41
<b>Abb. 8</b>	Messgeräte und Ablaufplan für einen Messungstag.....	66
<b>Abb. 9</b>	Mittlere Schrittweite (links) und mittlere Variabilität der Schrittweite (rechts) je Geschwindigkeit und Aufgabenbedingung.....	73
<b>Abb. 10</b>	Mittlere Kadenz (links) und mittlerer Variabilitätskoeffizient (CV; rechts) der Kadenz je Geschwindigkeit und Aufgabenbedingung.....	74
<b>Abb. 11</b>	Mittlere Schrittlänge (links) und mittlerer Variabilitätskoeffizient (CV; rechts) der Schrittlänge je Geschwindigkeit und Aufgabenbedingung.....	74
<b>Abb. 12</b>	Beispiele für die Veränderung der Einzelaufgabenleistung versus Doppelaufgabenleistung in der Beziehung zwischen Schrittlänge und Kadenz je Geschwindigkeit.....	76
<b>Abb. 13</b>	Hämoglobinkonzentration der Chromophoren je Geschwindigkeit unter Einzelaufgabenbedingung im Sitzen (links und rechts) und beim Gehen (Mitte).....	79
<b>Abb. 14</b>	Hämoglobinkonzentration der Chromophoren je Geschwindigkeit mit kognitiver Zusatzaufgabe im Sitzen (links und rechts) und beim Gehen (Mitte).....	79
<b>Abb. 15</b>	Absoluter Doppelaufgabeneffekt je Gangparameter und Geschwindigkeit.....	83
<b>Abb. 16</b>	Ausprägungen der Reaktionszeit (links) und der kognitiven Genauigkeit (rechts) je motorischer Aktivität und Inter-Stimulus-Intervall (ISI).....	85
<b>Abb. 17</b>	Integrierte fNIRS-Signale für das Gehen auf dem Laufband mit und ohne Zusatzaufgabe.....	86

---

<b>Abb. 18</b>	Ressourcenbedarf repräsentiert durch Oxy- und Desoxyhämoglobinanteil je Geschwindigkeit und Aufgabentyp.....	87
<b>Abb. 19</b>	Aktivierungsänderungen im ersten Aufgabenblock in sitzender Position.....	89
<b>Abb. 20</b>	Aktivierungsänderungen im zweiten Aufgabenblock in sitzender Position.....	90
<b>Abb. 21</b>	Konzentrationsänderung in HbO und HbR je Zeitabschnitt und Bedingung.....	92
<b>Abb. 22</b>	Ressourcenbedarf an Desoxyhämoglobin je Geschwindigkeit bzw. Inter-Stimulus-Intervall (ISI) und motorischer Basisinstruktion.....	93
<b>Abb. 23</b>	DT-Verarbeitungsmechanismus auf der Basis des prädiktiven Ressourcen-Modells repräsentiert durch das Oxyhämoglobin (HbO) und das Desoxyhämoglobin (HbR) je Geschwindigkeit.....	95
<b>Abb. 24</b>	Prädizierte versus empirische neuronale Aktivität innerhalb der Doppelaufgabe je Laufbandgeschwindigkeit.....	97
<b>Abb. 25</b>	Gemittelte kognitive Leistung aller Versuche je Bedingung.....	109
<b>Abb. 26</b>	Gemittelte fNIRS-Signalverläufe aller Versuche je Aufgabenblock und -bedingung.....	110
<b>Abb. 27</b>	Gemittelte fNIRS-Signalverläufe aller Versuche separat für die Geschwindigkeitskategorien und je Aufgabenbedingung.....	111
<b>Abb. 28</b>	Differenz zwischen DT- und ST-Bedingung für die Gangparameter (A) Kadenz, (B) Schrittlänge und (D) Stand- und Schrittweite sowie die absolute Abweichung des Gangverhältnis vom Optimum je Bedingung.....	112
<b>Abb. 29</b>	Interaktionen zwischen den Konzentrationsänderung im Oxy- bzw. im Desoxyhämoglobin.....	115
<b>Abb. 30</b>	Interaktion zwischen Laufbandgeschwindigkeit und Aufgabe beim Gehen.....	116
<b>Abb. 31</b>	DT-Verarbeitungsmechanismus repräsentiert durch die Chromophoren HbO und HbR je Geschwindigkeit bzw. Lokomotionstyp.....	118
<b>Abb. 32</b>	Prädizierte versus empirische neuronale Aktivität innerhalb der Doppelaufgabe je nach Lokomotionsart.....	119
<b>Abb. 33</b>	Übersicht über den zeitlichen Ablauf der Trainingsstudie für eine beispielhafte Versuchsperson.....	125
<b>Abb. 34</b>	Gemittelte Signale der Chromophoren HbO (obere Reihe) und HbR (untere Reihe) je Trainingsgruppe und Testaufgabe im Vortest.....	132
<b>Abb. 35</b>	Gemittelte Signale der Chromophoren HbO (obere Reihe) und HbR (untere Reihe) je Trainingsgruppe und Testaufgabe im Nachttest.....	132



<b>Abb. 36</b>	Kognitive Leistung in Abhängigkeit vom Testzeitpunkt bzw. der Aufgabe und Trainingsgruppe.....	133
<b>Abb. 37</b>	Absoluter Doppelaufgabeneffekt der DT-Gruppe im Vortest (hellgrau) und Nachtest (dunkelgrau) je Gangparameter.....	136
<b>Abb. 38</b>	Absoluter Doppelaufgabeneffekt der ST <sub>M</sub> -Gruppe im Vortest (hellgrau) und Nachtest (dunkelgrau) je Gangparameter.....	137
<b>Abb. 39</b>	Absoluter Doppelaufgabeneffekt der ST <sub>K</sub> -Gruppe im Vortest (hellgrau) und Nachtest (dunkelgrau) je Gangparameter.....	140
<b>Abb. 40</b>	Motorik x Zeitabschnitt-Interaktion für die Konzentrationsänderungen an Oxyhämoglobin (oben) und Desoxyhämoglobin (unten) im Vortest.....	142
<b>Abb. 41</b>	Test x Aufgabe-Interaktion für die Ressourcenbedarfe im Oxyhämoglobin (oben) und Desoxyhämoglobin (unten).....	143
<b>Abb. 42</b>	Test x Trainingsgruppe-Interaktion im Ressourcenverbrauch (links) und Test x Zeitabschnitt x Gruppe-Interaktion der Konzentrationsänderung im Desoxyhämoglobin je Trainingsgruppe (rechts).....	143
<b>Abb. 43</b>	Aufgabe x Zeitabschnitt x Trainingsgruppe-Interaktion für die Konzentrationsänderung im Desoxyhämoglobin.....	144
<b>Abb. 44</b>	Aufgabe x Zeitabschnitt-Interaktion für die Konzentrationsänderung im Oxyhämoglobin.....	145
<b>Abb. 45</b>	Test x Aufgabe x Zeitabschnitt-Interaktion für die Konzentrationsänderung im Oxyhämoglobin (oben) und Test x Aufgabe-Interaktion für die Konzentrationsänderung im Desoxyhämoglobin (unten).....	145
<b>Abb. 46</b>	DT-Verarbeitungsmechanismus repräsentiert durch Oxy- (HbO) und Desoxyhämoglobin (HbR) im Vortest (schwarz) und im Nachtest (grün) je Trainingsgruppe.....	149
<b>Abb. 47</b>	Prädizierte versus empirische neuronale Aktivität innerhalb der Doppelaufgabe je Trainingsgruppe vor dem Training.....	150
<b>Abb. 48</b>	Prädizierte versus empirische neuronale Aktivität innerhalb der Doppelaufgabe je Trainingsgruppe nach dem Training.....	150

<b>Tabellenverzeichnis</b>	
<b>Tab. 1</b>	Verarbeitungsmechanismen motorisch-kognitiver Doppelaufgaben..... 57
<b>Tab. 2</b>	Koeffizienten der Parameter-Geschwindigkeits-Korrelationen je Aufgabenbedingung..... 73
<b>Tab. 3</b>	Gangparameter der Einzel- und Doppelaufgabenbedingung je Geschwindigkeit..... 75
<b>Tab. 4</b>	Korrelationskoeffizient und Bestimmtheitsmaß für die geschwindigkeitsbezogene Beziehung zwischen Schrittlänge und Kadenz in der motorischen Einzelaufgabe und in der motorisch-kognitiven Doppelaufgabe je Versuchsperson..... 77
<b>Tab. 5</b>	Mittleres Gangverhältnis (WR) und Standardabweichung in mm·Schritte·1·min <sup>-1</sup> je Geschwindigkeit und Einzel- bzw. Doppelaufgabenbedingung..... 77
<b>Tab. 6</b>	Bestimmtheitsmaß und Bereiche der individuellen Korrelationskoeffizienten der HbO- und HbR-Parameter je Zeitabschnitt während der lokomotorischen Einzelaufgabe..... 80
<b>Tab. 7</b>	Bestimmtheitsmaß und Bereiche der individuellen Korrelationskoeffizienten der HbO- und HbR-Parameter je Zeitabschnitt während der lokomotorisch-kognitiven Doppelaufgabe..... 80
<b>Tab. 8</b>	Resultate der Varianzanalysen der Gangparameter unter Einzelaufgabenbedingung für den Faktor Geschwindigkeit..... 81
<b>Tab. 9</b>	Resultate der Varianzanalysen der Doppelaufgabeneffekte der Gangparameter für den Faktor Geschwindigkeit..... 82
<b>Tab. 10</b>	Resultate der zweifaktoriellen Varianzanalysen der kognitiven Leistungsparameter..... 84
<b>Tab. 11</b>	Resultate der mehrfaktoriellen Varianzanalysen der Aktivierungsparameter und Ressourcenbedarfe beim Gehen mit und ohne Zusatzaufgabe..... 88
<b>Tab. 12</b>	Resultate der mehrfaktoriellen Varianzanalysen der Aktivierungsparameter und Ressourcenbedarfe beim Sitzen mit und ohne Zusatzaufgabe..... 91
<b>Tab. 13</b>	Resultate der mehrfaktoriellen Varianzanalysen der Aktivierungsparameter und Ressourcenbedarfe beim Gehen bzw. Sitzen mit Zusatzaufgabe..... 92
<b>Tab. 14</b>	Resultate der Varianzanalysen der empirischen und prädiktiven Ressourcenbedarfe in der lokomotorisch-kognitiven Doppelaufgabe..... 94

<b>Tab. 15</b>	Korrelationskoeffizienten zwischen Ressource und kognitiven bzw. motorischen Parametern während der kognitiven und motorischen Einzelaufgabe sowie Angabe des mittleren Bestimmtheitsmaßes je Parameter und Geschwindigkeitsbedingung.....	96
<b>Tab. 16</b>	Korrelationskoeffizienten zwischen Ressource und kognitiven bzw. motorischen Parametern während der Doppelaufgabe sowie Angabe des mittleren Bestimmtheitsmaßes je Parameter und Geschwindigkeitsbedingung.....	96
<b>Tab. 17</b>	Parameter für die Leistung in der motorischen Basisaufgabe in Abhängigkeit von der Aufgabe.....	108
<b>Tab. 18</b>	Gangparameter in Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeitsklasse und Aufgabe.....	109
<b>Tab. 19</b>	<i>t</i> -Test-Ergebnisse aller motorischen Parameter je motorischer Testbedingung.....	112
<b>Tab. 20</b>	Resultate der Varianzanalysen der kognitiven Leistungsparameter.....	113
<b>Tab. 21</b>	Resultate der Varianzanalysen der Aktivierungsparameter und der Ressourcenbedarfe.....	114
<b>Tab. 22</b>	Resultate der Interaktionstests der Geschwindigkeitsgruppen mit den Faktoren Aufgabe bzw. Zeitabschnitt für die Aktivierungsparameter und Ressourcenbedarfe.....	116
<b>Tab. 23</b>	Resultate der Varianzanalysen der empirischen und prädiktiven Ressourcenbedarfe in den jeweiligen lokomotorisch-kognitiven Doppelaufgaben und für die Geschwindigkeitsgruppierung beim Gehen.....	117
<b>Tab. 24</b>	Korrelationskoeffizienten zwischen Ressource und kognitiven bzw. motorischen Parametern sowie mittleres Bestimmtheitsmaß je Bedingung.....	119
<b>Tab. 25</b>	Anzahl richtiger Lösungen je Versuch im Vor- und Nachtest je Trainingsgruppe.....	129
<b>Tab. 26</b>	Reaktionszeit je Versuch im Vor- und Nachtest je Trainingsgruppe.....	129
<b>Tab. 27</b>	Residuen je Versuch im Vor- und Nachtest je Trainingsgruppe.....	130
<b>Tab. 28</b>	Motorische Leistung der DT-Trainingsgruppe unter Einzel- und Doppelaufgabenbedingung im Vor- und Nachtest.....	130
<b>Tab. 29</b>	Motorische Leistung der ST <sub>M</sub> -Trainingsgruppe unter Einzel- und Doppelaufgabenbedingung im Vor- und Nachtest.....	131
<b>Tab. 30</b>	Motorische Leistung der ST <sub>K</sub> -Trainingsgruppe unter Einzel- und Doppelaufgabenbedingung im Vor- und Nachtest.....	131

<b>Tab. 31</b>	Resultate der gemischten, mehrfaktoriellen Varianzanalysen der kognitiven Leistungsparameter im Vortest und im Vortest-Nachtest-Vergleich.....	134
<b>Tab. 32</b>	Resultate der gemischten, einfaktoriellen Varianzanalysen der Gangparameter im Vortest.....	135
<b>Tab. 33</b>	Resultate der Varianzanalysen zum Vortest-Nachtest-Vergleich der Gangparameter in der Doppelaufgabentrainingsgruppe.....	136
<b>Tab. 34</b>	Resultate der Varianzanalysen zum Vortest-Nachtest-Vergleich der Gangparameter in der motorischen Einzelaufgabentrainingsgruppe.....	138
<b>Tab. 35</b>	Resultate der Varianzanalysen zum Vortest-Nachtest-Vergleich der Gangparameter in der kognitiven Einzelaufgabentrainingsgruppe.....	139
<b>Tab. 36</b>	Resultate der Varianzanalysen der Aktivierung und der Ressourcenbedarfe je Trainingsgruppe im Vortest.....	141
<b>Tab. 37</b>	Resultate der Varianzanalysen der Aktivierung und der Ressourcenbedarfe je Trainingsgruppe im Vortest-Nacht-Vergleich.....	144
<b>Tab. 38</b>	Resultate der Varianzanalysen der empirischen und prädiktiven Ressourcenbedarfe unter Berücksichtigung der Trainingsgruppe im Vortest und im Nachtest.....	147
<b>Tab. 39</b>	Resultate der Wilcoxon-Vorzeichen-Testung je Chromophor und Trainingsgruppe.....	147
<b>Tab. 40</b>	Korrelationskoeffizienten zwischen Ressource und Parameter und mittleres Bestimmtheitsmaß je Bedingung im Vortest und Nachtest.....	148

**Formelverzeichnis**

(1)	Doppelaufgabeneffekt.....	19
(2)	Geschwindigkeit.....	30
(3)	Kadenz.....	30
(4)	Gangverhältnis.....	30
(5)	Prädiktives Ressourcen-Modell.....	56
(6)	Variabilitätskoeffizient.....	68
(7)	Kognitive Genauigkeit.....	69
(8)	Ressourcenbedarf.....	69
(9)	Berechnung des prädizierten Ressourcenbedarfs in Experiment I.....	69

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
BOLD	Blood Oxygen Level Dependent
cm	Zentimeter
CPG	zentraler Mustergenerator
CV	Variationskoeffizient
DT	Doppelaufgabe
d.h.	das heißt
et al.	et alii
ggf.	gegebenenfalls
HbO	Oxyhämoglobin
HbR	Desoxyhämoglobin
HbT	Gesamthämoglobin
HS	Fersenaufsatz
Hz	Hertz
ISI	Inter-Stimulus-Intervall
Kap.	Kapitel
km·h <sup>-1</sup>	Kilometer pro Stunde
fMRT	funktionelle Magnetresonanztomographie
fNIRS	funktionelle Nahinfrarotspektroskopie
ST	Einzelaufgabe
Tab.	Tabelle
m	Meter
mm·Schritte <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup>	Millimeter pro Schritte pro Minute
MRT	Magnetresonanztomographie
μmol·L <sup>-1</sup>	Mikromol pro Liter
<i>n</i>	ganzzahlige Variable
N	Stichprobengröße
NIRS	Nahinfrarotspektroskopie
nm	Nanometer
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
PFC	präfrontaler Kortex
<i>r</i>	Korrelationskoeffizient
RB	Ressourcenbedarf
rPFC	rostraler präfrontaler Kortex
rrPFC	rechter, rostaler, präfrontaler Kortex
RT	Reaktionszeit
s	Sekunde
S.	Seite
Schritte <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup>	Schritte pro Minute
t	Messzeitpunkt
TO	Abheben des großen Zehs vom Boden im Gangzyklus
TOI	Index des Sauerstoffgehalts des Gewebes
u.a.	unter anderem
vs.	versus
WR	Gangverhältniswert

z.B.	zum Beispiel
ZNS	Zentralnervensystem
%	Prozent
&	und
$\Delta$ HbO	Differenz der Konzentration oxygenierten Hämoglobins
$\Delta$ HbR	Differenz der Konzentration desoxygenierten Hämoglobins
$\Delta$ HbX	Konzentrationsänderung in einem der Chromophoren HbO oder HbR

## 1 Einleitung

Wenn Menschen gemeinsam einem Ziel entgegengehen, unterhalten sie sich gern gleichzeitig. In der heutigen Zeit kann sich auch ein einzeln Gehender via mobilem Telefon mit einem anderen Menschen unterhalten. Diese typische Aktivität des Menschen wird als motorisch-kognitive Doppelaufgabe (*dual task*; DT) bezeichnet. In dem Beispiel ist „Gehen“ die motorische und „Unterhaltung führen“ die kognitive Komponente der DT. Je nach Umgebungssituation können auch andere kognitive Anforderungen während des Gehens zu bewältigen sein: Eine Synchronisation der Bewegung zur Musik, mit anderen Menschen oder Begleithund kann ebenso erforderlich sein wie das Umgehen bzw. Übersteigen von Hindernissen oder das Überholen eines vorangehenden Menschen. Außerdem kann es in diesen Alltagsaktivitäten zusätzliche Anforderungen an das Arbeitsgedächtnis geben, wie z.B. beim Merken der Einkaufsliste oder zur strategischen Planung von Besorgungen. Diese unterschiedlichen Situationen erfordern unterschiedlich komplexe Steuerungsprozesse im Gehirn zur Ausführung der DT, die zeitweise sehr anspruchsvoll sein können.

Um die Steuerungsanforderung zu verringern, kann es hilfreich sein, wenn zumindest Teile der DT automatisiert ausgeführt werden. Hierbei dient das Konstrukt Automatisierung als Erklärung für verbesserte bzw. stabilisierte Leistung bei gleichzeitig reduzierter bewusster Steuerung in Verbindung mit Lernprozessen. Während zu Beginn des Lernens noch viel Kontrolle auf die einzelnen Bewegungsabläufe verwandt werden muss, reduziert sich dieser Aufwand mit der Zahl der Wiederholungen auf ein Minimum. Die Bewegungsausführung aber auch die Abfolgen einzelner Bewegungssequenzen zur Gesamthandlung werden optimiert und von der permanenten bewussten Steuerung gelöst. Dadurch werden freie Ressourcen für andere kontrollbedürftige Aufgaben geschaffen (Shiffrin & Schneider, 2016).

Im Sport zeigten z.B. Dribbling-Experten eine noch schnellere Bewegungsausführung, wenn sie gleichzeitig eine akustische kognitive Zusatzaufgabe zu lösen hatten (Beilock, Carr, MacMahon, & Starkes, 2002). Die Autoren benennen dieses Phänomen als *hastening* (deutsche Übersetzung: hasten, eilen) und auch aus anderen DT-Experimenten ist dieses unbeabsichtigte *hastening* in der Bewegung besonders in Kombination mit akustischen Taktgebern berichtet worden (Johannsen, Li, Chechlacz, Bibi, Kourtzi & Wing, 2013). Während jedoch junge Sportler von diesem Phänomen profitieren können, könnte es im Alltag von Senioren ein zusätzliches Sturzrisiko darstellen. Wenn die muskuläre Situation die Ausführung der



schnelleren Bewegung nicht unterstützt. Allerdings lässt sich z.B. an Straßenverkehrssignalanlagen mit akustischen Signalgebern nicht beobachten, dass betagte Menschen durch das akustische Freigabesignal beim Überqueren der Straße gefährdet wären.

Insgesamt ist folglich noch unklar, welche kognitiven Anforderungen in zyklischen Bewegungen spezifische motorische Anpassungsreaktionen (Erhöhung vs. Reduzierung der Bewegungsfrequenz bzw. Kadenz) auslösen. Welche Rolle spielt der Faktor der zeitlichen Struktur der Zusatzaufgabe (diskrete oder kontinuierliche Aufgabe)? Das Wissen um die Interaktion von motorischer und kognitiver Aufgabe bildet somit die Voraussetzung zur Diagnostik und Prävention von Bewegungs- oder kognitiven Verarbeitungsfehlern sowie zur Förderung sportlicher Leistung aber auch der Mobilität und Selbstständigkeit im Alternsgang und in der Rehabilitation.

Zur Beantwortung der Fragen, werden zunächst Mechanismen der DT-Verarbeitung erarbeitet, um den Effekt der erhöhten Kadenz im DT-Paradigma einordnen zu können (Kap. 2). Anschließend wird im dritten Kapitel der Kenntnisstand zu Mechanismen der Automatisierung insbesondere für die Lokomotion aufbereitet. Wesentliches Ziel dieses Themenzweiges ist die Herausarbeitung der Faktoren, die Automatismen des Gangs repräsentieren, die im DT-Paradigma wirksam werden können. Ein dritter Zweig bildet der Aspekt der Neurophysiologie der Gangsteuerung, zur Definition der Steuerungseinheiten für automatisierte und weniger automatische Bewegung (Kap. 4). Diese Kapitel münden in der in Kapitel 5 vorgestellten Forschungsliteratur zur Wirkung diverser kognitiver Anforderungen auf Gang und Gangsteuerung. Aus diesen Vorinformationen resultieren die Operationalisierung der Forschungsfragen und die zu verwendende neurophysiologische Messmethode dargestellt im sechsten Kapitel. Daran schließt sich die Prüfung der Wirkung der zeitlichen Struktur der Zusatzaufgabe in zwei Experimenten an (Kap. 7 und 8). In Kapitel 9 soll die Wirkung eines spezifischen Langzeittrainings untersucht werden. Im zehnten Kapitel werden die Untersuchungsergebnisse abschließend zusammengefasst und diskutiert.<sup>1</sup>

---

<sup>1</sup> Zu Gunsten eines besseren Leseflusses wird in den Zwischenfazit und dem abschließenden Diskussionsteil weitestgehend auf Abkürzungen verzichtet. Außerdem wird im Folgenden immer die kürzere, männliche Form verwendet. Gemeint sind jedoch immer alle Geschlechter, es sei denn, es wird explizit auf ein spezifisches hingewiesen.

## 2 Doppelaufgabeneffekte und Erklärungsmodelle

Während des Gehens eine Unterhaltung zu führen, zählt wie einleitend beschrieben zu den Alltagshandlungen des Menschen. Sie besteht aus der motorischen Aktivität Gehen als eine bewegungsbezogene Tätigkeit des Körpers ohne Gespräch und der kognitiven Aktivität ein Gespräch zu führen, die eine Tätigkeit des Denkens bzw. Erkennens meint. Die Kombination beider Aktivitäten, d.h. die parallele Ausführung im Sinne einer gleichzeitigen Ausführung beider Aktivitäten, suggeriert zunächst die Möglichkeit von höherer zeitlicher Effizienz im Gegensatz zur seriellen Ausführung im Sinne einer Reihenfolge (z.B. erst Unterhalten und dann Gehen). In Untersuchungen zu motorisch-kognitiven DT wird jedoch selbst für geübte motorische und/oder kognitive Einzelaufgaben (*single task*; ST) von Leistungseinbußen berichtet, die die zeitliche Effizienz auf qualitativer Ebene limitieren.

Bevor allerdings eine Leistungsänderung zwischen ST- und DT-Bedingung ermittelt werden kann, wird eine valide Leistungsmessung für die ST-Bedingung benötigt. D.h., eine wesentliche Voraussetzung für die Annahme von DT-bezogenen Leistungskonsequenzen ist, dass die in der ST-Bedingung nicht-instruierten motorischen bzw. kognitiven Prozesse diffus bleiben (Fraizer & Mitra, 2008). Gedanken im weitesten Sinne werden nicht nur durch gezielte Aufgabenstellungen sondern u.a. auch durch Beobachtungsprozesse oder Erinnerungen ausgelöst. Für die Referenzbedingung ist jedoch von immanenter Bedeutung, dass diese Gedanken nicht zielgerichtet verfolgt werden, um eine aktive DT-Situation zu vermeiden. Entsprechend muss berücksichtigt werden, dass die Referenzbedingung nie frei von anderen kognitiven Prozessen sein kann. Ähnliches gilt für die kognitive Aufgabe, die immer auch an eine motorische Leistungskomponente gebunden ist. So erfordern auch ruhige Körperhaltungen wie Stehen oder Sitzen die Kontrolle der Balance durch intermuskuläre Koordination. Diese Prozesse mögen geringer gewichtet sein als Gehen oder Balancieren auf einem Balken. Sie führen dennoch zu einer Verarbeitung motorischer Befehle und Beanspruchungen von Muskulatur, die inhaltlich nichts mit der eigentlichen kognitiven Aufgabe zu tun haben. Aus dieser Perspektive könnte die kognitive ST zwangsläufig stärker durch motorische Prozesse belastet sein als die motorische ST durch einen unspezifischen Gedankenfluss. Diese bekannten sich überlagernden Prozesse müssten konsequenter Weise dazu führen, eine neue Terminologie für ST einzuführen. Stattdessen sei an dieser Stelle bereits daraufhin gewiesen, dass eine motorische ST-Bedingung eine ausschließlich motorische Instruktion beinhaltet (z.B.

„Gehen“, „Stehen“, „Sitzen“) und die kognitive ST-Bedingung ausschließlich die Instruktion für eine Denkaufgabe (z.B. „Rechnen“). In der DT-Bedingung werden dann explizit beide Aufgabenanteile instruiert (z.B. „Gehen und Rechnen“).

Die Darstellung der Leistungsunterschiede zwischen der jeweiligen ST- und der DT-Bedingung kann dann entweder als absolute Differenz oder über den relativen DT-Effekt abgebildet werden (Beurskens & Bock, 2012; Plummer & Eskes, 2015). Hierbei wird die Leistungsdifferenz aus DT- und Kontrollbedingung an der Leistung aus der Kontrollbedingung normalisiert. Mathematisch lässt sich dieser Sachverhalt wie folgt ausdrücken:

$$\text{Doppelaufgabeneffekt [\%]} = \frac{\text{Leistung DT} - \text{Leistung ST}}{\text{Leistung ST}} \cdot 100 \quad (1)$$

Diese Methode trägt dazu bei, intersubjektvarianz zu reduzieren, wenn die abhängige Leistungsvariable ein Verhältnisskalenniveau aufweist. In vielen Fällen ist dies nicht gegeben, wie z.B. bei der Reaktionszeit. Obwohl die Skalierung der Zeit einen natürlichen Nullpunkt hat, beginnt eine plausible Reaktionszeit bei ca. 200 ms. Die Empfehlung von Plummer und Eskes (2015) relative Reaktionszeitkosten zu bestimmen, ist folglich inhaltlich nicht stimmig.

Eine mathematische Voraussetzung ist außerdem, dass die Leistung der ST-Bedingung ungleich Null ist. Als vorteilhaft ist an dieser Methode die Vergleichbarkeit von Altersstufen oder des Gesundheitsstatus‘ unterschiedlicher Probandengruppen zu erwähnen (Schaefer, 2014). Dennoch ist die inhaltliche Auseinandersetzung mit der Beziehung zwischen ST und DT von Bedeutung, wenn eine geeignete Interpretation der Unterschiede gefunden werden soll.

Die Leistung in ST bzw. DT entspricht der Ausprägung einer der zu untersuchenden abhängigen Variablen. Angenommen ein höherer Wert bedeutet eine bessere Leistung, dann würde die höhere Leistung in ST im Vergleich zu DT als negativer DT-Effekt gedeutet. Es sind folglich sogenannte DT-Kosten entstanden. Ist die Leistung in DT jedoch größer als für ST, dann gäbe es einen positiven Effekt, der als DT-Vorteil bezeichnet werden soll. Zur sinnvollen Interpretation des DT-Effekts muss des Weiteren klar sein, ob eine Veränderung der Leistung in DT als vorteilhaft oder nachteilig bewertet werden kann. In Bezug auf die kognitiven Leistungen (Reaktionszeit, Reaktionsgenauigkeit) ergibt sich diesbezüglich kein Problem.

Langsamer oder fehlerhafter zu reagieren gilt per se als Nachteil. Für die motorische Aufgabe dagegen ist die Leistungsänderung nur dann sinnvoll als Kosten oder Vorteil zu interpretieren, wenn entweder ein spezifisches Leistungsziel instruiert wird oder die Konsequenzen der motorischen Anpassung (z.B. höhere oder geringere Sturzgefährdung) bekannt sind.

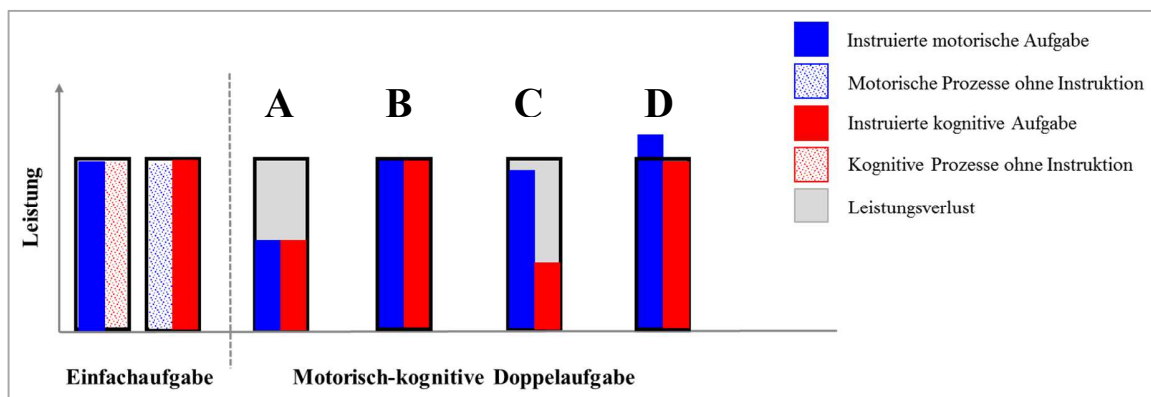
Neben der Bedeutung des DT-Effekts für die Beurteilung der individuellen Leistungsfähigkeit wird in der Grundlagenforschung zur Funktionalität des menschlichen Organismus‘ seit Jahrzehnten die Ursache dieses Effekts diskutiert. Theoretische Modelle von unterschiedlicher Komplexität wurden entwickelt. Die noch heute bedeutsamsten Theorien sind die Flaschenhalstheorie (Pashler, 1984) und das Ressourcenmodell (Wickens, 1976, 2008), welche auf der Basis begrenzter Kapazitäten (Kahneman, 1973) des zentralen Nervensystems (ZNS) gedacht werden.

Das Flaschenhalsmodell basiert auf der Annahme, dass mehrere Informationen gleichzeitig verarbeitet werden müssen. Die Kapazität zur Verarbeitung an einer bestimmten Stelle im gesamten Prozess reicht nur für die Verarbeitung von einer Information je Zeiteinheit aus. Diese strukturellen Limitationen im ZNS bewirken eine zeitlich verzögerte Antwort auf den zweiten Stimulus. Die Verzögerung wird dann als DT-Kosten interpretiert. Während ein DT-Vorteil im Flaschenhalsmodell nicht möglich ist, kann im Ressourcenmodell sowohl eine Beeinträchtigung der Leistung in DT als auch eine Verbesserung erklärt werden.

Eine gegebene Menge an Ressourcen ermöglicht die Steuerung der jeweiligen ST auf einem bestimmten Leistungsniveau. Ressource meint in diesem Zusammenhang die Verarbeitungskapazität sensorischer Informationen, die Ansteuerung motorischer Effektoren und die Nutzung exekutiver Funktionen, wie z.B. Aufmerksamkeit und Aufmerksamkeitsverschiebung (*shifting*), Planung, Reaktionshemmung (*inhibition*) bzw. Reaktionskontrolle und Gedächtnisaktualisierung (*updating*; Miyake, Friedman, Emerson, Witzki, Howerter & Wager, 2000; Yogeve-Seligmann, Hausdorff & Giladi, 2008). In DT können beide Teilaufgaben um die vorhandene Menge an Ressourcen konkurrieren. Die dadurch entstehenden Interferenzen können dann auf die Eigenschaften der Teilaufgaben zurückgeführt werden. Die Stärke der Interferenzen kann allerdings nicht nur durch die Art der STs, sondern auch durch eine per Instruktion provozierte, gewichtete Bearbeitung variieren (Gopher & Navon, 1980; Manzey, 1988).

Wenn die Instruktion lautet, beide Aufgaben gleichermaßen zu bearbeiten und sich dabei die motorische und die kognitive Leistung in DT im Vergleich zur jeweiligen ST-Leistung verschlechtert (siehe Abb. 1A), so bewirkt die DT-Situation Kosten in beiden Leistungskomponenten. Es gelingt folglich nicht, die vorhandenen Ressourcen zur Steuerung beider Aufgabenteile leistungserhaltend zu teilen oder zu integrieren.

Es kann jedoch sein, dass es weder in der motorischen noch in der kognitiven Aufgabe einen deutlichen DT-Effekt gibt (siehe Abb. 1B). Dadurch wird einerseits dokumentiert, dass die Teilung der Ressourcen auf beide Teile der Aufgabe gelungen ist. Andererseits wird gezeigt, dass die vorhandenen Ressourcen ausgereicht haben mussten, um die Leistung in der motorischen und der kognitiven Aufgabe zu erhalten. Mit anderen Worten, die Teilaufgaben wa-

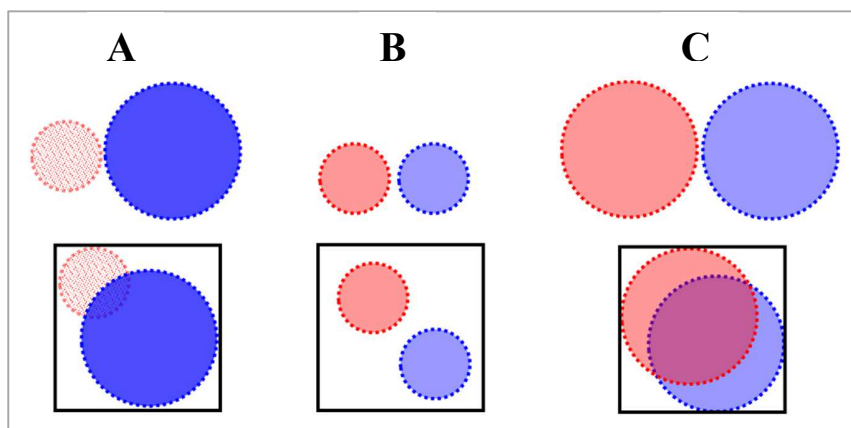


**Abb. 1 Referenzleistung unter Einzelaufgabenbedingung und vier Varianten der Leistungsausprägung unter Doppelaufgabenbedingung.** Die Bedeutung von A bis D lässt sich dem Text entnehmen.

ren nicht ausreichend schwierig, um Leistungsreduktion in DT zu verursachen (Boisgontier et al., 2013).

In den Fällen, in denen eine Leistung weitestgehend erhalten und die andere reduziert wird (siehe Abb. 1C), oder eine Leistung reduziert während die andere erhöht wird, kann eine priorisierte Bearbeitung einer der Aufgaben angenommen werden. Diese Priorisierung kann sowohl eine strategische Entscheidung als auch als systembedingte Verarbeitung der Anforderungen gewertet werden (Yogev-Seligmann, Hausdorff & Giladi, 2012). Beim Balancieren über dem Boden beispielsweise würde eher die kognitive Aufgabe vernachlässigt,

um das Gleichgewicht zu halten und ein Sturzereignis zu vermeiden.<sup>2</sup> Die überwiegende Verwendung der Ressourcen auf die Steuerung der subjektiv wichtigeren Aufgabe erfolgt möglicherweise, weil die Anforderungen beider Teilaufgaben für die verfügbare Kapazität der Ressourcen zu groß ist, um die Steuerung beider Aufgaben ausreichend zu integrieren (Yogev-Seligmann, Hausdorff & Giladi, 2008). Dadurch entstehen Interferenzen, die sich auf beide Leistungen mindernd auswirken würden, wenn nicht eine interne Priorisierung der Ressourcenverteilung im ZNS stattfinden würde, die zumindest die subjektiv wichtigere Leistungskomponente aufrechterhält.



**Abb. 2 Interferenz in Abhängigkeit von der Aufgabenanforderung und den verfügbaren Ressourcen.**

In der oberen Reihe jedes Ressourcenbeispiels befindet sich der Hinweis auf die Instruktion (A: ST-Instruktion; B und C: DT ohne Priorisierung) und die Anforderung (A: hohe Anforderung in der instruierten Aufgabe; B: geringe Anforderungen in beiden Aufgaben; C: hohe Anforderungen in beiden Aufgaben). In der unteren Reihe befindet sich die proportionale Repräsentation der Anforderungen in der begrenzten Ressource (schwarz gerahmtes Feld), wodurch unterschiedliche Ausmaße an Interferenzen erzeugt werden.

Daraus folgen die Vorannahmen, dass durch die beobachtete Leistung auf die beteiligten Ressourcen zur Steuerung der motorischen bzw. kognitiven Aufgabe geschlossen werden kann. Die einzelne Leistungskomponente ist somit als proportional abhängig von den zur Verfügung stehenden, limitierten Ressourcen zu betrachten. Diese Ressourcen sind unter Umständen an Steuerungsprozessen für beide Aufgaben beteiligt. In diesem Fall konkurrieren beide Aufgabenteile um diese gemeinsame Ressourcenmenge (siehe Abb. 2). Je größer die jeweiligen Steuerungsanforderungen sind, desto größer ist der DT-Effekt im Sinne eines

<sup>2</sup> Die Strategie, die diesem Phänomen zugrunde liegt, ist die sogenannte „Posture First“-Strategie (Bloem et al., 2001). „Posture First“ bedeutet, dass die posturale Kontrolle bevorzugt wird, um die Sicherheit der Position des Körpers im Raum nicht zu gefährden.

Leistungsverlusts zu erwarten. Durch die Automatisierung motorischer bzw. kognitiver Aufgabenanteile ließen sich zusätzliche Ressourcen schaffen, die zu einer Reduktion der Interferenz beitragen könnten (siehe Abb. 3A und C).

Einen besonderen Effekt berichten Johannsen et al. (2013) aus einer Studie mit funktioneller Magnetresonanztomografie (fMRT). Probanden sollten rhythmisch-zyklische Fußgelenkbewegung in Anlehnung an alternierende Lokomotion mit einer Metronom-Taktung (0.5 Hz) synchronisieren und gleichzeitig eine *n*-back-Aufgabe<sup>3</sup> (0-back oder 2-back; Stimuli wurden mit ca. 0.7 Hz präsentiert) bearbeiten, indem sie alle Übereinstimmungen zählen. Dabei erhöhte sich die Bewegungsfrequenz innerhalb der DT-Bedingung mit 2-back-Aufgabe. Zur Erklärung des signifikanten Beschleunigungseffekts in der motorischen Komponente der DT dient die Annahme, dass sich wiederholende, gleichförmige Bewegungen im DT-Kontext „re-automatisiert“ würden. Gemeint ist, dass eine vorgegebene zu niedrige Bewegungsfrequenz unbewusst bzw. unabsichtlich hochreguliert würde.

Kann dieser Vorgang jedoch als „Re“-Automatisierung bezeichnet werden? Die Voraussetzung für eine „Re“-Automatisierung bildet der vorherige Verlust der Automatisierung (Mulder, Zijlstra & Geurts, 2002). Dieser Verlust kann durch Verletzung der zentralen oder peripheren Steuerungsorgane bzw. Ausführungsorgane verursacht werden, aber auch durch neue Bewegungsbedingungen wie Synchronisation mit einem akustischen Takt. Die Abweichungen vom einstigen Bewegungsnormativ sind dabei so schwerwiegend, dass entweder neue Bewegungsmuster erlernt und automatisiert werden oder die beteiligten Steuerungs- bzw. Ausführungsorgane erst regenerieren müssen, um wieder die gewohnte Leistung erbringen zu können. Wenn der Organismus die Geschwindigkeit in der DT-Situation durch eine ungewohnte kognitive Belastung bis zum Stillstand drosselt, kann neben motorischen und kognitiven DT-Kosten mit Priorisierungshypothese von einer „De“-Automatisierung gesprochen werden.

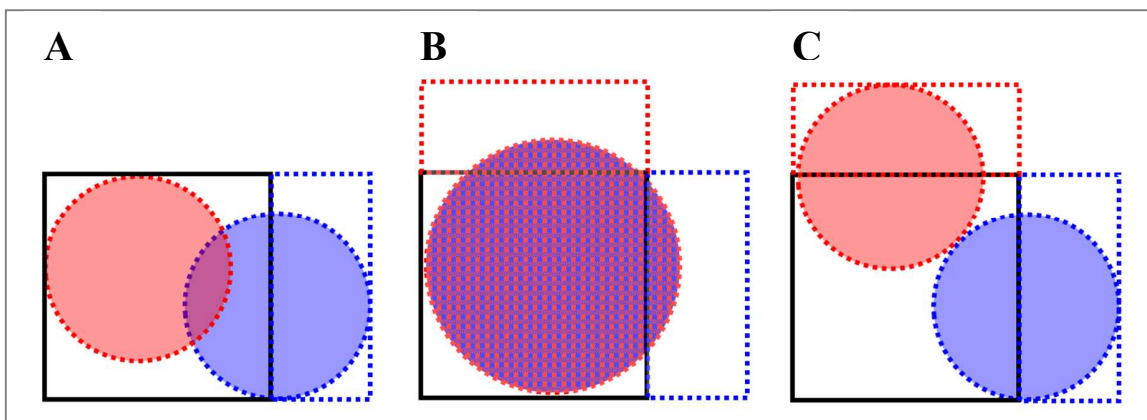
Für Bewegungen, die störungsfrei unter konstanter Geschwindigkeit ausgeführt werden und dabei eine veränderte Kadenz aufweisen, lässt sich keine „De“-Automatisierung annehmen. Folglich kann keine „Re“-Automatisierung vollzogen werden. Stattdessen sollte bei

---

<sup>3</sup> Eine *n*-back-Aufgabe ist eine diskrete Gedächtnisaufgabe mit zusätzlicher Anforderung an Aktualisierungsvorgänge. Um sie zu lösen, soll ein *n* Stellen zuvor präsentierter Stimulus mit dem aktuellen Stimulus verglichen werden. Bei Gleichheit liegt eine Übereinstimmung vor, die eine instruierte Aktion bzw. Reaktion zur Folge hat. Mit steigendem *n* steigt die Aufgabenschwierigkeit, was in einer höheren Fehlerrate sichtbar wird.

der Änderung der Kadenz von einer eng an den Automatismus gekoppelten Bewegungssteuerung gesprochen werden. Es gelten jedoch die Voraussetzungen, dass die Automatisierung einer Bewegung eine flexible und optimierende Anpassung der Bewegung an variierende Situationen ermöglicht und ein verminderter bewusster Steuerungsaufwand empfunden wird.

Clark (2015) vermutet, dass die Steuerung von Bewegungen auf einem Kontinuum zwischen Automatismus und bewusster Steuerung basiert. Bewusstheit definiert sich in diesem Zusammenhang als die Bindung an den Willen bzw. das Verfolgen einer Absicht. Es ist die umfassende Einbindung aller relevanten Informationen nötig, um eine Bewegung bewusst auszuführen. Diese Vorgänge verursachen einen hohen Steuerungsaufwand, der durch intensive Wiederholung und daraus resultierender Automatisierung verringert werden soll. Ein Kontinuum zwischen zwei hierarchischen Steuerungsinstanzen anzunehmen ist allerdings insofern problematisch, als immer ein Automatismus verlangt wird, der den Gegenpol zur bewussten Steuerung repräsentiert. Aus der Ressourcenperspektive dagegen könnten erlernte und dadurch existente Automatismen die Unterstützung der bewussten Steuerung in Form einer



**Abb. 3 Trainingseffekt in Bezug auf die Ressourcen.** A) zeigt die Erweiterung der Ressourcenmenge für eine Aufgabe wodurch Interferenz reduziert wird, während in C) beide Aufgaben jeweils zusätzliche Ressourcen nutzen und Interferenz aufgehoben ist. B) zeigt die Integration beider Aufgaben innerhalb der Ursprungsressource, wobei auch in diesem Fall zusätzliche Ressourcen erforderlich wären.

zusätzlichen Ressource erlauben (siehe Abb. 3). Ein Nutzen könnte darin liegen, dass mehr Kapazität zur Verarbeitung der kognitiven Zusatzaufgabe bliebe, sodass kognitive DT-Kosten reduziert oder in einen DT-Vorteil umgewandelt werden könnten (siehe Abb. 1D).

In der Untersuchung von Johannsen und Kollegen (2013) reduzierte sich allerdings die kognitive Leistung in DT mit 2-back-Aufgabe verglichen mit der einfacheren DT-Bedingung mit



0-back-Aufgabe bzw. der kognitiven ST-Leistung deutlich. D.h., eine Kompensation der kognitiven Anforderungen durch eine Verschiebung motorischer Anteile in zusätzliche Ressourcen fand zumindest nicht ausreichend statt. Dagegen zeigten ältere Erwachsene und Parkinson-Patienten neben einer höheren Trittfrequenz beim Ergometer-Fahrrad fahren eine schnellere Reaktionszeit bei Erhalt der Antwortgenauigkeit, wenn sie gleichzeitig einen Zahlen-Symbol-Test bearbeiteten (Altmann et al., 2015).

Ergebnisse einer Studie von Langhanns und Müller (2018b) unterstützen jedenfalls die Annahme, dass zyklisch wiederkehrende Bewegungsmuster (hier: im Stehen Paddleball spielen) zu einer höheren Bewegungsfrequenz im DT-Kontext führen können. Gleichzeitig wird die kognitive Leistung (mentales Subtrahieren zwei- von vierstelligen Zahlen) dabei weniger beeinträchtigt als beim Ausführen einer manuellen Steckaufgabe in sitzender Position.

Denkbar wäre allerdings auch, dass die Automatisierungsbestrebung des motorischen Systems ihrerseits Ressourcen benötigt und deshalb keine Ressourcen für die kognitiven Anforderungen freigeben kann. Diese Annahme ist in der Literatur nicht etabliert. Allerdings konnte in Untersuchungen zum Übergang vom Gehen zum Laufen gezeigt werden, dass mit steigender kognitiver Belastung der natürliche Wechsel zwischen den jeweils hochgeübten Bewegungsmustern einem Hysterese-Effekt unterlag (Abdolvahab, 2015; Daniels & Newell, 2003). D.h., Probanden gingen länger bei ansteigender Geschwindigkeit und verblieben länger im Laufmuster bei abfallender Geschwindigkeit. Da die kognitive Leistung nicht berichtet wurde, kann der Interferenzeffekt innerhalb der begrenzten Ressourcen nicht eingeschätzt werden. Insgesamt scheint der jeweilige Bewegungsmodus beim Start der Aufgabe von grundsätzlichen Änderungen „abgeschirmt“ gewesen zu sein, bis der Übergang durch eine kritische Geschwindigkeitsstufe doch erzeugt wurde. Diese Abschirmung könnte durchaus mit einem zusätzlichen Ressourcenbedarf erklärt werden. Eine höhere Aktivität in Bereichen der Steuerung der Exekutivfunktionen des Kortex während der DT als die Summe der Aktivität der beteiligten ST-Komponenten würde in diesem Fall die Bedarfssteigerung signalisieren.

Eine weitere Annahme in der Literatur ist, dass die geringste Beteiligung einer Automatisierung vorliegt, wenn die DT-Kosten groß sind bzw. dass bei geringen Kosten ein hoher Grad

an Automatisierung vorliegt (Mulder, Zijlstra & Geurts, 2002). Das blendet jedoch den Anteil der zugrundeliegenden Anforderungen der einzelnen Aufgaben aus, die für die entsprechende Interferenz bei der Steuerung sorgen. Des Weiteren wird allgemein angenommen, dass unbekannte Bewegungsaufgaben in einem „langsamen, seriellen Modus“ und automatisierte Bewegungen in einem „schnellen, parallelen Modus“ ausgeführt würden. D.h., wenn nur eine Aufgabe zu einer Zeit verarbeitet werden kann, dann wird von serieller Verarbeitung gesprochen. Ist der Organismus dagegen in der Lage beide Aufgaben gleichzeitig zu verarbeiten, dann entspricht dies einer parallelen Ausführung. Diese Annahmen lösen den Konflikt bei der Identifizierung von bereits erlernten Automatismen nicht unbedingt auf. Der Faktor Zeit gibt unabhängig von der Ausführungsqualität keine eindeutige Auskunft über Automatisierung. Automatisierung ist folglich nicht direkt messbar. Im Fall von Johannsen et al. (2013) könnte mit einer feiner gestuften Steigerung der kognitiven Belastung festgestellt werden, unter welchen kognitiven Anforderungen das motorische System möglicherweise durch eine automatisierte Steuerung unterstützt wird und die kognitive Leistung erhalten bleiben kann.

Die erhöhte Bewegungsfrequenz im DT-Paradigma lässt sich weder eindeutig als Vorteil noch als Kosten deklarieren, da sie weder die Ursache für die veränderte Bewegungsausführung (zeitliche und/oder räumliche Komponente) noch die Konsequenzen bekannt sind. Eine aktuelle Untersuchung von Kim, Pu, Woo und Gill (2018) des freien Gehens mit individuell langsamer, mittlerer und schneller Taktung der Kadenz durch ein Metronom zeigte eine Beschleunigung bei langsamem und eine Verlangsamung bei schnellem Rhythmus des Metronoms. Dies kann als Hinweis auf eine Anpassung mit der (Automatisierungs-)Bestrebungen des motorischen Systems in einen „optimalen“ Frequenzbereich bei kontinuierlichen rhythmisch-zyklischen Bewegungen gedeutet werden, der mit der Bewegungsgeschwindigkeit korrespondiert. Allerdings gab es hier weder eine zusätzliche kognitive Aufgabe zu bearbeiten, um den Effekt in Bezug auf die Ressourcentheorie zu prüfen, noch wurden neurophysiologische Kontrollvariablen erhoben, um Veränderungen kortikaler Prozesse abzubilden, die die Verschiebung bewusster Handlungssteuerung in andere Bereiche belegen könnte.

Im Kontrast zu Theorien zur Informationsverarbeitung existiert auch die Hypothese, dass eine moderate körperliche Aktivität den Erregungszustand (*arousal*) positiv beeinflusst. Dieser spiegelt sich u.a. in der Herzfrequenz als physiologisches Maß wieder. Die Anpassung der Kadenz ließe sich alternativ auch mit der Regulation des Erregungszustands erklären. Zumal einem optimalen Erregungsniveau auch das Potential zur „leichten Verbesserung“ der kognitiven Leistung im DT-Kontext zugesprochen wird (Chang, Labban, Gapin & Etnier, 2012). Das basiert auf der Annahme, dass mit größerer körperlicher bzw. kognitiver Aktivität eine Steigerung der Herzfrequenz einhergeht (Noteboom, Fleshner & Enoka, 2001). Diesem Phänomen sind jedoch Grenzen gesetzt. So erzeugt sowohl ein zu geringes als auch ein zu hohes Erregungsniveau eine schlechtere Leistung als das optimale Niveau (Yerkes-Dodson-Gesetz beschrieben in: Kahneman, 1973). Entsprechend ermöglichte der optimale Erregungszustand im Sinne zusätzlicher Ressourcen eine Leistungssteigerung, während der sub- oder supraoptimale Zustand ressourcenreduzierend und leistungsmindernd wirken würde.

Während Automatisierung als Erklärung für eine Erweiterung der gesamten Ressourcenmenge sowohl für die motorische als auch für die kognitive Komponente angenommen werden kann, erklärt der Erregungszustand nur gerichtete Veränderungen. D.h., die motorische Aktivität würde sich mit z.B. der Herzfrequenz als Moderator auf die kognitive Leistung auswirken. Dieser Logik nach müsste jede motorische Anpassung innerhalb der DT-Situation, die sich in ihrer Intensität auf die Herzfrequenz auswirkt, einen steigernden Effekt auf die kognitive Leistung haben. Dies zeigt sich im Kontext Motorik basierter kognitiver Zusatzaufgaben jedoch sporadisch und inkonsistent. Es ist nicht auszuschließen, dass körperliche Aktivität auf das Erregungsniveau wirken und die kognitive Leistung unter (unbekannten und daher schwer zu kontrollierenden) Umständen steigern kann. In dieser Arbeit wird die Kadenzanpassung in der DT-Bedingung als mögliche Folge der Erregungsregulation jedoch nur dann Berücksichtigung finden, wenn eine systematische Steigerung der kognitiven Leistung bei motorischer Aktivität festzustellen ist.

In diesem Kapitel wurde gezeigt, dass die Ausführung einer motorischen Aufgabe durch eine kognitive Zusatzaufgabe beeinflusst werden kann und umgekehrt. Als mögliche Ursache wird die Annahme einer Interferenz innerhalb gemeinsam benötigter Ressourcen im Gegensatz zum Flaschenhalsmodell bevorzugt. Darüber hinaus existieren jedoch keine Modelle, die den Einfluss von Automatismen berücksichtigen.

Folglich sind motorisch-kognitive Aufgabenkombinationen nötig, um Verarbeitungsprozesse und Leistungsänderungen zu untersuchen. Für eine spezifische Untersuchung motorischer Leistungsänderung auf der Basis von Automatisierung bedarf es einer geeigneten Bewegungsaufgabe. Die Lokomotion wird gewählt, da sowohl Gehen als auch Laufen insbesondere bei gesunden Erwachsenen als hochgeübte Bewegungsabläufe mit hohem Automatisierungsgrad gelten (Bernštejn, 1975). Im Folgenden sollen die kinematischen Eigenschaften der Lokomotion als potentielle Repräsentatoren für automatische Anpassungsleistung betrachtet werden.

### **3 Automatismen in der Kinematik der Lokomotion**

In diesem Kapitel soll die Kinematik der Gang- und Laufbewegung betrachtet und auf Anteile der Automatisierung hin beschrieben werden. Dies betrifft sowohl das Halten des Gleichgewichts als auch den Aspekt der Rhythmisierung des kontinuierlichen Bewegungszyklus'. Zunächst soll eine erste Annäherung an die Problematik des Erkennens eines Automatismus' zeigen, dass das Konstrukt Automatisierung in der Literatur einerseits noch nicht ausreichend definiert ist und andererseits zirkuläre Argumentationsstrategien aufweist.

Schneider und Chein formulieren bereits 2003 sieben Merkmale (S. 528-530), die zur Diskriminierung zwischen automatisierter und bewusst kontrollierter Ausführung einer Handlung beitragen sollen:

1. Der Erwerb des Automatisierungszustands erfordert ein umfangreiches Training.
2. Automatisierte Verarbeitung erfolgt schnell und parallel im Gegensatz zu langsamer und serieller Verarbeitung bei bewusst kontrollierter Aktivität.
3. Für automatisierte Aktionen ist weniger Anstrengung nötig, sodass sie auch in Situationen mit hoher Arbeitsbelastung ausführbar sind.
4. Automatismen reagieren robuster auf Stressoren wie z.B. Ermüdung, Alkohol oder Stress.
5. Es gibt Unterschiede zwischen der kognitiven Steuerung von automatisierten und bewusst kontrollierten Aufgaben. Zusätzlich ist es besonders schwierig, bereits automatisierte Handlungen wieder bewusst zu kontrollieren.
6. Der Grad des Lernzuwachses hängt vom Grad der Automatisierung ab. Je automatisierter eine Handlung ist, desto geringer ist der Leistungszuwachs.
7. Automatisierte Aufmerksamkeitszuweisung hängt eher von der Reizbedeutung als vom Reizkontext ab. D.h., für mehrere hochpriorisierte Stimuli erfolgt die automatisierte Aufmerksamkeitslenkung auf den am höchsten priorisierten Stimulus.

In dieser Liste ist insbesondere Punkt 6 besonders kritisch zu betrachten. Er basiert auf der Voraussetzung eines umfangreichen Trainings, um den Grad der Automatisierung zu erreichen (Punkt 1). Ein verringerter Lernzuwachs indiziert nun die Annäherung an das individuelle Leistungsmaximum. Patientengruppen jedoch, die trotz hoher Wiederholungsrate Schwierigkeiten beim Erlernen und Automatisieren einer Bewegung haben, würden demnach

bei geringem Lernfortschritt fälschlicherweise eine bereits vorliegende Automatisierung unterstellt.

Dennoch lassen sich diese Merkmale sowohl auf die Analyse des Automatisierungsgrades kognitiver als auch motorischer Aufgaben anwenden. Ein generelles Problem für die Operationalisierung dieser Merkmale in der vorliegenden Arbeit liegt jedoch darin, dass kein individueller Referenzwert existiert, anhand dessen der Grad der Automatisierung bzw. der Automatismus selbst eingeschätzt werden kann. Diese Liste ist folglich eher dazu geeignet, zwei Aufgaben in Bezug zu ihrem Grad der Automatisierung auf dem Rangskalenniveau zu untersuchen. Sie gibt jedoch keinen Hinweis auf die Bedeutung kurzfristiger, insbesondere geringerer motorischer Anpassungsleistung z.B. in Bezug auf die Kadenz der motorischen Aufgabe, wenn eine zweite zusätzliche Aufgabe im Sinne eines Stressors (Punkt 2) zu lösen ist. Als alleiniges Analysewerkzeug zur Bestimmung der Eigenschaften der Lokomotion lässt sich die Merkmalsauflistung folglich nicht einsetzen, weshalb eine eingehende Beschäftigung mit den Leistungsmaßen der Lokomotion in verschiedenen Kontexten nötig ist.

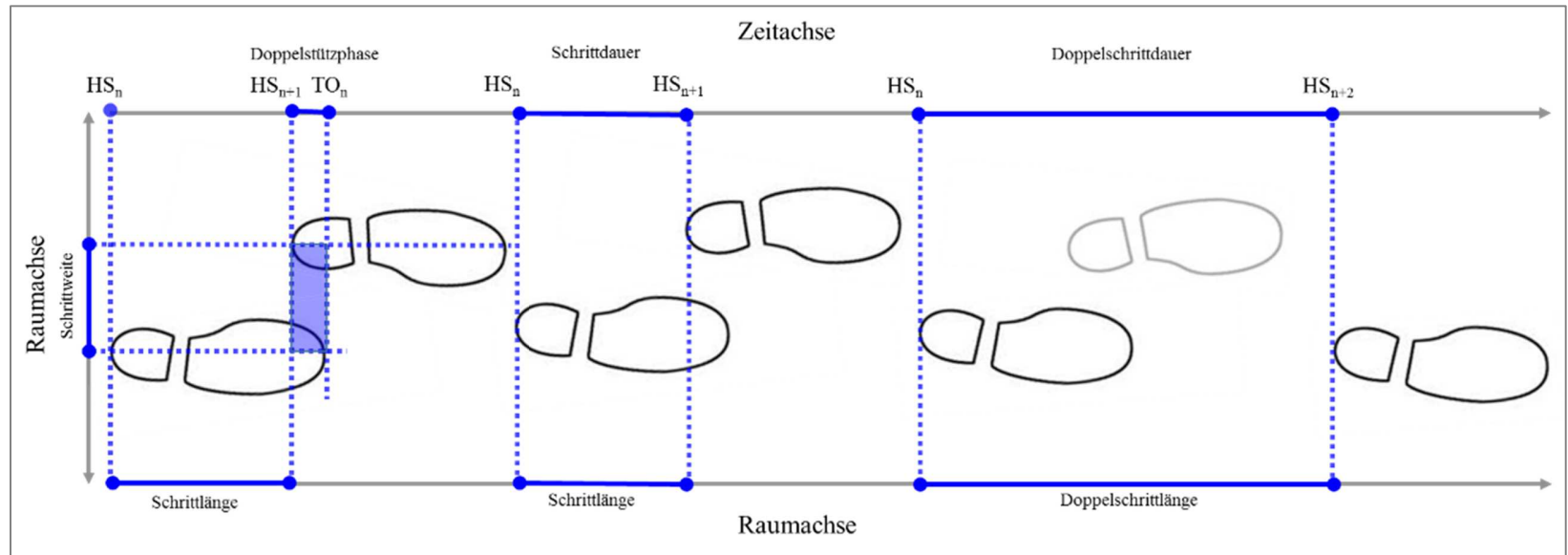
Lokomotion lässt sich aus unterschiedlichen Perspektiven betrachten, um relevante Parameter für die Abbildung von Automatismen zu generieren. In Bezug auf die Informationsverarbeitung zur Steuerung der Bewegung eignet sich die Analyse der Kinematik. Ihr lassen sich räumliche (Schrittweite, Schrittlänge, Doppelschrittlänge; siehe Abb. 4), zeitliche Parameter (Schrittdauer, Doppelschrittdauer, Doppelstützphase bzw. Flugphase; siehe Abb. 4) und integrierte Größen:

$$\text{Geschwindigkeit} = \frac{\text{Weg}}{\text{Zeit}} \quad (2)$$

$$\text{Kadenz} = \frac{\text{Zahl der Schritte}}{\text{Zeit}} \quad (3)$$

$$\text{Gangverhältnis} = \frac{\text{Schrittlänge}}{\text{Kadenz}} \quad (4)$$

sowie deren Variabilität als Maß für Bewegungsstabilität zuordnen (Al-Yahya, Dawes, Smith, Dennis, Howells & Cockburn, 2011).



**Abb. 4 Räumliche und zeitliche Parameter zur Beurteilung des Schrittzklus<sup>4</sup>.** Links: Schrittweite und Doppelstützphase (blaues Feld). Mitte: Schrittlänge und Schrittdauer. Rechts: Doppelschrittlänge und Doppelschrittdauer. Die gepunkteten Linien bilden die Referenzlinien. HS (heel strike) entspricht dem Fersenaufsatz eines Schrittes n. TO (toe off) entspricht dem Abheben des großen Zehs.

Diese Maße werden spezifisch angewandt, um einerseits typische Lokomotionsmuster bzw. Abweichungen von der Norm zu beschreiben und andererseits deren Prädiktionseigenschaften für z.B. Sturzereignisse zu testen. Von besonderem Interesse werden die nachfolgend thematisierten Parameter Schrittweite und Schrittlänge als Grundkomponenten des Lokomotionsmusters. Die Kadenz integriert die noch fehlende zeitliche Komponente und bildet in dieser Untersuchung das zentrale Interesse.

Die Kinematik bzw. biomechanische Aspekte der Gangkoordination können in dieser Arbeit nicht Gegenstand der Untersuchung sein, da keine anthropometrischen bzw. muskelphysiologischen Maße erhoben wurden. Stattdessen lassen sich zumindest die energetischen Eigenschaften der Lokomotion über den Parameter „Gangverhältnis“ (siehe Formel 4) berücksichtigen. Dieser Parameter integriert die rhythmisierenden Eigenschaften inklusive Kadenz und repräsentiert ein energetisches Maß zur Kennzeichnung der Bewegungsökonomie.

Außerdem ist von Interesse, inwieweit sich das Gehen auf dem Laufband vom Gehen auf ebenem Grund unterscheidet. Das Laufband dient der standardisierten Diagnostik des Gangmusters zum Teil unter Verwendung des DT-Paradigmas insbesondere für Risikogruppen. Allerdings sind lokomotorische Unterschiede zwischen beiden Untergründen anzunehmen, da der bewegte Untergrund einerseits Kinetik reduziert, d.h. es verändert sich die sensorische Wahrnehmung. Andererseits verringert sich beim Gehen auf der Stelle der optische Fluss (*optical flow*), d.h. der Eindruck der Geschwindigkeit, durch vorbeiziehende Bildpunkte ist verändert.

Alle Maße sollen in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit recherchiert werden und nicht die Geschwindigkeit als Resultierende aus zurückgelegtem Weg je Zeit berücksichtigen. Diese Grundvoraussetzung dient der gezielten Analyse der Kadenz unter ST- und DT-Bedingung bei Erhalt des Laufbandtempos.

### **3.1 Automatisierte Steuerung des Gleichgewichts beim Gehen**

Die Schrittweite und deren Variabilität werden mit dem Balanceerhalt beim Gehen assoziiert, da Menschen mit Gleichgewichtsunsicherheit (Kleinkinder zu Beginn des Laufens, Ältere und Sturzgefährdete) zur Sicherstellung der Stabilität eine größere Schrittweite aufweisen (Adolph, Vereijken & Shrouf, 2003). In den Untersuchungen zur Anpassung der Schrittweite je nach Umgebungsbedingung zeigt sich eine spezifische Beeinflussbarkeit.



Auf festem Boden und ohne Störeinflüsse konnte bei Sekiya, Nagasaki, Ito & Furuna (1997) keine mit der Geschwindigkeit assoziierte Veränderung der Schrittweite an jungen Erwachsenen beobachtet werden, jedoch stieg die Schrittweitenvariabilität linear an. Kang und Dingwell (2007) konnten ebenfalls weder bei jungen Erwachsenen noch bei Älteren eine mit der Laufbandgeschwindigkeit assoziierte Veränderung der Schrittweite bzw. Schrittweitenvariabilität feststellen.

Im vergleichenden Test zeigte sich eine größere Schrittweite bei verringerter Variabilität auf dem Laufband, wenn die Geschwindigkeit auf festem Grund geringer ( $3.92 \pm 0.61 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) als auf dem Laufband war ( $5.07 \pm 0.58 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ; Rosenblatt & Grabiner, 2010). Die veränderten afferenten Signale der Lokomotion auf dem Laufband führten scheinbar zu einer stabilen breiteren Gangbasis. Diese korrigierende Anpassung blieb aus, wenn ein geringeres Laufbandtempo ( $4.13 \pm 0.55 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) im Vergleich zum freien Gang ( $5.08 \pm 0.72 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ; Yang & King, 2016) gewählt wurde. Somit scheint eine trainierte Muskulatur bei vergleichbarer Unterstützungsfläche kompensatorisch zu wirken.

Manipulationen der frontalen Stabilität durch mechanische Hilfsmittel bzw. per Instruktion bewirkten sowohl bei jungen Erwachsenen als auch bei Älteren eine Reduktion der Schrittweitenvariabilität, wobei die jungen insgesamt eine geringere Schrittweite aufwiesen als die älteren Probanden, wenn sie bei selbstgewähltem Tempo auf dem Laufband gehen sollten (Dean, Alexander & Kuo, 2007). Diese Beobachtungen unterstützten die Annahme, dass laterale Schwankungen im Gang bewusst kontrolliert werden müssen und dass dieser Steuerungsaufwand mit ansteigendem Alter größer wird. Durch eine kognitive Zusatzaufgabe (fortlaufende Subtraktion:  $xx - 7$ ) und die Verschärfung der motorischen Anforderungen durch variierende Neigungswinkel (0%, -5%, -10%) des Laufbands, führten zu einer erhöhten Schrittweite bei vergleichbarer Variabilität (Al-Yahya et al., 2009).

Durch äußere Einflüsse, wie Dämpfung der Auslenkung im aktiven Gang oder systematischer Manipulation des Neigungswinkels oder höheres Tempo als am Boden gewohnt ist, kann eine Schrittweitenanpassung auf dem Laufband provoziert werden. Die Geschwindigkeit des Laufbands selbst scheint weder eine systematische Schrittweitenänderung noch eine Änderung der Variabilität zu erzeugen, es sei denn, es liegt eine muskuläre Überforderung durch das Laufbandtempo vor.

In einer Untersuchung von Hak et al. (2012) erhielten Probanden ihre bevorzugte Ganggeschwindigkeit trotz medio-lateraler Verschiebung des Bodens aufrecht, indem sie nicht nur die Schrittweite anpassten, sondern auch die Schrittlänge verkürzten und die Schrittfrequenz erhöhten. Diese Beobachtung war für die Forschergruppe überraschend, da sie zum Erhalt des Gleichgewichts vorrangig eine Reduktion der Geschwindigkeit erwartet hatten. Eine gesonderte Betrachtung der Eigenschaften des Gangzyklus insbesondere mit Blick auf die Geschwindigkeit folgt im nächsten Kapitel.

### **3.2 Automatisierte Steuerung des Gang- und Laufzyklus‘**

Um die relevanten Faktoren für Rhythmus-Automatismen sowie deren Störung durch unspezifische Steuerungsprozesse darzustellen, wurden der räumliche Parameter Schrittlänge und der zeitliche Parameter Kadenz als die wesentlichen Faktoren für einen stabilen Gang sowie deren Verhältnis untersucht (Kim, Cho & Yoo, 2017). Im Gegensatz zur Schrittweite weisen diese Faktoren bei gesunden Individuen eine gewisse Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit auf. D.h. je höher die Geschwindigkeit desto größer werden Schrittlänge und Kadenz erwartet. Diese Annahme zeigte sich beim Gehen auf festem Grund mit (Attwells, Birrell, Hooper & Mansfield, 2006) und ohne Gepäck (Sekiya et al., 1997; Sekiya & Nagasaki, 1998; Murakami & Otaka, 2016) ebenso wie beim Gehen auf dem Laufband mit und ohne zusätzlichem Gewicht (LaFiandra, Wagenaar, Holt & Obusek, 2003).

Spezifische Untersuchungen zur Beziehung zwischen Geschwindigkeit und Frequenz ließen jedoch den Schluss zu, dass Ganggeschwindigkeit und Gangfrequenz als unabhängige, zentrale Komponenten der dynamischen Steuerung des Gangs gelten (Osaki, Kunin, Cohen & Raphan, 2008), da bei konstanter Geschwindigkeit und durch visuelle oder akustische Taktvorgabe unterschiedliche Schrittfrequenzen bzw. Kadenzen provoziert werden können. Allerdings tendieren Menschen nicht per se zur Rhythmisierung, stattdessen scheint eine spezifische Instruktion zur Synchronisierung maßgeblich zu sein (Mendonça, Oliviera, Fontes & Santos, 2014). Dies lässt die Annahme zu, dass der Erhalt der Kadenz als ein Zeichen des unbeeinflussten und damit automatisierten Gangmusters gelten kann. Anpassungen an ungewohnte vorgegebene Frequenzen sollten folglich immer unter größerem Einfluss der bewussten Steuerung stehen. Wenn die bewusste Steuerung während des Gehens beispielsweise auf eine motorische Zusatzaufgabe (Zielbewegung mit einem Knie) gerichtet war, verkürzten die Probanden zwar die Schrittlänge, verringerten dabei jedoch die Ganggeschwindigkeit anstatt

einer Frequenzanpassung (Hak et al., 2013). Die Autoren vermuten, dass bei einer erhöhten Frequenz, die Zeit zur Planung und Ausführung der Zielbewegung zu kurz wäre, um sie schnellstmöglich und sicher auszuführen.

Neben den mittleren Ausprägungen von Schrittlänge und Kadenz argumentiert Hausdorff (2005), dass die Variabilität der Gangparameter sensitiver für die Beurteilung von Ganginstabilität und damit assoziiert erhöhtem Sturzrisiko sei. Gemeint ist, wenn die Variabilität steigt, erhöht sich auch die Ganginstabilität. Dies ist insbesondere für Patienten bzw. betagte Menschen bedeutsam, die in ihrem normalen Tempo eine atypische lokomotorische Steuerung aufweisen. Bei jungen und gesunden Erwachsenen weist ein ungewöhnlich nieder- oder hochfrequenter Gang ein variables folglich nicht-automatisiertes Gangmuster auf, das sowohl auf eine unökonomische Energiebilanz als auch auf größere Steuerungsprozesse hinweist (Egerton, Danoudis, Huxham & Iansek, 2011). Murakami und Otaka (2017) beobachteten bei extrem langsamem Gehen, dass das ansonsten stabile Gangmuster nun eine größere Variabilität für die Schrittlängen und die Kadenz aufwies, sodass eher von der Planung und Ausführung einzelner Schritte im Sinne eines „fast rhythmischen“ Gangmusters gesprochen werden kann (Hogan & Sternad, 2007).<sup>4</sup>

Während eines hohen Gangtempos (ca.  $7 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) ändert sich beim Menschen typischer Weise spontan die Lokomotionsart, d.h. er wechselt vom Gehen zum Laufen. Schrittlänge und Kadenz spielen auch für das Laufen eine besondere Rolle, da sie insbesondere den Übergang zwischen beiden Lokomotionsarten stärker determinieren als die eigentliche Bewegungsgeschwindigkeit. Als Auslöser für den Wechsel zwischen den motorischen Grundmustern zählt u.a. die Optimierung der Energiebilanz, gesteuert auf der spinalen Ebene. Auf zentraler Ebene unterstützen kognitive bzw. perzeptuelle Prozesse von unterschiedlicher Intensität bei der Entscheidung für oder gegen den Wechsel (Kung, Fink, Legg, Ali & Shultz, 2018). Beobachtet wurde insbesondere, dass die Bewegung im Übergangsbereich eine höhere Variabilität aufweist. Mit Wechsel des Grundmusters jedenfalls wird eine Reorganisation des Bewegungsmusters erwartet, d.h. die Abläufe zeigen wieder mehr Stabilität (Diedrich & War-

---

<sup>4</sup> Sehr langsam ausgeführte rhythmische Armbewegungen weisen eine Struktur aufeinanderfolgender diskreter Bewegungen auf (Doeringer & Hogan, 1998; Park, Marino, Charles, Sternad & Hogan, 2017).

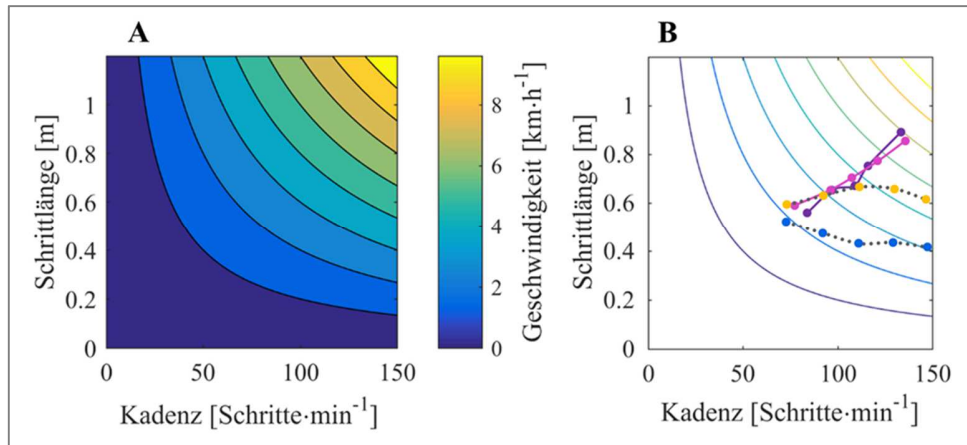
ren, 1995). Die Schrittlänge steigt mit höherer Schrittfrequenz zumindest bis zu einer Geschwindigkeit von ca.  $8.6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  weiter an (Diedrich & Warren, 1998) und folgt somit der für das Gehen beschriebenen typischen Abhängigkeit. Zusätzlich zur separaten Betrachtung von Kadenz und Schrittlänge gibt es in der Literatur Ansätze zur Integration beider Faktoren, die in den folgenden Kapiteln vorgestellt und bezüglich ihrer Aussagekraft für eine zugrundeliegende Automatisierung des Gehens eingeschätzt werden.

### **3.2.1 Schrittlängen-Kadenz-Abhängigkeit**

Die Lokomotionsgeschwindigkeit steht in enger Beziehung zu Schrittlänge und Kadenz (Ducharme, Sands, Moore, Aguiar, Hamill & Tudor-Locke, 2018; Laurent & Pailhous, 1986; Abb. 5A). Egerton et al. (2011) nahmen zusätzlich an, dass sich dieses Verhältnis über variierende Geschwindigkeiten hinweg am besten durch eine lineare Regression mit einer Varianzaufklärung von mindestens 90% abbilden lassen müsse. Die Autoren untersuchten das individuelle Schrittlängen-Kadenz-Verhältnis auf eine derartige zugrunde liegende Systematik und auf deren Störanfälligkeit für zeitliche und räumliche Limitationen als Zeichen verringerter automatisierter Steuerung. Sie stellten fest, dass ca. 86% der jungen und gesunden Stichprobe das erwartete positive, lineare Verhältnis zwischen beiden Faktoren im selbstgewählten Gang aufwies. Für 14% der Personen ließ sich die Varianz der Verläufe durch eine quadratische Regression (mit negativer Parabel) aufklären. Auch die geschlechterspezifische Untersuchung von Sekiya und Nagasaki (1998) unterstützt diese Beobachtung für fünf individuell gewählte Geschwindigkeiten (siehe Abb. 5B).

Egerton et al. (2011) gaben in einer weiteren Bedingung die Kadenz durch den Einsatz eines Metronoms vor. Dadurch verringerte sich die Quote für eine strenge Linearität, sodass nun 52% der Teilnehmer die geforderte Varianzaufklärung entweder durch ein lineares oder ein quadratisches Modell erreichten. In einer letzten Bedingung definierten sie die Schrittlänge durch Markierungen am Boden. Durch diese Anweisung zeigten nur noch 19% der Teilnehmer einen linearen Zusammenhang und keiner der verbleibenden einen quadratischen Zusammenhang. Sekiya et al. (1997) instruierten die Probanden zusätzlich zur akustischen Taktvorgabe, entweder mit präferierter Geschwindigkeit oder schneller bzw. langsamer zu gehen. Bei präferiertem Tempo zeigte sich eine negative Parabel als Zusammenhang zwischen Schrittlänge und Kadenz. Bei schnellem Tempo verschob sich diese Parabel nach

oben, da sich die Schritte verlängerten, die Kadenz aber vergleichbar blieb. Sollten die Probanden jedoch langsamer gehen, dann verschob sich die Parabel nicht nur in Richtung einer kürzeren Schrittlänge, sondern kehrte sich nahezu in eine positive Parabelform um bzw. verlief entlang der Geschwindigkeitslinie (siehe Abb. 5B).



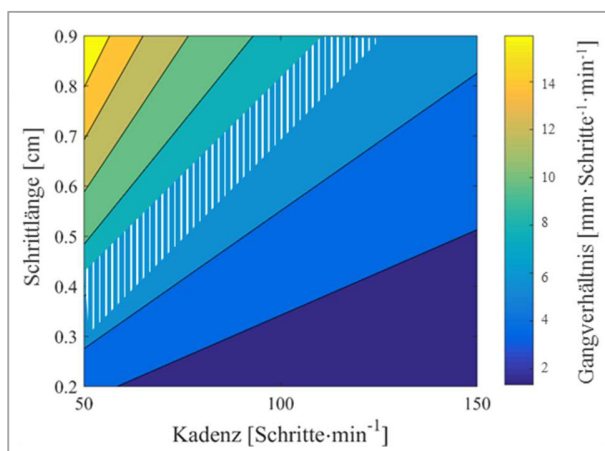
**Abb. 5 Resultierende Geschwindigkeit aus Schrittlänge und Kadenz.** In Grafik A ist das grundsätzliche Muster der Abhängigkeit abgebildet. In Grafik B sind normale Verläufe nach Geschlechtertrennung (pinkfarbene Linie: Frauen; lilafarbene Linie: Männer; Sekiya & Nagasaki, 1998) und durch Metronom (gepunktete Linie; Sekiya et al., 1997) veränderte Verläufe abgebildet. Die Bedingung mit der Instruktion mit höherem Tempo zu gehen, ist durch gelbe Markierungspunkte gekennzeichnet. Die Bedingung mit der Instruktion mit langsamerem Tempo zu gehen, ist durch blaue Markierungspunkte gekennzeichnet.

Diese De-Linearisierungen lassen sich mit einer erhöhten Aufmerksamkeit auf die Bewegungsausführung und einen dadurch beeinträchtigten automatisierten Lokomotionsmodus interpretieren. Die damit in Beziehung gesetzten Steuerungsmechanismen des ZNS, werden im Kapitel 2.2 detailliert ausgeführt. Allerdings wird bei Egerton et al. (2011) noch nicht ausreichend die Bedeutung des Linearisierungserhalts diskutiert. Wie lässt sich beispielsweise die Verschiebung entlang einer der Achsen bzw. die Veränderung des linearen Anstiegs bezüglich Automatisierung interpretieren? Einen Ansatz könnte die Integration von Schrittlänge und Kadenz liefern, die den energetischen Aufwand bei der Bewegungsausführung reflektiert.

### 3.2.2 Schrittlänge pro Kadenz als integrierter Faktor

Ausgehend von der Annahme, dass der Organismus eine Minimierung der energetischen Kosten und Aufmerksamkeitskosten anstrebt (Bertram, 2005; Bertram & Ruina, 2001), wird ein optimales und stabiles Verhältnis zwischen Schrittlänge und Kadenz erwartet, um eine automatisierte Steuerung der Motorik nachzuweisen.

Sekiya und Nagasaki (1998) nutzten die Integration der Schrittlänge und der Kadenz in einen Verhältniswert, um zu testen, inwieweit ein ökonomisches Gangmuster in Bezug zur Ganggeschwindigkeit zu klassifizieren sei. Auf empirischer Basis definierten sie das optimale Gangverhältnis (*walk ratio*; WR) beim Gehen auf festem Grund in einem Wertebereich von ca.  $6 - 7 \text{ mm} \cdot \text{Schritte}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  (siehe Abb. 6) mit vergleichsweise geringer Variabilität. Ältere Menschen mit hohem Sturzrisiko zeigten einen Wert von  $5.5 \text{ mm/Schritte/min}$  und Patienten mit Multipler Sklerose verringerten die Lokomotionsökonomie weiter auf ca.  $5 \text{ mm} \cdot \text{Schritte}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  (Kalron, 2016).



**Abb. 6** Gangverhältnis als Quotient aus Schrittlänge und Kadenz. Der weiß schraffierte Bereich entspricht in etwa  $6 \text{ mm} \cdot \text{Schritte}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ .

Für das Gehen auf dem Laufband sind keine WR bekannt. Über eine Mittelwertschätzung aus der Untersuchung von LaFiandra und Kollegen (2003) kann jedoch angenommen werden, dass der genannte Wertebereich auch auf dem Laufband als Optimum angestrebt wird. Beim Laufbandgehen mit einer Zusatzlast von 40% des individuellen Eigengewichts wird eine Verringerung des WR verursacht, worin sich die Beeinträchtigung durch die physische Belastung widerspiegelt.

Dadurch wird deutlich, dass dieser Faktor stärker durch biomechanische Eigenschaften des Individuums bestimmt wird als durch höhere kognitive Prozesse im ZNS. Nichtsdestotrotz kann die Rückmeldung der sensorischen Informationen basierend auf den individuellen biomechanischen und energetischen Eigenschaften Auswirkung auf die Steuerung der Bewegungsausführung haben.

### 3.3 Zusammenfassung zu lokomotorischen Automatismen

Die Anpassung der Gangparameter Schrittweite, Schrittlänge und Kadenz als Reaktion auf räumlich oder zeitlich begrenzende Eigenschaften dient grundsätzlich dem Erhalt der Gangstabilität und dem übergeordneten Bedürfnis ein Sturzereignis zu vermeiden. Der Einfluss der Geschwindigkeit und der Aufgabenbedingung auf die Merkmalsausprägungen ist

dabei sehr heterogen. Auf dem Laufband wird die Schrittweite kaum an die Geschwindigkeitsbedingung angepasst, während die Schrittlänge und die Kadenz mit höherer Geschwindigkeit größer werden. Um eine Geschwindigkeit unter balancebelastenden Störungen zu halten, tendieren Probanden dazu, die Schritte zu verkürzen und die Kadenz zu erhöhen. Gleichzeitig steigt die Variabilität der Gangparameter als Zeichen für Instabilität.

Eine erhöhte Variabilität im Vergleich zu einer Kontrollbedingung weist auf eine erhöhte Beteiligung bewusster Steuerung hin, da nur geringe Abweichungen von der optimalen individuellen Leistung bei hoher Automatisierung erwartet werden. Strategisch günstige Anpassungen in der Gangsteuerung vorzunehmen, sollte daher mehr Aufmerksamkeitsprozesse erfordern. Diese Annahme gilt jedoch nur unter der Voraussetzung, dass in der motorischen ST-Bedingung keine zusätzlichen, nicht-instruierten kognitiven Aufgaben bearbeitet wurden (wie z.B. Einkaufsplanung für das Abendessen). Dies gilt natürlich ebenso für integrierte Maße. Eine Veränderung der rhythmisierenden Gangparameter die zum Verlust der positiven Linearisierung in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit führen, liefert Hinweise auf stärker involvierte kognitive Steuerungsprozesse. Trotz Linearität kann das integrierte Gangverhältnis Anzeichen geringer (biomechanischer) Gangökonomie sein, die ebenfalls mit einer weniger automatisierten Lokomotion interpretiert werden kann.

Keiner der beschriebenen Ansätze kann jedoch ausreichend erklären, welcher Mechanismus den Anpassungen zugrunde liegt bzw. inwieweit bewusste Steuerung des Gangs eine Veränderung in der Kadenz, der Schrittlänge und der Schrittweite bewirkt. Die Beobachtung der Motorik als alleinigem Kriterium zur Bestimmung einer eher automatisierten versus stärker bewusst kontrollierten Lokomotion reicht folglich nicht aus. Daher sollen im Folgenden auch die Steuerungsprozesse des ZNS betrachtet werden.

#### **4 Identifikation von Strukturen zur zentralen Steuerung von Automatismen**

Muskulatur lässt sich im Allgemeinen sowohl bewusst steuern als auch unbewusst. Besonders die unbewusste Steuerung basiert auf Prozessen, deren (Anpassungs-) Geschwindigkeit auf Automatismen schließen lässt.<sup>5</sup> Diese Bewegungen sind dann nur schwer vor der Initiation und nicht danach zu stoppen. Hierzu zählen beispielsweise ballistische Augenbewegungen (Sakkaden) beim Lesen oder Absuchen einer Bildschirmanzeige (Huestegge & Koch, 2014) aber auch Bewegungsphänomene in der Handlungsausführung z.B. bei der Zeigereaktion auf Ziele, deren Position sich spontan während erster Such-Sakkaden verändert (Goodale, Pelisson & Prablanc, 1986). Diskrete, distale Handlungen mit kognitiver Steuerungsanforderung sind dagegen deutlich langsamer als Sakkaden. Beim Ergreifen eines Gegenstandes beispielsweise wird ein (vordefiniertes) Bewegungsmuster ausgelöst, das sich an der nachfolgenden Handlung orientiert (Rosenbaum, Vaughan, Barnes & Jorgensen, 1992) und bei Bedarf quasi automatisch eine Greifbewegung in Kombination mit weiteren für spätere Handlungen nützliche Gelenkstellungen auszulösen.

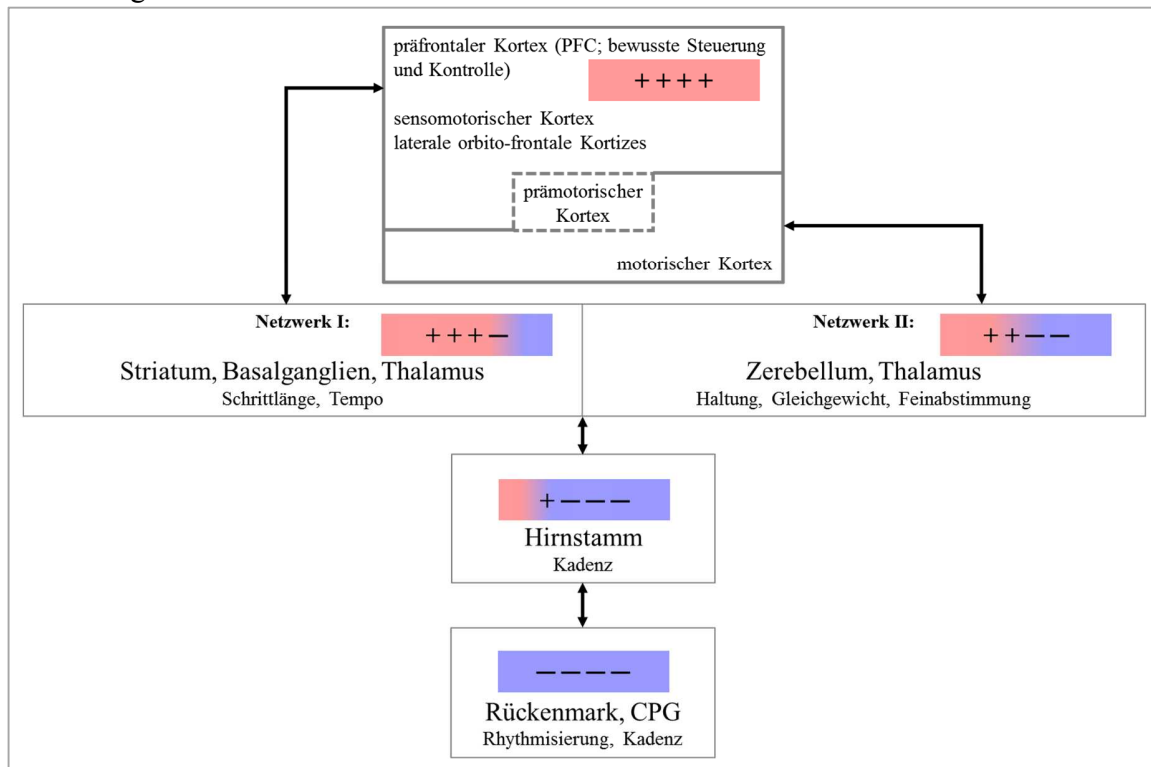
Die Lokomotion ist zwar ebenfalls langsamer als Sakkaden, aber im Gegensatz zum diskreten Greifen eine kontinuierliche zyklische Bewegungsform. Wie im Kapitel zuvor ausgeführt, wäre eine ständige, bewusst kontrollierte Steuerung für längerfristige und sich wiederholende Bewegungsabläufe zu aufwendig und unökonomisch. Eine ausschließlich automatisierte Steuerung dagegen wäre zu riskant, da ein plötzlich auftauchendes Hindernis, im Bewegungsplan nicht berücksichtigt, zwangsläufig zu einer Gefährdung der Person führen würde. Stattdessen sind Steuerungsmodelle wahrscheinlich, die flexibel auf die jeweils benötigten Ressourcen zugreifen. Um diese Prozesse zu erklären und beteiligte neuronale Netzwerke zu detektieren, wurden in den vergangenen ca. 100 Jahren vielseitige Anstrengungen unternommen. Trotz der Limitationen der Messmethoden zur Erfassung der neurophysiologischen Abläufe wurden wesentliche Strukturen eingegrenzt, die die diametrale Problematik der bewussten und der automatisierten Steuerung beim Menschen repräsentieren. Die Verknüpfung der verschiedenen Strukturen erfolgt in hierarchisch organisierten Regelkreisen. Grundsätzlich kann von der Annahme ausgegangen werden, dass distale Anteile stärker der

---

<sup>5</sup> Ausgeklammert werden soll in diesem Zusammenhang die spezielle Funktionalität des Herzmuskels, die nicht bewusst initiiert, aber durch z.B. Atemtechniken in seiner Kontraktionsfrequenz bewusst beeinflusst werden kann.



automatisierten Steuerung der Bewegung dienen und in höher gelegenen Regionen des ZNS die Anteile der bewussten Steuerung wichtiger werden. In Abbildung 7 sind vorab die wichtigsten Komponenten der Gangsteuerung und eine Einschätzung der Zuordnung bewusster und automatisierter Anteile dargestellt. In den Kapiteln 4.1 bis 4.3 soll diese Hierarchie beginnend in der distalen Region des ZNS in Richtung zentrale Steuerung strukturell und funktional vorgestellt werden.



**Abb. 7 Ebenen bewusster und automatisierter Steuerung im ZNS und deren Beeinflussungspotential auf die Gangparameter.** Bewusste Steuerung ist mit roter Farbe und Pluszeichen signalisiert. Automatisierte Steuerung ist in blauer Farbe und Minuszeichen versehen. Je nach Steuerungsebene variieren die Anteile der bewussten Beeinflussung bzw. automatisierten Ausführung des Gehens.

#### 4.1 Steuerung auf spinaler Ebene

Die Steuerung der Lokomotion geschieht auf verschiedenen Ebenen des ZNS. Auch für diese rhythmischen, mehrgelenkigen Bewegungen werden basale funktionale Strukturen bereits auf Rückenmarksebene angenommen, die Muskelkontraktionen ohne kortikale Beteiligung auslösen können. Diese spezifischen Aktivierungsmuster sind in einen sogenannten zentralen Mustergenerator (central pattern generator, CPG) angelegt. Evidenz für die Existenz solcher CPGs konnte bisher ausschließlich an Tieren gefunden werden, indem z.B. deafferentierte Katzen typische Muskelaktivierung für Gang- und Laufmuster beim Laufbandgehen zeigten,

während der Rumpf jedoch passiv gehalten werden musste (Grillner & Zangger, 1974, 1975). Aufgrund der irreversiblen Deafferentationsmethode lässt sich das Vorhandensein eines CPG am Menschen nicht einfach nachweisen, sondern eher deduktiv schlussfolgern (Klarner & Zehr, 2018).

Schließlich ließe sich die Wirkungsweise eines CPG wie folgt erklären: Durch Aktivierung spezifischer Muskelkontraktionen werden auf spinaler Ebene Reflexe angelegt. Durch die passende Integration spezifischer Reflexe wird die Generierung bestimmter Koordinationsgrundmuster, wie z.B. für die Lokomotion, ermöglicht. Die Sensitivität der Reflexe wird in Abhängigkeit von der Bewegungsaufgabe bzw. der Bewegungsphase für die sensorischen Informationen aus der Peripherie des Ausführungsorgans [Afferenzen der Muskelspindel (Ia), des Golgi-Sehnenapparats (Ib), Hautrezeptoren (II und III), Schmerzrezeptoren (IV)] modifiziert, wodurch eine gleichmäßige rhythmische Bewegung erzeugt wird. Zusätzlich existieren nützliche Verknüpfungen. Die Arm-Bein-Koordination beim Gehen zeigt ein Grundmuster, das ipsilateral zwischen beiden Extremitäten phasengleich verläuft und dadurch die Stabilität des aufrechten Gangs unterstützt (Donker, Mulder, Nienhuis & Duyens, 2002). Störungen durch zusätzliche Gewichte am Fuß- oder Handgelenk oder „Gehen auf festem Grund“ versus „Gehen auf dem Laufband“ führen zu einer Reorganisation des Gangmusters indem die Aktivierung der Muskulatur aller beteiligten Körpersegmente angepasst wird, um das typische rhythmische Lokomotionsgrundmuster zu gewährleisten (Carpinella, Crenna, Rabuffetti & Ferrarin, 2010; Donker, Beek, Wagenaar & Mulder, 2012).

Als ein weiterer Hinweis auf eine automatische Ausführungsebene beim Gehen ist, wenn der Hoffmann-Reflex erhalten bleibt, selbst wenn eine kognitive Zusatzaufgabe zu lösen war (Meester et al., 2014).

Al-Yahya et al. (2011) gehen auf höheren Ebenen des Nervensystems davon aus, dass die Steuerung der Gangparameter verschiedenen Teilen des ZNS zugeordnet werden können. Demnach würde die Kadenz getrennt von Schrittlänge und Geschwindigkeit eher auf der Rückenmarks- aber auch auf der Hirnstammebene gesteuert und sei somit stärker durch Automatismen determiniert. Auf der nächst höheren Stufe des ZNS befinden sich Schaltkreise, die den Hirnstamm (mesenzephalische bzw. subthalamische Lokomotionsregion) in die Steuerung der Lokomotion und das Zerebellum zur Unterstützung der Stützmuskulatur und der Gleichgewichtsfunktion einbeziehen.

## 4.2 Basalganglien und Zerebellum

Lokomotion erfolgt in der Regel als Folge eines Initiationsbefehls. Dieser Lokomotionsanreiz kann durch körpernahe sensorische Signale erzeugt sein, wie z.B. Schmerzempfindung im Stand durch eine ungünstige Gelenkwinkelstellung oder aufsteigendes Hungergefühl, das zur Nahrungssuche anregt (Ferreira-Pinto, Ruder, Capelli & Arber, 2018). Es gibt jedoch auch körperferne visuelle oder akustische Auslöser. Gemeinsam haben diese sensorischen Informationen die Verarbeitung in verschiedenen Netzwerken zur Bewegungsplanung und -ausführung. Ein Netzwerk verbindet das limbische System, den Thalamus und die Basalganglien (Substantia nigra, Striatum, Pallidum, Nucleus subthalamicus, Nucleus pedunculopontinus) mit kortikalen Strukturen (sensomotorische und prämotorische, dorsolaterale präfrontale und laterale orbitofrontale Areale). In der sogenannten Basalganglienschleife (bzw. dem Basalganglien-3-Modell<sup>6</sup>) wird das für eine motorische Aktion geeignete Programm gewählt und dessen Ausführung unterstützt, wobei gleichzeitig alternative Bewegungsprogramme gehemmt werden (Oertel, 2012). In diesen Programmen sind für die Lokomotion wichtige Parameter wie Schrittlänge bzw. die Ganggeschwindigkeit determiniert, welche mit Funktionen des Thalamus bzw. der Basalganglienschleife korrespondieren (Al-Yahya et al., 2011).

Ein weiteres Netzwerk verknüpft das Zerebellum mit kortikalen Arealen (prämotorischer und motorischer Kortex). Dieses Netzwerk ist u.a. an der Feinabstimmung in der Bewegungsausführung beteiligt. Beide Netzwerke sind in das Erlernen einer motorischen Sequenz, deren Automatisierung und deren automatisierter Ausführung (Doyon et al., 2009; Bostan & Strick, 2018) einbezogen.

Diese Strukturen im Zusammenhang mit dem Gang sichtbar zu machen, ist eine technische Herausforderung. La Fougère und Kollegen (2010) nutzten dazu zwei aufwendige Messmethoden. Sie untersuchten die neuronalen Repräsentationen von realem Gehen im Positronen-Emissions-Tomographen (PET-Scanner)<sup>7</sup> im Vergleich zu imaginiertem Gehen im fMRT. In

---

<sup>6</sup> Dieses Modell beschreibt drei Basalganglienschleifen mit verschiedener Funktionalität: assoziative Schleife, zur Verarbeitung kognitiver Elemente; sensomotorische Schleife zur motorischen Repräsentation und die limbische Schleife, die motivationale und emotionale Aspekte integriert.

<sup>7</sup> In PET-Untersuchungen wird typischerweise [<sup>18</sup>F]-FDG (Fluordesoxyglukose) verwendet. Dabei handelt es sich um mit dem Radionuklid [<sup>18</sup>F] angereicherte FDG. Um die beteiligten Strukturen realen Gehens in liegender Position sichtbar zu machen, wird eine radioaktive Substanz injiziert, die sich in den aktiven Arealen des ZNS ansammelt und dessen lokale Konzentration im PET-Scanner gemessen werden kann (La Fougère et al., 2010).

den Ergebnissen der Hirnuntersuchung ist die Beteiligung der Basalganglien ausschließlich während der Imagination des Gehens besonders interessant. Diese Beobachtung zeigt, dass die ungewohnte Imagination stärker auf die gespeicherten Bewegungsprogramme zugreifen muss, als das bei der tatsächlichen Ausführung der Bewegung nötig ist.

Die stärkere Beteiligung des Zerebellums bei automatisierten Handlungen im ST- und DT-Kontext konnten Wu, Liu, Hallett, Zheng und Chan (2013) gezielt anhand einer Trainingsstudie eines einfachen rhythmischen Fingertipp-Experiments mittels *f*MRT zeigen.

Diese Beobachtungen unterstützten das Denkmodell zum motorischen Lernen von Doyon et al. (2010). Demnach würde auf der Stufe der automatisierten Ausführung einer Bewegung, die starke Beteiligung des Striatums an der Steuerung unnötig, während das zerebellar-kortikale Netzwerk involviert bliebe. Für eine spätere (Wieder-)Aktivierung der erlernten Bewegungsmuster wäre dann das kortikal-striatale Netzwerk wesentlich, während für die motorische Anpassung das kortikal-zerebellare Netzwerk erforderlich sei.

Schließlich postulieren auch Lewis und Miall (2003) in einem Übersichtsartikel zur Steuerung von automatisierten Bewegungen und bewusst kontrollierten Aktivitäten anhand von *f*MRT-Studien, dass automatisierte Steuerung durch überwiegende Beteiligung des CPG und Zerebellums erfolgt, während höhere kognitive Prozesse präfrontale und parietale kortikale Areale beansprucht, um Anforderungen an Gedächtnisleistung und Aufmerksamkeit gerecht zu werden.

### **4.3 Der (rostrale) präfrontale Kortex**

Dem präfrontalen Kortex als Teil des Frontallappens fällt u.a. die Steuerung der exekutiven Funktionen zu. Insbesondere der rostrale präfrontale Kortex<sup>8</sup> (rPFC; Brodmann Areal 10) zeigt sich im *f*MRT sensitiv auf zwei oder mehrere gleichzeitig auszuführende kognitive Anforderungen (Burgess, Simons, Dumontheil & Gilbert, 2005). Dieses Areal lässt sich aufgrund seiner Lage gut mit NIRS überwachen, sodass auch außerhalb eines MRT-Scanners Untersuchungen zur Gehirnaktivität unter realen Bedingungen durchgeführt werden können. Spezifisch zeigte sich besonders im rechten rPFC (rrPFC) eine Sensitivität sowohl für kognitive (Wager & Smith, 2003; Rodrigo, Domenico, Ayaz, Gulrajani, Lam & Ruocco, 2014),

---

<sup>8</sup> In der Literatur wird dieses Areal unter anderen lokalisationspezifischen Bezeichnungen geführt, wie z.B. anteriorer präfrontaler Kortex, frontopolarer Kortex aber auch „frontal pole“ (Burgess, Simons, Dumontheil & Gilbert, 2005, S.218).

motorische (Atsumori, Kiguchi, Katura, Funane, Obata & Sato, 2010) und motorisch-kognitive Aufgaben (Meester Al-Yahya, Dawes, Martin-Fagg & Piñon, 2014).

Um im Gegensatz zu automatisierten Bewegungsabläufen den Anteil bewusster Steuerung bei der Lokomotion als Zeichen erhöhter bewusster Steuerung zu untersuchen, sollte somit der rPFC als der Bereich des besonderen Interesses fokussiert werden (Clark, 2015). Einige empirische Berichte von Untersuchungen an jungen, gesunden Erwachsenen sollen diese präfrontale Aktivität konkretisieren und zeigen, inwieweit die jeweiligen Leistungsparameter durch die Aktivierungsänderung prädizierbar sind.

Unter der Annahme, dass Lokomotion aufgrund des Geübtheitsgrades automatisiert ausgeführt werden kann, ist keine generelle Aktivierungsänderung zu erwarten, die auf individueller Ebene mit einem Gangparameter korrespondiert. Dies berichten Mirelman et al. (2014) für freies Gehen im Vergleich zum Stehen. Sollte zusätzlich zum Gehen gezählt oder seriell subtrahiert werden, dann stieg das Aktivierungsniveau an. Zusätzlich konnte ein negativer mittlerer Zusammenhang zwischen dem fNIRS-Signal [hier spezifisch im Signal für das Oxyhämoglobin (HbO)<sup>9</sup>] und der Schrittzeitvariabilität bzw. der Rechenleistung nachgewiesen werden. Sie konnten damit zeigen, dass der Anstieg im neurophysiologischen Signal umso größer war, je geringer die Antwortleistung bzw. die Variabilität der Schrittdauer waren. Der Umgang mit einer neuen bzw. schwierigen Aufgabe scheint, unter der Voraussetzung die Aufgabe bestmöglich zu lösen, eine höhere bewusste Steuerung zu bewirken.

Instruierte Präzisionsanforderungen resultieren ebenfalls in einer gesteigerten Aktivität im rPFC, wie z.B. beim Laufbandgehen bei 3 km·h<sup>-1</sup> im Vergleich zum Stehen (Koenraadt, Roelofsen, Duysns & Keijsers, 2014) oder beim Gehen und gleichzeitigen Balancieren eines Balls auf einer Karte im Vergleich zum Gehen mit fixiertem Ball (Atsumori, Kiguchi, Katura, Funane, Obata & Sato, 2010). Alle berichteten Untersuchungen unterstützen somit die Annahme, dass Aufgaben mit größerer Anforderung an die bewusste Steuerung stärkere präfrontale Aktivierung verursachen. Allerdings waren die Versuchsdauern mit 20-26 s relativ kurz.

---

<sup>9</sup> Die Signale der fNIR-Technologie enthalten Informationen zur Konzentrationsänderung an Oxyhämoglobin und Desoxyhämoglobin (HbR). Diese Farbstoffe (Chromophoren) reagieren spezifisch auf Licht im Nahinfrarotbereich. Weitere Informationen zum Einsatz dieser Technologie in den Neurowissenschaften sowie dessen Interpretierbarkeit folgt in Kapitel 6.2.

Den Einfluss der Laufbandgeschwindigkeit auf die rPFC-Aktivierung untersuchten Suzuki et al. (2004) während Versuchsdauern von 90 s inkl. Laufbandbeschleunigung. Sie berichten, dass die Aktivität in der Laufbandbeschleunigungsphase (bis kurz vor Erreichen der finalen Geschwindigkeit) anstieg und anschließend auf das Basisniveau und darunter absank. Diese Beobachtung impliziert eine stärkere präfrontale Beteiligung in der motorisch anspruchsvolleren Phase der Laufbandbeschleunigung und eine sukzessive Reduktion bei der nachfolgenden monotonen Bewegungsausführung. Zur weiteren Analyse verwendeten die Autoren den maximalen Hämoglobinindex<sup>10</sup> (*tissue oxygenation index*; TOI) innerhalb der ersten 13 s nach Erreichen der Zielgeschwindigkeit. Für 3 und 5 km·h<sup>-1</sup> konnte ein vergleichbarer TOI in beiden Hemisphären beobachtet werden, der jedoch deutlich kleiner war als für das Laufen bei 9 km·h<sup>-1</sup>. Die Beschleunigung zum Laufen kann damit als anspruchsvoller und kontrollbedürftiger angenommen werden als die kürzere Beschleunigungsdauer bis zum Gangtempo.

Auch die Vorbereitung auf ein bevorstehendes Gehen, das durch Startverzögerung manipuliert wurde, bewirkte ebenfalls unterschiedliche präfrontale Effekte. Ohne vorherige Wartezeit stieg die Aktivität über einen längeren Zeitraum mit geringerem Ausmaß an als mit Wartezeit. Mit Wartezeit zeigten sich nicht nur stärkere präfrontale Aktivierungsänderungen, die mit einer bewussten Vorbereitung auf die kommende motorische Aktivität assoziiert wurde, mit ihr waren dann auch längere Schritte mit reduzierter Kadenz assoziiert (Suzuki, Miyai, Ono & Kubota, 2008).

Abschließend und ergänzend soll erwähnt werden, dass neben dem rPFC auch der mediale somatosensorische Kortex, das supplementär-motorische Areal und der prämotorische Kortex (Hamacher, Herold, Wiegel, Hamacher & Schega, 2015; Herold et al., 2017) beim Gehen unter diversen zusätzlichen Anforderungen Aktivierungsänderungen zeigen, die die im vorangegangenen Kapitel beschriebene Verbindung mit subkortikalen Strukturen aufweisen.

#### **4.4 Zusammenfassung zur automatisierten Steuerung der Lokomotion**

Lokomotion kann als das Ergebnis eines hochkomplexen Steuerungsgeschehens auf verschiedenen Ebenen des ZNS gesehen werden. Mehrere Steuerungsorgane verschaltet in Regelkreisen ermöglichen einen angepassten und feinabgestimmten Gang basierend auf evolutionär determinierten Grundmustern der Lokomotion. Bewusste Steuerung wird im Bereich

---

<sup>10</sup> Der Hämoglobinindex ist das integrierte Maß aus HbO und dem gesamten Hämoglobingehalt in Abhängigkeit vom Messzeitpunkt t:  $TOI(t) [\%] = \frac{HbO(t)}{HbO(t)+HbR(t)} \cdot 100$ .

des präfrontalen Kortex sichtbar, wenn in lokomotorisch anspruchsvollen Situationen ein Aktivierungsanstieg stattfindet bzw. ein Zusammenhang zwischen lokomotorischer Anpassung und/oder kognitiver Leistung und Aktivierungsänderung festgestellt werden kann. Dazu soll im nächsten Kapitel weitere Evidenz gesammelt und nach Interferenzeffekten auf der Basis der zeitlichen Eigenschaften der kognitiven Zusatzaufgabe sortiert werden.

## 5 Doppelaufgabenleistung und präfrontale Aktivität

Im vorherigen Kapitel wurde berichtet, dass im PFC Aktivierungsänderungen während einfachen Gehens stattfinden, die sich verstärken, wenn die Anforderungen an die räumliche oder zeitliche Ausführung verschärft werden. Wenn eine kognitive Zusatzaufgabe gleichzeitig mit einer motorischen Aufgabe gelöst werden soll, dann sollte sich die Aktivität im PFC im Gegensatz zur motorischen Grundaufgabe ebenfalls erhöhen, wodurch angezeigt wird, dass auch die kognitive Zusatzaufgabe der PFC-Beteiligung bedarf und damit die Grundlage für interferierende Ressourcen bietet. Der zugrundeliegenden Struktur der kognitiven Zusatzaufgabe scheint dabei eine wichtige Funktion zuzufallen, wenn Gangparameter unter DT-Einfluss verändert werden sollen.

Al-Yahya et al. (2011, S.725) unterscheiden diesbezüglich zwischen zwei Aufgabentypen. Diese definieren sich über den Ort der Antwort bzw. Reaktion auf einen Stimulus, der zur Interferenz führt. Demnach gibt es „internale“ und „externe Interferenzfaktoren“. Internale Interferenzfaktoren basieren auf Instruktionen, die zur inneren gedanklichen Verarbeitung vorgesehen sind und zu keiner äußeren Reaktion führen müssen, wie z.B. mentales Verfolgen eines visuellen Stimulus oder Imagination. Die Beurteilung der Leistung erfolgt qualitativ durch Befragung auf Rangniveau. Externe Interferenzfaktoren werden durch Instruktionen provoziert, die eine physisch messbare Antwort erfordern, wie z.B. Reiz-Reaktionsaufgaben. In Bezug auf die ZNS-Verarbeitung wird für internale Interferenzfaktoren „komplexere neuronale Netzwerke“ als für externe Interferenzfaktoren, die möglicherweise auf untergeordnete Strukturen zur Verarbeitung zugegriffen. Entsprechend unterschiedlich würde die Verarbeitung der kognitiven Aufgabe mit der Gangsteuerung interferieren und entsprechend unterschiedliche Leistungsreduktion würde verursacht. Die Autoren berücksichtigen jedoch nicht die Möglichkeit einer geeigneten Integration der Verarbeitung der kognitiven und der motorischen Aufgabe.

Shin und Rosenbaum (2002) konnten beispielweise zeigen, dass kontinuierliche mentale Rechenaufgaben (Addition und Subtraktion von Ziffernreihen) und manuelle Zielbewegungsaufgaben parallel ausgeführt wurden. Das steht im Gegensatz zu der Annahme, dass internale Aufgaben stärker mit der Motorik interferieren und unweigerlich motorische DT-Kosten verursachen. Unter instruierten seriellen Testbedingungen zeigte sich dann die erwartete Verlangsamung der motorischen Ausführung, die mit stärkerer motorisch-kognitiver



DT-Interferenz begründet werden konnte. Folglich kann eine parallele Verarbeitung nur dann den Charakter eines Automatismus aufweisen, wenn die Bewegungsdauer nicht durch die kognitive Zusatzbelastung verlängert wird. Somit scheint es bedeutsam, insbesondere die zeitliche Struktur der kognitiven Aufgabe zu unterscheiden. Zum einen gibt es Aufgaben, deren Stimuli von zeitlich klar begrenzter Dauer sind. Diese werden in dieser Arbeit als „diskrete“ Aufgaben benannt. Zum anderen gibt es Stimuli, deren innere bzw. äußere Repräsentation aufrecht gehalten wird, bis die Aufgabe beantwortet wurde und deren Komplexität eine im Vergleich zum vorangegangenen Aufgabentypus lange Reaktionszeit erzwingt. Diese Aufgaben werden als „kontinuierlich“ bezeichnet. In dieser Aufteilung wird gleichzeitig deutlich, dass die Kategorie der „externen Interferenzfaktoren“ nach Al-Yahya und Kollegen spezifisch unterteilt wird. Die Kategorie des „internalen Interferenzfaktors“ bleibt in dieser Arbeit unberücksichtigt, da sie kognitive Leistung ausschließlich als subjektives Maß erfasst.

Beim freien Gehen im Kontext kontinuierlicher DTs (Zusatzaufgabe: „Telefonieren“ bzw. „Tippen von Nachrichten am Mobiltelefon“) zeigten sich Geschwindigkeitsreduktionen im Vergleich zum Gehen ohne Zusatzaufgabe, die als natürliche Folge multisensorischer Interferenzen interpretiert werden können (Lambert & Muratori, 2012). Laufbandsituationen mit vordefiniertem Tempo dagegen erlauben keine Geschwindigkeitsanpassung. Sie bieten damit die Grundlage, Frequenzmodulation im Zusammenhang mit der zeitlichen Struktur der kognitiven Zusatzaufgabe zu beobachten. In den nachfolgenden Kapiteln soll die Forschungsliteratur in Bezug auf motorische und kognitive Leistungsänderung beim Laufbandgehen unter diskreter und kontinuierlicher Zusatzbelastung berichtet werden. Schließlich ist die spezifisch zu erwartende neuronale Aktivität im rPFC von Interesse.

### **5.1 Interaktion diskreter kognitiver Zusatzaufgaben mit räumlich-zeitlichen Gangparametern**

Generell werden bei der Kombination aus Laufbandgehen und diskretem Stimulus variierende Inter-Stimulus-Intervalle (ISI) festgelegt, um mögliche Synchronisationseffekte zu vermeiden und den Stimulus zufällig im Gangzyklus zu platzieren. Unter dieser Voraussetzung testeten Forscher des Max-Planck-Instituts für Entwicklungsforschung die steigenden kognitiven Anforderungen der  $n$ -back-Stufen von 1 bis 4 auf die kognitive Leistung (verbales Indizieren der Übereinstimmungen akustischer Ziffernstimuli) und den Gang bei  $2.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$

bzw. individuell bestimmter Geschwindigkeit.<sup>11</sup> Bei langem ISI (ca. 3 s), d.h. bei geringer Präsentationsfrequenz, erzielten die Probanden eine bessere kognitive Leistung während des Gehens als im Sitzen (Schaefer, Lövdén, Wieckhorst & Lindenberger, 2010; Verrel, Lövdén, Schellenbach & Lindenberger, 2009). Bei kurzem ISI (ca. 2 s) blieb die kognitive Leistung vergleichbar. Die verschiedenen Ganggeschwindigkeiten induzierten keinen Effekt auf die Genauigkeitsleistung in der kognitiven Aufgabe. Steigende kognitive Anforderungen konnten jedoch mit einer Verlängerung der Schrittdauer und -länge bzw. mit einer Reduktion der Variabilität in der Doppelschrittlänge und -dauer (Lövdén, Schaefer, Pohlmeier & Lindenberger, 2008; Schaefer, Jagenow, Verrel & Lindenberger, 2015) sowie der Variabilität der Kadenz (Schaefer & Lindenberger, 2013) in Verbindung gebracht werden. Längere Schritte und Schrittdauern lassen auf eine Verringerung der Kadenz in der selbstgewählten Geschwindigkeit schließen.

Regnaud, Robertson, Smail, Daniel und Bussel (2006) verwendeten elektrische Stimulation im Nackenbereich (alle 2 bis 5 s) als Einfachreaktionsaufgabe im Vergleich zu einer komplexeren Go/NoGo-Instruktion. Sie beobachteten eine systematisch verlangsamte Reaktion zwischen den kognitiven Aufgabenanforderungen zur Kontrollbedingung im Sitzen. Die Dauer des Schrittzklus‘ bei selbstgewählter Geschwindigkeit (3.1-5 km·h<sup>-1</sup>) änderte sich nur gering und unsystematisch. Ergänzend konnten Abernethy, Hanna und Plooy (2002) zeigen, dass die manuelle Reaktion auf einen seltenen akustischen Stimulus über sechs verschiedene Geschwindigkeiten<sup>12</sup> konstant langsamer erfolgt als im Sitzen. Der Übergang vom Gehen zum Laufen bei 100% der individuellen Geschwindigkeit schien ebenfalls günstiger für die Beantwortung der kognitiven Zusatzaufgabe als die alternativen Geschwindigkeiten. Allerdings litt die Reaktionszeit zusätzlich, wenn die Probanden bei 110 bzw. 120% der individuellen Übergangsgeschwindigkeit das Gangmuster anstatt des ökonomischeren Laufmusters ausführen sollten. Kurosawa (1994) hingegen ließ Probanden bei 2, 3, 4, 5, und 6 km·h<sup>-1</sup> auf dem Laufband gehen und verbal auf einen akustischen Stimulus (Frequenz unbekannt)

---

<sup>11</sup> Der Messaufbau enthielt ebenfalls Monitore zur Erzeugung eines optischen Flusses in Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit. Die mittlere bevorzugte Geschwindigkeit der jungen Erwachsenen in den fünf gesichteten Studien liegt bei  $3.56 \pm 0.27$  km·h<sup>-1</sup>.

<sup>12</sup> Das Geschwindigkeitsspektrum dieser Studie umfasst Gehen und Laufen, d.h. von 70 bis 120% der individuellen Übergangsgeschwindigkeit vom Gehen zum Laufen (normalisiert auf 100%).

reagieren. Hier konnten keine generellen Unterschiede zum Stehen beobachtet werden. Stattdessen zeigte sich, dass die Probanden beim Gehen am schnellsten bei einer Geschwindigkeit von 3 bis 5 km·h<sup>-1</sup> reagierten. Dieser Bereich umfasst die am häufigsten als präferiert berichteten Geschwindigkeiten auf dem Laufband.

Während im Vergleich zum Sitzen beim Gehen verzögerte Reaktionszeiten auf Signale verzeichnet werden, lässt dieser Unterschied im Vergleich zum Stehen nach. Dies impliziert höhere Anforderungen in der motorischen Steuerung bei geringerer Unterstützungsfläche. Innerhalb der Lokomotionsvarianten zeigt sich, dass bestimmte Geschwindigkeiten Reaktionszeiten verkürzen können. Dagegen erzeugt die Instruktion das Gangmuster trotz hoher Geschwindigkeit beizubehalten, Anforderungen, die sich negativ auf die Reaktionszeit auswirken. Qualitative Analysen der kognitiven Leistung innerhalb der akustischen *n*-back-Aufgaben zeigten unter bestimmten Bedingungen einen DT-Vorteil. Stimuli, die mit längerer ISI bei präferiertem Gehen präsentiert wurden und das Gedächtnis nur leicht belasteten (1-back und 2-back) konnten besser bearbeitet werden als sitzend. Dieser Effekt konnte nicht bei langsamerem Gehen beobachtet werden. Außerdem verringerten die Probanden die Kadenz je höher sie kognitiv belastet wurden.

## **5.2 Interaktion kontinuierlicher kognitiver Zusatzaufgaben mit räumlich-zeitlichen Gangparametern**

Kontinuierliche Aufgaben werden im Vergleich zu diskreten Aufgaben seltener im Kontext des Laufbandgehens an jungen, gesunden Erwachsenen untersucht. Es liegen daher lediglich Ergebnisse zum fortlaufenden Subtrahieren des Wertes „1“ (leicht) bzw. „7“ (schwierig) von einer zweistelligen Startzahl und Schreiben einer Nachricht auf dem Smartphone vor.<sup>13</sup>

Bei Li, Abbud, Fraser und DeMont (2012) sollten Probanden bei einer individuell angenehmen Geschwindigkeit (ca. 3.42 km·h<sup>-1</sup>) die zuvor genannten, akustisch präsentierten Rechenaufgaben (ISI: 1.25-3.5 s) im Kopf lösen und verbal beantworten. Die Gangparameter Doppelschrittlänge und -dauer veränderten sich nicht signifikant. Die Reaktionszeit hingegen wurde für beide Aufgabentypen etwas langsamer jedoch mit vergleichbarer Genauigkeit.

Die kognitive Leistungsveränderung wurde ebenfalls für eine etwas höhere mittlere,

---

<sup>13</sup> Studien, die ein Aufgabenpaket aus diskreten und kontinuierlichen Aufgaben beinhalteten und keine separaten Analysen durchführten, wurden hier nicht berücksichtigt.

individuell komfortable Geschwindigkeit (ca.  $5.47 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) in einer anderen Untersuchung beobachtet (Abbud, Li & DeMont, 2009). Konsequenzen der kognitiven Zusatzaufgabe auf die Lokomotion wurden anhand des elektrischen Signals der an der Lokomotion beteiligten Muskulatur mittels Elektromyographie rückgeschlossen. Die Autoren stellten ein verringertes elektrisches Signal in Muskeln zur Plantarflexion während der einbeinigen Standphase im Gangzyklus fest. In dieser spezifischen Zeitspanne dient diese Muskelaktivität u.a. dazu das Spielbein und den Körper in Vorwärtsrichtung zu beschleunigen. Eine verminderte Aktivierung würde den Autoren nach eine Verminderung der Geschwindigkeit bzw. Änderung der Schrittlänge und/oder Kadenz bedeuten.

Lim, Amado, Sheehan und van Emmerik (2015) berichten keine signifikante Verschlechterung, wenn Smartphone-Experten beim Tippen von Textnachrichten bei einer vereinheitlichten Laufbandgeschwindigkeit ( $3.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) gingen. Erst wenn eine dritte Aufgabe (Registrieren von visuellen Zusatzreizen) hinzukam, litten die Schreibgeschwindigkeit und -genauigkeit. Allerdings veränderten sich die Gangparameter bereits von der ST- zur DT-Bedingung: Die Schritte wurden länger und dauerten länger, d.h. die Kadenz wurde reduziert. Außerdem wurde die Variabilität der Schrittweite größer.

In den zitierten Beispielen konnte die Genauigkeit der kognitiven Aufgabe in der DT-Situation weitestgehend erhalten bleiben. Lediglich die Zeit zur Beantwortung der Aufgabe verlängert sich für die Rechenaufgabensituation. Die hochgeübte Schreibaufgabe konnte ohne größere Verluste während des Laufbandgehens gelöst werden. Allerdings zeigten alle Studien unabhängig von der Laufbandgeschwindigkeit eine Tendenz zur Verringerung der Kadenz, durch Verlängerung der Schrittlänge und -dauer in Kombination mit einer kontinuierlich zu lösenden kognitiven Zusatzaufgabe.

Beide Aufgabentypen, diskrete und kontinuierliche, kognitive Aufgabe, scheinen einen Kadenz reduzierenden Effekt zu provozieren. Allerdings gibt es auf der Basis der geringen Studienlage den zaghaften Hinweis darauf, dass nur eine relativ hohe kognitive Belastung eine solche Anpassung erzeugt. Geringere Belastungen insbesondere diskreter Stimuli lassen sich scheinbar gut in das Gangmuster integrieren. Dennoch ist nicht eindeutig zu sagen, welchen Hinweis die Anpassung der Kadenz auf den Anteil bewusster Steuerung gibt. Um diese Lücke zu schließen, bedarf es eines zentralen, neurophysiologischen Korrelats.

### 5.3 Lokomotorisch-kognitive Doppelaufgabeninterferenz und neuronales Korrelat

Grundsätzlich konnten für verschiedene kognitive Anforderungen wie serielles Subtrahieren (Mirelman et al., 2014), komplexes mentales Subtrahieren (Langhanns & Müller, 2018a, 2018b), inhibitorische Aufgaben mit dem Go/NoGo-Paradigma (Rodrigo, Domenico, Ayaz, Gulrajani, Lam & Ruocco, 2014) höhere PFC-Aktivierungen im Sitzen oder Stehen mittels  $f$ NIRS-Technologie nachgewiesen werden. Es existieren jedoch kaum Untersuchungen zu lokomotorisch-kognitiven DT auf dem Laufband. Eine Studie soll hier vorgestellt werden, in der präfrontale Aktivierungsänderung erfasst wurde und zumindest zwei verschiedene Geschwindigkeiten mit einer kontinuierlichen Aufgabe getestet wurden.

Meester et al. (2014) verglichen Laufbandgehen bei individuell präferiertem bzw. bei entsprechend 20% höherem Gangtempo in einer  $f$ NIRS-Studie mit und ohne fortlaufende Subtraktionsaufgabe ( $xx - 7$ ). Das normale Tempo rangierte zwischen 2.5 und 5.4  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ . Das höhere Tempo beinhaltete entsprechend Geschwindigkeiten im Bereich von 3.6 und 6.12  $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ .<sup>14</sup>

Mit höherer Geschwindigkeit sank die Schrittdauer, daher kann auf eine höhere Kadenz vom normalen zum schnellen Gang geschlossen werden. In der DT-Situation verringerte sich die Kadenz innerhalb des normalen Tempos. Das schnellere Tempo wurde im Trend jedoch mit höherer Kadenz absolviert. Die Testung der abhängigen, kognitiven Leistungsvariablen ergab weder für die Anzahl der gelösten Aufgaben noch für die Fehlerrate Leistungsunterschiede zwischen beiden Geschwindigkeitskategorien. Ein Einfluss der Ganggeschwindigkeit auf die kognitive Leistung konnte hier nicht gefunden werden. Allerdings gab es keine kognitive ST-Kontrollbedingung.

Die Laufbandgeschwindigkeit verursachte vergleichbare relative Konzentrationsänderungen in den  $f$ NIRS-Signalen, d.h. die präferierte und die schnellere Geschwindigkeit un-

---

<sup>14</sup> Im Studiendesign fällt auf, dass zwar auf individueller Ebene Geschwindigkeiten variierten, in Bezug auf die Kategorien jedoch eine starke Überschneidung zu beobachten ist. Es konnte beispielsweise kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Schrittdauer der Geschwindigkeitskategorien in der ST-Bedingung festgestellt werden, obwohl die Varianzaufklärung in den zeitlichen und räumlichen Parametern wie Schrittlänge und Kadenz respektive Schrittdauer für den Faktor Geschwindigkeit generell als hoch einzustufen ist (siehe Kap. 2.1.2). Das inferenzstatistische Analysedesign ließ die tatsächliche Geschwindigkeit als Kovariate unberücksichtigt. Eine Analyse der Differenzen zwischen beiden Geschwindigkeiten wurde ebenfalls nicht durchgeführt. Daher sollen hier nur die Ausprägungen der motorischen Variablen beschrieben werden.

terschieden sich nicht in Bezug auf die PFC-Aktivität. Ein Interaktionseffekt zwischen Geschwindigkeit und Aufgabe blieb ebenfalls aus. Im linken PFC gab es lediglich einen Trend für eine höhere Aktivität in der DT-Bedingung, die im rechten PFC als signifikant für das HbO-Signal berichtet wurde. Abschließend konnten auf individueller Ebene keine signifikanten Zusammenhänge zwischen der Konzentrationsänderung in den Chromophoren und dem motorischen Verhalten (Schrittdauer und dessen Variabilität) bzw. der kognitiven Leistung (Fehlerrate) berichtet werden. Das Ausbleiben eines Zusammenhangsnachweises zwischen dem Anstieg im HbO-Signal und der Schrittdauer könnte darauf schließen lassen, dass weniger bewusste Steuerung auf das Gehen verwandt wurde. Jedoch konnte auch mit der Fehlerrate der kognitiven Aufgabe kein neuronales Korrelat assoziiert werden. Diesbezüglich hätten sowohl die Erfolgsrate bzw. die Zahl der gesamten Lösungen geprüft werden müssen.

#### **5.4 Zusammenfassung der Interferenzauswirkungen in Bezug auf den Nachweis eines Automatismus‘**

Eine kognitive Zusatzaufgabe erzeugt Interferenzen, die einerseits nicht in allen Leistungsvariablen sichtbar werden muss. In vielen Fällen waren die genauigkeitsbezogenen, abhängigen Variablen der kognitiven Leistung robuster gegenüber DT-Effekten als die Reaktionszeiten, unabhängig davon ob sie von einer diskreten oder kontinuierlichen Aufgabe erfordert wurden. Andererseits kann durch Integration einer kontinuierlichen mit einer motorischen Aufgabe parallele Verarbeitung ermöglicht werden und dadurch bis zu einem bestimmten Grad als automatisiert ablaufend erscheinen. Sobald jedoch die Bewegungsgeschwindigkeit verlangsamt wird, ist von stärkerer bewusster Steuerung auszugehen. Wenn die Geschwindigkeit durch Umgebungsbedingungen, wie z.B. ein Laufband, konstant gehalten wird, sind motorische Anpassungen möglich, deren bewusste Steuerungsanteile mit präfrontaler Aktivitätsänderung assoziiert sein sollten. Andernfalls ist eine automatisierte Steuerung der Lokomotion mit gleichzeitiger bewusster Verarbeitung der kognitiven Zusatzaufgabe möglich.

Diese Vorannahmen führen zu einem Modell, das im folgenden Kapitel beschrieben wird, um daran konkrete Forschungsfragen und Hypothesen abzuleiten.

## **6 Modellierung und Spezifizierung der Forschungsfragen**

Traditionell wird die Leistungsänderung im DT-Kontext im Vergleich zu den STs mit Interferenz innerhalb der zentralnervösen Prozesse assoziiert. Ausbleibende Leistungsänderung bedeutet, dass sich die Prozesse nicht gegenseitig stören oder die Aufgabenkombination verhältnismäßig einfach ist und Interferenzen ausbleiben. Theorien bzw. Modelle zur Erklärung der DT-Verarbeitung und deren Konsequenzen auf die Leistung entstanden (siehe Kap. 2). Die Hypothese, dass eine erhöhte Kadenz unter DT-Bedingung durch Automatisierung ausgelöst worden sein könnte und dadurch weniger bewusst gesteuert würde, entstand als Alternativerklärung, weil die *f*MRT-Technologie keine eindeutigen Hinweise auf die Ursache lieferte.

Wie und wo kann eine derartige Annahme im Kortex untersucht werden? Der PFC ist ein wichtiger Kortex für Exekutivfunktionen und bewusste Steuerung, die insbesondere zu Beginn von Lernprozessen erforderlich ist. Da im Laufe von Optimierungsvorgängen (neuronalen Plastizität) diese Aktivitäten vermindert werden, kann nicht die Quantität Aufschluss über die Steuerung einzelner Aufgaben bzw. Parameter geben. Stattdessen muss davon ausgegangen werden, dass die verfügbaren Ressourcen die einzelnen Komponenten steuern und dadurch mit den Leistungen korrespondieren. Mehr Ressourcenbedarf unter DT-Bedingung hieße folglich, dass beide ST-Komponenten gleichermaßen Ressourcenforderung in einem spezifischen Areal verursachen. Sichtbare Leistungsänderung könnte durch Interferenzen begründet sein, müsste jedoch durch entsprechende Korrespondenzänderung zwischen den ST- und DT-Ressourcen nachgewiesen werden. Ähnlich verhält es sich mit dem Nachweis von automatisierter Steuerung. Im Bereich des PFC sollten weniger Ressourcen als erwartet aktiv sein, um auf eine Verschiebung der bewussten Steuerung in Instanzen für automatisierte Steuerung hinzuweisen. Anhand der nachfolgend vorgestellten, schrittweisen Vergleiche lässt sich auf der Basis von PFC-Aktivitäten und Leistungskorrespondenzen auf die angenommenen DT-Verarbeitungsmechanismen schließen.

Sowohl das motorische als auch das kognitive Antwortverhalten erfordert Steuerungsprozesse u.a. im rPFC-Areal. Die dortige Aktivität korreliert mit der messbaren Leistung, was als Hinweis auf die Beteiligung bewusster Steuerung gewertet werden kann. Damit die Leistung in der DT-Situation gegenüber der jeweiligen ST-Bedingung erhalten bleibt, sollte sich der zentrale Ressourcenbedarf der einzelnen Aufgaben zumindest aufsummieren. Folglich

präzisieren die Ressourcenbedarfe der kognitiven ( $RB_K$ ) und der motorischen Aufgabe ( $RB_M$ ) den DT-Ressourcenbedarf ( $RB_{\text{präd}}$ ) im vereinfachten *prädiktiven Ressourcen-Modell*:

$$RB_{\text{präd}} \sim RB_K + RB_M \quad (5)$$

Der  $RB_{\text{präd}}$  wird dann mit dem vom selben Areal erfassten empirischen Schätzwert der instruierten DT-Situation (empirischer Ressourcenbedarf,  $RB_{\text{emp}}$ ) verglichen. Entspricht  $RB_{\text{emp}}$  dem  $RB_{\text{präd}}$  kann allerdings noch nicht geschlussfolgert werden, dass ausreichend Ressourcen zur bewussten Steuerung generiert werden können, sodass Interferenzen ausbleiben. Stattdessen ist die Varianzaufklärung durch die Korrespondenz der motorischen bzw. kognitiven Leistung mit den  $RB_{\text{emp}}$  je Aufgabenbedingung zu bestimmen. Das bedeutet, je stärker die Leistung mit  $RB_{\text{emp}}$  des rPFC kovariiert, desto stärker ist der rPFC an der Steuerung dieser Leistung in ST bzw. DT beteiligt.

Korrelieren die ST-Leistungen stärker mit dem unter ST-Bedingungen erhobenen  $RB_{\text{emp}}$  als dies für DT festgestellt werden kann, dann gibt es innerhalb der DT-Bedingung kaum Interferenzen zwischen den Ressourcenmengen der jeweiligen Teilaufgabe im Bereich bewusster Steuerung (siehe Tab. 1, Feld A 2). Ist die Korrespondenz für die DT-Bedingung größer als für ST kann eine hohe Interferenz angenommen werden (Feld C2). Entsprechend interferieren die Ressourcen auf mittlerem Niveau, wenn die Korrespondenz vergleichbar ist (Feld B2).

Weicht die unter einer DT-Bedingung erhobene  $RB_{\text{emp}}$  von  $RB_{\text{präd}}$  ab, kann dies als Hinweis auf eine flexible Verschiebung der aktiven Steuerung verstanden werden. Ist die Aktivität unteradditiv ( $RB_{\text{emp}} < RB_{\text{präd}}$ ), dann werden weniger Ressourcen zur bewussten DT-Steuerung aktiviert. Für die Ressourcenreduktion kann jedoch nur dann eine Verschiebung der Steuerung in andere Instanzen (automatisierte DT-Verarbeitung) angenommen werden, wenn die Varianzaufklärung der Ressource durch die Leistungen in DT geringer ist als in ST (Feld A1). D.h., die Korrespondenz zwischen bewusster Steuerung und Leistung sinkt in DT, weil das DT-Verhalten stärker von anderen Bereichen des Nervensystems gesteuert wird. Leistungsänderungen sind dabei nicht zwingend. Sie wären aber möglich, wenn der Automatismus und die maximal mögliche bewusste Steuerung voneinander abweichende Leistungen produzieren würden.

Wenn jedoch die Korrespondenz in ST kleiner ist als in der DT-Bedingung, scheinen



die verfügbaren Ressourcen zur Steuerung beider Aufgaben auf ST-Niveau nicht ausreichen (Feld C1). Evidenz für eine derartige Ausprägung und Interpretation findet sich bei Rémy, Wenderoth, Lipkens und Swinnen (2010). In einer *f*MRT-Studie zu bilateralen Handgelenksbewegungen mit 90° Phasenverschiebung und gleichzeitiger visueller Suchaufgabe konnte in den Großhirnarealen BA 9 und 10 eine unteradditive DT-Aktivität festgestellt werden, die bei deutlicher DT-Leistungsminderung mit einer reduzierten Bearbeitung der Aufgabe assoziiert wird. Um die DT dennoch auszuführen, ist eine proportionale Reduktion der Ressourcen nötig, wodurch zwangsläufig hohe DT-Kosten zu erwarten sind.

**Tab. 1 Verarbeitungsmechanismen motorisch-kognitiver Doppelaufgaben**

		Vergleich der Ressourcenbedarfe			
		$RB_{emp} < RB_{präd}$	$RB_{emp} \approx RB_{präd}$	$RB_{emp} > RB_{präd}$	
Vergleich der Korrespondenzen zwischen Leistung und Ressourcenbedarf	DT < ST	Automatisierung in DT	Niedrige Interferenz	Starke (unspezifische) Aktivität zur DT-Steuerung	[A]
	DT ≈ ST	Optimierte DT-Steuerung	Mittlere Interferenz	Unökonomische DT-Steuerung	[B]
	DT > ST	Ressourcendefizit erzwingt Leistungsreduktion	Hohe Interferenz	De-Automatisierung in DT	[C]
		[ 1 ]	[ 2 ]	[ 3 ]	

Eine überadditive Ressourcenmenge ist unter der Voraussetzung limitierter Ressourcen insbesondere im rPFC nicht vorgesehen. Sollte dies dennoch eintreten, könnte es sich entweder um unspezifische zusätzliche Aktivierung von (flexiblen) Ressourcen handeln, die nötig sein können, um Automatisierungsbestrebungen zu unterstützen, insbesondere wenn die Korrespondenz in DT geringer ist als in ST (Feld A3). Es kann sich aber auch um „De“-Automatisierung handeln (Feld C3). Im DT-Kontext bedürfen bereits automatisierte Abläufe wieder stärkerer bewusster Steuerung, die eine Rückverschiebung in das rPFC-Areal erfordern.

Wenn die Korrespondenz in ST der in der DT-Bedingung entspricht, dann handelt es sich je nach DT-Ressourcenbedarf um eine optimierte (Feld B1) bzw. unökonomische (Feld B3) bewusste Steuerung zum Erhalt der Leistungsfähigkeit.

Auf der Basis dieser Annahmen sollten sich schließlich im DT-Experiment die sichtbaren Leistungsänderungen von ST zu DT interpretieren lassen.

### **6.1 Operationalisierung**

In der freien Bewegung kann der Organismus z.B. mit einer Reduktion der Bewegungsgeschwindigkeit reagieren, wenn es die Situation erfordert. In Kontexten, in denen Technologie die Geschwindigkeit erhält, wie z.B. auf einem motorisierten Laufband, erfolgt eine Anpassung räumlicher und/oder zeitlicher Bewegungsparameter deren Steuerungsmechanismen Gegenstand der Prüfung sind.

**Es ist somit fraglich, ob die motorischen Anpassungen i) mit einer erhöhten Bewegungssteuerung assoziiert sind oder ii) als Teil einer Bestrebung des Organismus gesehen werden können, Automatismen zu nutzen.**

Um diese Hauptfragstellung zu beantworten, erscheinen vor dem Hintergrund der möglichen Einflussfaktoren, wie Grundgeschwindigkeit der Bewegung und Art der kognitiven Zusatzaufgabe, folgende Fragestellungen als wesentlich.

**Welchen Einfluss hat die Geschwindigkeit der lokomotorischen Bewegung auf einem Laufband auf die bewusste Steuerung?**

**Welchen Einfluss hat die zeitliche Verarbeitungsstruktur der kognitiven Aufgabe auf die bewusste Steuerung beim Gehen auf einem Laufband?**

**Welche Auswirkungen zeigt ein Langzeittraining auf die DT-Verarbeitung und den Einsatz der Ressourcen?**

Um diese Fragen hinreichend zu beantworten, werden die Daten spezifischer Experimente aus motorisch-kognitiven DT-Studien eines geförderten Projektes der Deutschen Forschungsgesellschaft<sup>15</sup> begründet ausgewählt. Diese Datensätze werden systematisch folgender Prüfung unterzogen, um die motorisch-kognitive Verarbeitungsmodalität schlussfolgern zu können.

Zunächst ist auf der Verhaltensebene festzustellen, ob die spezifische Kombination der unabhängigen Variablen Laufbandgeschwindigkeit mit dem Typ der kognitiven Zusatzaufgabe Effekte insbesondere auf die Kadenz haben. Außerdem muss der DT-Effekt auf die kognitive

---

<sup>15</sup> DFG-Schwerpunktprogramm 1772 mit der Projektnummer: MU 1374-5/1.

Leistung geklärt werden. Dadurch lässt sich zeigen, welche Leistungsadaptation durch die Manipulationen in der Probandenpopulation bewirkt wird.

Im nächsten Schritt müssen manipulationsspezifische Unterschiede in den  $f$ NIRS-Signalen untersucht werden, um systematische Eigenschaften des Signals bezüglich DT-Anforderung bzw. geschwindigkeitsassoziierte Effekte einzuordnen. Anschließend soll die Prädiktion der Konzentrationsänderung der Chromophoren mit den gemessenen Signalen verglichen werden, um systematische Abweichungen in Form von überadditiven bzw. unteradditiven Effekten zu detektieren. Damit lässt sich die Beteiligung des rPFC als Folge der zugrundeliegenden additiven Anforderungen aus den Einzelaufgaben analysieren.

Schließlich wird geprüft, ob und wie stark die abhängigen Leistungsvariablen mit den neurophysiologischen Signalen korrespondieren, um den Erhalt bzw. die Anpassung der Kadenz im DT-Kontext anhand der Zuordnung in der DT-Verarbeitungsmatrix erklären zu können. Nachdem die konkrete Fragestellung definiert ist und die Stufen der systematischen Bearbeitung der einzelnen Faktoren zur Beantwortung der Frage feststehen, muss die  $f$ NIRS-Methode vertiefend betrachtet werden, um einerseits deren Potential und Herausforderungen zu erörtern und andererseits Konsequenzen für die Datenerhebung und -verarbeitung abzuleiten.

## **6.2 Vorüberlegungen und Anmerkungen zur $f$ NIRS-Messmethode**

Obwohl im Gegensatz zum  $f$ MRT derzeit ausschließlich kortikale Strukturen beobachtbar sind, ist ein  $f$ NIRS-Gerät gut geeignet, um Steuerungsprozesse nicht-invasiv und mit relativ hoher räumlicher und zeitlicher Genauigkeit abzubilden (Pinti et al., 2018, Kopton & Kenning, 2014; Scholkmann et al., 2014). Gesteigert wird das Potential des  $f$ NIRS-Verfahrens zusätzlich, wenn ein kabelloses bzw. tragbares Gerät zum Einsatz kommt, dass eine Verhaltensbeobachtung unter nahezu natürlichen Bedingungen ermöglicht.

Die Grundlage dieses Verfahrens bildet die Annahme der neurovaskulären Kopplung, d.h. eine lokale, neuronale Aktivität erfordert Prozesse, die zu einer Änderung des lokalen Anteils an sauerstoffreichem und -armem Hämoglobin im Vergleich zur Ruhebedingung (*baseline*) führen. Die  $f$ MRT-Methode bzw. das BOLD<sup>16</sup>-Signal erlauben, Theorien zur Physiologie der

---

<sup>16</sup> Abkürzung für „Blood Oxygen Level Dependent“. Neuronale Aktivität bewirkt als Folge des Absinkens der lokalen Konzentration an Desoxyhämoglobin mit zeitlicher Verzögerung von ca. 6 s einen erhöhten Blutfluss und dadurch eine lokale Überoxygenierung für die Dauer der Aktivität (Studien verwenden meist 10 bis 20-sekündige Stimuli bzw. Testaufgaben) mit anschließendem Unterschließen der Ruheaktivität.

kortikalen Steuerung zu entwickeln. Es werden hämodynamische bzw. metabolische Zusammenhänge aber auch biomechanische Modelle diskutiert, die mit variierender Komplexität Aktivitätsänderungen im Kortex erklären sollen (zur Vertiefung der Thematik: Buxton, 2012).

Um die Hämodynamik mittels *f*NIRS zu visualisieren, werden Lichtquellen und Lichtdetektoren in Abständen von  $3.5 \pm 0.5$  cm auf der Kopfhaut über den bedeutsamen Hirnarealen (*regions of interest*; ROI) befestigt. In einigen Fällen dienen vorgefertigte Hauben zur Platzierung der Optoden und Detektoren. Ebenso hat sich das internationale EEG-System mit 10 – 20 Koordinaten in der Forschungslandschaft bewährt. Nachteilig ist allen Lokalisierungsansätzen, dass die Positionierung der Sensoren über den vordefinierten Großhirnarealen selten durch eine anatomische Aufnahme kontrolliert werden kann.

In Abhängigkeit vom Typ des Messgeräts steht dem Untersucher eine bestimmte Zahl an Messkanälen zur Verfügung. Eine Konsequenz der zum Teil stark begrenzten Anzahl an Observierungskanälen liegt darin, *a priori* eine begründete Wahl der ROI zu treffen. Ein Vorteil ist, dass typische Signaleigenschaften in einem Areal unter verschiedenen Bedingungen verhältnismäßig einfach analysiert werden können. Nachteilig ist, dass Wechselwirkungen mit anderen Arealen verborgen bleiben.

Die meisten der in der Forschung verwendeten *f*NIRS-Geräte nutzen die kontinuierliche Abtastmethode (*continuous wave method*), bei der Lichtquellen abwechselnd nahinfrarotes Licht mit Wellenlängen von zwischen ca. 650 und ca. 950 nm mit konstanter Frequenz in Richtung Kortex absenden. Oxyhämoglobin (HbO) und Desoxyhämoglobin (HbR) in bis zu 1.5 cm Gewebetiefe des Kortex absorbieren dieses Licht in Abhängigkeit von der vorhandenen Konzentration. Nicht-absorbiertes Licht tritt wieder aus und wird von Detektoren erfasst. Die Verwendung der Beer-Lambert-Methode (Boas et al., 2001) und Anwendung eines Korrekturfaktors zur Berücksichtigung der altersabhängigen dämpfenden Gewebeeigenschaften auf das Licht (Scholkmann & Wolf, 2013) ermöglichen die Rekonstruktion der Konzentrationsänderung an HbO und HbR, die die neuronale Aktivität repräsentieren (Wray, Cope, Delpy, Wyatt & Reynolds, 1988; Perrey, 2008). Dies gilt, sofern die Wellenlängen des ver-

wendeten Lichts überschneidungsfrei das typische Antwortverhalten der Chromophoren widerspiegeln (Tachtsidis & Scholkmann, 2016), was in einigen Individuen nicht gegeben ist. Daher erscheint es ratsam, die HbO- und HbR-Verläufe zunächst auf Plausibilität zu sichten.

Die Interpretation der Konzentrationsänderung auf physiologischer bzw. metabolischer Ebene ist jedoch bis heute noch nicht zweifelsfrei möglich. Umso fragwürdiger sind Ansätze zur Integration beider Chromophoren im Sinne eines Gesamthämoglobingehalts ( $HbT = HbO + HbR$ ), des bereits beschriebenen TOI oder der Ansatz der nachträglichen Verstärkung der negativen Korrelation zwischen HbO und HbR, die in jedem Fall die (nicht gegebene) gesicherte Kenntnis um den physiologischen Zusammenhang voraussetzt (Cui, Bray & Reiss, 2010; Cui, Bray, Bryant, Glover & Reiss, 2011).

Jedoch ergibt selbst die gepaarte Sichtung der Chromophorenmuster nicht zwangsläufig eine klare Deutungsrichtung. Typischerweise erhöht sich die HbO-Konzentration im Aktivierungszustand, während das HbR-Signal abfällt. Neben der Problematik der geeigneten Wellenlänge zur differenzierenden Messung der Hämoglobinkonzentrationen, stellt sich wie in anderen auf der Hämodynamik basierenden Messverfahren noch das Problem der als „falsch positiv“ bzw. als „falsch negativ“ identifizierten Aktivität. D.h., aufgrund der Struktur der Testaufgabe können intrazerebrale oder extrazerebrale Prozesse (wie physiologische Artefakte, die im nächsten Absatz näher beschrieben sind, bzw. Nervosität und Aufregung) eine kortikale Aktivität fälschlicherweise anzeigen oder überdecken. Es verwundert daher nicht, dass Neurowissenschaftler fordern, HbO und HbR gleichermaßen zu untersuchen und zu berichten (Obrig & Villringer, 2003), um einerseits die Chance auf einen zukünftigen Erkenntnisgewinn zu erhöhen und andererseits mögliche erklärungskonfundierende Einflussfaktoren auszubalancieren. Das soll am Beispiel der Diskussion zur Interpretation von HbR verdeutlicht werden. Einige Neurowissenschaftler behaupten, dass HbR robuster auf sekundäre Stressoren reagiere als HbO (Tachtsidis & Scholkmann, 2016). Wolf et al. (2011) argumentieren dagegen, dass HbR zwar als ein besserer Indikator für Aktivität wirke, weil er stärker durch den zugrundeliegenden Sauerstoffverbrauch determiniert sei. Die geringere Amplitude in HbR könne allerdings auch als Zeichen für eine stärkere Anfälligkeit für Artefakte gewertet werden. McKendrick, Mehta, Ayaz, Scheldrup und Parasuraman (2017) halten zusätzlich eine funktionelle Gleichrichtung beider Chromophoren für möglich, die zu einer Umverteilung der aktivierten Ressourcen führen könnte. Ausgelöst würde die Verschiebung

der Aktivität durch eine Negativierung von HbO und HbR, d.h. es findet ein Abfall in beiden Signalen statt.

Nicht nur der Einsatz in bewegungsintensiven Situationen oder Niesen und Husten verursachen Artefakte im Signal, sondern alle Formen von Mimik, Atmung, Schlucken, extreme Kopffrotation aber auch der Herzschlag oder Vibrationen durch den Fersenaufsatz beim Gehen oder Laufen finden sich im Signal als Artefakt wieder (Fekete, Rubin, Carlson & Mujica-Parodi, 2011). Die Präsenz der Artefakte kovariiert u.a. mit dem Abstand des Lichtquelle-Optoden-Paares zur Quelle des Artefakts. Daher konnte bei Anordnung von 18 Lichtquellen und 15 Detektoren zur Erfassung des Frontal-, Parietal- und Temporallappens bzw. zur Realisierung von 46 Kanälen nicht in allen Kanälen gleichermaßen gut die Herzfrequenz rekonstruiert werden (Perdue, Westerlund, McCormick & Nelson, 2014). Bevor jedoch kortikale Prozesse beobachtet werden können, müssen derartige Störungen im Signalverlauf identifiziert und eliminiert werden. Als Korrekturtechnik für unregelmäßige, spontane Artefakte eignet sich eine kubische Spline-Interpolation sofern das zu korrigierende Zeitintervall 3 s nicht überschreitet (Cooper et al., 2012; Brigadoi, et al., 2014). Zu den irrelevanten Informationen, die bereits in der Vorbereitung der Signalströme herausgefiltert werden sollten, zählen des Weiteren niederfrequente, spontane Oszillationen, die die Signaldeutung verfälschen können (Obrig et al., 2000; Wolf et al., 2011). Für die Beseitigung von kontinuierlichen Fehl- und Störsignalen wird der Einsatz eines Butterworth Bandpassfilters im Bereich von 0.05 – 0.8 Hz empfohlen (Tadel et al., 2011).

Bisher gibt es noch keinen Goldstandard zur Vorverarbeitung der fNIRS-Signale und relativ wenig gesicherte Kenntnis zur Bedeutung der Signalanteile. Daher ist eine naive Herangehensweise bei der Bestimmung der Parameter zur Beobachtung der Eigenschaften von HbO und HbR in kontinuierlichen, rhythmischen motorischen Basisaufgaben zu bevorzugen. D.h., auf die Integration beider Chromophoren soll hier verzichtet werden. Daraus folgt zusätzlich, dass eine übereinstimmende Vorverarbeitung der Signale in allen Experimenten gegeben sein muss, um die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten.

## **7 Experiment I: Verarbeitung diskreter, gangassoziierter Signale**

In dieser ersten Untersuchung soll der Schwerpunkt auf den Effekten der Laufbandgeschwindigkeit auf das Gangmuster und die neuronale Aktivität im Vergleich zwischen ST- und DT-Bedingung liegen, um zu prüfen in welcher Form motorische Anpassungen auch in der rPFC- Aktivität nachweisbar sind. Insbesondere mit Verweis auf die Studie von Johannsen und Kollegen (2013; siehe Kap. 2) soll der Einsatz diskreter, gangassoziierter Stimuli zeigen, ob die Erhöhung der Kadenz eine Geschwindigkeitsabhängigkeit aufweist bzw., ob Ressourcen der automatisierten Steuerung nachweisbar sind.

### **7.1 Methode**

Die Wahl des passenden Datensatzes stellt mehrere Bedingungen an das Studiendesign, um die Forschungsfragen beantworten zu können. Erstens ist es unabdingbar, dass mehr als zwei ausreichend verschiedene Geschwindigkeiten auf dem Laufband getestet werden, damit motorische Anpassung zwischen den Geschwindigkeiten sinnvoll auf Linearitätseffekte hin untersucht werden kann. Zweitens muss die Studie im ausbalancierten Innersubjektdesign durchgeführt worden sein, um individuell abhängige Geschwindigkeitseffekte in allen abhängigen Variablen auf der Innersubjektebene analysieren zu können und systematische Zeiteffekte zu vermeiden. Drittens muss die Aufgabe (analog zu Johannsen et al., 2013) rhythmisch in den Gangzyklus eingebunden sein, um einen zeitbezogenen Anpassungseffekt im Lokomotionsmuster erzeugen zu können. Viertens sollte eine diskrete Aufgabe verwendet werden, die nicht nur schnelle Reaktionen ( $< 1$  s) ermöglicht, sondern auch ausreichende Anforderungen an die Exekutivfunktionen und das Arbeitsgedächtnis stellt, um, fünftens, innerhalb der DT-Bedingung Interferenzen mit der Gangsteuerung provozieren zu können. D.h., sechstens, dass zuzüglich zu den DT-Bedingungen, ST-Kontrollbedingungen der motorischen und der kognitiven Komponente der DT durchzuführen sind. Siebtens müssen von allen motorischen und kognitiven Komponenten neurophysiologische Messdaten vorliegen, um die geplante Analyse der Ressourcen zu unterstützen (siehe Kap. 7.1.5). D.h., zusätzlich zu der lokomotorisch-kognitiven DT-, der lokomotorischen ST- und der kognitiven ST-Bedingung muss separat die Aktivität für die motorische Anforderung erfasst werden, die in der kognitiven ST-Bedingung verwendet wurde. Diese Voraussetzungen werden in einigen Testblöcken einer Studie zu rhythmisierenden Eigenschaften des Stimulus im Gangzyklus erfüllt und im nächsten Kapitel ausführlicher beschrieben.

### 7.1.1 Untersuchungsdesign und Aufgaben

Dieses Experiment basiert auf einem kompletten Innersubjekt-Design, in dem Probanden entweder eine motorische oder eine motorisch-kognitive Aufgabe auszuführen haben.

Die motorische Aufgabe war das Laufbandgehen (h/p/cosmos Sports & Medical GmbH, Nussdorf-Trauenstein, Deutschland) bei 3, 4 und 5 km·h<sup>-1</sup>, wobei der Blick auf einen auf Augenhöhe frontal platzierten, ca. 1.5 m entfernten, schwarzen Bildschirm zu richten war. Das Gehen erfolgte freihändig, allerdings trugen die Probanden einen Sicherheitsgurt am Brustkorb. In der Kontrollbedingung saßen sie auf einem Stuhl (mit Rücklehne, ohne Armstützen) und sahen auf den vor ihnen auf einem Tisch stehenden, schwarzen Monitor.

Als kognitive Aufgabe wurde eine 2-back-Aufgabe mit Wahlreaktion verwendet. Szmalec und Vandierendonk (2007) konnten bereits für die einfachere 1-back-Aufgabenvariante einen deutlicheren Interferenzeffekt mit anderen Exekutivfunktionen feststellen als für eine einfache Wahlreaktionsaufgabe. Andererseits gilt die 2-back-Variante als eine anspruchsvollere Aufgabe in Bezug auf die zu erwartende Fehlerrate und Änderung der präfrontalen Aktivität (Herff, Heger, Fortmann, Hennrich, Putze & Schultz, 2014). Gemäß der Beschreibung der *n*-back-Aufgabe in Kapitel 2 (Fußnote 3, S. 23) wurden Buchstaben als visuelle Stimuli zentral auf einem Monitor präsentiert. Angewiesen wurde, so schnell wie möglich korrekt zu klassifizieren, ob es eine positive oder negative Übereinstimmung gab und je nach Entscheidung eine vordefinierte Taste der Reaktionszeitbox zu drücken (siehe Abb. 8B). Die ersten beiden Zeichen, die keine 2-back-Entsprechung hatten, sollten im Sinne einer Ablehnung einer Übereinstimmung als Einfachreaktion ausgeführt werden. Auf diese Weise sollte sichergestellt werden, dass die Probanden aufmerksam sind und dass für jeden Stimulus eine manuelle Reaktion stattfinden muss. Alle Stimuli waren 450 ms lang auf dem Monitor zu sehen, wodurch gewährleistet werden sollte, dass der Stimulus visuell wahrgenommen werden konnte. Im Anschluss an den Versuch gab es keine Rückmeldung zur kognitiven Leistung, um in den Pausen zusätzliche rPFC-Aktivität zu vermeiden bzw. Testaktivität von Ruheaktivität zu unterscheiden.

Die unabhängigen Variablen „Laufbandgeschwindigkeit“ (3, 4 und 5 km·h<sup>-1</sup>) und „fünf Rhythmusbedingungen der Stimuluspräsentation“ wurden in der lokomotorisch-kognitiven Doppelaufgabe systematisch variiert. Diese Stimuli hatten rhythmisierenden Charakter (Iversen, Patel, Nicodemus & Emmorey, 2015), da sie sich am Fersenaufsatz des rechten Fußes



orientierten. Allerdings tauchte erst mit jedem zweiten Doppelschritt ein neuer Stimulus auf, um die Frequenz der kognitiven Aufgabe angemessen zu halten und ausreichend Zeit zur Beantwortung eines Stimulus vor dem nachfolgenden zu gewährleisten. Innerhalb des Experiments sind vier weitere Bedingungen getestet worden. Diese werden in dieser Arbeit nicht berücksichtigt, da der Stimuluszeitpunkt in diesen Bedingungen stärker auf Schätzungen des Gangzyklus beruht. DT wechselte sich in jedem Block mit der motorischen ST ab und war über die Probanden hinweg ausbalanciert. Die Geschwindigkeit pro Tag und die Rhythmusbedingungen wurden ebenso ausbalanciert.

### **7.1.2 Ablauf**

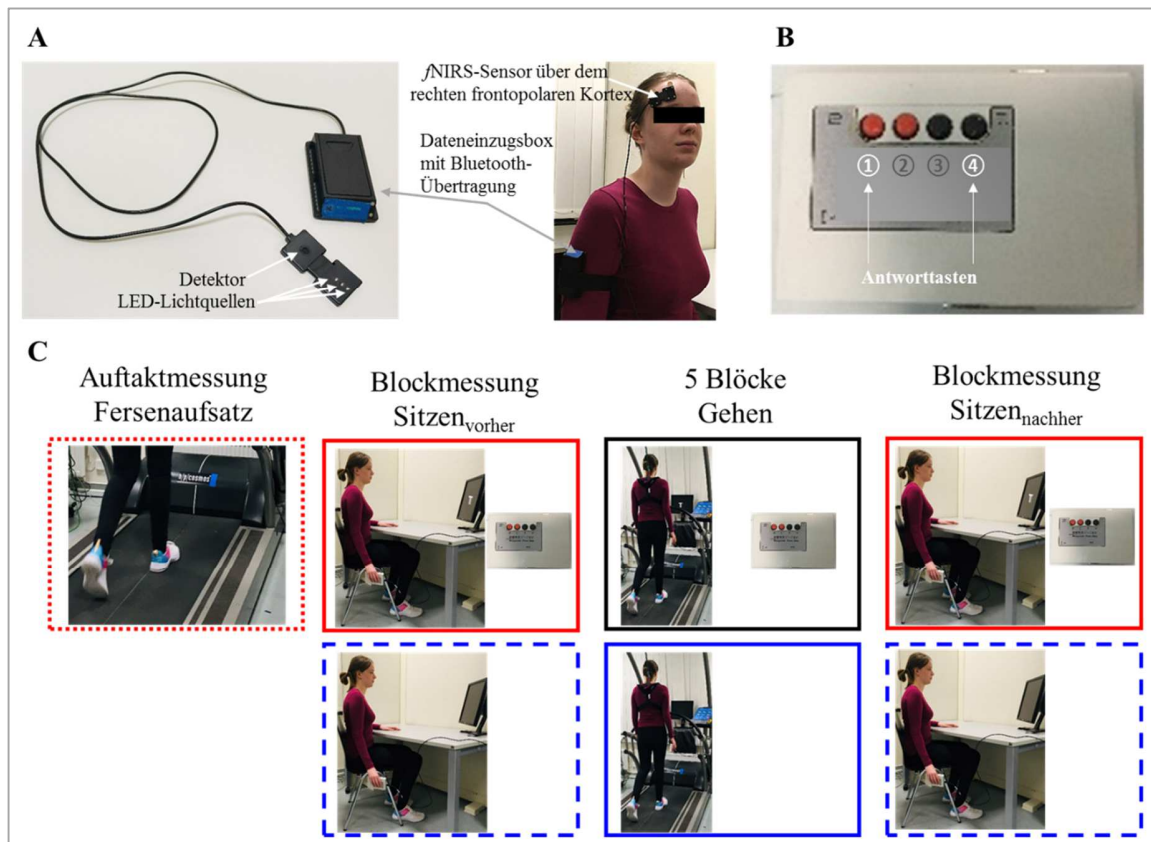
In einem ca. 30-minütigen Vortraining machten sich die Probanden mit dem Gehen auf dem Laufband bei den erforderlichen Geschwindigkeiten vertraut. In stehender Position übten sie die kognitive Aufgabe bis zu einer wiederholten Erfolgsquote von mindestens 80% korrekter Antworten, um zu gewährleisten, dass die Aufgabenstellung soweit verstanden wurde, dass sie in den Tests schnellstmöglich ausgeführt werden konnte.

An drei aufeinanderfolgenden Tagen wurden die Versuchspersonen dann bei einer der Geschwindigkeiten (3, 4 oder 5 km·h<sup>-1</sup>) getestet. In Abbildung 8C ist der Ablaufplan für die blockweise Datenerhebung dargestellt. Als Auftakt wurden an jedem Messungstag drei 60-sekündige Aufnahmen des Laufbandgehens durchgeführt. Aus diesen Gangmustern wurden die Zeiten der Fersenaufsätze des rechten Fußes ausgelesen, um jede zweite Zeit sie als Stimuluszeit in der kognitiven ST-Bedingung zu verwenden.

An jedem der drei Tage wurde je ein Block in sitzender Position vor Beginn und nach Abschluss der Laufbandmessungen durchgeführt. Er bestand aus der kognitiven ST und aus Versuchen in denen nur gesessen und auf den schwarzen Monitor geschaut wurde.

Die fünf Blöcke auf dem Laufband beinhalteten Versuche der motorischen ST-Bedingung (Gehen) und der DT (Gehen und 2-back). Zwischen den Gangsequenzen gab es jeweils eine Pause von 35 s zur Erholung. Innerhalb von weiteren 10 s wurde das Laufband durch den Testleiter gestartet. Um Gangunsicherheit zu vermeiden, durften sich die Probanden solange am Handlauf festhalten, bis die Zielgeschwindigkeit erreicht war. Nach Ablauf des Versuchs stoppte der Testleiter das Laufband wieder.

Die Datenerhebung dauerte insgesamt ca. 1.5 h pro Tag.



**Abb. 8 Messgeräte und Ablaufplan für einen Messungstag.** A: Das fNIRS-Gerät (links) und dessen Anbringung am Probanden (rechts). B: Die Reaktion erfolgte über die Tasten 1 und 4 der Reaktionszeitbox mit dem Zeige- und Ringfinger. C: Der Messungstag startet mit einer Gangmessung zur Festlegung der Stimuluszeiten (rot gepunkteter Rahmen) für die nachfolgende und letzte Messung der kognitiven Einzelaufgabe (roter Rahmen). Die Stimuluszeiten in der Doppelaufgabe (schwarzer Rahmen) sind mit dem Gang synchronisiert. Blaue Rahmen symbolisieren motorische Instruktionen, wobei Sitzen als ergänzende Kontrollbedingung der motorischen Anforderungen in sitzender Position erfasst wurde (blau gestrichelter Rahmen) und Gehen die zweite Komponente der Doppelaufgabe repräsentiert (blauer Rahmen). Die Laborsituation wurde zu Anschauungszwecken nachgestellt und fotografiert.

### 7.1.3 Probanden

Sechzehn Probanden (9 Frauen, 7 Männer) im Alter von  $23.1 \pm 3.4$  Jahren und mit einem Händigkeitquotienten von  $92 \pm 13.2$  für Rechtshändigkeit (Oldfield, 1971) nahmen an der Untersuchung teil. Sie gaben in einem Fragebogen an, an keiner neurologischen, psychiatrischen oder orthopädischen Erkrankung zu leiden. Die Sehkraft war normal oder konnte mit einer Brille korrigiert werden.

Als Aufwandsentschädigung wurde den Teilnehmern wahlweise 5 Versuchspersonenstunden attestiert oder 40 Euro ausgezahlt.

#### 7.1.4 Material

Die Steuerung des Experiments erfolgte über selbsterstellte Programme mit Matlab 8.1 (MathWorks Inc., Natick, USA) unter Verwendung von Programmroutinen der PsychToolbox der Version 3.0, einer frei zugänglichen Matlab-basierten Software.

Zur Erfassung der Kinematik auf dem Laufband wurden die Probanden mit insgesamt sechs passiv-reflektierenden Markern am rechten und linken Bein (Ferse, Außenriss, Wade) versehen. Die Markerpositionen wurden mit einem dreidimensionalen Bewegungsanalysesystem (VICON Motion Capturing, Oxford, Großbritannien) mit insgesamt fünf Infrarot-Kameras (zwei MX-Kameras und drei MX-3-Kameras) mit einer Aufnahmezeit von 100 Hz erfasst. Gesteuert wurden diese Prozesse mit der dazugehörigen Software Nexus 1.8.5. Mittels VICON DataStream SDK 1.3.0.-Software konnten die Daten in Echtzeit vom Messungs-PC auf den Experimentalsteuerungs-PC übertragen und einerseits zur Bestimmung des Fersenaufsatzes und Ableitung des Zeitpunkts zur Anzeige des Stimulus vorverarbeitet und andererseits zur späteren Analyse abgespeichert werden. Die Darstellung des visuellen Stimulus erfolgte im Zentrum eines 22-Zoll-Flachbildschirms mit einer Bildrate von 60 Hz mit weißen, 2.0 cm großen Großbuchstaben auf schwarzem Grund.

Die kognitive Leistung und Reaktionszeitmessung erfolgte mit der Reaktionszeitbox (Laboratory Of Brain processES, Columbus, USA), deren Steuerung über eine Matlab-basierte Software realisiert wurde. Mit einer Elastikbinde wurde die Box an der rechten Hand des Probanden befestigt, damit sie nicht permanent aktiv gehalten werden musste. Im Versuch sollten die Probanden entweder mit dem Zeigefinger oder mit dem Ringfinger die Zustimmung oder Ablehnung per Tastendruck indizieren. Über die Probanden hinweg wurde die Instruktion, welche Taste welche Bedeutung hat, ausbalanciert. Die Reaktionszeiten und der Nummerncode der gedrückten Taste je Zeitpunkt wurden nach jedem Versuch von der Reaktionszeitbox abgerufen und zur späteren Analyse abgespeichert.

Die Messung der neurophysiologischen Signale erfolgte mit dem fNIRS-Gerät PortaLite der Firma Artinis (Elst, Niederlande). Dieses Gerät besteht aus einem Sensorkopf mit drei in Reihe angeordneten Emittlern und einem Detektor (Abb. 8A links), wodurch sich schließlich eine Ein-Kanal-Messung realisieren lässt. Die Datenerhebung des Messsystems verwendet

Licht mit den Wellenlängen von 758 und 853 nm. Der Datentransfer zum Steuerungscomputer erfolgte kabellos über ein Bluetooth-Signal, wodurch ein weitestgehend ungestörtes Gehen ermöglicht werden konnte. Der Sensor wurde über dem rrPFC platziert, indem der Punkt Fp2 des internationalen 10-20 EEG-Systems als Orientierung dient (siehe Abb. 8A rechts). Mit Klebeband wurde der Sensor an der identifizierten Region befestigt. Die Datentransferbox wurde am rechten Oberarm mittels Elastikbinde befestigt.

### 7.1.5 Datenvorverarbeitung

Die kinematischen Daten des Bewegungsanalysesystems VICON werden für jeden einzelnen Versuch gesichtet, um fehlerhafte Markerzuordnungen zu korrigieren und Datenlücken zu interpolieren. Die Rohdaten werden anschließend mit einem Butterworth Tiefpassfilter 2. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 5 Hz gefiltert. Anhand der Fersenmarker rechts und links können die Schrittlängen und Kadenzen bestimmt werden. Deren Variabilität lässt sich anhand des Variabilitätskoeffizienten (*coefficient of variation*; CV) ermitteln. Die Entscheidung den CV, der sich über die Formel:

$$CV = \frac{\text{Standardabweichung}}{\text{Mittelwert}} \cdot 100 \quad (6)$$

definiert, anstelle der einfachen Standardabweichung zu verwenden, begründet sich zum einen damit, dass die Mittelwerte in den verschiedenen unabhängigen Variablen variieren aber vor allem damit, dass die Varianz mit dem jeweiligen Mittelwert skaliert (Schaefer, Lövdén, Wieckhorst & Lindenberger, 2010). Anhand der rechten und linken Fersenmarker wird auch die Schrittweite und über die Standardabweichung deren Variabilität bestimmt. Das Gangverhältnis lässt sich über Schrittlänge und Kadenz anhand der Formel 4 berechnen.

Als Repräsentant der individuellen Reaktionszeit (RT) je Versuch dient der Median. Der Verzicht auf Ausschluss von zufällig späten oder frühen Reaktionen soll durch den Median ausgeglichen werden. Der zugrunde liegende Trend in der Verarbeitung der Stimuli bzw. der Instruktion erscheint damit am besten repräsentiert. Außerdem ist anzunehmen, dass sich der allgemeine Trend in der Verarbeitungsgeschwindigkeit eher im neurophysiologischen Korrelat widerspiegelt als eine bereinigte mittlere RT.

Die Qualität der Antworten je Versuch wird als relatives Maß aus der Anzahl der richtigen Antworten und der Fehler angegeben:

$$\text{kognitive Genauigkeit [\%]} = \frac{\Sigma \text{ richtige Antworten} - \Sigma \text{ Fehler}}{\Sigma \text{ richtige Antworten} + \Sigma \text{ Fehler}} \cdot 100 \quad (7)$$

Die zusätzliche Gewichtung des Fehlers zeigt stärker, inwieweit die Aufgabe strategisch günstig gelöst wurde. Ein Proband, dessen kognitive Genauigkeit (KG) eine Abweichung von mehr als drei Standardabweichungen aufwies, musste von der Analyse des kognitiven DT-Effekts ausgeschlossen werden.

Die fNIRS-Signale sind zu sichten, manuell von Artefakten zu bereinigen und zu filtern (Butterworth Bandpass Filter im Bereich 0.05 – 0.8 Hz). Dies erfolgt mittels NIRSTORM einem NIRS-spezifisches Analysewerkzeug innerhalb von BRAINSTORM (Tadel et al., 2011), einer frei zugänglichen und Matlab-basierten Analyse-Software für neurophysiologische Signale.

Um den Ressourcenbedarf (RB) zu bestimmen, wird für jedes Chromophor separat der Flächeninhalt berechnet. Die Begrenzung der Fläche entlang der Zeitachse wird durch das von der Versuchsdauer vorgegebene Zeitintervall mit t Messzeitpunkten definiert:

$$RB_{HbX} = \int_0^{60} HbX(t) dt \quad (8)$$

Die Konzentrationsänderung der Chromophoren wird über die Differenz zwischen einem definierten Endzeitpunkt und Startzeitpunkt ermittelt. Für die Änderung der Konzentration über den gesamten Einzelversuch werden die ersten und die letzten 10 s des Signals gemittelt. Für die Bestimmung der Konzentrationsänderung in Teilabschnitten (3 x 20-sekündige Sequenzen) je Chromophor gingen jeweils 6 s in die Bestimmung des Mittelwerts je Zeitpunkt ein.

In die Berechnung des prädizierten Ressourcenbedarfs bzw. der prädizierten Konzentrationsänderung gehen je Geschwindigkeit (v) folgende Bedingungen ein:

$$RB_{\text{präd},v} = \frac{(ST_{K_{\text{vorher},v}} - ST_{S_{\text{vorher},v}}) + (ST_{K_{\text{nachher},v}} - ST_{S_{\text{nachher},v}})}{2} + ST_{G_v} \quad (9)$$

ST\_K entspricht der kognitiven ST-Bedingung in sitzender Position. ST\_S bezeichnet die motorische Anforderung Sitzen. ST\_G repräsentiert die Aktivität während des Gehens ohne kognitive Zusatzaufgabe. Die Integration beider Blöcke in sitzender Position (*vorher* und *nachher*) dient der besseren Repräsentation des neurophysiologischen Signals, das durch Anpassungen in der neuronalen Aktivität ebenso Veränderungen unterworfen sein kann wie ein Leistungsmaß durch Lernen oder Ermüdung.

### 7.1.6 Statistische Analysen

Zuerst soll die Abhängigkeit der Gangparameter von der Geschwindigkeit beim Laufbandgehen ausführlich betrachtet werden, um Rückschlüsse auf die Bedeutung der einzelnen Faktoren zu ziehen. Das betrifft die Parameter:

- Schrittweite (SW) und deren Variabilität (SW<sub>v</sub>),
- Schrittlänge (SL) und deren Variabilitätskoeffizient (SL<sub>cv</sub>),
- Kadenz (KD) und deren Variabilitätskoeffizient (KD<sub>cv</sub>),
- Schrittlängen-Kadenz-Abhängigkeit,
- Gangverhältnis (WR).

Die Eigenschaften dieser Parameter unter ST- und DT-Bedingung werden zum einen deskriptiv dargestellt und zum anderen wird das mittlere Bestimmtheitsmaß aus den individuellen linearen Korrelationen zwischen Parameter und Geschwindigkeit generiert. Schließlich sollen nur als relevant erachtete Parameter in die weiteren Analysen eingehen. Im Text werden sowohl das mittlere Bestimmtheitsmaß als auch der Wertebereich der Korrelationen (Minimum  $\leq r \leq$  Maximum) wiedergegeben.

Die Konzentrationsänderung der Chromophoren HbO und HbR sind zunächst für alle Geschwindigkeiten und Aufgabenbedingungen als Mittelwertverläufe visualisiert. Für jedes integrierte Maß ist das mittlere Bestimmtheitsmaß aus der individuellen Abhängigkeit zwischen der Ausprägung der abhängigen Variable und Geschwindigkeit zu ermitteln, die individuelle Wirkung des Laufbandtempos auf die jeweiligen neurophysiologischen Parameter einzuschätzen.

Anschließend werden die DT-Effekte in der Kadenz und den weiteren motorischen Parametern auf Geschwindigkeitseffekte geprüft. Dazu wird eine einfaktorielle Varianzanalyse mit

Messwiederholung für die Faktoren Geschwindigkeit ( $3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}/4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}/5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) des Kontrasts zwischen DT- und ST-Leistung durchgeführt. Die Unterschiede in den individuellen, gemittelten KD, SL, SW und WR werden anhand dieser Formel bestimmt:  $\Delta\text{Parameter} = \text{DT}_{\text{Parameter}} - \text{ST}_{\text{Parameter}}$ . Ein höherer Wert in der DT-Bedingung ergibt ein positives  $\Delta\text{Parameter}$ . Die Variabilitätsmaße werden mittels  $\Delta\text{Parameter} = \text{ST}_{\text{Parameter}} - \text{DT}_{\text{Parameter}}$  bestimmt, weshalb ein positiver Wert eine größere Stabilität ausdrückt.

Die kognitive Leistung soll ebenfalls auf DT-Effekte und geschwindigkeitsbezogene Effekte hin untersucht werden, um zusätzlich die Wirkung der Testbedingungen auf die Leistung zu bestimmen. Der Geschwindigkeitsbezug in der motorischen ST-Bedingung Sitzen entstand durch die Fersenaufsätze in der Auftaktgangmessung. Dadurch variiert in der kognitiven ST-Bedingung der Faktor ISI (lang/mittel/kurz). Da sowohl vor als auch nach der Laufbandbedingung eine Testung im Sitzen stattgefunden hat, wird hier eine Dreifachstufung des Faktors Block ( $\text{ST}_{\text{vorher}}/\text{DT}/\text{ST}_{\text{nachher}}$ ) vorgenommen.

Die Chromophoren werden ebenfalls über mehrfaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung auf Geschwindigkeits- und DT-Effekte untersucht. Aufgrund der non-linearen Signalverläufe beim Gehen auf dem Laufband werden sowohl den gesamten Versuch umfassende Variablen für jedes Chromophor ( $\Delta\text{HbO}_{0-60}$  und  $\Delta\text{HbR}_{0-60}$  bzw.  $\text{RB}_{\text{HbO}}$  und  $\text{RB}_{\text{HbR}}$ ) separat getestet als auch die Teilung des Verlaufs in drei aufeinanderfolgende Signalabschnitte (0-20 s/20-40 s/40-60 s) als Faktor Zeitabschnitt (0-20/20-40/40-60). Die erste Analyse testet die Faktoren Geschwindigkeit ( $3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}/4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}/5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) und Aufgabe (ST/DT) auf Unterschiede beim Gehen. Die zweite Analyse untersucht die Faktoren ISI (lang/mittel/kurz) und Block ( $\text{ST}_{\text{vorher}}/\text{ST}_{\text{nachher}}$ ) auf Unterschiede beim Sitzen mit und ohne kognitive Zusatzaufgabe. Eine dritte fNIRS-Analyse betrifft den Vergleich zwischen der kognitiven Belastung im Sitzen versus beim Gehen auf dem Laufband. Hierbei werden gehen die Faktoren Motorik (Sitzen/Gehen) und Geschwindigkeit ( $3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}/4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}/5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) auf systematische Unterschiede untersucht.

Anschließend wird der empirische Ressourcenbedarf repräsentiert durch die Sauerstoffforderung in HbO bzw. den Sauerstoffverbrauch in HbR im Unterschied zum prädiagnostizierten RB analysiert. Ist  $\text{RB}_{\text{HbO}}$  in der DT-Bedingung größer als in den aufsummierten ST-Bedingungen, dann wird mehr exekutive bzw. bewusste Steuerung benötigt als vorhergesagt. Liegt der

Wert unterhalb der Prädiktion, dann werden weniger Ressourcen aktiviert. Dies kann dann als Folge einer Verschiebung der Steuerung in andere, zusätzliche Ressourcen bedeuten. Für  $RB_{HbR}$  gilt dasselbe Prinzip, allerdings kehrt sich die Interpretation um, denn je kleiner der Wert, desto größer der Ressourcenbedarf und damit auch die Aktivität.

Zweifaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung für die Faktoren Ressource (Prädiktion/Empirischer Wert) und Geschwindigkeit ( $3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}/4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}/5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) werden für jedes Chromophor separat durchgeführt.

Für alle inferenzstatistischen Tests gilt, dass im Falle von Haupteffekten, Bonferroni-korrigierte  $t$ -Tests zur Identifikation spezifischer Unterschiede zwischen den Bedingungen erfolgen.

Die Korrelationen zwischen den motorischen bzw. kognitiven Parametern mit dem Ressourcenbedarf für die ST- und DT-Bedingung zeigen, inwieweit eine Verarbeitung im rrPFC mit der Leistung in Verbindung gebracht werden kann. Es kann folglich geprüft werden, ob KD präfrontal mitgesteuert wird oder eher als Nebenprodukt des räumlichen Parameters SL zu sehen ist. Außerdem dient das daraus abgeleitete Bestimmtheitsmaß der Prüfung der Korrespondenz, um die angestrebte Klassifikation der DT-Verarbeitung zu ermöglichen.

Das Bestimmtheitsmaß wird verwendet, weil hier nicht die Richtung der Korrelation, sondern das Potential die individuelle Varianz der Stichprobe aufzuklären, von Bedeutung ist. Dazu werden die Bestimmtheitsmaße der neun Leistungsparameter mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Test, einem nicht-parametrischen Verfahren abhängiger Stichproben, auf einen Unterschied zwischen ST- und DT-Bedingung mit Bestimmung der exakten Signifikanz getestet.

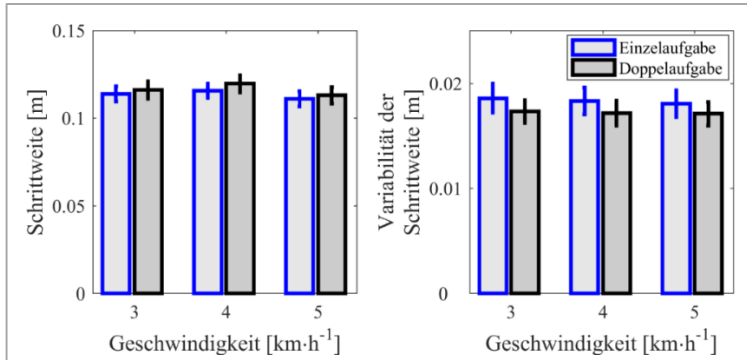
Abschließend wird der Abstand zwischen der ST-basierten Prädiktion und dem empirischen Wert für die  $\Delta HbO$  und  $\Delta HbR$  je Zeitabschnitt deskriptiv visualisiert, um die dynamischen Eigenschaften der Signale zur Realisierung des Ressourcenbedarfs zu betrachten.



## 7.2 Ergebnisse

### 7.2.1 Ausprägung der Gangparameter in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit

In den Abbildungen 9 bis 11 sind die Ausprägungen von SW, KD und SL und deren Variabilitätsmaße visualisiert, woran sich ein tabellarischer Überblick anschließt (Tab. 3).



**Abb. 9** Mittlere Schrittweite (links) und mittlere Variabilität der Schrittweite (rechts) je Geschwindigkeit und Aufgabenbedingung. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

Analog zu Kang und Dingwell (2007) erzeugt die unterschiedliche Laufbandgeschwindigkeit in diesem Experiment keine systematische, lineare Anpassung der SW in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit. Im Gegensatz zu Al-Yahya et al. (2009)

bewirkt jedoch die kognitive Belastung keine deutliche Vergrößerung der SW. Die Korrelationsanalysen zwischen SW bzw. SW<sub>v</sub> und der Geschwindigkeit ergaben eine mittlere Varianzaufklärung von R<sup>2</sup> = 29.8% bzw. R<sup>2</sup> = 34.3% innerhalb der ST-Bedingung und von R<sup>2</sup> =

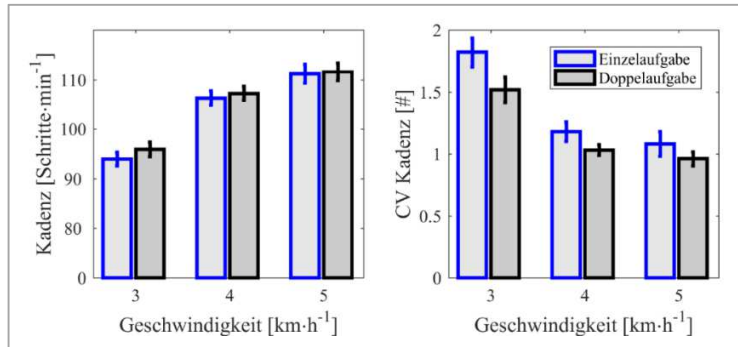
**Tab. 2** Koeffizienten der Parameter-Geschwindigkeits-Korrelationen je Aufgabenbedingung

Versuchsperson	Einzelaufgabe				Doppelaufgabe			
	SW	SW <sub>v</sub>	KD <sub>CV</sub>	SL <sub>CV</sub>	SW	SW <sub>v</sub>	KD <sub>CV</sub>	SL <sub>CV</sub>
1	-.52	-.37	.06	-.60	-.62	-.16	-.29	-.56
2	.00	.35	-.91	-.86	.36	.18	-.19	-.82
3	-.19	.27	-.67	-.70	-.36	.34	-.23	-.67
4	-.49	.95	-.86	-.88	-.68	.96	-.93	-.94
5	.50	.12	-.56	-.56	.79	.45	-.37	-.85
6	-.71	-.89	-.86	-.88	-.85	-.88	-.78	-.78
7	.36	.82	-.75	-.90	.33	.76	-.91	-.81
8	-.18	.09	-.87	-.83	-.06	-.01	-.78	-.90
9	-.89	.48	-.93	-.98	-.89	.42	-.92	-.94
10	-.10	-.90	-.82	-.79	-.01	-.87	-.67	-.87
11	-.85	.23	-.91	-.94	-.96	-.18	-.85	-.83
12	.35	-.27	-.88	-.88	.01	-.11	-.89	-.91
13	.44	-.60	-.74	-.86	.42	-.76	-.87	-.91
14	-.84	-.42	-.72	-.89	-.74	-.23	-.22	-.75
15	-.09	-.89	-.82	-.91	-.65	-.01	-.86	-.92
16	.87	-.49	-.54	-.03	.95	-.86	-.68	-.70

SW = Schrittweite, SW<sub>v</sub> = Variabilität der Schrittweite, KD<sub>CV</sub> = Variabilitätskoeffizient der Kadenz, SL<sub>CV</sub> = Variabilitätskoeffizient der Schrittlänge.

39.5% bzw.  $R^2 = 31.2\%$  für die DT-Bedingung.

Die Heterogenität der Korrelationen zwischen den Probanden (siehe Tab. 2) spricht für eine individuelle Anpassung von SW und  $SW_V$ , die sich auf den Automatisierungsgrad der Steuerung der Lokomotion auswirken kann. In Abhängigkeit von der Geschwindigkeit erhöhen

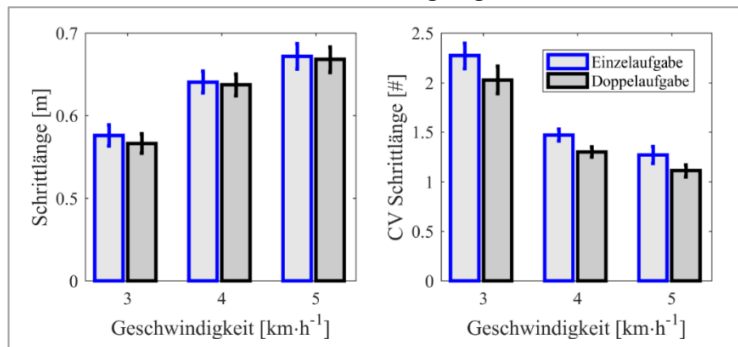


**Abb. 10** Mittlere Kadenz (links) und mittlerer Variabilitätskoeffizient (CV; rechts) der Kadenz je Geschwindigkeit und Aufgabenbedingung. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

die Probanden SL bzw. KD erwartungsgemäß. Die Mittelwerte steigen und die Variabilität der Parameter verringert sich am deutlichsten von 3 auf 4 km·h<sup>-1</sup>. Dies trifft sowohl für die ST- als auch für die DT-Bedingung zu. Auffällig ist, dass KD in der langsamsten Geschwindigkeit in DT höher

ist als in ST. Dies ist zwangsläufig mit einer Kompensation in SL verbunden. Außerdem sind die Mittelwerte beider CVs in der DT-Bedingung etwas geringer als in der ST-Bedingung.

Die Varianzaufklärung in Bezug auf das Gangtempo liegt für SL bei  $R^2 = 97.7\%$  in ST und bei  $R^2 = 96.9\%$  in der DT-Bedingung. Für KD konnte entsprechend ein  $R^2 = 97.8\%$  in ST



**Abb. 11** Mittlere Schrittlänge (links) und mittlerer Variabilitätskoeffizient (CV; rechts) der Schrittlänge je Geschwindigkeit und Aufgabenbedingung. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

und bei  $R^2 = 97.4\%$  in DT ermittelt werden.

Der Einfluss der Geschwindigkeit auf  $SL_{CV}$  bzw.  $KD_{CV}$  zeigt eine größere Heterogenität (siehe Tab. 3) als für SL und KD. Die entsprechenden Korrelationsanalysen ergaben eine größere mittlere Varianzaufklärung für  $SL_{CV}$  (ST-Bedin-

gung:  $R^2 = 66.0\%$ ; DT-Bedingung:  $R^2 = 68.6\%$ ) als für  $KD_{CV}$  (ST-Bedingung:  $R^2 = 59.8\%$ ;

DT-Bedingung:  $R^2 = 50.2\%$ ). Die starke Bindung von SL und KD an die Bewegungsgeschwindigkeit bei unterschiedlicher Varianzaufklärung durch die Variabilität insbesondere in der DT-Bedingung unterstützt zunächst die Annahme unterschiedlicher Steuerungssysteme (Osaki et al., 2008). Die Anpassung der KD an die verschiedenen Geschwindigkeiten scheint weniger bewusst gesteuert zu sein, als die bei gegebenem Laufbandtempo resultierenden SL.

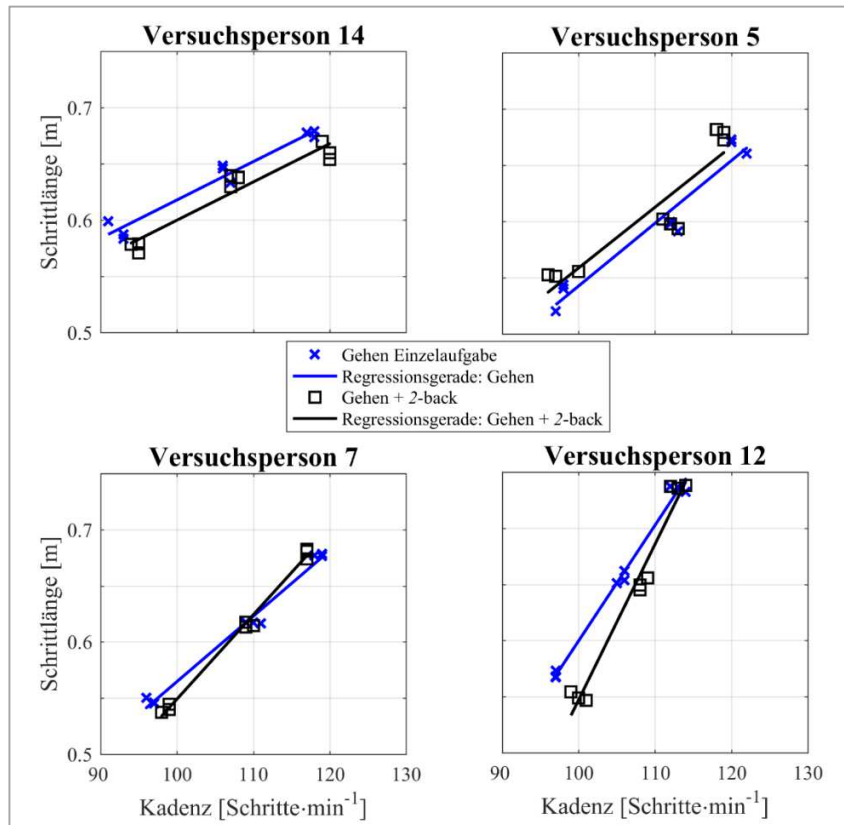
**Tab. 3 Gangparameter der Einzel- und Doppelaufgabenbedingung je Geschwindigkeit.** Die Werte entsprechen den Mittelwerten  $\pm$  Standardabweichung.

Gangparameter	Einzelaufgabenbedingung			Doppelaufgabenbedingung		
	3 km·h <sup>-1</sup>	4 km·h <sup>-1</sup>	5 km·h <sup>-1</sup>	3 km·h <sup>-1</sup>	4 km·h <sup>-1</sup>	5 km·h <sup>-1</sup>
SW [cm]	11.40 $\pm$ 1.8	11.58 $\pm$ 1.6	11.11 $\pm$ 1.7	11.62 $\pm$ 2.0	11.99 $\pm$ 2.1	11.32 $\pm$ 1.9
SW <sub>V</sub> [cm]	1.8 $\pm$ 0.5	1.8 $\pm$ 0.5	1.8 $\pm$ 0.5	1.7 $\pm$ 0.4	1.7 $\pm$ 0.5	1.7 $\pm$ 0.5
SL [cm]	57.62 $\pm$ 5.2	64.09 $\pm$ 5.2	67.18 $\pm$ 6.0	56.61 $\pm$ 4.7	63.75 $\pm$ 5.3	66.79 $\pm$ 5.9
SL <sub>CV</sub>	2.3 $\pm$ 0.5	1.5 $\pm$ 0.2	1.3 $\pm$ 0.3	2.0 $\pm$ 0.6	1.3 $\pm$ 0.2	1.1 $\pm$ 0.2
KD	93.94 $\pm$ 5.6	106.3 $\pm$ 5.8	111.3 $\pm$ 7.4	95.92 $\pm$ 5.8	107.3 $\pm$ 5.6	111.6 $\pm$ 6.9
[min·Schritte <sup>-1</sup> ]						
KD <sub>CV</sub>	1.8 $\pm$ 0.5	1.2 $\pm$ 0.3	1.1 $\pm$ 0.4	1.5 $\pm$ 0.4	1.0 $\pm$ 0.2	0.9 $\pm$ 0.2

CV = Variabilitätskoeffizient, KD = Kadenz, SL = Schrittlänge, SW = Schrittweite, V = Variabilität.

Die mittlere Varianzaufklärung durch die Abhängigkeit von SL und KD über verschiedene Geschwindigkeiten (siehe Tab. 4) ist für die ST-Bedingung erwartet hoch und bleibt es auch in der DT-Bedingung. Anhand der Korrelationsergebnisse für jede der Versuchspersonen (siehe Tab. 4) wird deutlich, dass ähnlich zu Egerton und Kollegen 75% der Probanden eine starke Linearität im Gangzyklus aufweisen. Innerhalb der DT-Bedingung reduziert sich die Linearität auf ca. 69%, d.h. sie wird nur um ca. 6% bzw. durch eine Versuchsperson vermindert. Folglich bewirkt die hier verwendete visuelle, kognitive Zusatzaufgabe eine geringere Störung des Gangzyklus‘ als akustisch synchronisiertes Gehen. Im Einzelfall ist eine Verringerung der Linearität von der ST- zur DT-Leistung in den Versuchspersonen 2, 5, 13 und 15 zu beobachten, während Person 8 in beiden Bedingungen eine verringerte Linearität zeigt.

Allerdings kann die DT-Anforderung auch zu einer Verstärkung der Linearität führen (Versuchspersonen 3, 11 und 14). Des Weiteren sind in Abbildung 12 beispielhaft Abhängigkeitsprofile grafisch dargestellt, die zeigen sollen, dass der Grad der Linearisierung nur wenig Auskunft darüber gibt, wie die Personen in der DT-Bedingung adaptieren. In einigen Fällen wird eine Parallelverschiebung erzeugt (Abb. 12 obere Reihe), in anderen kreuzt die Regressionsgerade der DT-Bedingung die der ST-Bedingung (Abb. 12 untere Reihe). Auch wenn



**Abb. 12 Beispiele für die Veränderung der Einzelaufgabenleistung versus Doppelaufgabenleistung in der Beziehung zwischen Schrittlänge und Kadenz je Geschwindigkeit**

die Linearisierung erhalten bleibt, so sind diese Anpassungen als ein Resultat der kognitiven Zusatzaufgabe innerhalb einer Geschwindigkeitsbedingung anzunehmen. Dies lässt sich mit der Methode von Egerton und Kollegen nicht erklären. Ein Grund für die ausbleibende starke Störung der Linearität kann außerdem sein, dass sich die Datenerhebung über mehrere Tage erstreckte und an jedem Tag nur ein spezifisches Tempo getestet wurde, wodurch Adaptation durch Lernprozesse möglich sein kann, die innerhalb eines Tages möglicherweise nicht so deutlich werden.

**Tab. 4 Korrelationskoeffizient und Bestimmtheitsmaß für die geschwindigkeitsbezogene Beziehung zwischen Schrittlänge und Kadenz in der motorischen Einzelaufgabe und in der motorisch-kognitiven Doppelaufgabe je Versuchsperson.** Die Felder der Probanden, die ein  $r < .95$  aufweisen, sind grau hinterlegt.

Versuchsperson	Einzelaufgabe		Doppelaufgabe	
	$r$	$R^2$ [%]	$r$	$R^2$ [%]
1	.97	94.89	.97	94.27
2	.97	93.69	.92	85.08
3	.95	89.67	.97	94.64
4	.99	98.70	.99	99.38
5	.98	95.94	.94	87.97
6	.99	97.93	.99	97.91
7	.99	98.70	.96	92.67
8	.95	89.99	.94	87.47
9	.99	98.98	.98	96.61
10	.98	95.25	.96	92.68
11	.94	88.88	.98	96.61
12	.99	97.34	.98	95.71
13	.99	97.92	.94	89.20
14	.94	88.59	.98	95.39
15	.95	90.41	.93	86.73
16	.99	97.56	.98	96.68
$\overline{R^2}$ [%]	---	94.65	---	93.06

Die Erwartung, dass der WR gegen  $6 \text{ mm} \cdot \text{Schritte}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  strebt, wird durch dieses Laufbandexperiment bestätigt (siehe Tab. 5). In den Korrelationsanalysen zwischen WR und Geschwindigkeit ergibt sich eine mittlere Varianzaufklärung von  $R^2 = 77.8\%$  innerhalb der ST-Bedingung und von  $R^2 = 22.7\%$  für die DT-Bedingung. Insbesondere innerhalb der ST-Bedingung erscheint das Maß an Varianzaufklärung sehr groß, wenn davon ausgegangen wird, dass das Schrittlängen-Kadenz-Verhältnis optimal gewählt werden konnte und somit ein konstanter Verhältniswert erzeugt werden müsste. Durch einen konstanten Verhältniswert über alle Geschwindigkeiten hinweg sollte die Regressionsgrade weder systematisch ansteigen noch abfallen. Dieser Effekt zeigt sich eher in der DT-Bedingung bei insgesamt geringer Unterschreitung des Erwartungswerts (Tab. 5).

**Tab. 5 Mittleres Gangverhältnis (WR) und Standardabweichung in  $\text{mm} \cdot \text{Schritte}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  je Geschwindigkeit und Einzel- bzw. Doppelaufgabenbedingung**

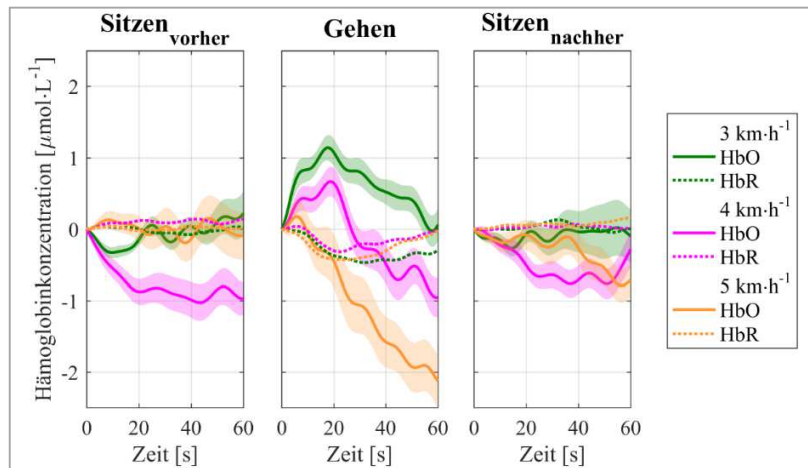
Bedingung	$3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$	$4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$	$5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$
Einzelaufgabe	$6.19 (\pm 0.99)$	$6.07 (\pm 0.88)$	$6.08 (\pm 0.73)$
Doppelaufgabe	$5.96 (\pm 0.91)$	$5.99 (\pm 0.86)$	$6.04 (\pm 0.70)$

Nach der Sichtung der einzelnen Gangparameter und Verfahren, sollten alle Parameter in die weiteren Analysen eingehen. Das Verfahren der Linearitätsänderung durch zusätzlich höhere (zeitliche) kognitive Anforderungen erscheint unter den Gesichtspunkten der unterschiedlichen Methodik und des ggf. daraus folgenden verminderten Aufklärungspotentials nicht zielführend.

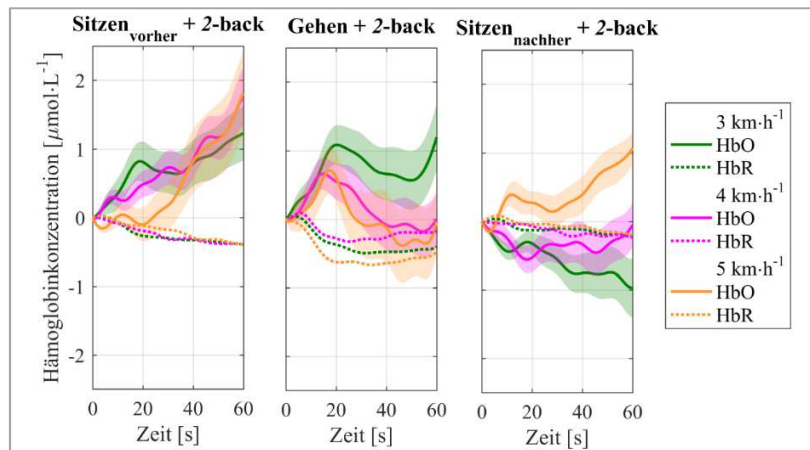
### **7.2.2 fNIRS-Signaländerung in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit**

Abbildung 13 visualisiert die Verläufe des neurophysiologischen Korrelats in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit und im Unterschied zum Sitzen. Die motorische Aktivität erzeugt unterschiedliche typische Verläufe. Während im Kontext Sitzen ein linearisierter Verlauf mit geringer Veränderung zu beobachten ist, zeigt sich beim Gehen ähnlich zu Suzuki et al. (2004) nach einem Anstieg innerhalb von 20 s ein Abfall der HbO-Konzentration. Die Ganggeschwindigkeit scheint den Signalverlauf ebenfalls zu beeinflussen.

Wenn gleichzeitig eine diskrete, kognitive Aufgabe gelöst wurde, kann in den Signalen (siehe Abb. 14) eher eine kontinuierliche Aktivitätssteigerung über die gesamte Versuchsdauer beobachtet werden. Die Aktivitätsänderung im HbO-Signal weist in der Vergleichsbedingung „Sitzen“ einen eher linearen Trend auf im Gegensatz zur dynamischen DT-Bedingung. Die Verläufe des HbO-Signals während des Gehens bei drei verschiedenen Geschwindigkeiten verdeutlichen die Problematik, die sich als Folge der Versuchsdauer von 60 s ergibt. In welchem Signalabschnitt lassen sich die aussagekräftigsten, auf die Geschwindigkeit bzw. Aufgabenbedingung bezogenen Informationen erhalten? In der Literatur finden sich sowohl fNIRS-Analysen, die die Konzentrationsänderung standardisierter Zeitabschnitte verwenden (Koenraadt et al., 2014), als auch den Maximalwert des TOI innerhalb eines standardisierten Zeitfensters (Suzuki et al., 2008). Da die kognitive Aufgabenstellung über den gesamten Messzeitraum ressourcenfordernd sein kann, sollte mehr als nur ein Datenpunkt integriert werden, um eine repräsentative Aussage zur präfrontalen Aktivierung zu treffen.



**Abb. 13** Hämoglobinkonzentration der Chromophoren je Geschwindigkeit unter Einzelaufgabenbedingung im Sitzen (links und rechts) und beim Gehen (Mitte). Mittlere Signalverläufe beinhalten alle Einzelversuche aller Probanden. Die Fläche entlang der mittleren Verläufe entspricht  $\frac{\sigma}{\sqrt{n \cdot i}}$  mit  $\sigma$  = Standardabweichung,  $n$  = Stichprobengröße und  $i$  = Anzahl der Einzelversuche je Testperson.



**Abb. 14** Hämoglobinkonzentration der Chromophoren je Geschwindigkeit mit kognitiver Zusatzaufgabe im Sitzen (links und rechts) und beim Gehen (Mitte). Mittlere Signalverläufe beinhalten alle Einzelversuche aller Probanden. Die Fläche entlang der mittleren Verläufe entspricht  $\frac{\sigma}{\sqrt{n \cdot i}}$  mit  $\sigma$  = Standardabweichung,  $n$  = Stichprobengröße und  $i$  = Anzahl der Einzelversuche je Testperson.

In den Tabellen 6 und 7 sind die vier gewählten Parameter für HbO und HbR auf deren Varianzaufklärung durch den Faktor Geschwindigkeit für die Aufgabenbedingung „Gehen“ (Tab. 6) und „DT“ (Tab. 7) gelistet. In der ST-Bedingung zeigt das Flächenintegral für  $RB_{HbO}$  (Ressourcenforderung) den stärksten Effekt durch das vorgegebene Tempo gefolgt von  $RB_{HbR}$  (Ressourcenverbrauch). In der DT-Bedingung verändert sich die Situation.  $RB_{HbO}$

und  $\Delta\text{HbO}_{0-60}$  erreichen eine vergleichbare Varianzaufklärung, die das ST-Resultat leicht untertrifft.  $\text{RB}_{\text{HbR}}$  zeigt nun den größeren Effekt durch das Laufbandtempo. Insgesamt kann die Geschwindigkeit des Laufbands allein die Aktivierung im rrPFC nicht hinreichend erklären. Stattdessen sollte sich die Steuerung des Gangmusters für die verschiedenen Tempi im Signal widerspiegeln können. Interessant erscheint dennoch, dass die motorische ST-Bedingung etwas stärker durch die Geschwindigkeit determiniert ist als die Signale, die in der DT-Bedingung entstanden sind. Dies lässt auf weitere Prozesse im rrPFC schließen, die durch die kognitive Zusatzaufgabe erzeugt wurden und möglicherweise spezifisch mit der Steuerung des Gangmusters interferieren.

**Tab. 6 Bestimmtheitsmaß und Bereiche der individuellen Korrelationskoeffizienten der HbO- und HbR-Parameter je Zeitabschnitt während der lokomotorischen Einzelaufgabe**

		Anstieg				Fläche
		0 bis 60 s	0 bis 20 s	20 bis 40 s	40 bis 60 s	0 bis 60 s
HbO	Mittleres $R^2$ [%]	18.2	15.5	9.8	15.6	31.3
	Wertebereich der Korrelationen	$-.82 \leq r \leq .35$	$-.90 \leq r \leq .49$	$-.90 \leq r \leq .40$	$-.94 \leq r \leq .40$	$-.94 \leq r \leq .45$
HbR	Mittleres $R^2$ [%]	18.0	15.6	14.6	12.5	26.6
	Wertebereich der Korrelationen	$-.79 \leq r \leq .73$	$-.83 \leq r \leq .37$	$-.42 \leq r \leq .74$	$-.56 \leq r \leq .72$	$-.81 \leq r \leq .87$

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin.

**Tab. 7 Bestimmtheitsmaß und Bereiche der individuellen Korrelationskoeffizienten der HbO- und HbR-Parameter je Zeitabschnitt während der lokomotorisch-kognitiven Doppelaufgabe**

		Anstieg				Fläche
		0 bis 60 s	0 bis 20 s	20 bis 40 s	40 bis 60 s	0 bis 60 s
HbO	Mittleres $R^2$ [%]	25.5	12.2	14.9	9.6	25.6
	Wertebereich der Korrelationen	$-.81 \leq r \leq .53$	$-.74 \leq r \leq .34$	$-.63 \leq r \leq .39$	$-.62 \leq r \leq .49$	$-.94 \leq r \leq .72$
HbR	Mittleres $R^2$ [%]	22.0	20.2	9.9	17.1	28.1
	Wertebereich der Korrelationen	$-.83 \leq r \leq .55$	$-.87 \leq r \leq .40$	$-.44 \leq r \leq .77$	$-.49 \leq r \leq .77$	$-.88 \leq r \leq .70$

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin.

Außerdem wurde in Kapitel 6.2 bereits erwähnt, dass die spezifische Deutung der beiden Chromophoren noch weitestgehend unklar ist. Deshalb soll an dieser Stellen die Gelegenheit genutzt werden, die Unterschiede bzw. Gemeinsamkeiten der Signalausprägung in Bezug auf



die getesteten Laufbandgeschwindigkeiten zu reflektieren. Beide Chromophoren reagieren gering auf die zugrundeliegende Laufbandgeschwindigkeit, wobei die Höhe der Varianzaufklärung zwischen beiden um weniger als 10% differiert. Dabei ist ein unsystematischer Vorteil sowohl für HbO als auch für HbR zu beobachten.

### 7.2.3 Doppelaufgabeneffekte in Abhängigkeit vom Laufbandtempo

Im Folgenden werden die Unterschiede zwischen den unabhängigen Variablen Geschwindigkeit und Aufgabenbedingung bzw. Motorik berichtet, die je nach abhängiger Variable mittels zwei- bis dreistufiger, ein- bis dreifaktorieller Varianzanalysen mit Messwiederholung getestet wurden.

#### 7.2.3.1 Motorische Leistung

##### I. Motorische Leistung ohne kognitive Zusatzaufgabe

Die statistischen Kennwerte der inferenzstatistischen Analyse der Geschwindigkeitseffekte auf die Gangparameter sind in Tabelle 8 dargestellt.

Mit jeder höheren Tempostufe steigen KD und SL signifikant an. SW zeigt einen Trend dahin, dass der Schritt in der 4 km·h<sup>-1</sup>-Bedingung tendenziell weiter ist als bei 3 bzw. 5 km·h<sup>-1</sup> Laufbandtempo. Für WR gibt es keine systematischen Unterschiede. Das 3 km·h<sup>-1</sup>-Tempo erzeugt des Weiteren die größte KD<sub>CV</sub>, während mit ansteigender Geschwindigkeit die relative Variabilität in SL sinkt. SW<sub>V</sub> zeigt keinen Geschwindigkeitseffekt.

**Tab. 8** Resultate der Varianzanalysen der Gangparameter unter Einzelaufgabenbedingung für den Faktor Geschwindigkeit. Signifikante *p*-Werte sind fettgedruckt.

Parameter	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$
KD	578.367	< .001	.975
SL	404.255	< .001	.964
SW	2.761	.079	.155
WR	1.025	.341	.064
KD <sub>CV</sub>	43.330	< .001	.743
SL <sub>CV</sub>	65.389	< .001	.813
SW <sub>V</sub>	0.088	.916	.006

KD = Kadenz, SL = Schrittlänge, SW = Schrittweite, WR = Gangverhältnis, CV = Varianzkoeffizient, V = Variabilität.

Beim einfachen Gehen auf dem Laufband reagieren die Probanden erwartungsgemäß mit einer systematischen Anpassung der kinematischen Parameter SL und KD bei ähnlichem

WR. Es deutet sich für SW und SW<sub>V</sub> eine geringere Sensitivität auf das Laufbandtempo an. Dagegen wird SL<sub>CV</sub> stark von der Geschwindigkeit beeinflusst. Am deutlichsten zeigen sich beim langsamen Gehen mehr Variabilität in SL und KD.

Es ist festzuhalten, dass sich bei vergleichbarem energetischem Aufwand die Parameter KD und SL in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit unterscheiden. Insbesondere die langsamste Laufbandgeschwindigkeit weist die größte Variabilität auf und damit assoziiert, kann ein größerer Bedarf an bewusster Steuerung erwartet werden, der später geprüft wird. Auch auf der Ebene der Leistungsbeobachtung könnten in dieser Bedingung größere neurophysiologische DT-Effekte zu finden sein.

## II. Anpassung der motorischen Leistung mit kognitiver Zusatzaufgabe

Die statistischen Kennwerte der inferenzstatistischen Analyse der Geschwindigkeitseffekte auf die DT-Effekte der Gangparameter sind in Tabelle 9 dargestellt. Die gemittelten Unterschiede der absoluten DT-Effekte je Gangparameter sind in Abbildung 15 dargestellt.

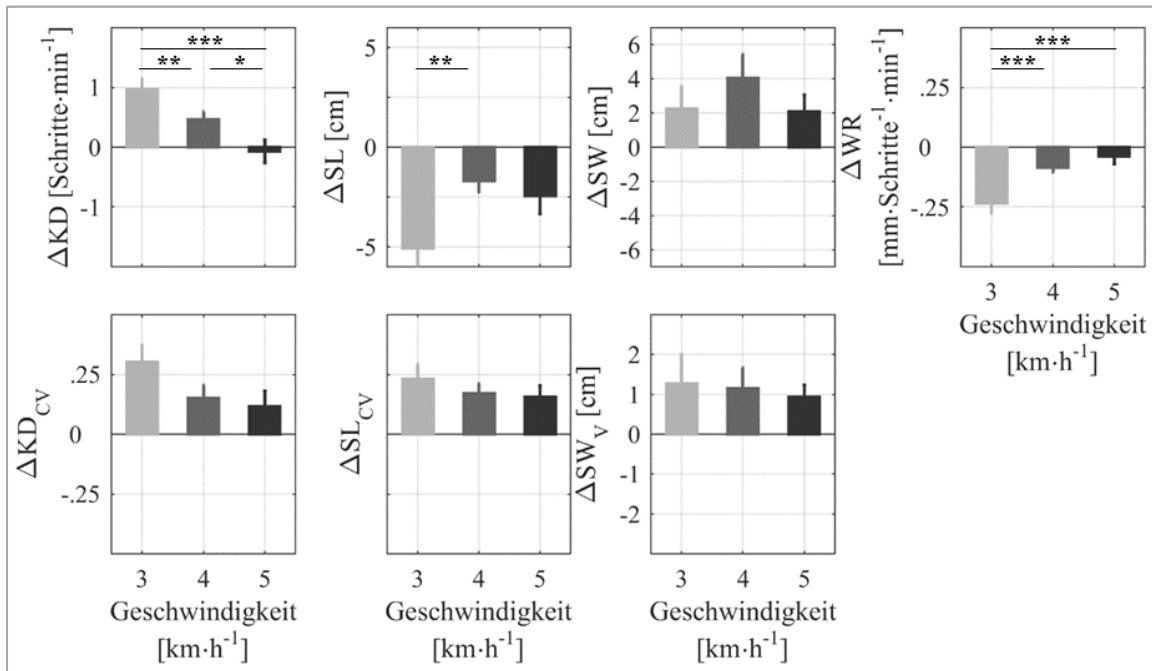
**Tab. 9 Resultate der Varianzanalysen der Doppelaufgabeneffekte der Gangparameter für den Faktor Geschwindigkeit.** Signifikante *p*-Werte sind fettgedruckt.

Parameter	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$
KD	11.054	< <b>.001</b>	.424
SL	4.736	<b>.016</b>	.240
SW	1.660	.207	.100
WR	13.849	< <b>.001</b>	.480
KD <sub>CV</sub>	3.386	<b>.046</b>	.184
SL <sub>CV</sub>	0.831	.446	.052
SW <sub>V</sub>	0.215	.729	.014

KD = Kadenz, SL = Schrittlänge, SW = Schrittweite, WR = Gangverhältnis, CV = Varianzkoeffizient, V = Variabilität.

Bei einer Geschwindigkeit von 3 km·h<sup>-1</sup> war KD in der DT-Bedingung im Schnitt um einen Schritt erhöht. Dieser DT-Effekt reduziert sich mit ansteigender Geschwindigkeit auf eine vergleichbare Leistung zur ST-Bedingung. Dabei sind nur die Schritte in der langsamen Bedingung mit ca. -5 mm deutlich verkürzt. Diese Differenz in SL unterscheidet sich besonders zwischen 3 und 4 km·h<sup>-1</sup>-Laufbandgeschwindigkeit. Auch wenn sich für alle Tempi ein reduzierter WR feststellen lässt, so ist die Differenz zwischen ST- und DT-Bedingung in der langsamsten Bedingung am stärksten. Der Haupteffekt für  $\Delta$ KD<sub>CV</sub> zeigt dagegen keine geschwindigkeitsspezifischen Unterschiede. Das Laufbandtempo erzeugt keine systematischen

Unterschiede in den DT-Effekten von  $\Delta SW$ ,  $\Delta SL_{CV}$  bzw.  $\Delta SW_V$ .



**Abb. 15 Absoluter Doppelaufgabeneffekt je Gangparameter und Geschwindigkeit.** Negative Werte in der oberen Reihe (DT- minus ST-Wert) repräsentieren ein Reduktion des Leistungswerts unter DT-Bedingung und umgekehrt. In der unteren Reihe bedeuten positive Werte (ST- minus DT-Wert) mehr Stabilität in der DT-Bedingung und umgekehrt. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts. \* $p < .1$ ; \*\* $p < .05$ ; \*\*\* $p < .01$ .

Durch die kognitive Zusatzaufgabe werden KD, SL und WR in Abhängigkeit vom Laufbandtempo angepasst. Die Probanden gehen mit kürzeren und mehr Schritten, insbesondere wenn langsam gegangen werden sollte. Die Gangökonomie ist besonders während der langsamsten Geschwindigkeit von Abweichungen vom ST-Wert betroffen.

Der Annahme im vorherigen Kapitel entsprechend, ist die Ganganpassung in der DT-Bedingung beim langsamen Gehen an größten. Die Steigerung der KD wird primär durch die Verkürzung der SL erzeugt. Gleichzeitig deutet WR auf die stärkste Reduktion in der Gangökonomie hin. Dieser Aspekt könnte als problematisch erachtet werden, wenn die Ausprägung unter DT-Bedingung nicht nahe am energetischen Optimum liegen würde. Fraglich ist nun, inwieweit auch die kognitive Leistung von der Ganggeschwindigkeit beeinflusst wird.

### 7.2.3.2 Kognitive Leistung

In Tabelle 10 befinden sich die statistischen Kennwerte der Analysen von RT und KG, deren Merkmalsausprägung in Abbildung 16 visualisiert ist.

Während sich RT von Block Sitzen<sub>vorher</sub> zu Gehen bzw. Sitzen<sub>nachher</sub> signifikant reduziert, verbessert sich auch KG. Es gibt jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen den Leistungen in den Blöcken Gehen und Sitzen<sub>nachher</sub>

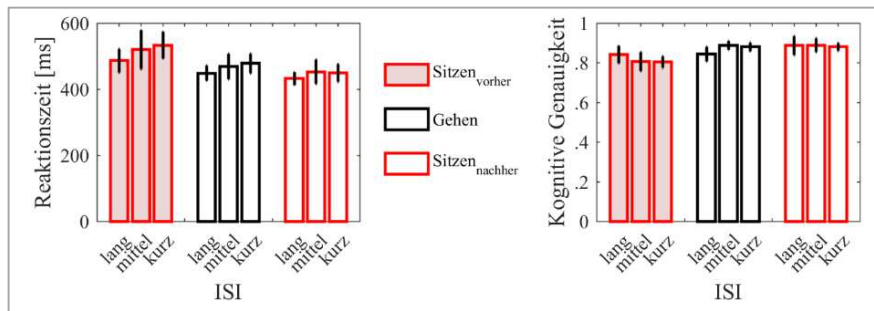
Der erste Block erscheint allerdings nicht repräsentativ für den Vergleich zwischen ST- und DT-Bedingung, da der Unterschied zwischen beiden ST-Blöcken sehr groß und daher primär auf einen Lerneffekt zurückzuführen ist. Diesen Effekt berücksichtigend wird in der ergänzenden zweifaktoriellen Varianzanalyse der erste Block ausgeschlossen. D.h., es verbleiben die Blöcke Gehen und Sitzen<sub>nachher</sub> im nun zweifach gestuften Faktor Motorik (Gehen/Sitzen) und weiterhin drei Stufen für den Faktor ISI (lang/mittel/kurz).

In dieser Analyse ist RT beim Sitzen tendenziell geringer als beim Gehen, wobei sitzend mehr richtige Antworten gegeben als beim Gehen.

**Tab. 10** Resultate der zweifaktoriellen Varianzanalysen der kognitiven Leistungsparameter. Signifikante *p*-Werte sind fettgedruckt.

Analyse	Parameter	Faktor	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$
Dreifach gestufter Faktor <i>Block</i>	RT	Block	19.365	< <b>.001</b>	.580
		ISI	0.641	.534	.044
		Block x ISI	0.282	.889	.020
	KG	Block	14.240	< <b>.001</b>	.504
		ISI	9.570	.396	.064
		Block x ISI	0.802	.529	.054
Gehen und Sitzen <sub>nach</sub> bilden den zweifach gestuften Faktor <i>Motorik</i>	RT	Motorik	3.317	.090	.192
		ISI	0.802	.458	.054
		Motorik x ISI	0.563	.576	.039
	KG	Motorik	4.813	<b>.046</b>	.256
		ISI	0.317	.731	.022
		Motorik x ISI	1.355	.274	.088

RT = Reaktionszeit, KG = kognitive Genauigkeit, ISI = Inter-Stimulus-Intervall.



**Abb. 16** Ausprägungen der Reaktionszeit (links) und der kognitiven Genauigkeit (rechts) je motorischer Aktivität und Inter-Stimulus-Intervall (ISI). Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

Unabhängig von der zugrunde liegenden Laufbandgeschwindigkeit bzw. ISI ist die kognitive Leistung im Sitzen besser als während des Gehens. Dieser Unterschied, der dennoch auf der Testfolge basieren kann, zeigt sich stärker in der Bearbeitungsgenauigkeit als in der Antwortgeschwindigkeit. Das Gangtempo beeinflusst die Leistung dabei nicht systematisch.

Das Lösen der Arbeitsgedächtnisaufgabe wird durch die zugrundeliegende motorische Aufgabe bzw. die Länge des ISI weder gefördert noch gehemmt. Auswirkungen der DT-Interferenzen werden folglich eher der motorischen Aufgabe angelastet. Dieser Effekt dient vermutlich dem Erhalt der kognitiven Leistung. In den folgenden Kapiteln werden nun die entsprechenden neurophysiologischen Korrelate untersucht.

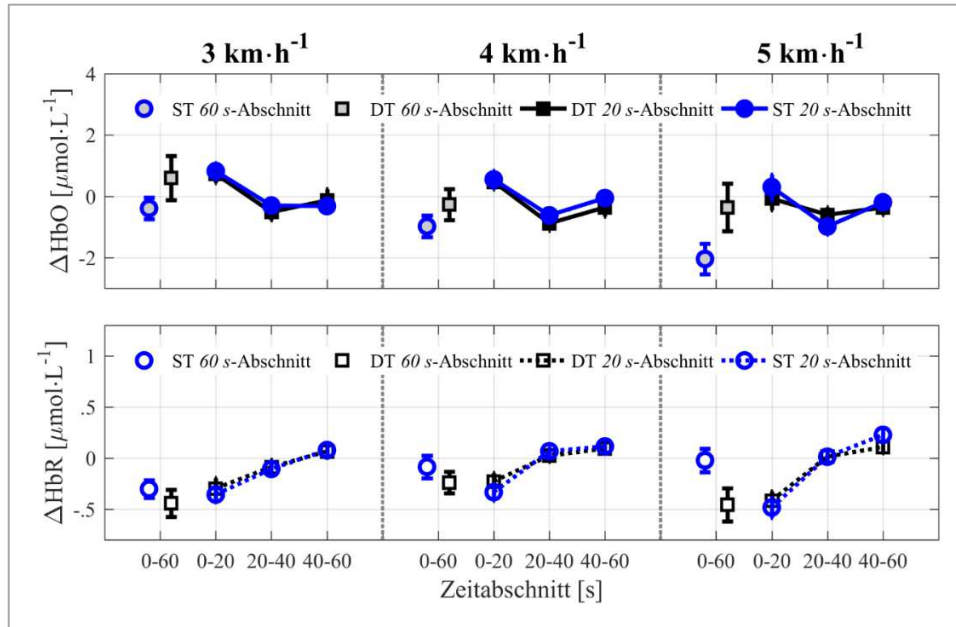
### 7.2.3.3 Neuronale Aktivität beim Gehen mit und ohne kognitive Zusatzaufgabe

Die Ausprägungen des Konzentrationsanstiegs beider Chromophoren sind in Abbildung 17 dargestellt. Die Ressourcenbedarfe sind separat in Abbildung 18 visualisiert. In Tabelle 11 befinden sich die statistischen Kennziffern aller Analysen dieses Kapitels.

Für  $\Delta\text{HbO}_{0-60}$  zeigt sich eine ansteigende neuronale Aktivität beim Gehen mit  $3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  und abfallende Aktivität beim Gehen mit  $5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ . Dagegen zeigt sich für  $\Delta\text{HbR}_{0-60}$  kein Geschwindigkeitseffekt. Die Aufgabe beeinflusst den Signalverlauf beider Chromophoren unterschiedlich stark aber erwartungsgemäß komplementär. D.h., während das HbO-Signal in der DT-Bedingung stärker ansteigt als in der ST-Bedingung, fällt das HbR-Signal stärker ab.

Die Betrachtung von  $\Delta\text{HbO}_{3\times 20}$  zeigt ebenfalls, dass das Signal mit steigender Geschwindigkeit stärker abfällt allerdings gibt es im Gegensatz zu  $\Delta\text{HbO}_{0-60}$  einen zusätzlichen Zeiteffekt. Während zu Beginn ein Anstieg zu verzeichnen ist, fällt das Signal im zweiten Teil stark ab.

Im letzten Abschnitt fällt das Signal mit einem geringeren Betrag weiter ab. Die Anstiege im ersten und dritten Drittel des Signals unterscheiden sich nicht signifikant.

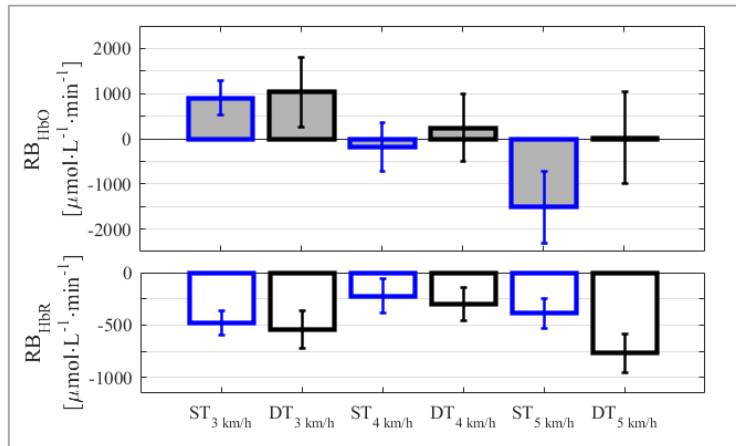


**Abb. 17 Integrierte fNIRS-Signale für das Gehen auf dem Laufband mit und ohne Zusatzaufgabe.** In der oberen Reihe befindet sich die Darstellung der Konzentrationsänderung des Oxyhämoglobins ( $\Delta\text{HbO}$ ). In der unteren Reihe befindet sich die entsprechende Darstellung für das Desoxyhämoglobin ( $\Delta\text{HbR}$ ). Von links nach rechts steigt die betrachtete Geschwindigkeit an. ST = Einzelaufgabe. DT = Doppelaufgabe. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

Auch  $\Delta\text{HbR}_{3 \times 20}$  zeigt einen Zeiteffekt. Dieser wird durch die Interaktion mit dem Faktor Geschwindigkeit konkretisiert. Für alle Geschwindigkeiten fällt das Signal zu Beginn und flacht danach ab bzw. wandelt sich am Ende der schnellsten Geschwindigkeit in einen Anstieg um. Eine Aufgabe  $\times$  Zeitabschnitt-Interaktion gibt es lediglich als Trend. Zu Beginn fällt das Signal stärker ab. Im Verlauf scheint sich der Abfall zu stabilisieren bzw. umzukehren.

Beide Ressourcenparameter diskriminieren nicht zwischen den Geschwindigkeiten und auch der Faktor Aufgabe erreicht lediglich für  $\text{RB}_{\text{HbR}}$  einen Trendeffekt mit etwas stärkerem Ressourcenverbrauch in der DT-Bedingung (siehe Abb. 18).

Die Untersuchung von  $\Delta\text{HbO}_{0-60}$  ergibt ähnliche Informationen wie die zeitlich diskretere Analyse mit einer Staffelung in drei 20-s-Abschnitte. Diese weist auf systematische Unter-



**Abb. 18 Ressourcenbedarf repräsentiert durch Oxy- und Desoxyhämoglobinanteil je Geschwindigkeit und Aufgabentyp.** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts. ST = motorische Einzelaufgabe, DT = Doppelaufgabe.

schiede im Versuchsverlauf hin, die unterschiedliche Steuerungsanforderungen repräsentieren können. Dies gilt ebenso für HbR, das im Gegensatz zum HbO-Signal mehr Informationen durch die zeitdiskretere Betrachtung offenbart. Beide sequenzierte Parameter zeigen, dass die Aktivierung zu Beginn des Versuchs in der langsamen Geschwindigkeit am größten ist und sich mit ansteigender Geschwindigkeit verringert. Dagegen ist die Ressourcenforderung in HbO zwischen allen Geschwindigkeiten und Aufgaben vergleichbar. In HbR gibt es lediglich einen Trend zu einem größeren Ressourcenverbrauch in der DT-Situation.

Obwohl insbesondere für die motorische Leistung geschwindigkeitsabhängige DT-Effekte gefunden worden sind, lassen sich nur in Bezug auf die Aktivierung Effekte feststellen, die auf größere rrPFC-Prozesse hindeuten. Dabei scheint  $\Delta HbX_{0-60}$  im nicht-linearen Signalverlauf das Ausmaß und damit die Bedeutung der Aktivierungsänderung im Vergleich zu  $\Delta HbX_{3\times 20}$  zu überschätzen. Die höhere zeitliche Auflösung dagegen ermöglicht zusätzlich Aussagen über die Dynamik der Prozesse. Die RB-Parameter, die alle zeitlichen Änderungen integrieren, weisen überraschend auf eine ausbalancierte Aktivität für alle Geschwindigkeiten hin. Ob Unterschiede in der Aktivierung bzw. der Aktivität auch im eher linearen Trend der Signalverläufe während des Sitzens zu beobachten sind, wird im nachfolgenden Kapitel untersucht.

**Tab. 11** Resultate der mehrfaktoriellen Varianzanalysen der Aktivierungsparameter und Ressourcenbedarfe beim Gehen mit und ohne Zusatzaufgabe. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Parameter	Faktor	$F$	$p$	$\eta_p^2$
$\Delta\text{HbO}_{0-60}$	Geschwindigkeit	5.708	<b>.008</b>	.276
	Aufgabe	3.774	.071	.201
	Geschwindigkeit x Aufgabe	0.900	.417	.057
$\Delta\text{HbR}_{0-60}$	Geschwindigkeit	2.081	.142	.122
	Aufgabe	7.504	<b>.015</b>	.333
	Geschwindigkeit x Aufgabe	1.929	.163	.114
$\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$	Geschwindigkeit	5.378	<b>.010</b>	.264
	Aufgabe	0.829	.377	.052
	Zeitabschnitt	12.268	<b>.001</b>	.450
	Geschwindigkeit x Aufgabe	0.651	.529	.042
	Geschwindigkeit x Zeitabschnitt	0.760	.555	.048
	Aufgabe x Zeitabschnitt	0.195	.824	.013
	Geschwindigkeit x Aufgabe x Zeitabschnitt	1.501	.213	.091
$\Delta\text{HbR}_{3 \times 20}$	Geschwindigkeit	2.903	.070	.162
	Aufgabe	0.740	.789	.005
	Zeitabschnitt	21.965	<b>&lt; .001</b>	.594
	Geschwindigkeit x Aufgabe	0.517	.601	.033
	Geschwindigkeit x Zeitabschnitt	3.164	<b>.020</b>	.174
	Aufgabe x Zeitabschnitt	2.947	.068	.164
$\text{RB}_{\text{HbO}}$	Geschwindigkeit	2.366	.111	.136
	Aufgabe	2.539	.132	.145
	Geschwindigkeit x Aufgabe	0.964	.393	.060
$\text{RB}_{\text{HbR}}$	Geschwindigkeit	1.700	.200	.102
	Aufgabe	4.326	.055	.224
	Geschwindigkeit x Aufgabe	1.034	.368	.065

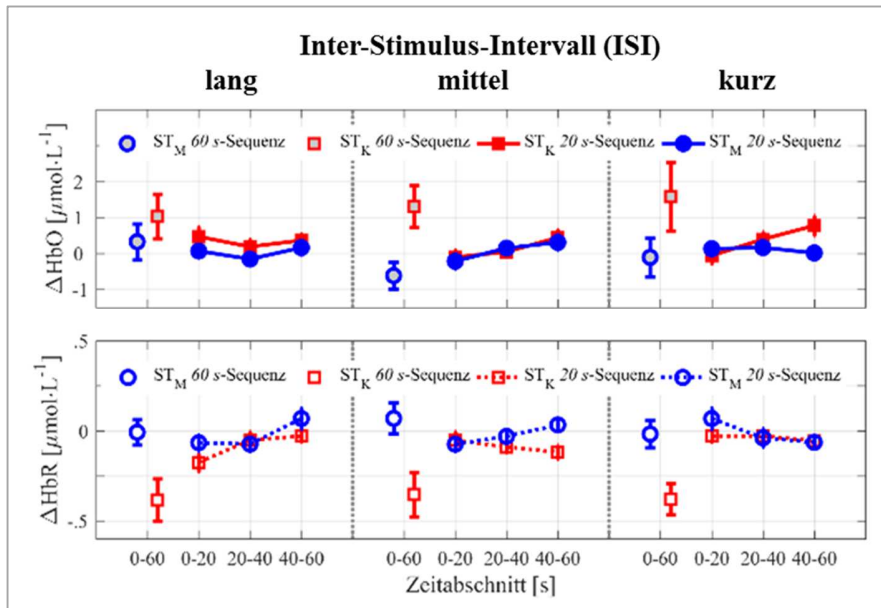
$\Delta\text{HbO}$  = HbO-Konzentrationsänderung,  $\Delta\text{HbR}$  = HbR-Konzentrationsänderung, 0-60 = 60-sekündiges Zeitfenster der betrachteten Signaldauer, 3x20 = Teilen des Signals in drei 20-sekündige Abschnitte,  $\text{RB}_{\text{HbO}}$  = Ressourcenbedarf repräsentiert durch HbO,  $\text{RB}_{\text{HbR}}$  = Ressourcenbedarf repräsentiert durch HbR.

#### 7.2.3.4 Neuronale Aktivität beim Sitzen mit und ohne kognitive Zusatzaufgabe

Zunächst sei auf die Abbildungen verwiesen, in denen die Konzentrationsänderungen der Chromophoren im ersten Block (Abb. 19) und im letzten Block (Abb. 20) dargestellt sind. In Tabelle 12 befinden sich die relevanten Ergebnisse aller Analysen dieses Kapitels in vergleichender Anordnung.



Für  $\Delta\text{HbO}_{0-60}$  zeigt sich im Block  $\text{Sitzen}_{\text{vorher}}$  ein Anstieg und im Block  $\text{Sitzen}_{\text{nachher}}$  ein Abfall des Signals. Zusätzlich lässt sich ein Trend für einen Einfluss des ISI identifizieren. Die Mittelwerte weisen einen eher quadratischen Trend mit der geringsten Aktivierungssteigerung für die mittlere ISI auf. Dagegen gibt es für  $\Delta\text{HbR}_{0-60}$  ausschließlich einen aufgabenbezogenen Effekt. In der  $\text{ST}_K$ -Bedingung weist das Signal einen stärkeren Abfall auf als in der  $\text{ST}_M$ -Bedingung.

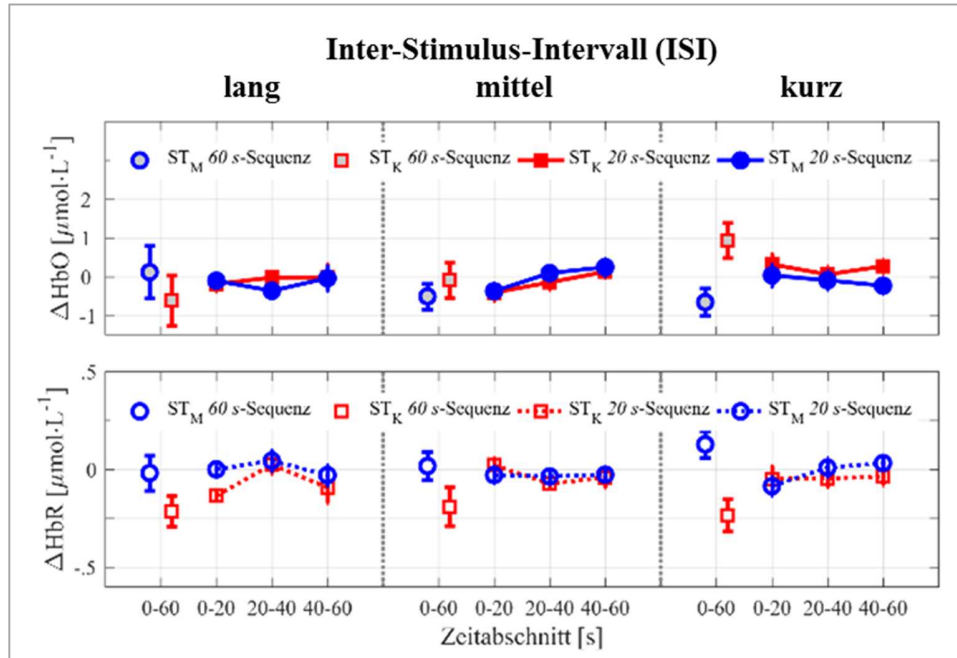


**Abb. 19** Aktivierungsänderungen im ersten Aufgabenblock in sitzender Position. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.  $\text{ST}_M$  = motorische Einzelaufgabe (hier: Sitzen),  $\text{ST}_K$  = kognitive Einzelaufgabe (hier:  $n$ -back-Aufgabe in sitzender Position).

Auch für  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$  gibt es einen verringerten Signalanstieg von Block  $\text{Sitzen}_{\text{vorher}}$  zu  $\text{Sitzen}_{\text{nachher}}$ . Dagegen offenbaren die paarweisen Vergleiche der ISI- und Zeitabschnitteffekte zwar keine spezifischen Unterschiede, tendieren aber zu einer vom Block unabhängigen Interaktion. Während sich mit mittlerer und kurzer ISI eine stetige Steigerung der HbO-Konzentration zeigt, fällt das Signal in der langen ISI deutlich ab und steigt erst gegen Ende des Versuchs moderat an. Für die  $\Delta\text{HbR}_{3 \times 20}$  weist das Signal analog zu  $\Delta\text{HbR}_{0-60}$  lediglich einen Aufgabeneffekt auf. In der  $\text{ST}_K$ -Bedingung fällt das Signal stärker ab als in der  $\text{ST}_M$ -Bedingung. Eine komplexe ISI x Aufgabe x Zeitabschnitt-Interaktion verpasst die Signifikanz.

Die Analyse der RBs wird für beide Chromophoren für die Faktoren Block und Aufgabe signifikant. D.h., die  $\text{ST}_K$ -Bedingung fordert deutlich mehr Ressourcen als die  $\text{ST}_M$ -Bedingung. Außerdem sind in Block  $\text{Sitzen}_{\text{vorher}}$  mehr Ressourcen erforderlich als in  $\text{Sitzen}_{\text{nachher}}$ .

Allerdings gibt es nur für  $RB_{HbO}$  einen zusätzlichen Trend zu einer Aufgabe x Block-Interaktion. Bei vergleichbarem RB in  $ST_M$  in den Blöcken  $Sitzen_{vorher}$  und  $Sitzen_{nachher}$ , wird der Bedarf in  $ST_K$  von  $Sitzen_{vorher}$  zu  $Sitzen_{nachher}$  geringer.



**Abb. 20 Aktivierungsänderungen im zweiten Aufgabenblock in sitzender Position.** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.  $ST_M$  = motorische Einzelaufgabe (hier: Sitzen),  $ST_K$  = kognitive Einzelaufgabe (hier:  $n$ -back-Aufgabe in sitzender Position).

In den ST-Bedingungen zeigt sich eine deutlich geringere Dynamik der sequenziellen Betrachtung der einzelnen Chromophoren. Sie geben keinen zusätzlichen Einblick in die Einflüsse durch die ISI- oder Aufgabenmanipulationen. Trotz des eher linearen Verlaufs der neuronalen Signale scheint  $\Delta HbO_{0-60}$  im Vergleich zu  $\Delta HbO_{3 \times 20}$  die Aktivierung leicht zu unterschätzen. Allerdings gibt es besonders in HbO eine Auffälligkeit, die sich in allen Parameteranalysen durchsetzt. Sie kann mit Lernen und damit mit neuronaler Plastizität im Sinne einer kurzfristigen Optimierung neuronaler Prozesse assoziiert werden. Mit besserer und schnellerer Bearbeitung der kognitiven Zusatzaufgabe verringern sich sowohl Aktivierung als auch Aktivität im rrPFC.

**Tab. 12** Resultate der mehrfaktoriellen Varianzanalysen der Aktivierungsparameter und Ressourcenbedarfe beim Sitzen mit und ohne Zusatzaufgabe. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Faktor	$\Delta_{0-60}$			$\Delta_{3 \times 20}$			RB		
		$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$
HbO	Block	13.220	<b>.003</b>	.486	14.400	<b>.002</b>	.507	8.550	<b>.010</b>	.363
	ISI	2.640	.089	.159	3.820	<b>.034</b>	.214	1.545	.230	.093
	Aufgabe	1.452	.248	.094	1.634	.222	.105	4.717	<b>.046</b>	.239
	Zeitabschnitt	---	---	---	4.373	<b>.030</b>	.238	---	---	---
	Block x Aufgabe	1.707	.212	.109	0.566	.464	.039	3.482	.082	.188
	ISI x Zeitabschnitt	---	---	---	2.229	.077	.137	---	---	---
HbR	Block	1.950	.184	.122	1.597	.227	.102	8.845	<b>.009</b>	.371
	ISI	0.597	.557	.041	0.315	.733	.022	0.734	.488	.047
	Aufgabe	19.340	<b>.001</b>	.580	7.629	<b>.015</b>	.353	32.164	<b>&lt;.001</b>	.682
	Zeitabschnitt	---	---	---	0.500	.612	.034	---	---	---
	ISI x Aufgabe x Zeitabschnitt	---	---	---	2.375	.063	.145	---	---	---

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin,  $\Delta_{0-60}$  = Konzentrationsänderung innerhalb der 60-sekündigen Signaldauer,  $\Delta_{3 \times 20}$  = Konzentrationsänderungen in drei 20-sekündigen Signalabschnitten, RB = Ressourcenbedarf, ISI = Inter-Stimulus-Intervall.

Die bedeutsamsten Beobachtungen in dieser Untersuchung sind die Effekte der kognitiven Aufgabe, die sich bevorzugt in HbR-Aktivierung und der Aktivität zeigen. Zum anderen gibt es Lerneffekte, die sich in der HbO-Aktivierung als auch in der Aktivität nachweisen lassen. Da sich wiederholt zeigt, dass die sequentielle Aktivierungsanalyse präzisere Aussagen zu treffen scheint, wird  $\Delta HbX_{0-60}$  von weiteren Tests ausgeschlossen. Nachfolgend soll spezifisch betrachtet werden, ob es Signalunterschiede für die Bearbeitung der kognitiven Aufgabe abhängig von der motorischen Grundaufgabe gibt.

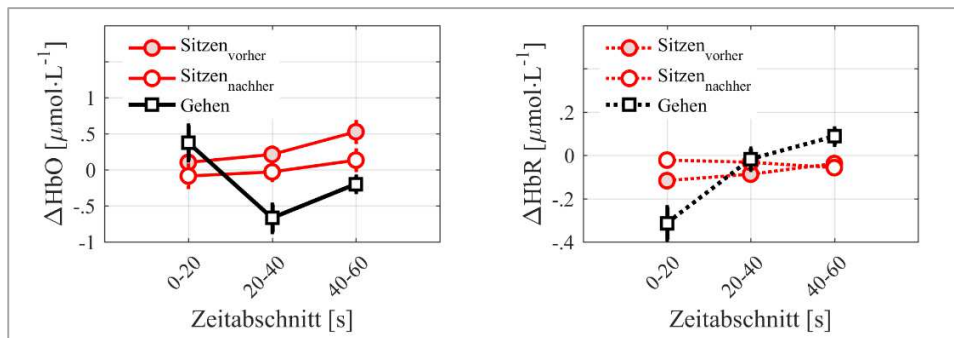
#### 7.2.3.5 Neuronale Aktivität beim Sitzen bzw. Gehen mit kognitiver Zusatzaufgabe

Da für das Gehen bereits gezeigt wurde, dass eine sequenzielle Analyse spezifischere Aussagen über die Aktivierung ermöglicht als  $\Delta HbX_{0-60}$ , sollen hier nur  $\Delta HbX_{3 \times 20}$  analysiert werden. Eine Analyse der RBs wird ebenfalls durchgeführt. Im Stil des vorangegangenen Kapitels wird auch hier eine vergleichende Anordnung der Testergebnisse in Tabelle 13 gewählt. Sie beinhaltet die statistischen Kennwerte der Hauptfaktoren und mindestens tendenzieller Interaktionen.

**Tab. 13** Resultate der mehrfaktoriellen Varianzanalysen der Aktivierungsparameter und Ressourcenbedarfe beim Gehen bzw. Sitzen mit Zusatzaufgabe. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Faktor	$\Delta_{3 \times 20}$			RB		
		$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$
HbO	Block	8.133	<b>.002</b>	.367	3.314	.071	.181
	ISI	2.500	.100	.152	0.240	.976	.002
	Zeitabschnitt	3.308	.076	.191	---	---	---
	Block x Zeitabschnitt	5.371	<b>.007</b>	.277	1.378	.252	.084
HbR	Block	1.094	.349	.073	7.333	<b>.003</b>	.328
	ISI	2.045	.163	.127	0.332	.720	.022
	Zeitabschnitt	8.003	<b>.004</b>	.364	---	---	---
	Block x ISI	0.968	.432	.065	2.090	.093	.122
	Block x Zeitabschnitt	8.949	<b>.001</b>	.390	---	---	---
	Block x ISI x Zeitabschnitt	1.794	.086	.114	---	---	---

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin,  $\Delta_{3 \times 20}$  = Konzentrationsänderungen in drei 20-sekündigen Signalabschnitten, RB = Ressourcenbedarf, ISI = Inter-Stimulus-Intervall.

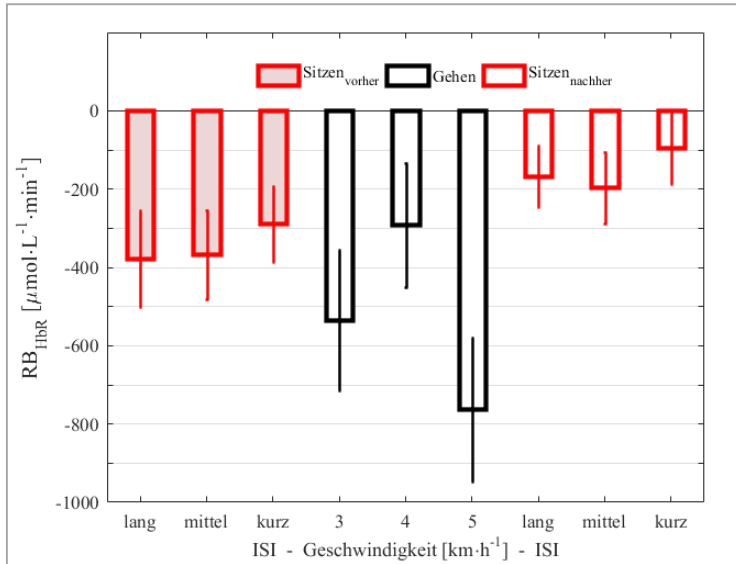


**Abb. 21** Konzentrationsänderung in HbO und HbR je Zeitabschnitt und Bedingung. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

Für  $\Delta \text{HbO}_{3 \times 20}$  (siehe Abb. 21 links) wird der moderate Anstieg beim Lösen der  $n$ -back-Aufgabe in Sitzen<sub>vorher</sub> in Sitzen<sub>nachher</sub> systematisch reduziert. Beim Gehen ist dagegen zu Beginn ein größerer Anstieg als im Sitzen festzustellen, der im weiteren Verlauf in einen starken Abfall des Signals übergeht und unter dem Niveau der Sitzend-Bedingung verbleibt.

Während das  $\Delta \text{HbR}_{3 \times 20}$  (siehe Abb. 21 rechts) im Sitzen mit zusätzlicher kognitiver Belastung über den gesamten Versuch hinweg moderat abfällt, zeigt die Laufband-Bedingung einen starken Abfall zu Beginn des Versuchs auf, der dann auf diesem Niveau verbleibt bis er gegen Ende in einen Anstieg wechselt. Es gibt nur einen Trend für eine Block x ISI x Zeitabschnitt-Interaktion.

$RB_{HbO}$  ist in Block  $Sitzen_{vorher}$  tendenziell größer als in  $Sitzen_{nachher}$ . Dagegen zeigt  $RB_{HbR}$ , dass der Bedarf in Block Gehen größer ist als in  $Sitzen_{nachher}$ . Es gibt außerdem einen Trend zur ISI x Block-Interaktion. In Abbildung 22 ist der  $RB_{HbR}$  dargestellt, der sich von  $Sitzen_{vorher}$  zu  $Sitzen_{nachher}$  unabhängig von der ISI bzw. Geschwindigkeit verringert. Beim Gehen lässt sich jedoch eine geschwindigkeitsbezogene Rangfolge ( $4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} < 3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} < 5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) identifizieren.



**Abb. 22 Ressourcenbedarf an Desoxyhämoglobin je Geschwindigkeit bzw. Inter-Stimulus-Intervall (ISI) und motorischer Basisinstruktion.** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

lässt sich jedoch eine geschwindigkeitsbezogene Rangfolge ( $4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} < 3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} < 5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) identifizieren.

Die kognitive Aufgabe bewirkt keinen ressourcensteigernden Effekt in  $HbO$ , der sich mit der motorischen Grundaufgabe begründen ließe. Stattdessen können nur die bereits erwähnten Lerneffekte der Sitzen-Bedingungen aus Kapitel 7.2.3.4 berichtet werden. Dagegen scheint  $RB_{HbR}$  sensibler auf

die spezifischen Auswirkungen der Laufbandtempi auf die kognitive Aufgabe zu reagieren. Das langsame und das schnelle Tempo synchronisiert mit der Arbeitsgedächtnisaufgabe führt zu tendenziell mehr Ressourcenverbrauch als das mittlere Tempo. Auf die Aktivierung wirkt sich die kognitive Aufgabe je motorischer Grundbedingung besonders zu Beginn der Aufgabe aus. Beim Gehen erfolgt eine stärkere Aktivierung in beiden Chromophoren als beim Sitzen. Dieser Effekt kehrt sich im Verlauf jeweils um, d.h. die Aktivierung wird im Sitzen stärker und beim Gehen reduziert.

Anhand dieser Analyse wird deutlich, dass beide Parametrisierungen Geschwindigkeitseffekte zeigen, sofern die Arbeitsgedächtnisaufgabe involviert ist. Allerdings lassen sich diese Effekte nicht ohne weiteres mit den Leistungsbeobachtungen in Einklang bringen. Wieso sollte der Ressourcenverbrauch in den beiden flankierenden Geschwindigkeitsbedingungen größer sein, wenn nur die langsame Bedingung deutliche motorische DT-Effekte zeigt und

gleichzeitig die kognitive Leistung auf einem vergleichbaren Niveau bleibt. Diese Einzelergebnisse erscheinen zunächst widersprüchlich und erlauben vielfältige Spekulationen zur Ursache innerhalb der DT-Verarbeitung. Im nächsten Schritt sollen insbesondere die RBs und die Leistungskorrespondenzen gezielt untersucht werden, um die Annahme unterschiedlicher DT-Verarbeitungsmodalitäten anhand des *prädiktiven Ressourcen-Modells* zu prüfen.

## 7.2.4 Ressourcenallokation, Leistungskorrespondenz und dynamische neuronale Prozesse

### 7.2.4.1 Ressourcenbedarf und Leistungskorrespondenz

Die Prüfung ergibt keine systematischen über- oder unteradditiven Effekte für  $RB_{HbO}$ . Die Ressourcenforderung lässt sich somit gut über die empirischen Schätzungen der ST-Bedingungen vorhersagen. Dagegen zeigt sich für  $RB_{HbR}$  eine Ressource x Geschwindigkeit-Interaktion (siehe Tab. 14). RB ist bei 3 und 4  $km \cdot h^{-1}$  geringer als prädiziert, d.h. die empirische Schätzung der DT-Ressourcen ist unteradditiv. Bei 5  $km \cdot h^{-1}$  entspricht die Prädiktion der empirischen Schätzung.

**Tab. 14** Resultate der Varianzanalysen der empirischen und prädiktiven Ressourcenbedarfe in der lokomotorisch-kognitiven Doppelaufgabe. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Faktor	$F$	$p$	$\eta_p^2$
HbO	Ressource	0.007	.935	<.001
	Geschwindigkeit	1.217	.302	.080
	Ressource x Geschwindigkeit	1.285	.292	.084
HbR	Ressource	1.760	.206	.112
	Geschwindigkeit	2.006	.153	.125
	Ressource x Geschwindigkeit	3.846	<b>.033</b>	.216

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin.

Die Ergebnisse der Korrelationsanalysen zwischen den Leistungsparametern und dem jeweiligen empirischen RB sind in den Tabellen 15 und 16 gelistet. Die daraus abgeleiteten Bestimmtheitsmaße gehen in die Wilcoxon-Vorzeichen-Tests zur Prüfung von Unterschieden zwischen den Aufgabenbedingungen ein. Es gibt vergleichbare Leistungskorrespondenz für alle Tempi in  $RB_{HbO}$  (3  $km \cdot h^{-1}$ :  $p = .35$ ; 4  $km \cdot h^{-1}$ :  $p = .91$ ; 5  $km \cdot h^{-1}$ :  $p = .42$ ) und zum Teil in  $RB_{HbR}$  (4  $km \cdot h^{-1}$ :  $p = 1.00$ ; 5  $km \cdot h^{-1}$ :  $p = .20$ ). Nur bei einem Tempo von 3  $km \cdot h^{-1}$  zeigt sich eine geringere Korrespondenz in DT als in ST,  $p = .027$ .

Automatisierung in DT <b>HbR<sub>3</sub></b>	Niedrige Interferenz	Starke (unspezifische) Aktivität zur DT- Steuerung
Optimierte DT-Steuerung <b>HbR<sub>4</sub></b>	<b>HbO<sub>4</sub></b> <b>HbO<sub>3</sub></b> mittlere Interferenz <b>HbO<sub>5</sub> HbR<sub>5</sub></b>	Unökonomische DT-Steuerung
Ressourcendefizit erzwingt Leistungsreduktion	Hohe Interferenz	De- Automatisierung in DT

**Abb. 23 DT-Verarbeitungsmechanismus auf der Basis des prädiktiven Ressourcen-Modells repräsentiert durch das Oxyhämoglobin (HbO) und das Desoxyhämoglobin (HbR) je Geschwindigkeit. 3 = 3 km·h<sup>-1</sup>; 4 = 4 km·h<sup>-1</sup>; 5 = 5 km·h<sup>-1</sup>.**

Die Kombination aus Korrespondenz und Ressourcenbedarf ermöglicht nun die Zuordnung zu einem DT-Verarbeitungsmechanismus (Abb. 23). In dieser Matrix repräsentiert HbR<sub>3km/h</sub> eine *automatisierte* und HbR<sub>4km/h</sub> eine *optimierten DT-Verarbeitung*. HbR<sub>5km/h</sub> tendiert dagegen in den Bereich *hoher Interferenz*. Obwohl sich alle Ressourcenforderungen im Bereich *mittlerer Interferenz* befinden, ließe sich eine Rangfolge annehmen: HbO<sub>4km/h</sub> < HbO<sub>3km/h</sub> < HbO<sub>5km/h</sub>. Insgesamt zeigen sich Unterschiede in der DT-Verarbeitung in Abhängigkeit von der Laufbandgeschwindigkeit. Insbesondere beim langsamen Gehen mit synchronisierter Arbeitsgedächtnisaufgabe gibt es Hinweise auf eine Verschiebung der Steuerung in Ressourcen zur automatisierten Verarbeitung.

Fortsetzend sollen die Eigenschaften der Leistung-Ressourcen-Korrespondenz in Bezug auf den Parameter KD betrachtet werden, da sich hier vertiefende Informationen zur Interpretation befinden können. Zunächst kann eine unterschiedliche Priorisierung der Parameter bzw. der Komponenten der ST- und DT-Bedingungen beobachtet werden, die auf eine flexible Anpassung der Steuerungseigenschaften der Ressourcen hinweisen, wobei beiden Chromophoren eine anteilige Bedeutung zukommt. In der ST-Bedingung (Tab. 15) gibt es mittlere Zusammenhänge mit den RBs in HbR<sub>3km/h</sub> und in HbO<sub>5km/h</sub>. In der DT-Bedingung (Tab. 16) verändern sich die Korrespondenzen. KD korreliert kaum noch mit RB in HbR<sub>3km/h</sub>. Dagegen verstärkt sich die Korrespondenz bei 5 km·h<sup>-1</sup> in beiden Chromophoren. KD kann folglich als Indikator für automatisierte Steuerung in dieser lokomotorisch-kognitiven DT gelten.

**Tab. 15 Korrelationskoeffizienten zwischen Ressource und kognitiven bzw. motorischen Parametern während der kognitiven und motorischen Einzelaufgabe sowie Angabe des mittleren Bestimmtheitsmaßes je Parameter und Geschwindigkeitsbedingung**

Parameter	3 km·h <sup>-1</sup>		4 km·h <sup>-1</sup>		5 km·h <sup>-1</sup>	
	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>
RT	0.101	<b>-0.176*</b>	-0.030	0.056	0.009	-0.001
KG	<b>-0.261*</b>	0.145	-0.134	<b>0.188*</b>	0.145	0.090
KD	-0.060	<b>0.365*</b>	0.159	-0.054	<b>-0.376**</b>	-0.083
SL	-0.041	<b>-0.376**</b>	-0.054	0.078	<b>0.415**</b>	-0.048
SW	-0.087	0.124	<b>0.360*</b>	<b>0.260*</b>	<b>-0.393**</b>	<b>0.253*</b>
WR	0.013	<b>-0.387**</b>	-0.111	0.078	<b>0.392**</b>	0.007
KD CV	0.141	<b>-0.333*</b>	0.044	-0.139	0.178	-0.220
SL CV	-0.066	-0.010	0.002	-0.155	0.040	-0.008
SW V	<b>-0.255*</b>	0.122	<b>0.273*</b>	-0.087	0.165	-0.150
$\overline{R^2}$ [%]	2.69	5.33	2.23	1.91	5.40	1.23

\*  $p \leq .05$ ; \*\*  $p \leq .01$ ; RT = Reaktionszeit; KG = kognitive Genauigkeit; KD = Kadenz; SL = Schrittlänge; SW = Schrittweite; CV = Variabilitätskoeffizient; V = Variabilität; WR = Gangverhältnis.

**Tab. 16 Korrelationskoeffizienten zwischen Ressource und kognitiven bzw. motorischen Parametern während der Doppelaufgabe sowie Angabe des mittleren Bestimmtheitsmaßes je Parameter und Geschwindigkeitsbedingung**

Parameter	3 km·h <sup>-1</sup>		4 km·h <sup>-1</sup>		5 km·h <sup>-1</sup>	
	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>
RT	-0.211	-0.059	-0.047	<b>0.356*</b>	<b>-0.362*</b>	<b>0.362*</b>
KG	0.218	0.073	<b>-0.391**</b>	0.098	0.144	-0.043
KD	-0.055	0.140	0.032	0.123	<b>-0.381**</b>	<b>0.301*</b>
SL	0.096	-0.161	0.083	-0.152	<b>0.338*</b>	<b>-0.369*</b>
SW	<b>-0.456**</b>	-0.175	-0.109	0.139	<b>-0.318*</b>	0.159
WR	0.092	-0.149	0.032	-0.138	<b>0.355*</b>	<b>-0.347*</b>
KD CV	-0.159	-0.215	0.185	-0.147	0.149	-0.128
SL CV	-0.177	-0.051	-0.056	-0.003	0.159	-0.166
SW V	-0.078	0.091	0.167	0.042	0.024	-0.153
$\overline{R^2}$ [%]	4.25	1.83	2.68	2.62	7.62	6.37

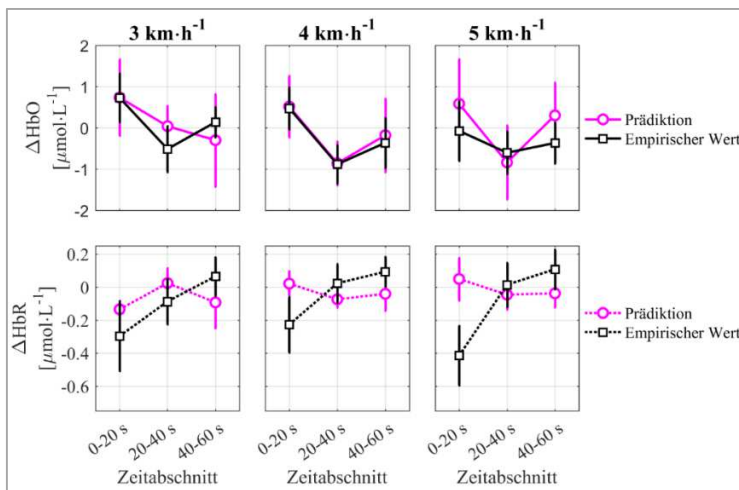
\*  $p \leq .05$ ; \*\*  $p \leq .01$ ; RT = Reaktionszeit; KG = kognitive Genauigkeit; KD = Kadenz; SL = Schrittlänge; SW = Schrittweite; CV = Variabilitätskoeffizient; V = Variabilität; WR = Gangverhältnis.

Ergänzend fällt auf, dass die Leistung-Ressourcen-Korrespondenz maximal mittelstark wird. Außerdem nimmt das mittlere Bestimmtheitsmaß der Leistungsparameter einen ebenso geringen Wert an wie die individuelle Varianzaufklärung durch die Geschwindigkeit (Kap. 7.2.2). Das gemittelte Bestimmtheitsmaß ist ebenso von besonders geringer Ausprägung (Wertebereich: 1.23 bis 7.62%). Diese Beobachtung soll hier lediglich benannt werden.



### 7.2.4.2 Deskriptive Betrachtung der dynamischen Prozesse

In Abbildung 24 sind die prädizierten mit den empirischen Konzentrationsänderungen für die zeitlich gestuften Parameter  $\Delta\text{HbX}_{3 \times 20}$  dargestellt.  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$  lässt sich analog zum RB gut über das additive Modell prädizieren. Dagegen gibt es für  $\Delta\text{HbR}_{3 \times 20}$  deutliche Abweichungen. Besonders zu Beginn



**Abb. 24 Prädizierte versus empirische neuronale Aktivität innerhalb der Doppelaufgabe je Laufbandgeschwindigkeit.** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts mit 95% Konfidenzintervall.

übertrifft die Messung die Prädiktion und fällt gegen Ende unter das prädizierte Niveau. Dieses Muster gilt für alle Geschwindigkeiten. Spezifisch lässt sich hier jedoch gut erkennen, dass ausschließlich die 3 km·h<sup>-1</sup>-Bedingung stärker gleichgerichtete Signaländerungen in  $\Delta\text{HbO}$  und  $\Delta\text{HbR}$  aufweist. D.h., im mittleren und letzten Segment fallen

bzw. steigen beide Signale und könnten damit auf eine Verschiebung der Verarbeitungsressourcen hindeuten (McKendrick et al., 2017).

### 7.3 Zwischenfazit

Dieses Experiment widmete sich den Auswirkungen der Geschwindigkeit beim Laufbandgehen auf die motorische Leistung und das neurophysiologische Korrelat. Außerdem sollte die Wirkung einer zusätzlichen zeitdiskreten kognitiven Aufgabe auf die Motorik und das neurophysiologische Signal geprüft werden, um Verarbeitungsmechanismen im motorisch-kognitiven DT-Kontext zu untersuchen.

Zunächst ist festzuhalten, dass der Ressourcenbedarf bzw. präfrontale Aktivität für die kognitive Aufgabe größer ist, wenn die Aufgabe noch wenig geübt ist. Dieser Effekt im neurophysiologischen Korrelat reduziert sich durch Wiederholung, wobei analog zu Rémy et al. (2010) gleichzeitig eine Leistungssteigerung zu beobachten ist. Diese Interaktion weist auf

eine Optimierung der Ressourcennutzung also einen kurzfristigen funktionellen Plastizitätseffekt hin. Die Frequenz, mit der der Stimulus auftaucht, erzeugt dabei zwar keine spezifische Aktivitätsänderung im rPFC, die Korrespondenz zwischen Ressourcenbedarf und kognitiver Leistung deutet jedoch auf eine stärkere Beteiligung in der langen ISI-Bedingung hin.

Die Geschwindigkeit des Laufbands erzeugt erwartungsgemäße Anpassungen in Kadenz und Schrittlänge, d.h. je höher die Geschwindigkeit desto größer waren Kadenz und Schrittlänge. Die Schrittweite hingegen lässt nicht eindeutig auf das zugrundeliegende Laufbandtempo schließen. Die Stabilität des Lokomotionsmusters steigert sich mit der Steigerung der Geschwindigkeit. Die höchste Variabilität der Gangparameter in der langsamsten  $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Bedingung ließe somit auf die höchste Beanspruchung in der motorischen Steuerung schließen.

Das neurophysiologische Korrelat unterstützt die Beobachtung der unterschiedlichen Beanspruchungen durch die verschiedenen Geschwindigkeiten jedoch nur zum Teil. Einerseits lassen sich keine systematischen Unterschiede in der Sauerstoffforderung bzw. im Sauerstoffverbrauch nachweisen, andererseits deutet die sequenzielle Analyse der Signalverläufe auf eine ISI-spezifische Dynamik hin, möglicherweise um den Ressourcenbedarf zu generieren und das erforderliche Niveau zu erhalten. Unter der Annahme jedoch, dass ein starker Anstieg im HbO-Signal einen stärkeren Steuerungsbedarf der Leistung ausdrückt, stützt das neurophysiologische Profil die Aussage, dass die  $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Laufbandgeschwindigkeit zumindest zu Beginn der Aufgabe am anspruchsvollsten ist. Allerdings korrespondieren die Gangparameter nicht nur in der 3 sondern auch in der  $5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Bedingung stärker mit dem Ressourcenbedarf. Während die langsamste Geschwindigkeit im Ressourcenbedarf neben Kadenz und Schrittlänge auch durch die Variabilität der Kadenz determiniert ist, liegt der Fokus in der schnellsten Geschwindigkeit auf der Steuerung der Kadenz, Schrittlänge und Schrittweite. Die unterschiedliche Steuerung des Gangs auf dem Laufband im präfrontalen Kortex stellt eine wichtige Beobachtung dar, da sie sich ebenso unterschiedlich auf die lokomotorisch-kognitive DT-Verarbeitung auswirken kann.

Unter zusätzlicher kognitiver Belastung zeigen die motorischen Komponenten deutliche DT-Effekte. Diese Beobachtung entspricht den motorischen Anpassungen zum Erhalt der Ganggeschwindigkeit, die auch Hak et al. (2012) beschrieben hatten. Des Weiteren reduziert sich in dieser Untersuchung die Variabilität im Vergleich zur ST-Bedingung für alle Parameter.

Dies lässt sich in dieser Untersuchung mit dem visuellen Stimulus erklären, der als Fixationspunkt dazu beiträgt, den Kopf respektive den Körper konstant im Raum auszurichten (Schubert, Bohner, Berger, Sprundel & Duysens, 2003).

Insbesondere langsames Gehen scheint koordinativ anspruchsvoller zu sein und einen Effekt auf die Energiebilanz zu bewirken. Bei  $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  Laufbandgeschwindigkeit ist die Steigerung der Kadenz am größten bzw. die Verkürzung der Schrittlänge am deutlichsten. Diese DT-Effekte reduzieren sich für das mittlere Laufbandtempo. Während die langsame Geschwindigkeit zur Erhöhung der Kadenz führt, kann im Gegensatz zu Kim, Pu, Woo und Gill (2018) in der schnellen Bedingung keine Kadenzreduktion durch Verlängerung der Schritte beobachtet werden. Obwohl die motorischen Parameter deutliche DT-Effekte aufweisen, bleibt die kognitive Leistung auf einem mit der ST-Bedingung vergleichbaren Niveau. Die Entstehung dieser beschriebenen spezifischen motorischen Anpassungen war in Bezug auf die Beteiligung von automatisierter Ausführung als Erklärungsansatz auf neurophysiologischer Ebene zu untersuchen. Hier zeigt sich immer eine höhere rrPFC-Aktivierung in der DT-Situation als in den jeweiligen ST-Bedingungen, jedoch ist sie nicht immer additiv. In der  $3$  und  $4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Bedingung ist die Summe des Ressourcenverbrauchs in den Einzelaufgaben größer als der empirische DT-Ressourcenverbrauch. Während jedoch die Leistung-Ressourcen-Korrespondenz in der  $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Bedingung in DT geringer ist als in ST, gibt es in der  $4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Bedingung keine systematischen Unterschiede im Ausmaß der Varianzaufklärung. Daraus folgt für die  $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Bedingung, dass die erhöhte Kadenz in der DT-Situation auf einer automatisierten Steuerung des Gangs basiert, dessen Gangmuster abweichend definiert ist als in der motorischen ST-Situation gezeigt wurde. Dadurch wird zusätzlich die Annahme verstärkt, dass die ST-Bedingung bereits stärkerer rrPFC-Steuerung unterworfen gewesen sein könnte.

Die von den Probanden überwiegend als „am angenehmsten“ benannte  $4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Bedingung zeigt neben dem verminderten Ressourcenverbrauch eine mit den ST-Situationen vergleichbares Korrespondenzverhalten. In der DT-Verarbeitungsmatrix entspricht diese Kombination einer optimierten DT-Steuerung. In der DT-Situation verringert sich der Anteil motorischer Korrespondenz, allerdings erhöht sich der Anteil kognitiver Varianzaufklärung. Dennoch erzeugt die enge Verknüpfung der mittleren Geschwindigkeit mit der kognitiven

Aufgabe kaum motorische oder kognitive Leistungsänderung. Hier könnte die geringste mittlere Korrespondenz der Leistungen mit der Ressourcenforderung eine Erklärung bieten, unter der Annahme, dass selbst wenn eine präzifizierbare Menge an Ressourcen existiert und die Korrespondenz vergleichbar ist, diese Ressourcen nicht zwingend interferieren müssen. Eine störungsfreie Koexistenz der Ressourcenforderung wäre ebenfalls möglich.

Dagegen weist die  $5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ -Bedingung eine hohe Korrespondenz zwischen Leistung und Ressource auf. Auch wenn sich der präzifizierte additive Effekt im Ressourcenbedarf offenbart, so verstärkt sich verglichen mit den ST-Komponenten der Steuerungsanteil im motorischen und kognitiven Teil der DT. Hieraus lässt sich eine erhöhte Interferenz durch die gleichzeitige Verarbeitung der motorischen und der kognitiven Aufgabe ableiten. Der Erhalt der motorischen Leistung in dieser Geschwindigkeitsbedingung lässt sich somit nicht mit einer einfachen Verarbeitung bzw. leichteren Grundaufgabe sondern mit einem insgesamt größeren Steuerungsaufwand erklären, zumal sich das Geschwindigkeitsniveau im Grenzbereich zum Übergang ins Laufmuster befindet.

Die kognitive Leistung resultierte weder in einer systematischen Verkürzung der Reaktionszeit (Lajoie, Teasdale, Bard & Fleury, 1993), wenn schneller gegangen werden sollte, noch in einer Verlängerung (Kurosawa, 1994). Die Erklärung des kognitiven Leistungserhalts auf der Grundlage eines verbesserten Erregungszustands durch die motorische Grundaktivität ist nicht für alle Belastungsstufen gleichermaßen zu erwarten. Insbesondere wenn sich die Testpersonen mit dem höheren Tempo am wohlsten fühlen, sollte die kognitive Leistung entsprechend davon profitieren und eine Verbesserung erfahren können. Dies ist in diesem Experiment allerdings nicht zu beobachten, weshalb dieser alternative Erklärungsansatz ohne weitere Prüfung der Herzfrequenz-Leistung-Interaktion verworfen werden kann. Ein Grund für das Ausbleiben eines *Arousal*-Effekts kann sein, dass die kognitive Belastung mit dem Tempo ansteigt und somit eine neue Herausforderung stellt, als wenn bei konstanter kognitiver Belastung die motorische Beanspruchung variiert wird.

Stattdessen kann interessanterweise auf neurophysiologischer Ebene eine dynamische Anpassung der Chromophorenkonzentration beobachtet werden. Nachdem im ersten Drittel des Versuchs eine überadditive Konzentrationsänderung stattfindet, wechselt dieser im letzten Drittel in eine unteradditive Anpassung des Sauerstoffverbrauchs. Diese Beobach-

tung wird allerdings erst ab einer Versuchsdauer von 40 s sichtbar. Die Dynamik des Verbrauchs gibt jedoch nicht für alle DT-Situationen gleichermaßen Hinweise auf eine automatisierte Steuerung, zumal das Ausgangsniveau der Prädiktion in der langsamen Bedingung im deutlich negativen Bereich liegt und mit höherer Geschwindigkeit systematisch weniger Sauerstoffverbrauch vorhersagt, als dann tatsächlich erforderlich war. Die Diskrepanz zwischen Prädiktion und Messwert ist für das schnellste Tempo zu Beginn jedenfalls am größten.

Im folgenden Experiment wird die Kombination aus einer kontinuierlichen kognitiven Zusatzaufgabe und lokomotorischen Anforderungen untersucht, um den kontrastierenden Einfluss der zeitlichen Struktur der kognitiven Aufgabe zu testen.

## **8 Experiment II: Verarbeitung kontinuierlicher Aufgaben beim Gehen und Laufen**

In diesem Experiment soll im Kontrast zur vorangegangenen Studie eine kontinuierliche kognitive Zusatzaufgabe in die lokomotorisch-kognitive Aufgabenkombination eingehen, um den Aspekt der zeitlichen Abhängigkeit der motorischen Anpassung auf dem Laufband zu untersuchen und die entsprechenden Verarbeitungsmechanismen anhand der rrPFC-Aktivierung zu bestimmen.

### **8.1 Methode**

Die spezifischen Anforderungen an das Studiendesign sind lokomotorische Aufgaben, die als motorische ST-Bedingung und in Kombination mit einer kontinuierlichen kognitiven Aufgabe ausgeführt wurden. Die Reaktionszeit der kognitiven Aufgabe muss deutlich länger als 1 s sein, um sich schlecht mit dem Gangzyklus synchronisieren zu lassen. Analog zu Kapitel 7.1 wäre ein ausbalanciertes Innersubjekt-Design nur bei mehr als einer motorischen ST-Komponente nötig, die als ST-Kontrollbedingung und mit kognitiver Zusatzaufgabe durchgeführt wurden. Weiterhin müssen von allen motorischen und kognitiven Komponenten neurophysiologische Messdaten vorliegen, um die geplante Analyse der Ressourcen zu unterstützen (siehe Kap. 8.1.5). Diese Forderungen erfüllen drei Testblöcke einer DT-Studie, die ursprünglich der Untersuchung der Interaktion von Körperposition und Handlungsinstruktion in der DT-Verarbeitung diente und im nächsten Kapitel detailliert beschrieben werden soll.

#### **8.1.1 Untersuchungsdesign und Aufgaben**

In einem kompletten Innersubjekt-Design absolvierten Studierenden der Justus-Liebig-Universität Gießen motorische ST bzw. motorisch-kognitive DT.

Die insgesamt 11 motorischen STs des Experiments variierten bezüglich der Körperposition (A: aufrechte Position; B: sitzende Position; C: liegende Position) und der Handlungsinstruktion (1: in stock-steifer Position verharren; 2: entspannt mit wenig Bewegungskontrolle; 3: Bewegung ausführen). Die Körperpositionen waren über die Testtage ausbalanciert verteilt. Innerhalb dieser Bedingungen wurden die Handlungsinstruktionen blockweise, pseudorandomisiert durchgeführt. Für diese Arbeit waren die Bedingungen A2: „Entspanntes Stehen“ bzw. A3: „Gehen bei selbstgewählter Geschwindigkeit“ und „Laufen bei selbstgewählter Geschwindigkeit“ von Bedeutung.

Die Instruktion für die jeweilige motorische Anforderung lautete, auf den vor dem Laufband platzierten Monitor blickend (Abstand von ca. 1.5 m) „bequem (zu) stehen“, zu „gehen“ oder zu „laufen“. Die vorab schrittweise ermittelten Geschwindigkeiten betragen für das Gehen  $3.05 \pm 0.59 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  (Wertebereich:  $2.0\text{-}4.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) und für das Laufen  $7.20 \pm 0.62 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  (Wertebereich:  $6.0\text{-}8.7 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ). Alle motorischen Aufgaben waren freihändig auszuführen, wobei die Probanden einen Sicherheitsgurt am Brustkorb trugen.

In der DT-Bedingung wurde gleichzeitig zur motorischen Aufgabe das mentale Lösen von Subtraktionsaufgaben gefordert, bei der eine zweistellige von einer vierstelligen Zahl abziehen war. Die Reaktion erfolgte verbal, in dem das Ergebnis laut auszusprechen war. In den Testaufgaben gab es weder im Minuenden noch im Subtrahenden oder im Ergebnis eine Null, um die kognitive Aufgabe rechnerisch angemessen schwierig zu gestalten. Außerdem gab es in 98% der Rechenaufgaben zwei Überträge zu beachten (z.B.  $9634 - 75$ ). Die Probanden wurden instruiert, in jedem Versuch so viele richtige Antworten wie möglich zu geben. Für alle Probanden gab eine vorab erstellte Liste von 300 Aufgaben.

### **8.1.2 Ablauf**

Die Untersuchung fand an zwei aufeinanderfolgenden Tagen statt. Am ersten Tag vor Messbeginn wurde auf dem Laufband durch jeweils drei Versuche die individuell präferierte Gang- bzw. Laufgeschwindigkeit ermittelt. Danach wurden die Probanden für die Messung mit passiv reflektierenden Markern und dem fNIRS-System präpariert, um fünf Testblöcke zu absolvieren. Am zweiten Tag folgten die verbleibenden sechs Testblöcke.

Jede motorische Bedingung wurde blockweise unter motorischer ST- und motorisch-kognitiver DT-Bedingung getestet. Jeder Testblock besteht aus jeweils drei ST-Versuchen und drei DT-Versuchen, die abwechselnd angewiesen werden und deren Reihenfolge über die Probanden hinweg ausbalanciert war. Jeder Versuch dauerte 60 s mit anschließend 35 s Pause, bevor der nächste Versuch über eine 10-sekündige Monitoranweisung angekündigt wurde. Die Zeit bis zum Start des Versuchs diente der Initiation der motorischen Aufgabe. Das Starten und Stoppen des Laufbands wurde durch den Testleiter gesteuert, wobei sich die Probanden am Handlauf des Laufbands festhielten bis die Zielgeschwindigkeit erreicht war.

Die aktuelle Rechenaufgabe wurde solange angezeigt, bis der Proband die Lösung laut ausgesprochen hatte. Darauf wurde durch den Testleiter sofort die Präsentation der nächsten Aufgabe auf dem Monitor ausgelöst.

### **8.1.3 Probanden**

Fünfzehn Probanden (9 Frauen, 6 Männer) im Alter von  $22.2 \pm 2.7$  Jahren und mit einem Händigkeitsquotienten von  $95.3 \pm 6.1$  für Rechtshändigkeit nach Oldfield (1971) nahmen an der Untersuchung teil. Sie gaben in einem Fragebogen an, an keiner neurologischen, psychiatrischen oder orthopädischen Erkrankung zu leiden. Die Sehkraft war normal oder konnte mit einer Brille korrigiert werden.

Als Aufwandsentschädigung erhielten die Probanden Versuchspersonenstunden und bekamen zusätzlich eine finanzielle Belohnung (30, 20 bzw. 10 Euro) in Aussicht gestellt, wenn ihre kognitive Performanz zu den besten drei Leistungen zählt.

### **8.1.4 Material**

Die Steuerung des Experiments erfolgte über selbsterstellte Programme mit Matlab 8.1 (MathWorks Inc., Natick, USA) unter Verwendung von Programmroutinen der PsychToolbox der Version 3.0, einer frei zugänglichen Matlab-basierten Software.

Zur Erfassung der Kinematik wurden die Probanden mit insgesamt sechs Markern (Kopf, Brustbein, rechtes und linkes Handgelenk, rechte und linke Ferse) versehen. Die Markerpositionen wurden analog zu Experiment I mit VICON erfasst. Es kamen insgesamt 6 Infrarot-Kameras (vier MX-Kameras und zwei MX-3-Kameras) mit einer Aufnahmezeit von 100 Hz zum Einsatz. Gesteuert wurden diese Prozesse mit der dazugehörigen Software Nexus 1.8.5. Mittels VICON DataStream SDK 1.3.0.-Software wurden die Daten in Echtzeit vom Messungs-PC auf den Experimentalsteuerungscomputer übertragen und gespeichert.

Analog zu Experiment I wurde das fNIRS-Gerät PortaLite der Firma Artinis verwendet, um das neurophysiologische Korrelat aufzunehmen (siehe Kap. 7.1.4). Der Sensor wurde über dem rrPFC am Punkt Fp2 des internationalen 10-20 EEG-Systems platziert und mit Klebeband angeheftet. Die Datentransferbox wurde am rechten Oberarm mittels Elastikbinde befestigt. Eine Tastatur mit doppeltem Ausgangssignal (hauseigene Anpassung einer Standard-QWERTZ-Tastatur) diente einerseits dem Wechsel der Rechenaufgabe auf dem Monitor und



andererseits dem Setzen des Zeitstempels für die Reaktionszeit. Während der Experimentlaufzeit war die Funktion des Zeitstempelsetzens zeitweise defekt, weshalb nur Reaktionszeitdaten von 9 der 15 Probanden vorliegen.

### 8.1.5 Datenvorverarbeitung

Die Vorverarbeitung der motorischen und der neurophysiologischen Daten entspricht den Angaben in Kapitel 7.1.5, wobei die Konzentrationsänderung anhand von drei 20-sekündigen Zeitabschnitten und die Ressourcenbedarfe beider Chromophoren analysiert werden.

Die kognitive Leistung enthält Angaben zur Reaktionszeit (RT) und der positiven Rechenleistung, die in dieser Untersuchung durch die Anzahl der korrekten Lösungen repräsentiert ist. Im Verlauf der Untersuchung ist jedoch ein logarithmischer Anstieg der Rechenleistung über die beiden Messungstage zu beobachten. Durch die Berechnung der logarithmischen Regression und Bestimmung der individuellen Residuen der Rechenleistung je Versuch (Langhanns & Müller, 2018a) werden Zeiteffekte eliminiert, die sich aus der Reihenfolge der Testblöcke bzw. dem Wiederholungseffekt, der mit Lernen und Leistungssteigerung assoziiert ist, ergeben (Newell, Liu & Mayer-Kress, 2001).

Zur Bestimmung von RT wurde der zeitliche Abstand zwischen zwei Antworten gewählt, gleichgültig ob die Antwort korrekt war oder nicht. Auf diese Weise wird das Antwortverhalten unabhängig von der kognitiven Genauigkeit (KG) abgebildet. Das Setzen des Zeitstempels muss jedoch als von der Reaktionszeit des Testleiters beeinflusst gelten. Dieser Aspekt sollte in der Interpretation der Ergebnisse Berücksichtigung finden. In die Analyse wird der Median aller RT je Versuch eingehen, um einen Trend der Bearbeitungsdauer zu zeigen.

Der Term, der den kognitiven Teil des  $RB_{\text{präd}}$  bestimmt, beinhaltet die Mittelwerte der  $RB_{\text{emp}}$  mit kognitiver Anforderung abzüglich der  $RB_{\text{emp}}$  der motorischen ST-Bedingungen ( $ST_M$ )  $\left[ \frac{(ST_K - ST_{M\_Stehen}) + (DT_{Gehen} - ST_{M\_Gehen}) + (DT_{Laufen} - ST_{M\_Laufen})}{3} \right]$ .  $ST_K$  entspricht der kognitiven ST-Bedingung (hier: stehend ausgeführt) und DT meint Gehen bzw. Laufen mit kognitiver Zusatzaufgabe. Die Berücksichtigung der drei Testblöcke soll dazu beitragen Zeiteffekte zu reduzieren, die durch das ausbalancierte Design zu erwarten sind.

### 8.1.6 Statistische Analysen

Zuerst sollen die motorischen Parameter ( $SW^{17}$ ,  $SW_V$ ,  $SL$ ,  $SL_{CV}$ ,  $KD$ ,  $KD_{CV}$  und  $WR$ ), die Parameter der kognitiven Leistung ( $RT$ ,  $RA$  und Residuen) deskriptiv dargestellt werden. Die Wahl der Geschwindigkeit kann einerseits mit der individuellen körperlichen Fitness korrespondieren. Andererseits ist eine Wechselwirkung des Reaktionstempos mit dem Gang- bzw. Lauftempo möglich. Daher wird für den Parameter  $RT$  ein Zusammenhang mit der Laufbandgeschwindigkeit geprüft. Die Verläufe der Chromophoren über den gesamten Versuch werden visualisiert und beschrieben.

Zur Testung des DT-Effekts auf Innersubjektebene werden die motorischen Parameter  $KD$  und  $SL$  für das Gangtempo und das Lauftempo separat mittels  $t$ -Test abhängiger Stichproben untersucht. Ein Vergleich zwischen den motorischen Bedingungen erscheint für diese abhängigen Variablen nicht zielführend, da deren Abhängigkeit von der Geschwindigkeit sowohl aus theoretischen als auch aus empirischen Gründen (siehe Kap. 7.2.1) hinreichend geklärt und eine Interaktion nicht zu erwarten ist. Alle weiteren Parameter werden einzeln auf systematische Unterschiede zwischen den Faktoren Aufgabe ( $ST/DT$ ) und Motorik (Stehen/Gehen/Laufen) einer zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung überprüft. In Experiment I hat sich allerdings bereits ein Unterschied in den motorischen Parametern und dem  $fNIRS$ -Signal insbesondere zwischen 3 und 4  $km \cdot h^{-1}$  Laufbandtempo gezeigt. Da in diesem Experiment acht Probanden bis zu 3  $km \cdot h^{-1}$  und sieben Probanden schneller als 3  $km \cdot h^{-1}$  gehen, wird zusätzlich ein Zwischengruppenvergleich aller abhängigen Variablen für den Faktor Gruppe ( $\leq 3 km \cdot h^{-1} / > 3 km \cdot h^{-1}$ ) und den Faktor Aufgabe ( $ST/DT$ ) in einer gemischten, zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung gerechnet.

Die kognitiven Leistungsunterschiede in Bezug zur motorischen Grundaufgabe werden zunächst in einer einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung mit dem Faktor Motorik (Stehen/Gehen/Laufen) für jeden der kognitiven Parameter  $RT$  und Residuen separat untersucht. Ein spezifischer Zwischengruppenunterschied für den Faktor Gruppe ( $\leq 3 km \cdot h^{-1} / > 3 km \cdot h^{-1}$ ) und den Innersubjektfaktor Motorik (Stehen/Gehen) werden die  $RT$ s und die Residuen mit einer gemischten, zweifaktoriellen Varianzanalyse getestet.

---

<sup>17</sup> Die Schrittweite und deren Variabilität sind in dieser Studie nur für das Gehen relevant. Beim Stehen wird entsprechend die Standweite bestimmt. Beim Laufen entfallen diese Parameter komplett.

Die Chromophoren  $\Delta\text{HbO}$  und  $\Delta\text{HbR}$  werden separat mittels dreifaktorieller Varianzanalyse mit Messwiederholung für die Faktoren Motorik (Stehen/Gehen/Laufen), Zeitabschnitt (0-20/20-40/40-60) und Aufgabe (ST/DT) getestet. Dieses Vorgehen wird als zweifaktorielle Varianzanalyse auf die Parameter RB (Ressourcenbedarfe) angewandt, wobei der Faktor Zeitabschnitt wegfällt. Zur spezifischen Prüfung des Geschwindigkeitseffekts beim Gehen auf die neurophysiologischen Signale werden  $\Delta\text{HbO}$ ,  $\Delta\text{HbR}$ ,  $\text{RB}_{\text{HbO}}$  und  $\text{RB}_{\text{HbR}}$  analog zum zuvor beschriebenen Verfahren einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse mit gemischtem Design mit dem Zwischensubjektfaktor Gruppe ( $\leq 3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ / $> 3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) unterzogen.

Anschließend wird der  $\text{RB}_{\text{emp}}$  repräsentiert durch die Sauerstoffforderung in HbO bzw. den Sauerstoffverbrauch in HbR im Unterschied zum  $\text{RB}_{\text{präd}}$  für das Gehen und das Laufen einzeln analysiert. Zweifaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung für die Faktoren Ressource (Prädiktion/Empirischer Wert) und Gruppe ( $\leq 3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ / $> 3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) werden für jedes Chromophor separat durchgeführt. Die einfaktorielle Varianzanalyse für die unabhängige Variable Laufen mit kognitiver Zusatzaufgabe erfolgt für den zweifach gestuften Faktor Ressource (Prädiktion/Empirischer Wert).

Für alle inferenzstatistische Tests gilt, dass im Falle von Haupteffekten, Bonferroni-korrigierte  $t$ -Tests zur Identifizierung der Unterschiede zwischen den Faktorstufen erfolgen.

Analog zu Experiment I (siehe Kap. 7.1.6) werden die Korrelationen zwischen den motorischen bzw. kognitiven Parametern mit RB (Ressourcenbedarf) für die ST- und DT-Bedingung bestimmt und KD-Anpassungen gezielt betrachtet. Des Weiteren werden die Bestimmtheitsmaße der neun Leistungsparameter mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Test auf einen Unterschied zwischen ST- und DT-Bedingung mit Bestimmung der exakten Signifikanz getestet, um die Zuordnung in der DT-Verarbeitungsmatrix zu ermöglichen.

Abschließend wird der Abstand zwischen der ST-basierten Prädiktion und dem empirischen Wert für die  $\Delta\text{HbO}$  und  $\Delta\text{HbR}$  je Zeitabschnitt deskriptiv visualisiert, um die dynamischen Eigenschaften der Signale zur Realisierung des Ressourcenbedarfs auch in diesem Experiment zu betrachten.

## 8.2 Ergebnisse

### 8.2.1 Deskriptive Statistik

#### 8.2.1.1 Motorische Leistung

In Tabelle 17 befinden sich die mittleren Gangparameter für das Gehen und Laufen und dem Parameter Standweite für den freien Stand. Da es beim Laufen keine Doppelstützphase gibt, entfällt der Parameter Schrittweite. Tabelle 18 gibt differenzierter Auskunft über die Ausprägungen der Gangparameter bei Geschwindigkeiten von weniger bzw. mehr als  $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ .

Insgesamt entsprechen die Werte den Charakteristiken aus Experiment I. Die erhöhte Geschwindigkeit resultiert in einer höheren SL und KD und deutet auf eine Reduktion deren Variabilität hin. Die DT-Anforderungen verringern sowohl die mittlere Ausprägung als auch die Variabilität der Gangparameter. Der WR liegt nahe des Optimums gleichgültig ob das Gehen in der ST- oder DT-Bedingung auszuführen war. Laufen führt zu einem höheren WR. In Bezug auf die KD zeigt nur das Laufen im Gruppenmittel eine Erhöhung unter DT-Bedingung.

**Tab. 17 Parameter für die Leistung in der motorischen Basisaufgabe in Abhängigkeit von der Aufgabe.** Die Angaben entsprechen dem Mittelwert ( $\pm$  Standardabweichung).

Parameter	Gehen		Laufen		Stehen	
	ST	DT	ST	DT	ST	DT
Schritt- bzw. Standweite [cm]	18.1 ( $\pm 5.4$ )	18.9 ( $\pm 5.6$ )	---	---	32.8 ( $\pm 8.7$ )	32.1 ( $\pm 8.7$ )
Variabilität [cm]	2.4 ( $\pm 0.9$ )	2.3 ( $\pm 1.0$ )	---	---	5.4 ( $\pm 1.0$ )	2.1 ( $\pm 1.0$ )
SL [cm]	54.5 ( $\pm 10.1$ )	53.4 ( $\pm 10.2$ )	111.3 ( $\pm 18.1$ )	106.5 ( $\pm 18.7$ )	---	---
SL <sub>CV</sub>	2.97 ( $\pm 1.01$ )	2.75 ( $\pm 0.89$ )	2.88 ( $\pm 0.82$ )	2.55 ( $\pm 0.69$ )	---	---
KD [Schritte $\cdot \text{min}^{-1}$ ]	90.6 ( $\pm 7.5$ )	91.5 ( $\pm 8.6$ )	74.3 ( $\pm 1.9$ )	75.2 ( $\pm 2.7$ )	---	---
KD <sub>CV</sub>	2.18 ( $\pm 0.80$ )	1.93 ( $\pm 0.61$ )	1.62 ( $\pm 0.42$ )	1.50 ( $\pm 0.23$ )	---	---
WR [mm $\cdot \text{Schritte}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ]	6.01 ( $\pm 0.87$ )	5.84 ( $\pm 0.90$ )	7.51 ( $\pm 1.35$ )	7.10 ( $\pm 1.38$ )	---	---

CV = Variabilitätskoeffizient; DT = Doppelaufgabe; KD = Kadenz; SL = Schrittlänge; ST = Einzelaufgabe; WR = Gangverhältnis.

**Tab. 18 Gangparameter in Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeitsklasse und Aufgabe.** Die Angaben entsprechen dem Mittelwert ( $\pm$  Standardabweichung).

Parameter	Gehen $\leq 3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$		Gehen $> 3 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$	
	ST	DT	ST	DT
SW [cm]	16.6 ( $\pm 3.8$ )	17.6 ( $\pm 4.3$ )	19.8 ( $\pm 6.6$ )	20.4 ( $\pm 6.9$ )
SW <sub>V</sub> [cm]	2.3 ( $\pm 1.0$ )	2.2 ( $\pm 0.9$ )	2.4 ( $\pm 1.0$ )	2.3 ( $\pm 1.2$ )
SL [cm]	48.4 ( $\pm 5.8$ )	46.9 ( $\pm 4.9$ )	61.4 ( $\pm 9.7$ )	60.8 ( $\pm 9.6$ )
SL <sub>CV</sub>	3.45 ( $\pm 1.05$ )	3.26 ( $\pm 0.71$ )	2.42 ( $\pm 0.67$ )	2.18 ( $\pm 0.73$ )
KD [Schritte $\cdot\text{min}^{-1}$ ]	87.1 ( $\pm 7.9$ )	87.1 ( $\pm 8.3$ )	94.7 ( $\pm 4.9$ )	96.5 ( $\pm 6.1$ )
KD <sub>CV</sub>	2.47 ( $\pm 0.95$ )	2.19 ( $\pm 0.66$ )	1.86 ( $\pm 0.44$ )	1.63 ( $\pm 0.41$ )
WR [mm $\cdot\text{Schritte}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ]	5.58 ( $\pm 0.60$ )	5.43 ( $\pm 0.70$ )	6.48 ( $\pm 0.92$ )	6.30 ( $\pm 0.93$ )

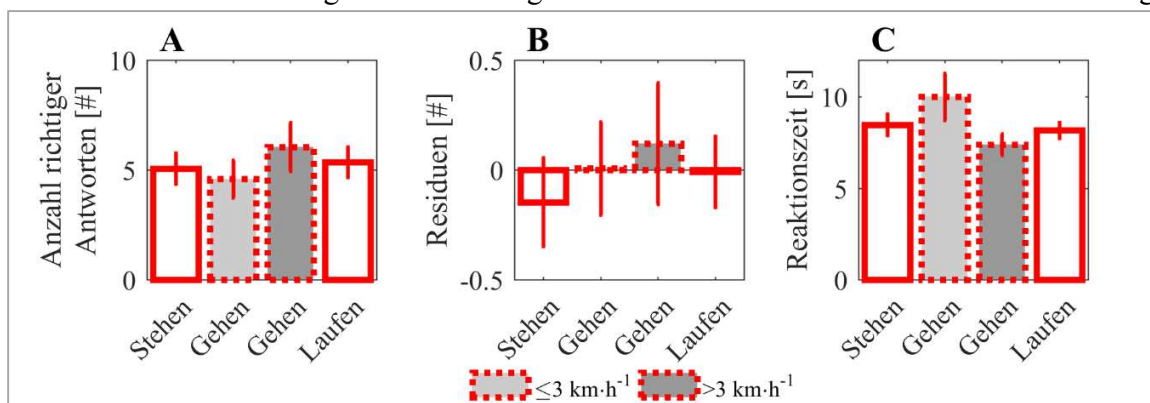
CV = Variabilitätskoeffizient; DT = Doppelaufgabe; KD = Kadenz; SL = Schrittlänge; ST = Einzelaufgabe; V = Variabilität; WR = Gangverhältnis.

Es stellt sich nun ergänzend die Frage, ob die individuelle Wahl des Laufbandtempos mit der kognitiven Leistung korrespondiert.

### 8.2.1.2 Kognitive Leistung

Während des Stehens wurden im Mittel  $6.8 \pm 2.3$  Aufgaben gelöst. Davon sind  $5.1 \pm 2.7$  Ergebnisse richtig. Beim Gehen beträgt das Rechenaufkommen  $7.0 \pm 2.3$  Aufgaben und beim Laufen  $7.0 \pm 2.1$  Aufgaben. Davon sind jeweils  $5.3 \pm 2.7$  Aufgaben beim Gehen und  $5.4 \pm 2.7$  beim Laufen beim Laufen richtig beantwortet. In Abbildung 25A ist die Anzahl richtiger Antworten für jede der motorischen Grundaufgaben visualisiert.

Nach der Korrektur der absoluten, richtigen Antworten anhand der individuellen Leistungssteigerung weisen die Residuen die in Abbildung 25B dargestellte Struktur auf. Insgesamt lassen sich die Residuen gut durch das logarithmische Modell rekonstruieren. Die Leistung



**Abb. 25 Gemittelte kognitive Leistung aller Versuche je Bedingung.** Die Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler.

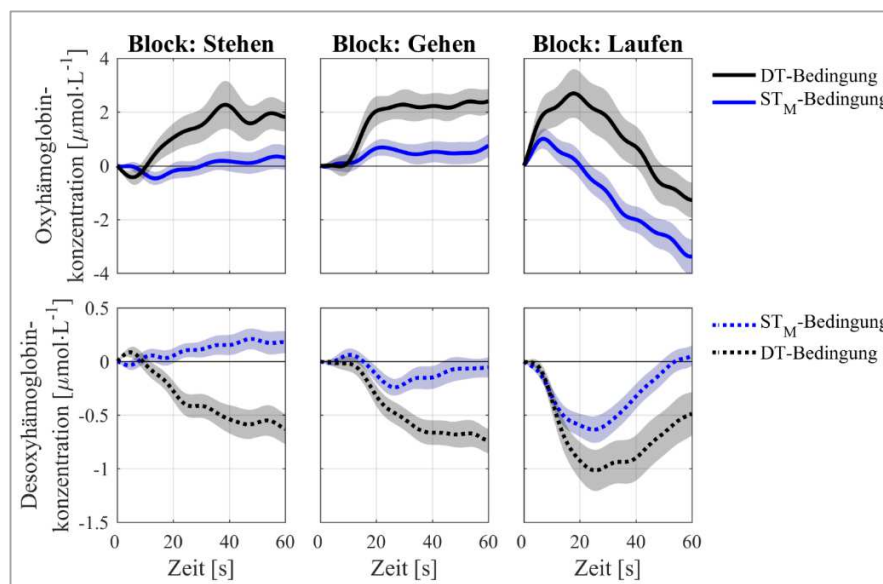
in der motorischen ST-Bedingung Stehen erzeugt dabei im Trend einen unerwarteten Leistungsabfall. Die schnelleren Geher dagegen tendieren zu einer Leistungssteigerung beim Gehen.

Für das Lösen der Aufgaben benötigen die erfassten neun Probanden im Durchschnitt  $8.47 \pm 2.56$  s im Stehen,  $8.26 \pm 2.61$  s während des Gehens und  $8.17 \pm 1.97$  s während des Laufens (siehe Abb. 25C). Dabei korreliert die RT negativ mit dem Gangtempo,  $r = -.44$ ,  $p = .023$ . Das subjektiv angenehme Lauftempo weist hingegen keinen linearen Zusammenhang mit RT auf,  $p = .81$ .

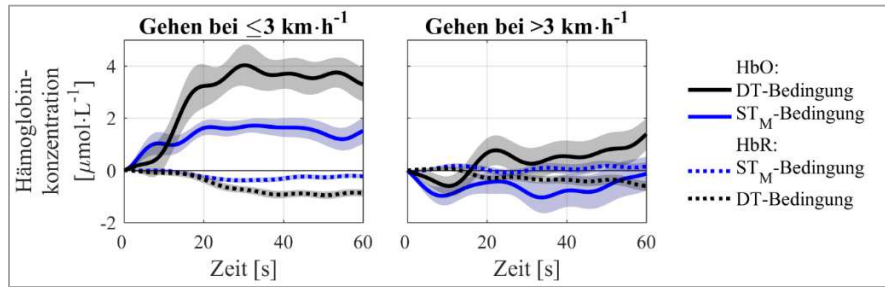
Wenn langsam gegangen wird, verlängert sich RT. Eine Erklärung für die Wahl des Gangtempos auf der Basis des individuellen Fitnessniveaus (Gutin & Gennaro, 1967) ist unwahrscheinlich, da das Gangtempo nicht systematisch mit dem höheren Lauftempo assoziiert ist. Ob in diesem Fall der Erklärungsansatz des optimalen Erregungslevels greift, wird sich in der Analyse der DT-Effekte der kognitiven Leistung in Kapitel 8.2.2.2 zeigen.

### 8.2.1.3 fNIRS-Signaländerung für alle Bedingungen

In den Teilgrafiken der Abbildung 26 befinden sich die gemittelten Signalverläufe für HbO und HbR für „Stehen“, „Gehen“ und „Laufen“ in der ST- und der DT-Bedingung aller Probanden. Analog zum "Sitzen aus Experiment I weist die motorische ST-Kontrollbedingung



**Abb. 26** Gemittelte fNIRS-Signalverläufe aller Versuche je Aufgabenblock und -bedingung. Die Fläche entlang der mittleren Verläufe entspricht  $\frac{\sigma}{\sqrt{n-i}}$  mit  $\sigma$  = Standardabweichung,  $n$  = Stichprobengröße und  $i$  = Anzahl der Einzelversuche je Testperson.



**Abb. 27** Gemittelte  $fNIRS$ -Signalverläufe aller Versuche separat für die Geschwindigkeitskategorien und je Aufgabenbedingung. Die Fläche entlang der mittleren Verläufe entspricht  $\frac{\sigma}{\sqrt{n \cdot i}}$  mit  $\sigma$  = Standardabweichung,  $n$  = Stichprobengröße und  $i$  = Anzahl der Einzelversuche je Testperson.

einen stärker linearen Verlauf als die Lokomotionsbedingungen auf. Beim Gehen entspricht der Trend der Aktivierungsänderung selbst nach Trennung der Signalverläufe in zwei Kategorien (Abb. 27) nicht dem Muster der vorangegangenen Studie (siehe Kap. 7.2.2, Abb. 13 und 14). Nur die DT-Bedingung mit langsamerem Tempo resultiert in einem stärkeren Signal, das an die 2-back-Aufgabe bei  $3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  Laufbandtempo erinnert. Das Laufen erzeugt dagegen einen Anstieg zu Beginn mit einem anschließenden kontinuierlichen Abfall von HbO unter das Startniveau, wobei HbR das Startniveau nicht so deutlich übertrifft.

### 8.2.2 Doppelaufgabeneffekte

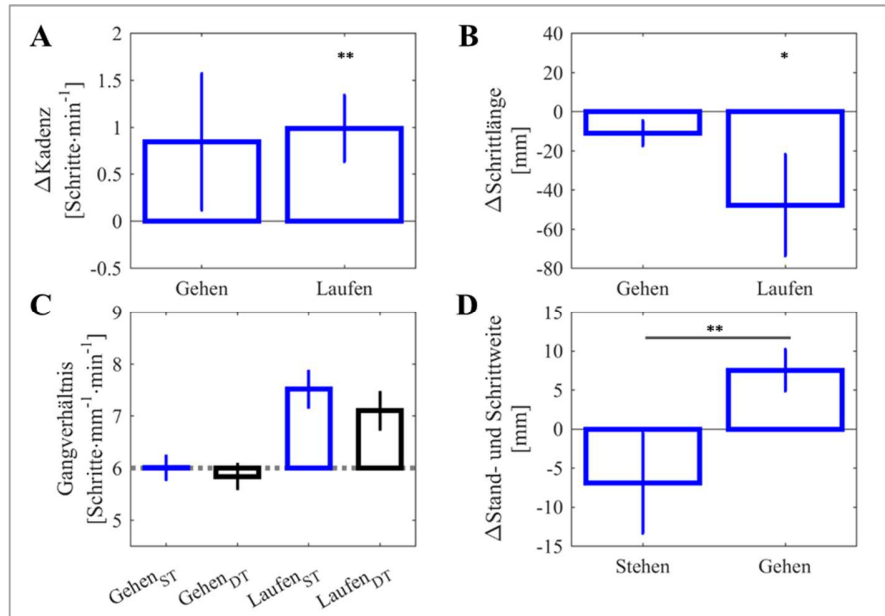
Zunächst werden die DT-Effekte für die motorischen Parameter separat mittels  $t$ -Test abhängiger Stichproben getestet. Darauf folgend werden die Unterschiede zwischen den unabhängigen Variablen Aufgabe und Motorik berichtet, die je nach weiterer abhängiger Variable mittels zwei- bis dreistufiger, zwei- bis dreifaktorieller Varianzanalysen mit Messwiederholung getestet wurden. Die Bedingung „Gehen“ wird zusätzlich immer durch die separate Prüfung des Zwischensubjektfaktors Gruppe ( $\leq 3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1} / > 3 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) berücksichtigt.

#### 8.2.2.1 Motorische Leistung

Zunächst sind keine gruppenspezifischen Unterschiede der Gangparameter feststellbar, alle  $p \geq .12$ . Alle weiteren  $t$ -Test-Ergebnisse sind in Tabelle 19 gelistet.

Beim Gehen gibt es keine signifikanten DT-Effekte für KD, SL und WR beim Gehen (Abb. 28A-C). Allerdings werden die Schritte in der DT-Bedingung ca. 7.5 mm weiter (Abb. 28D). Die Prüfung der Variabilität zeigt keine DT-Effekte für  $SL_{CV}$ , jedoch Trends zur Verringerung der  $KD_{CV}$  und der  $SW_V$ . Beim Laufen wird mit zusätzlicher kognitiver Belastung systematisch ca. 1 Schritt in der Minute mehr gesetzt (Abb. 28A). Die Schritte sind in der DT-Bedingung nur im Trend ca. 48 mm kürzer (Abb. 28B). Sowohl WR (-0.4; Abb. 28C)

als auch  $SL_{CV}$  (-0.3) verringern sich.  $KD_{CV}$  zeigt keinen DT-Effekt. Im Stand gibt es durch die kognitive Zusatzaufgabe weder Unterschiede in SW noch in  $SW_V$ .



**Abb. 28** Differenz zwischen DT- und ST-Bedingung für die Gangparameter (A) Kadenz, (B) Schrittlänge und (D) Stand- und Schrittweite sowie die absolute Abweichung des Gangverhältnis vom Optimum je Bedingung. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts. Interaktionen zwischen den motorischen Basisaufgaben sind mit Sternen gekennzeichnet: \* $p < .1$ ; \*\* $p < .05$ .

**Tab. 19** *t*-Test-Ergebnisse aller motorischen Parameter je motorischer Testbedingung

Parameter	Stehen			Gehen			Laufen		
	<i>t</i>	<i>p</i>	Cohen's <i>d</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	Cohen's <i>d</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	Cohen's <i>d</i>
$\Delta KD$	---	---	---	1.159	.266	0.299	2.791	<b>.014</b>	-0.721
$\Delta SL$	---	---	---	-1.735	.105	0.448	-1.850	.085	0.478
$\Delta SW$	-1.067	.304	0.275	2.814	<b>.014</b>	0.726	---	---	---
$\Delta WR$	---	---	---	-1.557	.142	0.727	-2.277	<b>.039</b>	-0.588
$\Delta KD_{CV}$	---	---	---	-2.034	.061	-0.525	-1.539	.146	-0.397
$\Delta SL_{CV}$	---	---	---	-1.361	.195	0.351	-2.553	<b>.023</b>	-0.659
$\Delta SW_V$	-1.393	.184	0.360	-1.793	.095	-0.463	---	---	---

KD = Kadenz, SL = Schrittlänge, SW = Schrittweite, WR = Gangverhältnis, CV = Varianzkoeffizient, V = Variabilität,  $\Delta$  = Differenz zwischen DT- und ST-Bedingung.

Bei der Lokomotion mit kontinuierlicher kognitiver Zusatzaufgabe zeigt sich nur beim Laufen eine KD-Steigerung bei gleichzeitigem Trend zur SL-Verkürzung. Der energetische Aufwand reduziert sich dabei zwar, liegt jedoch deutlich über dem Normwert. Beim Gehen mit kognitiver Zusatzaufgabe sind die Schritte lediglich weiter und etwas weniger variabel.



Beim Laufen wird zwar analog zu Experiment I die KD erhöht, allerdings verkürzt sich dafür SL nicht systematisch. Trotz des teilweise langsamen Laufbandtempos zeigt sich beim Gehen kein entsprechender Effekt. Fraglich ist nun, ob die kognitive Leistung durch die motorische Grundaufgabe beeinflusst wird.

### 8.2.2.2 Kognitive Leistung

Die Ergebnisse der Varianzanalysen sind in Tabelle 20 wiedergegeben. Es gibt weder Unterschiede für die abhängige Variable Residuen noch für RT auf der Basis der Motorik. Dasselbe gilt für die gruppenspezifische Prüfung zwischen den Bedingungen Stehen und Gehen.

Analog zu Experiment I bleibt die kognitive Leistung auch während des Gehens und selbst während des Laufens erhalten. Allerdings kann durch den ausbleibenden DT-Effekt insbesondere zwischen den Gruppen ausgeschlossen werden, dass die Beziehung zwischen Gangtempo und kognitiver Leistung durch das veränderte Erregungsniveau erzeugt wird. Somit bliebe noch die Möglichkeit, dass der RB determinierend wirkt.

**Tab. 20 Resultate der Varianzanalysen der kognitiven Leistungsparameter**

Parameter	Stufen des Faktors Motorik	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$
RT	Stehen/Gehen/Laufen	0.152	.860	.019
	Stehen/Gehen	0.037	.853	.005
	Stehen/Gehen x <i>Gruppe</i>	2.317	.172	.249
Residuen	Stehen/Gehen/Laufen	0.356	.652	.025
	Stehen/Gehen	0.416	.530	.031
	Stehen/Gehen x <i>Gruppe</i>	0.031	.864	.002

RT = Reaktionszeit, KG = kognitive Genauigkeit.

### 8.2.2.3 Allgemeine neuronale Aktivität

Die statistischen Kennwerte für alle Hauptfaktoren und signifikante Interaktionen sind in Tabelle 21 abgebildet.

Für den Parameter  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$  gibt es einen Motorik-Haupteffekt, d.h. beim Stehen und Gehen steigt das Signal an, wohingegen es beim Laufen abfällt. Für  $\Delta\text{HbR}_{3 \times 20}$  gibt es diesen Haupteffekt nicht. Allerdings bewirkt die kognitive Zusatzaufgabe in beiden Chromophoren einen zusätzlichen Anstieg bzw. Abfall. Diese Beobachtungen werden erweitert durch die jeweiligen Zeitabschnitt-Haupteffekte, für besonders auffällt, dass zu Beginn ein stärkerer Anstieg bzw. Abfall stattfindet und Interaktionen, die in Abbildung 29 (Motorik x Zeitabschnitt: obere Reihe; Aufgabe x Zeitabschnitt: untere Reihe) dargestellt sind. Dabei

unterscheidet sich  $\Delta\text{HbO}_{0-20}$  beim Gehen mit einem großen Anstieg von Stehen bzw. Laufen. Während das Signal beim Stehen in  $\Delta\text{HbO}_{20-40}$  weiter ansteigt, verringert sich das Anstiegsniveau beim Gehen und beim Laufen fällt bis zum Ende des Versuchs ab.  $\Delta\text{HbR}_{0-20}$  fällt beim Laufen am stärksten ab, um dann bis zum Ende wieder anzusteigen. Beim Gehen fällt das Signal in  $\Delta\text{HbR}_{0-20}$  und  $\Delta\text{HbR}_{20-40}$  etwas stärker ab als beim Stehen, wobei es anschließend auf dem erreichten Niveau verbleibt.

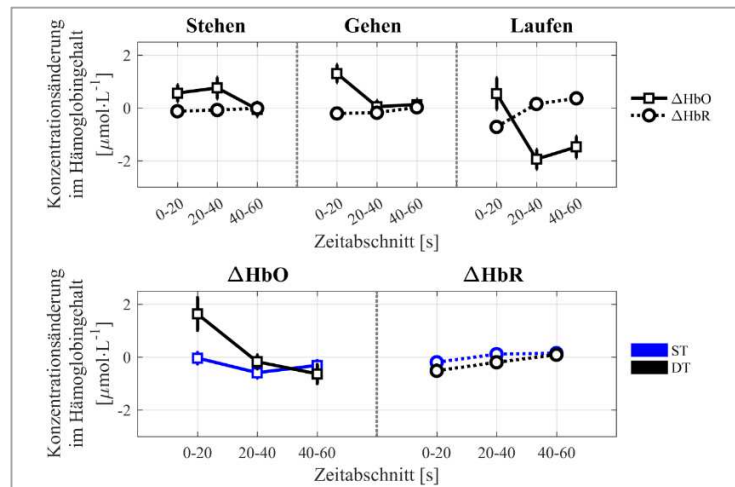
Die kognitive Zusatzaufgabe verursacht einen deutlichen Anstieg in  $\Delta\text{HbO}_{0-20}$ , der im weiteren Verlauf mäßig abfällt. In der  $\text{ST}_M$ -Bedingung wird in  $\Delta\text{HbO}_{0-20}$  keine Signaländerung beobachtet. Erst im weiteren Versuchsverlauf fällt das Signal in der  $\text{ST}_M$ -Bedingung leicht ab. Der Signalabfall ist in beiden Aufgabenbedingung in  $\Delta\text{HbR}_{0-20}$  am stärksten, wobei DT einen größeren Abfall verursacht als  $\text{ST}_M$ . Bis zum Ende des Versuchs verringert sich der Abfall in beiden Bedingungen.

**Tab. 21** Resultate der Varianzanalysen der Aktivierungsparameter und der Ressourcenbedarfe. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Faktor	$\Delta_{3 \times 20}$			RB		
		$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$P$	$\eta_p^2$
HbO	Motorik	24.761	<b>&lt;.001</b>	.639	2.085	.143	.130
	Aufgabe	11.606	<b>.004</b>	.453	6.350	<b>.025</b>	.312
	Zeitabschnitt	6.225	<b>.017</b>	.308	---	---	---
	Motorik x Zeitabschnitt	3.578	<b>.039</b>	.204	---	---	---
	Aufgabe x Zeitabschnitt	22.701	<b>.034</b>	.214	---	---	---
HbR	Motorik	0.614	.548	.042	3.743	<b>.036</b>	.211
	Aufgabe	18.407	<b>.001</b>	.568	15.574	<b>.001</b>	.527
	Zeitabschnitt	15.604	<b>&lt;.001</b>	.527	---	---	---
	Motorik x Zeitabschnitt	14.892	<b>&lt;.001</b>	.515	---	---	---
	Aufgabe x Zeitabschnitt	4.433	<b>.021</b>	.241	---	---	---

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin,  $\Delta_{3 \times 20}$  = Konzentrationsänderungen in drei 20-sekündigen Signalabschnitten, RB = Ressourcenbedarf.

Beide RBs sind unabhängig von der motorischen Grundaufgabe in der  $\text{ST}_M$ -Bedingung geringer als mit kognitiver Zusatzaufgabe. Nur für  $\text{RB}_{\text{HbR}}$  zeigt sich ein Motorik-Haupteffekt allerdings ohne signifikante Unterschiede im paarweisen Vergleich. Hier gibt es lediglich einen Trend für einen geringeren RB beim Stehen als beim Laufen.



**Abb. 29 Interaktionen zwischen den Konzentrationsänderung im Oxy- bzw. im Desoxyhämoglobin.** In der oberen Reihe befindet sich die Motorik x Zeitabschnitt-Interaktion und in der unteren Reihe die Aufgabe x Zeitabschnitt-Interaktion. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts. ST = motorische Einzelaufgabe; DT = motorische Aufgabe mit kognitiver Zusatzaufgabe.

In den Situationen mit kognitiver Zusatzaufgabe sind mehr Ressourcen erforderlich und genutzt als ohne. Allerdings gibt es auch in diesem Experiment non-lineare Signalverläufe deren zeitliche Charakteristik einerseits von der motorischen Grundaufgabe und andererseits von der Instruktion einer kognitiven Anforderung abhängt und die Aktivierung im rrPFC in beiden Chromophoren maßgeblich prägt. Dennoch unterscheiden die RBs nicht deutlich zwischen den verschiedenen motorischen Anforderungen in jedoch ausschließlich vertikalen Körperpositionen.

Die in diesem Experiment verwendete kontinuierliche kognitive Aufgabe verändert sowohl die Aktivierung als auch die Ressourcenmaße deutlicher als die diskrete Aufgabe in Experiment I. Doch obwohl die Aktivierungen ebenfalls Unterschiede zwischen den motorischen Aufgaben aufzeigen, liegt der stärkste jedoch nicht signifikante Kontrast in RB zwischen Stehen und Laufen. Stehen bewirkt einen geringeren Sauerstoffverbrauch im rrPFC als Laufen. Unter Berücksichtigung des motorischen DT-Effekts der gesteigerten KD deuten alle Einzelergebnisse auf eine automatisierte Steuerung in der DT-Bedingung beim Laufen hin. Bevor diese Annahme jedoch abschließend geprüft wird, widmet sich das nächste Kapitel der separaten Untersuchung der neuronalen Aktivität beim Gehen, um die Resultate aus Experiment I zu replizieren.

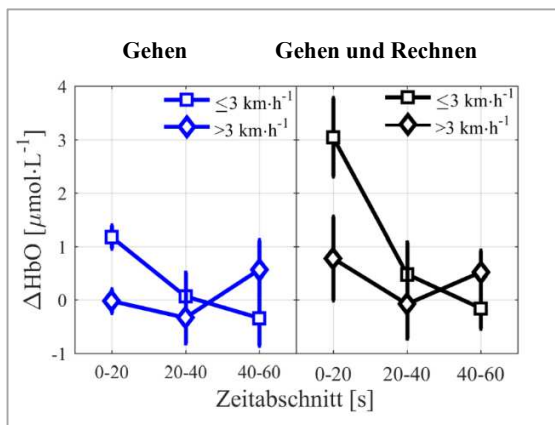
8.2.2.4 Spezifische neuronale Aktivität beim Gehen in Abhängigkeit von der Geschwindigkeitskategorie

Gruppenspezifische Interaktionen (siehe Tab. 22) in der neuronalen Aktivität beim Gehen lassen sich ausschließlich für den Faktor Zeitabschnitt in  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$  nachweisen (Abb. 30). Insbesondere in  $\Delta\text{HbO}_{0-20}$  unterscheiden sich beide Gruppen im Steuerungsaufwand sowohl in der  $\text{ST}_M$ - als auch mit kognitiver Zusatzaufgabe, wobei die Zusatzaufgabe in beiden Gruppen eine zusätzliche Aktivierung im rrPFC erfordert. Die hohe Aktivierung der langsamen Geher in HbO zu Beginn des Versuchs wird im weiteren Verlauf herunterreguliert, während sie die schnellen Geher erst gegen Ende des Versuchs erhöhen.

**Tab. 22** Resultate der Interaktionstests der Geschwindigkeitsgruppen mit den Faktoren Aufgabe bzw. Zeitabschnitt für die Aktivierungsparameter und Ressourcenbedarfe. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Gruppe x Faktor(en)-Interaktion	$\Delta 3 \times 20$			RB		
		$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$
HbO	Aufgabe	0.979	.340	.070	0.192	.668	.015
	Zeitabschnitt	6.019	<b>.013</b>	.316	---	---	---
	Aufgabe x Zeitabschnitt	0.154	.858	.012	---	---	---
HbR	Aufgabe	0.023	.881	.002	0.073	.791	.006
	Zeitabschnitt	2.473	.104	.160	---	---	---
	Aufgabe x Zeitabschnitt	1.416	.262	.098	---	---	---

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin,  $\Delta 3 \times 20$  = Konzentrationsänderungen in drei 20-sekündigen Signalabschnitten, RB = Ressourcenbedarf.



**Abb. 30** Interaktion zwischen Laufbandgeschwindigkeit und Aufgabe beim Gehen. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwertes.

Die umfassende Berücksichtigung der Geschwindigkeitskategorie in der Leistung und im neurophysiologischen Signal offenbart lediglich systematische Unterschiede in  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$ ,

das sich ähnlich den Ergebnissen in Experiment I stärker erhöht, wenn das Gangtempo niedrig ist. Dadurch werden insgesamt jedoch nicht mehr Ressourcen erforderlich als für das höhere Tempo.

### 8.2.3 Ressourcenallokation, Leistungskorrespondenz und dynamische neuronale Prozesse

#### 8.2.3.1 Ressourcenbedarf und Leistungskorrespondenz

In Tabelle 23 befinden sich die statistischen Kennwerte der separaten Testungen auf nicht-additive RBs. Insgesamt kann weder beim Gehen noch beim Laufen mit zusätzlicher kontinuierlicher kognitiver Zusatzaufgabe ein unter- oder überadditiver Effekt zwischen den prädiagnostizierten und empirischen RBs gefunden werden. RB in der DT-Situation ist folglich additiv.

An dieser Stelle bleibt der weiteren Prüfung nur noch die Testung der Leistung-Ressourcen-Korrespondenz, um das Interferenzniveau einzuschätzen. Auf gruppenspezifische Prüfungen beim Gehen wird verzichtet, da sich weder motorisch noch kognitiv oder in Bezug auf die RBs Unterschiede gezeigt haben, die dies erzwingen würden. Die Wilcoxon-Vorzeichen-Tests ergeben keine signifikanten Unterschiede zwischen den Aufgabenbedingungen in RB<sub>HbO</sub> (Gehen:  $p = .82$ ; Laufen:  $p = 1.00$ ). RB<sub>HbR</sub> tendiert in Richtung einer geringeren Korrespondenz des rrPFC mit der Leistung in der DT-Situation (Gehen:  $p = .25$ ; Laufen:  $p = .12$ ). In Abbildung 31 ist die Zuordnung der Ressourcenforderung und des -verbrauchs im Feld der *mittleren Interferenz* in der DT-Verarbeitungsmatrix zu erkennen.

**Tab. 23** Resultate der Varianzanalysen der empirischen und prädiktiven Ressourcenbedarfe in den jeweiligen lokomotorisch-kognitiven Doppelaufgaben und für die Geschwindigkeitsgruppierung beim Gehen. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Motorische Aufgabe	Faktor	$F$	$p$	$\eta_p^2$
HbO	Gehen	Ressource	0.633	.440	.046
		Ressource x <i>Gruppe</i>	<0.001	.985	<.001
	Laufen	Ressource	1.825	.198	.115
HbR	Gehen	Ressource	0.439	.519	.033
		Ressource x <i>Gruppe</i>	0.716	.413	.052
	Laufen	Ressource	0.136	.718	.010

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin.

Automatisierung in DT	Niedrige Interferenz	Starke (unspezifische) Aktivität zur DT- Steuerung
Optimierte DT-Steuerung	<b>HbR<sub>L</sub></b> Mit <b>HbO<sub>L</sub></b> <b>HbR<sub>G</sub></b> Interferenz <b>HbO<sub>G</sub></b>	Unökonomische DT-Steuerung
Ressourcendefizit erzwingt Leistungsreduktion	Hohe Interferenz	De- Automatisierung in DT

**Abb. 31 DT-Verarbeitungsmechanismus repräsentiert durch die Chromophoren HbO und HbR je Geschwindigkeit bzw. Lokomotionstyp. G = Gehen, L = Laufen.**

Die erwartete Automatisierung beim Laufen und Rechnen tritt nicht ein. Der DT-Effekt im Parameter KD lässt sich eher durch bewusste Steuerung erklären, der sowohl in der ST<sub>M</sub>- als auch in der DT-Bedingung mit beiden RBs korrespondiert (siehe Tab. 24). Die Korrespondenz zwischen SL und den RBs in der ST<sub>M</sub>-Bedingung lässt in DT deutlich nach. Beim Gehen mit präferierter Geschwindigkeit zeigt sich weder mit noch ohne Rechnen eine nennenswerte Korrespondenz mit den RBs. Stattdessen korrespondiert SL stärker mit RB<sub>HbO</sub>. Diese Beobachtungen sollen im folgenden Kapitel diskutiert werden.

Anstatt des Fitnesslevels oder des optimierten Erregungsniveaus beim Gehen in der DT-Bedingung zeigt sich eine Wechselwirkung zwischen kognitiver Leistung und RB<sub>HbO</sub> im rrPFC (Tab. 24). Diese könnte als Erklärungsansatz für die Beziehung zwischen Gangtempo und kognitiver Leistung dienen. Ein optimales Gangtempo könnte dazu beitragen, unnötige motorische Steuerungsprozesse zu vermeiden, um nicht die Ressourcen für die kognitive Aufgabe zu limitieren. Inwieweit die Wahl des Laufbandtempos von strategische Natur ist, die sich begünstigend auf den RB in der DT-Situation auswirkt, lässt sich erst durch systematische Forschung beantworten. Fakt ist, dass die schwachen bis moderaten Korrespondenzen auf einer kleineren Stichprobe basieren und daher mit Vorsicht zu interpretieren sind.

**Tab. 24 Korrelationskoeffizienten zwischen Ressource und kognitiven bzw. motorischen Parametern sowie mittleres Bestimmtheitsmaß je Bedingung**

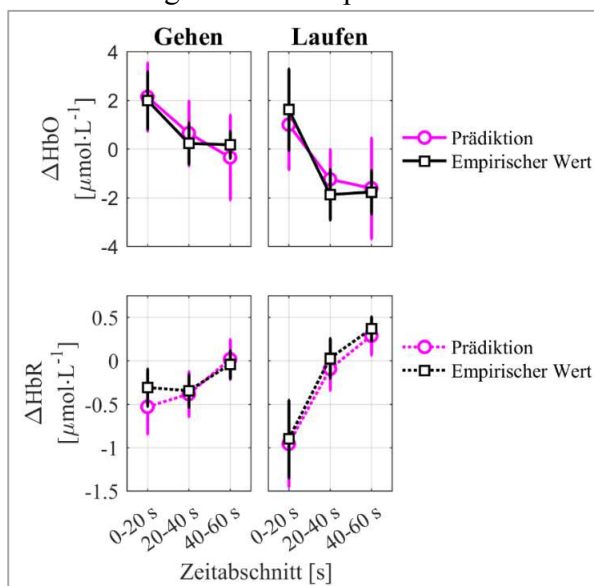
Para- meter	ST-Bedingungen				DT-Bedingung			
	Stehen		Stehen		Gehen		Laufen	
	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>
RT	-0.120	<b>0.327*</b>	-0.120	<b>0.327*</b>	<b>0.359*</b>	0.005	0.159	0.131
RA	0.122	<b>-0.388**</b>	0.122	<b>-0.388**</b>	<b>-0.262*</b>	-0.061	-0.031	-0.029
	Gehen		Laufen					
KD	-0.222	0.021	<b>0.447**</b>	<b>-0.288*</b>	-0.146	-0.068	<b>0.452**</b>	<b>-0.384**</b>
SL	<b>-0.388*</b>	0.245	<b>-0.307*</b>	<b>0.317*</b>	<b>-0.358*</b>	0.156	0.128	0.032
SW	<b>-0.278*</b>	<b>-0.281*</b>	-0.020	-0.115	0.197	<b>-0.281*</b>	<b>0.349*</b>	-0.243
WR	<b>-0.352*</b>	<b>0.317*</b>	<b>-0.343*</b>	<b>0.333*</b>	<b>-0.329*</b>	0.225	0.027	0.101
KD CV	0.060	-0.089	-0.080	-0.050	0.131	-0.101	0.006	0.060
SL CV	0.153	-0.168	-0.185	-0.219	<b>0.255*</b>	-0.188	-0.227	0.050
SW V	0.146	-0.046	0.027	-0.220	0.064	0.038	0.091	0.043
$\overline{R^2}$ [%]	5.32	5.95	5.36	7.38	6.44	2.33	4.77	2.71

\*  $p \leq .05$ ; \*\*  $p \leq .01$ ; RT = Reaktionszeit; RA = Zahl der richtigen Antworten; KD = Kadenz; SL = Schrittlänge; SW = Schrittweite; CV = Variabilitätskoeffizient; V = Variabilität; WR = Gangverhältnis.

Es sei abschließend erwähnt, dass die Leistung-Ressource-Korrespondenz auch in dieser Untersuchung maximal ein mittleres Niveau erreicht. Der mittlere RB bleibt somit auch für diese Aufgabenkonstellation unter 10% Varianzaufklärung für die gewählten motorischen und kognitiven Parameter und repliziert damit die Ergebnisse aus Experiment I.

### 8.2.3.2 Deskriptive Betrachtung der dynamischen Prozesse

In Abbildung 32 sind die prädizierten mit den empirischen Konzentrationsänderungen für



HbO und für HbR dargestellt. Beide Chromophoren lassen sich analog zum RB gut über das additive Modell bestimmen. Außerdem kann keine gleichgerichtete Konzentrationsänderung zwischen den Chromophoren beobachtet werden, die mit einer Aktivierungsverschiebung assoziiert

**Abb. 32 Prädizierte versus empirische neuronale Aktivität innerhalb der Doppelaufgabe je nach Lokomotionsart.** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts mit 95% Konfidenzintervall.

werden könnte. Die Aktivierungen in HbO und HbR divergieren in jedem Drittel des Versuchs.

### **8.3 Zwischenfazit**

Eine kontinuierlich zu lösende kognitive Zusatzaufgabe (mentales Subtrahieren) wurde in diesem Experiment mit Laufbandgehen bzw. Laufbandlaufen bei jeweils individuell präferiertem Tempo kombiniert und sowohl auf Anpassungen in der Kadenz als auch auf deren Verarbeitungsmodalität anhand der DT-Verarbeitungsmatrix untersucht.

Die gewählte Aufgabenkonstellation erzeugt zum einen nur beim Laufen eine systematische Steigerung der Kadenz um ca. einen Schritt pro Minute. Zum anderen lässt sich auch in dieser Studie kein spezifischer Doppelaufgabeneffekt für die kognitive Zusatzaufgabe feststellen. Der Ressourcenbedarf und die dynamischen Prozesse sowohl für die Forderung an Sauerstoff als auch für dessen Verbrauch entsprechen der prädiktiven Schätzung aus den Einzelaufgaben. Folglich lässt sich die motorische Anpassung insbesondere beim Laufen nicht einfach mit einer Verschiebung der Steuerung in andere Ressourcen zur automatisierten Steuerung erklären. Stattdessen kann die Steigerung der Kadenz mit der Leistungsreferenz aus der Einzelaufgabe erklärt werden, die aufgrund der rein motorischen Aufgabenstellung stärker durch bewusste Steuerung beeinflusst sein kann. Nur in der Einzelaufgabe lässt sich beim Laufen Schrittlängensteuerung in beiden Ressourcenanteilen nachweisen. In der Doppelaufgabe liegt die wesentliche Korrespondenz der Ressourcen in der Kadenz. Die zusätzliche kognitive Aufgabe erfordert ebenfalls rrPFC-Ressourcen. Die Interferenz in der Verarbeitung beider Aufgabenanteile in diesem Teil des Großhirnareals kann reduziert werden, wenn wie im Fall des Laufens auf die strikte Steuerungsbeteiligung der Schrittlänge verzichtet wird.

Bei vergleichbarer Ressourcenmenge korrespondiert beim Gehen besonders die Schrittlänge mit dem Bedarf an Oxyhämoglobin, wobei die Kadenz in der DT-Bedingung erhalten bleibt. Dies deutet bereits auf einen spezifischen Steuerungseinfluss des präfrontalen Areals hin. D.h., die Schrittlängensteuerung (über-)reguliert zwangsläufig die Kadenz.

Die unterschiedlichen Lokomotionstypen erzeugen einerseits mit Suzuki et al. (2004) vergleichbare Signalverläufe im rrPFC. Andererseits interpretieren einige Wissenschaftler den starken Aktivierungsabfall im Oxyhämoglobin beim Laufen als reines Bewegungsartefakt (Vitorio, Stuart, Rochester, Alcock & Pantall, 2017). Dieser Erklärung widerspricht, dass



sich das Desoxyhämoglobin-Signal nicht gleichermaßen extrem verhält und beide spezifisch mit den Leistungsparametern korrespondieren.

Beide Chromophoren aktivieren in dieser Studie spezifisch sowohl für die motorische Anforderung als auch für die Zusatzaufgabe. Der gesamte Ressourcenbedarf wird für beide Chromophoren überwiegend durch die Anzahl der gleichzeitig zu bearbeitenden Aufgaben determiniert. Dadurch wird die Wirkung der kontinuierlichen Aufgabe auf den rrPFC im Unterschied zur diskreten, gangsynchronisierten *n*-back-Aufgabe aus Experiment I deutlich. Wenn der niedrige Übungsgrad der kognitiven Aufgabe verhindert, dass die Aufgabenverarbeitung mit dem Gangmuster synchronisiert werden kann, könnte ebenso eine Automatisierung verhindert werden. Demnach sollte ein Langzeittraining einen Grad an Automatisierung auch in der kontinuierlichen kognitiven Zusatzaufgabe erzeugen. Allerdings sollten die Probanden ein einheitliches Laufbandtempo vorgegeben bekommen. Zwischen 3 und 4 km·h<sup>-1</sup> kann einerseits Kadenzanpassung provoziert werden und andererseits lässt sich die zusätzliche motorische Steuerung aufgrund einer zu niedrigen Geschwindigkeit reduzieren.

## **9 Experiment III: Effekte eines Langzeittrainings auf die Verarbeitungsmodalität**

In diesem Experiment soll untersucht werden, ob durch das Training von Laufbandgehen oder einer kontinuierlichen kognitiven Aufgabe oder deren Kombination über einen längeren Zeitraum automatisierte Verarbeitung in der DT-Situation ermöglicht wird. Auch in dieser Studie wird die Kadenzanpassung als spezifischer Indikator der motorischen Leistung für Automatisierungsvorgänge in der DT-Situation betrachtet.

### **9.1 Methode**

Dem Untersuchungsziel entsprechend werden Datensätze benötigt, die innerhalb einer Langzeittrainingsstudie im Prä-Post-Design erhoben wurden. Das Trainingsvolumen muss dazu beitragen können, die Aufgaben automatisieren zu können. Die Forderungen nach lokomotorischen Aufgaben, die als motorische ST-Bedingung und in Kombination mit einer kontinuierlichen kognitiven Aufgabe ausgeführt wurden, gelten für diese Untersuchung ebenso wie ausbalanciertes Innersubjekt-Design (analog zu den Kap. 7.1 und 8.1). Ebenfalls müssen von allen motorischen und kognitiven Komponenten neurophysiologische Messdaten vorliegen, um die geplante Analyse der Ressourcen zu ermöglichen. Zusätzlich zu den Testaufgaben sind zusätzlich zum DT-Training, Kontrollgruppen erforderlich, die die motorische oder kognitive ST-Komponente trainieren, um spezifische Nachtesteffekte mit dem spezifischen Training begründen zu können. Diese Bedingungen sind in Datensätzen einer groß angelegten Langzeittrainingsstudie des SPP-Projekts gegeben, die nachfolgend erläutert wird.

#### **9.1.1 Untersuchungsdesign und Aufgaben**

In einer Vor-Nachtest-Studie (mit späterer Retentionstestung) wurde ein Langzeittraining einer motorisch-kognitiven DT durchgeführt. Eine Kontrollgruppe trainierte ausschließlich die motorische ST und eine weitere Gruppe trainierte nur die kognitive ST im Sitzen. Es gibt drei weitere Gruppen (motorisch-kognitives DT-Training an der Beinpresse, Training der motorischen ST an der Beinpresse, passive Kontrollgruppe), die in dieser explorativen Untersuchung mit Fokus auf das Training des Laufbandgehens unberücksichtigt bleiben sollen.

Die Leistung und das neurophysiologische Korrelat der jeweiligen Trainingsaufgabe aber auch von Transferaufgaben wurden blockweise getestet. Zu den Testaufgaben gehörten:

- (1) Sitzen am Tisch mit und ohne kognitive Zusatzaufgabe,
- (2) Gehen auf dem Laufband mit und ohne kognitive Zusatzaufgabe,

- (3) Kraftaufgabe an der Beinpresse mit und ohne kognitive Zusatzaufgabe,
- (4) manuelle Joystickaufgabe mit Reaktionszeitaufgabe auf einen akustischen Stimulus (Künzell, Sießmeier & Ewolds, 2016) und
- (5) ein Aufgabenwechsel-Paradigma mit visuellen Stimuli (Reissland & Manzey, 2016).

Beschrieben werden nachfolgend lediglich die Testaufgaben (1) und (2), da sie die relevanten Testaufgaben für die vorliegende Arbeit sind. Testaufgabe (1) erforderte zum einen zu sitzen auf einen schwarzen Monitor zu schauen (motorische ST), oder zu sitzen und eine kognitive Zusatzaufgabe zu lösen (kognitive ST). Die Zusatzaufgabe erforderte das mentale Subtrahieren (analog zu Experiment II, siehe Kap. 9.1.1). Testaufgabe (2) beinhaltete zum einen die motorische ST Laufbandgehen bei  $3.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ , wobei der Blick auf den vor dem Probanden befindlichen Monitor gerichtet sein sollte. Zum anderen sollten die Probanden in der DT-Bedingung Laufbandgehen und Subtraktionsaufgabe [siehe kognitive ST in Test (1)] ausführen. Der Testleiter startete und stoppte das Laufband ca. 10 s vor und direkt nach jedem Einzelversuch. In beiden Testblöcken wurden ST- und DT-Bedingung abwechselnd instruiert und zwischen den Probanden ausbalanciert. Während für die motorische Aufgabe keine Zusatzinstruktion gegeben wurde, sollten in der kognitiven Aufgabe so viele Rechenaufgaben richtig gelöst werden wie möglich. Es wurde dieselbe Liste der Rechenaufgaben aus Experiment II (siehe Kap. 8.1.2) verwendet.

In dieser Studie wurden alle Testaufgaben (1-5) in ausbalancierter Reihenfolge und innerhalb der Probanden in pseudorandomisierter Folge getestet (siehe Abb. 33).

Im Training der kognitiven ST ( $ST_K$ ) war zwar ebenfalls eine zweistellige Zahl von einer vierstelligen Zahl abzuziehen, jedoch wurden hierfür zufällige Zahlenkombinationen generiert, die in jeweils ca. 25% der Fälle keinen Übertrag oder zwei Überträge oder einen Übertrag (entweder an der Zehner- oder Einerstelle) enthielten. Diese Rechenaufgaben wurden wie im Test als visueller Stimulus (weiße Zeichen auf schwarzem Grund) für die Dauer des Rechenprozesses präsentiert, allerdings sollte nun manuell geantwortet werden. Die Probanden hielten dazu eine Computer-Maus in der rechten Hand, mit der sie per Klick signalisierten, dass sie die aktuelle Aufgabe gelöst haben. Daraufhin wurde ihnen von der letzten zur ersten Stelle, seriell aufbauend eine computergenerierte Lösung präsentiert, die sowohl richtig als auch an einer der vier Stellen falsch sein konnte. Nur wenn die gezeigte Lösung nach

Einschätzung des Probanden falsch war, sollte so schnell wie möglich ein weiteres Mal geklickt werden, um eine neue Trainingsaufgabe präsentiert zu bekommen. Andernfalls warteten die Probanden die Anzeigedauer von insgesamt 3 s ab, bis die nächste Aufgabe automatisch auf dem Monitor erschien. Dieser Modus sollte bewirken, dass die Probanden nicht nur korrekt rechnen, sondern zusätzlich eine stabile mentale Repräsentation der vierstelligen Lösungszahl entwickeln. Während im Test keine Rückmeldung zur Richtigkeit der genannten Lösungen gegeben wurde, gab es im Training nach jedem Durchlauf Informationen über die absolute Anzahl der richtigen Lösungen und der Fehler. Außerdem wurde ihnen das prozentuale Verhältnis von richtigen Antworten und Fehlern gezeigt.

Die motorischen ST-Trainierenden ( $ST_M$ ) starteten und stoppten das Laufband selbständig nach visueller Instruktion auf dem Monitor, um bei einer Geschwindigkeit von  $3.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  zu gehen. Auf dem Monitor erschien für die Dauer des Gehens eine fotografische Abbildung einer Umgebungssituation (z.B. Landschaft, Straßenansicht, Bahnhofsvorhalle) ohne Menschendarstellung. Die Abbildungen je Testtag wurden zufällig aus einer Auswahl von 35 Bildern gewählt, um Monotonie weitestgehend zu vermeiden.

Die DT-Trainierenden sollten das Laufband ebenfalls selbständig starten und stoppen. Während sie auf dem Laufband gingen, lösten sie die kognitive Aufgabe. Mit der Computer-Maus in der Hand steuerten sie das Training analog zur  $ST_K$ -Gruppe.

Ziel des  $ST_K$ - und DT-Trainings ist es, die kognitive Leistung (Anzahl der richtigen Lösungen und Reaktionszeit) zu verbessern. Die motorische ST bleibt frei von spezifischen Instruktionen und soll durch die Zahl der Wiederholung zur Automatisierung führen können.

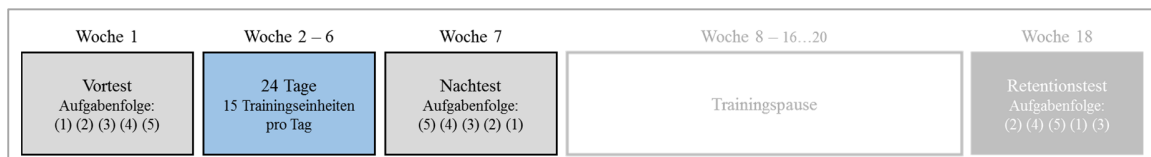
### **9.1.2 Ablauf**

Die Trainingsstudie wurde innerhalb von zwei Jahren in fünf Durchgängen realisiert, um die erforderlichen Datensätze von 15 Probanden je Trainingsgruppe zu generieren.

In der Woche vor Trainingsbeginn absolvierten die Versuchspersonen den Vortest (siehe Abb. 33). Die kognitive Leistung repräsentiert durch die mittlere Anzahl der richtigen Antworten diente anschließend dazu, den einzelnen Probanden einer Trainingsgruppe zuzuweisen und dabei das Leistungsniveau der Gruppen auszubalancieren.

Das Training bestand aus 24 Trainingstagen, von denen mindestens 22 Trainingstage absolviert werden mussten, um erfolgreich am Training teilgenommen zu haben. Diese Trainingstage waren innerhalb von 5-6 Wochen zu absolvieren. An jedem 30-minütigen Trainingstag wurde effektiv 15 min lang trainiert. Zwischen jeder Trainingsminute wurde eine Minute lang zur Regeneration pausiert. Insgesamt trainierten die Teilnehmer zwischen 5.5 und 6 h bzw. zwischen 330 und 360 min. Wenn eine Trainingsminute als ein Versuch gewertet wird, liegt das Trainingsvolumen im unteren Bereich des Automatisierungspotentials der kognitiven Aufgabe unter DT-Bedingung (Annac, Zang, Müller & Geyer, 2019). Zählt jede Rechenaufgabe bzw. jeder Schritt als Einzelversuch, dann übertrifft das individuelle Training die geschätzte Annahme an Übung und Wiederholung zur Automatisierung.

Am 8. bzw. 16. Trainingstag begann das Training mit einem Zwischentest. Dieser Test bestand aus drei Wiederholungen der jeweiligen Trainingsaufgabenbedingung im Testmodus (Aufgabe von der Liste und verbale Antwort), die die ersten drei Durchläufe des Trainings ersetzen.



**Abb. 33 Übersicht über den zeitlichen Ablauf der Trainingsstudie für eine beispielhafte Versuchsperson.** Grau gerahmte Kästchen bleiben in dieser Arbeit unberücksichtigt.

In der Woche nach der letzten Trainingseinheit wurde der Nachttest durchgeführt. Zwei bis drei Monate später folgte ein Retentionstest (siehe Abb. 33).

Insgesamt dauerte eine Testeinheit zwischen 1.75 und 2 h. Die ausbalancierten Reihenfolgen der Testaufgaben werden im Nachttest in entgegengesetzter Reihenfolge und im Retentionstest in einer neuen Reihenfolge geprüft (siehe Abb. 33).

### 9.1.3 Probanden

Insgesamt absolvierten 113 Probanden den Vortest. 22 Probanden brachen danach die Studienteilnahme ab. Die verbleibenden 91 Probanden wurden einer der sechs Trainingsgruppen zugeordnet.

Fünfzehn Probanden (11 Frauen, 4 Männer) im Alter von  $23.1 \pm 2.6$  Jahren und mit einem Händigkeitquotienten von  $87.3 \pm 14.4$  für Rechtshändigkeit nach Oldfield waren Teil der

DT-Gruppe. Fünfzehn Probanden (12 Frauen, 3 Männer) im Alter von  $23.1 \pm 3.3$  Jahren und mit einem Händigkeitquotienten von  $86.0 \pm 15.5$  für Rechtshändigkeit wurden der  $ST_M$ -Gruppe zugeordnet. Fünfzehn Probanden (12 Frauen, 3 Männer) im Alter von  $22.3 \pm 2.7$  Jahren und mit einem Händigkeitquotienten von  $88.7 \pm 9.9$  für Rechtshändigkeit gehörten der  $ST_K$ -Gruppe an.

Alle Probanden gaben in einem Fragebogen an, an keiner neurologischen, psychiatrischen oder orthopädischen Erkrankung zu leiden. Die Sehkraft war normal oder konnte mit einer Brille korrigiert werden. Als Aufwandsentschädigung erhielten die Teilnehmer bis zu 108 Euro in Abhängigkeit von der Zahl der absolvierten Trainingseinheiten. Außerdem wurden in jedem Trainingsdurchgang 3 x 60 Euro verlost, wobei die Versuchsperson mit der besten Rechenleistung je Trainingsgruppe zweimal in die Verlosung einging.

#### **9.1.4 Material**

Die Steuerung des Experiments erfolgte über selbsterstellte Programme mit Matlab 8.1 (MathWorks Inc., Natick, USA) unter Verwendung von Programmroutinen der PsychToolbox der Version 3.0, einer frei zugänglichen Matlab-basierten Software.

Zur Erfassung der Kinematik u.a. auf dem Laufband wurden die Probanden mit insgesamt sechs passiv reflektierenden Markern am rechten und linken Bein (Ferse, Außenriss, Wade) versehen. Es wurden insgesamt fünf Infrarot-Kameras (drei MX3 und zwei MX-Kameras) mit einer Aufnahmezeit von 100 Hz verwendet. Gesteuert wurden diese Prozesse mit der dazugehörigen Software Nexus 1.8.5. Mittels VICON DataStream SDK 1.3.0.-Software wurden die Daten in Echtzeit vom Messungs-PC auf den Experimentalsteuerungs-PC übertragen und gespeichert.

Analog zu Experiment I und II wurde das PortaLite-Gerät der Firma Artinis verwendet (siehe Spezifikation in Kap. 8.1.4). Eine Tastatur mit doppeltem Ausgangssignal (hauseigene Anpassung einer Standard-QWERTZ-Tastatur) diente in den Testungen einerseits dem Wechsel der Rechenaufgabe auf dem Monitor und andererseits dem Setzen des Zeitstempels für die Reaktionszeit.

### 9.1.5 Datenvorverarbeitung

Die Vorverarbeitung der kinematischen Daten entspricht den Angaben aus Kapitel 8.1.5. Die Signalvorverarbeitung der NIRS-Technologie wird ebenfalls analog zu Experiment 1 durchgeführt, um die Vergleichbarkeit der fNIRS-Analysen zu gewährleisten.

Die kognitive Leistung enthält Angaben zur RT (die Reaktionszeit entspricht dem Zeitintervall vom Auftauchen einer Aufgabe auf dem Bildschirm bis zum Auftauchen der Folgeaufgabe) und der RA (positiven Rechenleistung, die durch die Anzahl der korrekten Lösungen repräsentiert ist). Da im Verlauf der Untersuchung ein logarithmischer Anstieg der Rechenleistung zu beobachten ist, werden die individuellen Residuen der Rechenleistung von der vorhergesagten Leistung bestimmt und analysiert (siehe Kap. 9.1.5).

Der Term, der den kognitiven Teil des  $RB_{\text{präd}}$  bestimmt, beinhaltet die Mittelwerte der  $RB_{\text{emp}}$  mit kognitiver Anforderung abzüglich der  $RB_{\text{emp}}$  der motorischen ST-Bedingungen ( $ST_M$ )  $\left[ \frac{(ST_K - ST_{M\_sitzen}) + (DT - ST_{M\_Gehen})}{2} \right]$ .  $ST_K$  entspricht der kognitiven ST-Bedingung (hier: sitzend ausgeführt) und DT meint Gehen mit kognitiver Zusatzaufgabe.

### 9.1.6 Statistische Analysen

Zwei komplette Datensätze männlicher Teilnehmer der Gruppe der  $ST_K$ -Gruppe bleiben von der deskriptiven Statistik und allen weiteren Analysen ausgeschlossen. Die Verläufe der fNIRS-Signale zeigen eine durchgehend abweichende Charakteristik, die auf ein atypisches Ansprechverhalten der Chromophoren hindeutet. Begründet wird dieses Vorgehen mit der mangelnden Erfahrung im Umgang mit derartigen neurophysiologischen Daten einerseits und den daraus folgend schwer einzuschätzenden Leistungskorrelationen.

Zuerst werden die Ausprägungen der abhängigen Variablen für jede Trainingsgruppe separat deskriptiv vorgestellt.

Danach erfolgt die Prüfung der kognitiven Leistung im Vortest (RA, RT, Residuen) mittels einfaktorieller Varianzanalyse mit gemischtem Design, um das vergleichbare Ausgangsniveau zwischen den Gruppen ( $ST_K$ -/ $ST_M$ -/ $DT$ -Gruppe) im Faktor Aufgabe (ST/DT), d.h. Rechenleistung ohne oder mit Laufbandgehen, zu testen. Anschließend wird das Design durch den Faktor Test (Vortest/Nachtest) ergänzt, um gruppenspezifische Trainingseffekte zu prüfen.

Die motorische Leistung (KD, KD<sub>CV</sub>, SL, SL<sub>CV</sub>, WR, SW, SW<sub>V</sub>) wird mittels einfaktorieller Varianzanalyse mit gemischtem Design ebenfalls auf ein vergleichbares Vortestniveau im Faktor Aufgabe (ST/DT), d.h. Gangleistung ohne und mit Rechenaufgabe, geprüft. Da sich in einigen abhängigen Variablen Unterschiede zwischen den Gruppen (ST<sub>K</sub>-/ST<sub>M</sub>-/DT-Gruppe) zeigen, werden die Trainingseffekte für jede Gruppe separat mit einer 2 x 2 Varianzanalyse der Faktoren Aufgabe (ST/DT) und Test (Vortest/Nachtest) untersucht.

Die neurophysiologischen Signale werden folgender Prozedur gemäß analysiert: Zuerst werden die Ressourcenbedarfe (RB) je Chromophor auf Zwischengruppenunterschiede (ST<sub>K</sub>-/ST<sub>M</sub>-/DT-Gruppe) der Faktoren Motorik (Sitzen/Gehen) ohne bzw. mit kognitiver Aufgabe (ST/DT) varianzanalytisch geprüft. Ebenfalls werden die Chromophoren  $\Delta\text{HbO}$  und  $\Delta\text{HbR}$  separat mittels mehrfaktorieller Varianzanalysen mit Messwiederholung mit gemischtem Design für die Faktoren Motorik (Sitzen/Gehen), Aufgabe (ST/DT) und Zeitabschnitt (0-20/20-40/40-60) auf Unterschiede bzw. Interaktionen getestet. Zur Untersuchung der Trainingseffekte werden dieselben Designs ergänzt durch den Faktor Test (Vortest/Nachtest) verwendet.

Anschließend wird der empirische RB repräsentiert durch die Sauerstoffforderung in HbO bzw. den Sauerstoffverbrauch in HbR im Unterschied zum prädizierten RB analysiert. Eine zweifaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung für die Faktoren Ressource (Prädiktion/Empirischer Wert) und Gruppe (ST<sub>K</sub>-/ST<sub>M</sub>-/DT-Gruppe) werden für jedes Chromophor separat durchgeführt.

Für alle mehrfaktoriellen, inferenzstatistischen Tests gilt, dass im Falle von Haupteffekten, Bonferroni-korrigierte *t*-Tests zur Identifikation spezifischer Unterschiede zwischen den Bedingungen erfolgen.

Analog zu Experiment I (siehe Kap. 7.1.6) werden die Korrelationen zwischen den motorischen bzw. kognitiven Parametern mit RB für die ST- und DT-Bedingungen bestimmt und KD-Anpassungen gezielt betrachtet. Des Weiteren werden die Bestimmtheitsmaße der neun Leistungsparameter mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Test auf einen Unterschied zwischen ST- und DT-Bedingung mit Bestimmung der exakten Signifikanz getestet, um die Zuordnung in der DT-Verarbeitungsmatrix zu ermöglichen.

Abschließend werden die ST-basierten Prädiktionen und empirischen Werte für



$\Delta\text{HbO}$  und  $\Delta\text{HbR}$  je Zeitabschnitt visualisiert, um die dynamischen Eigenschaften der Signale zur Realisierung des Ressourcenbedarfs vom Vor- zum Nachtest zu betrachten.

## 9.2 Ergebnisse

### 9.2.1 Deskriptive Statistik

#### 9.2.1.1 Kognitive Leistung

Im Gegensatz zu Experiment II zeigen die Probanden in dieser Studie eine niedrigere RA im Vortest (siehe Tab. 25), wobei insgesamt weniger Wiederholungen der Rechenaufgabe durchgeführt wurden. Im Nachtest gibt es höhere RA zu verzeichnen, die zwischen den Trainingsgruppen variieren. Der höheren RA entsprechend verringert sich die RT vom Vor- zum Nachtest (siehe Tab. 26).

Nach der Korrektur der absoluten, richtigen Antworten von individuellen Zeiteffekten weisen die Residuen die in Tabelle 27 dargestellten Werte auf. Es gibt weder im Vor- noch im Nachtest eine eindeutige Verbesserung oder Verschlechterung der kognitiven Leistung, die mit der Aufgabenkonstellation assoziiert ist.

**Tab. 25 Anzahl richtiger Lösungen je Versuch im Vor- und Nachtest je Trainingsgruppe.** Die Angaben entsprechen dem Gruppenmittelwert ( $\pm$  Standardabweichung).

Trainingsgruppe	Vortest		Nachtest	
	Sitzend	Gehend	Sitzend	Gehend
DT-Training	3.5 ( $\pm$ 1.7)	3.8 ( $\pm$ 2.2)	10.2 ( $\pm$ 3.0)	10.3 ( $\pm$ 2.8)
ST <sub>M</sub> -Training	3.2 ( $\pm$ 1.7)	3.4 ( $\pm$ 2.0)	3.9 ( $\pm$ 2.3)	4.0 ( $\pm$ 2.1)
ST <sub>K</sub> -Training <sup>a</sup>	3.3 ( $\pm$ 2.0)	3.6 ( $\pm$ 2.1)	9.1 ( $\pm$ 3.2)	9.3 ( $\pm$ 3.2)

<sup>a</sup> Die Stichprobengröße beträgt 13 Probanden. DT = Doppelaufgabe; ST<sub>M</sub> = motorische Einzelaufgabe; ST<sub>K</sub> = kognitive Einzelaufgabe.

**Tab. 26 Reaktionszeit je Versuch im Vor- und Nachtest je Trainingsgruppe.** Die Angaben entsprechen dem Gruppenmittelwert ( $\pm$  Standardabweichung) in Sekunden.

Trainingsgruppe	Vortest		Nachtest	
	Sitzend	Gehend	Sitzend	Gehend
DT-Training	7.47 s ( $\pm$ 2.19)	6.96 s ( $\pm$ 2.31)	3.41 s ( $\pm$ 0.89)	3.30 s ( $\pm$ 0.85)
ST <sub>M</sub> -Training	8.40 s ( $\pm$ 3.63)	7.75 s ( $\pm$ 2.24)	7.06 s ( $\pm$ 3.10)	6.47 s ( $\pm$ 2.02) <sup>a</sup>
ST <sub>K</sub> -Training <sup>b</sup>	8.47 s ( $\pm$ 3.59)	7.87 s ( $\pm$ 2.59)	3.99 s ( $\pm$ 1.33)	3.87 s ( $\pm$ 1.31)

<sup>a</sup> Die Stichprobengröße beträgt 14 Probanden. <sup>b</sup> Die Stichprobengröße beträgt 13 Probanden. DT = Doppelaufgabe; ST<sub>M</sub> = motorische Einzelaufgabe; ST<sub>K</sub> = kognitive Einzelaufgabe.

**Tab. 27 Residuen je Versuch im Vor- und Nachtest je Trainingsgruppe.** Die Angaben entsprechen dem Gruppenmittelwert ( $\pm$  Standardabweichung).

Trainingsgruppe	Vortest		Nachtest	
	Sitzend	Gehend	Sitzend	Gehend
DT-Training	-0.36 ( $\pm$ 2.21)	0.11 ( $\pm$ 2.04)	1.21 ( $\pm$ 1.51)	0.12 ( $\pm$ 2.86)
ST <sub>M</sub> -Training	1.46 ( $\pm$ 3.16)	0.53 ( $\pm$ 2.66)	0.06 ( $\pm$ 1.61)	-0.18 ( $\pm$ 3.96)
ST <sub>K</sub> -Training <sup>a</sup>	0.78 ( $\pm$ 3.29)	0.92 ( $\pm$ 1.39)	0.73 ( $\pm$ 3.15)	1.49 ( $\pm$ 2.84)

<sup>a</sup>Die Stichprobengröße beträgt 13 Probanden. DT = Doppelaufgabe; ST<sub>M</sub> = motorische Einzelaufgabe; ST<sub>K</sub> = kognitive Einzelaufgabe.

### 9.2.1.2 Motorische Leistung

Für jede Trainingsgruppe separat sind in den Tabellen 28 bis 30 die mittleren Gangparameter für das Gehen mit und ohne Zusatzaufgabe im Vor- und Nachtest gelistet. Es zeigen sich gruppenspezifische Variationen im Gangprofil. Andererseits fehlt eine Replikation der motorischen Anpassung aus Experiment II. Während die DT-Gruppe z.B. eine leichte Steigerung von KD unter DT-Bedingung erahnen lässt, reagieren die ST-Trainingsgruppen mit einer Verringerung der Schrittzahl je Versuch.

**Tab. 28 Motorische Leistung der DT-Trainingsgruppe unter Einzel- und Doppelaufgabenbedingung im Vor- und Nachtest.** Die Angaben entsprechen dem Gruppenmittelwert  $\pm$  Standardabweichung.

Gangparameter	Vortest		Nachtest	
	ST	DT	ST	DT
KD [Schritte $\cdot$ min <sup>-1</sup> ]	101.1 ( $\pm$ 4.7)	100.0 ( $\pm$ 5.9)	100.4 ( $\pm$ 4.9)	101.0 ( $\pm$ 6.4)
KD <sub>CV</sub>	1.78 ( $\pm$ 0.80)	1.48 ( $\pm$ 0.61)	1.49 ( $\pm$ 0.42)	1.18 ( $\pm$ 0.23)
SL [cm]	58.1 ( $\pm$ 3.6)	58.9 ( $\pm$ 3.7)	58.2 ( $\pm$ 3.4)	58.5 ( $\pm$ 4.0)
SL <sub>CV</sub>	2.38 ( $\pm$ 0.74)	1.76 ( $\pm$ 0.39)	1.99 ( $\pm$ 0.51)	1.40 ( $\pm$ 0.41)
SW [cm]	13.1 ( $\pm$ 2.3)	12.6 ( $\pm$ 2.2)	12.6 ( $\pm$ 2.4)	12.5 ( $\pm$ 2.1)
SW <sub>V</sub> [cm]	1.7 ( $\pm$ 1.3)	1.3 ( $\pm$ 1.0)	2.6 ( $\pm$ 1.9)	1.4 ( $\pm$ 0.7)
WR [mm $\cdot$ Schritte <sup>-1</sup> $\cdot$ min <sup>-1</sup> ]	5.78 ( $\pm$ 0.59)	5.93 ( $\pm$ 0.69)	5.83 ( $\pm$ 0.60)	5.83 ( $\pm$ 0.75)

ST = Einzelaufgabe; DT = Doppelaufgabe; SW = Schrittweite; SL = Schrittlänge; KD = Kadenz; WR = Gangverhältnis; V = Variabilität; CV = Variabilitätskoeffizient.

**Tab. 29 Motorische Leistung der ST<sub>M</sub>-Trainingsgruppe unter Einzel- und Doppelaufgabenbedingung im Vor- und Nachtest.** Die Angaben entsprechen dem Gruppenmittelwert ± Standardabweichung.

Gangparameter	Vortest		Nachtest	
	ST	DT	ST	DT
KD [Schritte·min <sup>-1</sup> ]	97.3 (± 6.3)	93.9 (± 7.1)	99.5 (± 6.3)	94.2 (± 6.1)
KD <sub>CV</sub>	1.86 (± 0.29)	1.47 (± 0.40)	1.66 (± 0.39)	1.39 (± 0.38)
SL [cm]	60.3 (± 4.6)	63.8 (± 4.9)	58.9 (± 4.6)	63.2 (± 4.8)
SL <sub>CV</sub>	2.43 (± 0.41)	1.77 (± 0.48)	2.28 (± 0.58)	1.57 (± 0.41)
SW [cm]	13.8 (± 2.9)	12.2 (± 2.6)	13.6 (± 3.2)	12.6 (± 2.3)
SW <sub>V</sub> [cm]	1.5 (± 0.8)	2.0 (± 1.4)	1.6 (± 0.9)	1.8 (± 0.9)
WR [mm·Schritte <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> ]	6.25 (± 0.85)	6.86 (± 1.01)	5.97 (± 0.80)	6.76 (± 0.91)

ST = Einzelaufgabe; DT = Doppelaufgabe; SW = Schrittweite; SL = Schrittlänge; KD = Kadenz; WR = Gangverhältnis; V = Variabilität; CV = Variabilitätskoeffizient.

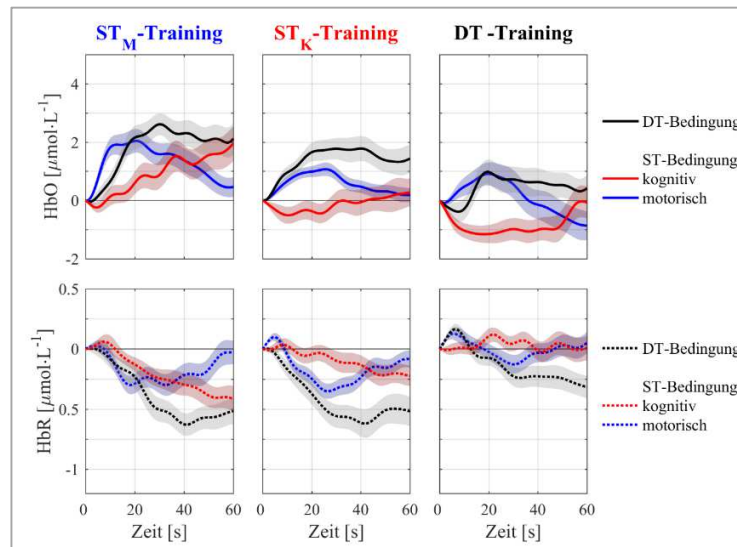
**Tab. 30 Motorische Leistung der ST<sub>K</sub>-Trainingsgruppe unter Einzel- und Doppelaufgabenbedingung im Vor- und Nachtest.** Die Angaben entsprechen dem Gruppenmittelwert ± Standardabweichung.

Gangparameter	Vortest		Nachtest	
	ST	DT	ST	DT
KD [Schritte·min <sup>-1</sup> ]	101.1 (± 4.0)	100.7 (± 4.6)	101.1 (± 4.0)	100.8 (± 4.7)
KD <sub>CV</sub>	1.73 (± 0.35)	1.65 (± 0.48)	1.60 (± 0.32)	1.44 (± 0.21)
SL [cm]	58.5 (± 4.1)	59.5 (± 4.3)	58.5 (± 4.3)	59.1 (± 4.4)
SL <sub>CV</sub>	2.29 (± 0.32)	2.15 (± 0.48)	2.10 (± 0.27)	1.94 (± 0.27)
SW [cm]	13.0 (± 2.3)	13.2 (± 2.4)	13.2 (± 2.2)	12.8 (± 2.0)
SW <sub>V</sub> [cm]	1.5 (± 0.9)	1.3 (± 0.6)	1.4 (± 0.9)	1.4 (± 0.7)
WR [mm·Schritte <sup>-1</sup> ·min <sup>-1</sup> ]	5.82 (± 0.63)	6.00 (± 0.71)	5.81 (± 0.65)	5.95 (± 0.71)

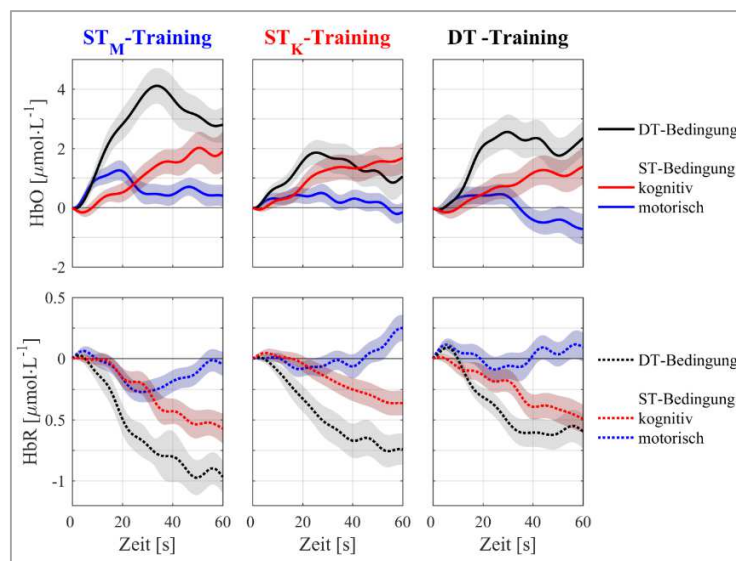
ST = Einzelaufgabe; DT = Doppelaufgabe; SW = Schrittweite; SL = Schrittlänge; KD = Kadenz; WR = Gangverhältnis; V = Variabilität; CV = Variabilitätskoeffizient.

### 9.2.1.3 fNIRS-Signaländerung für alle Bedingungen

In den Teilgrafiken der Abbildung 34 befinden sich die gemittelten Signalverläufe für HbO und HbR im Vortest für jede Trainingsgruppe. Die Kurvenverläufe sind für die motorische Bedingung „Sitzen“ ebenso linear wie die Anstiege im Experiment I. Während des Gehens zeigen sich vergleichbare non-lineare Verläufe wie in Experiment II. Nach dem Training weisen die Trainingsgruppen veränderte neuronale Signale im rrPFC auf (siehe Abb. 35).



**Abb. 34** Gemittelte Signale der Chromophoren HbO (obere Reihe) und HbR (untere Reihe) je Trainingsgruppe und Testaufgabe im Vortest. Die Fläche entlang der mittleren Verläufe entspricht  $\frac{\sigma}{\sqrt{n \cdot i}}$  mit  $\sigma$  = Standardabweichung,  $n$  = Stichprobengröße und  $i$  = Anzahl der Einzelversuche je Testperson.



**Abb. 35** Gemittelte Signale der Chromophoren HbO (obere Reihe) und HbR (untere Reihe) je Trainingsgruppe und Testaufgabe im Nachtest. Die Fläche entlang der mittleren Verläufe entspricht  $\frac{\sigma}{\sqrt{n \cdot i}}$  mit  $\sigma$  = Standardabweichung,  $n$  = Stichprobengröße und  $i$  = Anzahl der Einzelversuche je Testperson.

### 9.2.2 Trainingseffekte und Doppelaufgabeneffekte

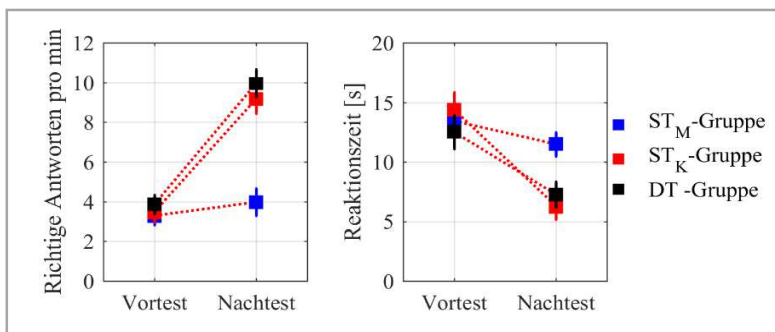
In diesem Kapitel werden die abhängigen Variablen zunächst auf kurzfristige Effekte untersucht. Dadurch kann diese Stichprobe und denen aus den vorangegangenen Experimenten. Verglichen werden. Außerdem erfolgt die inferenzstatistische Prüfung der Vortestleistung spezifisch mit Zwischengruppenvergleich, um systematische Unterschiede im Startniveau

der Trainingsgruppen zu identifizieren und zu entscheiden, ob kombinierte Vortest-Nacht-Vergleich aller Trainingsgruppen durchgeführt werden können.

### 9.2.2.1 Kognitive Leistung

Die Vortestleistungen (Tab. 31) unterscheiden sich nicht zwischen den Aufgabenanforderungen. Die kognitive Ausgangsleistung ist zudem zwischen allen Trainingsgruppen vergleichbar. Des Weiteren gibt es analog zu Experiment II keinen DT-Effekt.

Der Vortest-Nachttest-Vergleich von RA ergibt zwar einen Haupteffekt für den Faktor Aufgabe. Dieser kann aber nicht direkt als DT-Effekt interpretiert werden, da er durch Reihenfolge- und Zeiteffekte überlagert ist. Das Ergebnis der Analyse der Residuen bestätigt dies. Es gibt des Weiteren einen Haupteffekt für den Faktor Test aber auch die wichtigere Test x Gruppe-Interaktion für RA (siehe Abb. 36 links) und RT (siehe Abb. 36 rechts). RA steigt vom Vor- zum Nachttest an während sich RT entsprechend verringert. Allerdings treten die Effekte in den Trainingsgruppen mit kognitiver Aufgabe deutlich stärker auf als bei den ausschließlich motorisch Trainierenden.



**Abb. 36 Kognitive Leistung in Abhängigkeit vom Testzeitpunkt bzw. der Aufgabe und Trainingsgruppe.** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

Die ST<sub>M</sub>-Gruppe verbessert ihre Leistung im Nachttest lediglich als Folge der Testwiederholung. Das Training der kognitiven Aufgabe bewirkt dagegen eine Leistungssteigerung in der ST<sub>K</sub>- und der DT-Gruppe über den Testwiederholungseffekt hinaus. DT-Effekte zeigen sich ausschließlich als Trend in RT und unabhängig vom Training.

Das Training der kognitiven Aufgabe erzielt die beabsichtigte spezifische Wirkung, d.h. die Aufgabe ist nach dem Training zumindest hochgeübt. Die motorische Grundaufgabe scheint die Nachttestleistung dabei weder spezifisch zu hemmen noch zu fördern.

**Tab. 31** Resultate der gemischten, mehrfaktoriellen Varianzanalysen der kognitiven Leistungsparameter im Vortest und im Vortest-Nachtest-Vergleich. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Parameter	Faktor	Vortestniveau			Vortest-Nachtest-Vergleich		
		$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$
RA	Aufgabe	0.791	.379	.019	4.113	<b>.049</b>	.093
	Aufgabe x Gruppe	0.102	.904	.005	0.200	.820	.010
	Test	---	---	---	188.738	<b>&lt;.001</b>	.825
	Test x Gruppe	---	---	---	34.028	<b>&lt;.001</b>	.630
RT	Aufgabe	2.447	.126	.058	5.450	.060	.087
	Aufgabe x Gruppe	0.140	.870	.007	0.387	.682	.019
	Test	---	---	---	28.804	<b>&lt;.001</b>	.425
	Test x Gruppe	---	---	---	3.525	<b>.039</b>	.153
Residuen	Aufgabe	0.050	.824	.001	0.161	.690	.004
	Aufgabe x Gruppe	0.834	.442	.040	0.687	.509	.033
	Test	---	---	---	<0.001	.995	<.001
	Test x Gruppe	---	---	---	1.384	.262	.065

RT = Reaktionszeit, RA = richtige Antworten.

### 9.2.2.2 Motorische Leistung

Die Vortestleistungen unterscheiden sich nicht nur für den Faktor Aufgabe für nahezu alle Parameter sondern auch zwischen den Gruppen (siehe Tab. 32).

Die Schritte werden in der DT-Situation länger und stabiler. KD ist entsprechend geringer und ebenfalls von geringerer Variabilität als in der motorischen ST-Bedingung. Am deutlichsten zeigt die ST<sub>M</sub>-Gruppe eine Verlängerung der Schritte und Reduktion in KD, die in einem deutlich höheren WR resultiert als in den beiden anderen Trainingsgruppen, deren Performanz nah am optimalen WR rangiert. In Bezug auf die SL<sub>CV</sub> zeigt nur die ST<sub>K</sub>-Gruppe eine vergleichbare Leistung zwischen den Aufgabenbedingungen. Diese insgesamt unterschiedlichen Vortestniveaus erzwingen separate, gruppenbezogene Analysen der Vortest-Nachtest-Veränderungen.

**Tab. 32 Resultate der gemischten, einfaktoriellen Varianzanalysen der Gangparameter im Vortest.** Signifikante *p*-Werte sind fettgedruckt.

Parameter	Aufgabe			Aufgabe x Gruppe Interaktion		
	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$
KD	9.077	<b>.005</b>	.189	3.137	.055	.139
SL	20.079	<b>&lt;.001</b>	.340	5.019	<b>.011</b>	.205
SW	2.118	.154	.052	2.610	.086	.118
WR	16.771	<b>&lt;.001</b>	.301	5.023	<b>.011</b>	.205
KD <sub>CV</sub>	15.102	<b>&lt;.001</b>	.279	2.943	.065	.131
SL <sub>CV</sub>	30.887	<b>&lt;.001</b>	.442	4.956	<b>.012</b>	.203
SW <sub>V</sub>	0.035	.853	.001	1.428	.252	.068

KD = Kadenz, SL = Schrittlänge, SW = Schrittweite, WR = Gangverhältnis, CV = Varianzkoeffizient, V = Variabilität.

### I. Vortest-Nachtest-Vergleich der Doppelaufgabentrainingsgruppe

Die Ergebnisse der Parametertestungen befinden sich in Tabelle 33 und sind in Abbildung 37 visualisiert.

Die KD dieser Gruppe ist insgesamt sehr hoch. Während KD im Vortest in der DT-Bedingung um ca. einen Schritt im Vergleich zur ST-Bedingung verringert wird, wechselt dieses Muster zum Nachtestzeitpunkt ohne systematische Effekte für SL zu erfordern. Das Gleiche gilt für SW. Die WR beider Aufgabenbedingungen nähern sich im Nachtest tendenziell an. Es findet immer eine Reduktion von KD<sub>CV</sub> und SL<sub>CV</sub> von der ST- zur DT-Bedingung statt, die sich vom Vor- zum Nachtest verstärkt. Vom Vor- zum Nachtest erhöht sich SW<sub>V</sub>.

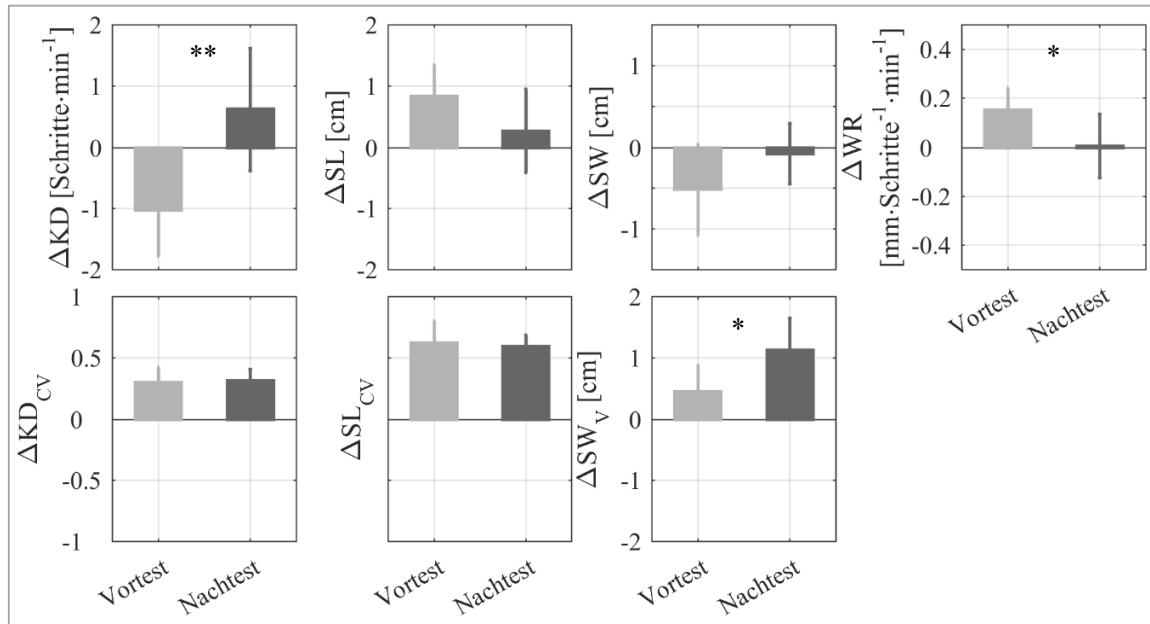
Im Nachtest weist die DT-Gruppe eine Reorganisation in KD auf, sodass KD in der DT-Bedingung um einen Schritt pro Minute gesteigert ist. Außerdem erzeugt das Gangmuster im Nachtest einen in beiden Aufgabenbedingungen einen vergleichbaren Energieaufwand. Die Stabilität von KD und SL wird nicht nur unter DT-Bedingung größer, sondern erhöht sich zusätzlich nach dem Training. Dagegen erhöht sich die Variabilität von SW vom Vor- zum Nachtest.

**Tab. 33** Resultate der Varianzanalysen zum Vortest-Nachtest-Vergleich der Gangparameter in der Doppelaufgabentrainingsgruppe. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Parameter	Aufgabe			Test			Aufgabe x Test Interaktion		
	$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$
KD	0.057	.815	.004	0.149	.706	.011	8.649	<b>.011</b>	.382
SL	0.931	.351	.062	0.356	.560	.025	2.022	.177	.126
SW	0.591	.455	.041	2.421	.142	.147	0.596	.453	.041
WR	0.552	.470	.038	0.231	.638	.016	4.407	.054	.239
KD <sub>CV</sub>	12.530	<b>.003</b>	.472	13.408	<b>.003</b>	.489	0.012	.913	.001
SL <sub>CV</sub>	30.062	<b>&lt;.001</b>	.682	13.613	<b>.002</b>	.493	0.026	.875	.002
SW <sub>V</sub>	3.301	.091	.191	9.612	<b>.008</b>	.407	3.497	.083	.200

KD = Kadenz, SL = Schrittlänge, SW = Schrittweite, WR = Gangverhältnis, CV = Varianzkoeffizient, V = Variabilität.

Die Erwartung, dass ein Laufbandtempo von 3.5 km·h<sup>-1</sup> und die hochgeübte kognitive Zusatzaufgabe eine Steigerung der KD bewirken könnte, wurde erfüllt. Dieser Effekt wurde allerdings nicht wie in Experiment I durch eine SL-Verkürzung erzeugt. Stattdessen muss hier von einer Verkürzung der Standphase ausgegangen werden. Außerdem zeigt sich eine Anpassung der Energiebilanz beim Gehen ohne an das Gehen mit Zusatzaufgabe, wodurch



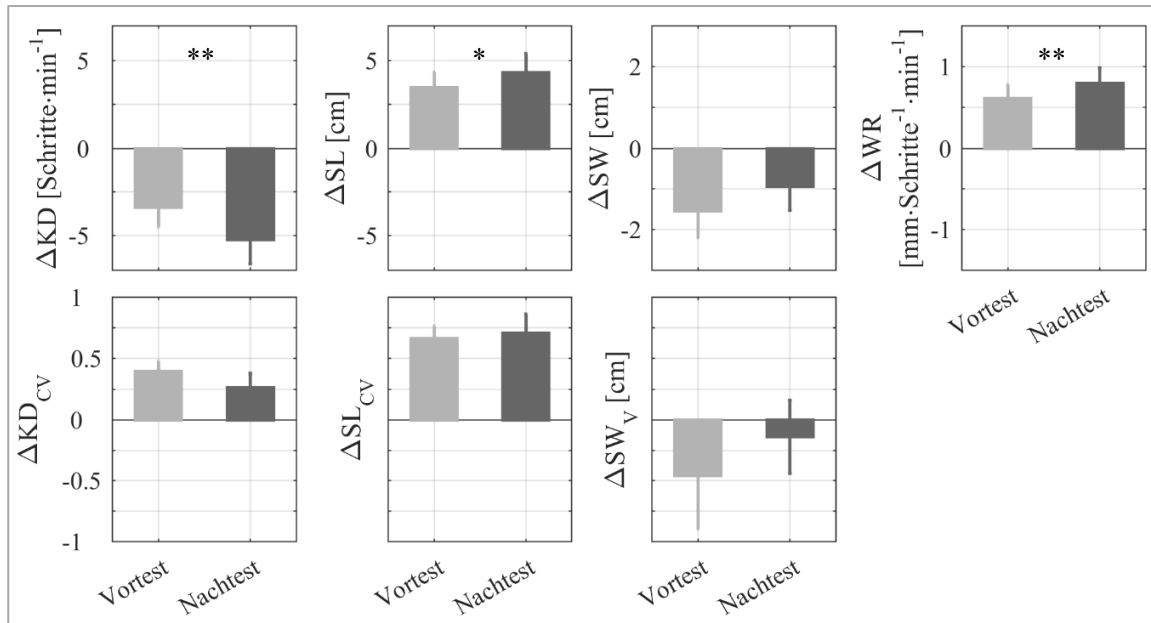
**Abb. 37** Absoluter Doppelaufgabeneffekt der DT-Gruppe im Vortest (hellgrau) und Nachtest (dunkelgrau) je Gangparameter. Negative Werte in der oberen Reihe (DT- minus ST-Wert) repräsentieren eine Reduktion des Leistungswerts unter DT-Bedingung und umgekehrt. In der unteren Reihe bedeuten positive Werte (ST- minus DT-Wert) mehr Stabilität in der DT-Bedingung und umgekehrt. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts. Interaktionen: \* $p < .1$ ; \*\* $p < .05$ .



ein Trainingseffekt im motorischen System angenommen werden kann, der in die nicht explizit trainierte Aufgabe transferiert.

## II. Vortest-Nachtest-Vergleich der motorischen Einzelaufgabentrainingsgruppe

Die Ergebnisse der Parametertestungen befinden sich in Tabelle 34 und sind in Abbildung 38 visualisiert.



**Abb. 38 Absoluter Doppelaufgabeneffekt der ST<sub>M</sub>-Gruppe im Vortest (hellgrau) und Nachtest (dunkelgrau) je Gangparameter.** Negative Werte in der oberen Reihe (DT- minus ST-Wert) repräsentieren eine Reduktion des Leistungswerts unter DT-Bedingung und umgekehrt. In der unteren Reihe bedeuten positive Werte (ST- minus DT-Wert) mehr Stabilität in der DT-Bedingung und umgekehrt. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler. Interaktionen: \*  $p < .1$ ; \*\*  $p < .05$ .

Während KD in der Trainingsaufgabe vom Vor- zum Nachtest ansteigt, verbleibt sie in der DT-Bedingung auf einem vergleichbaren, reduzierten Niveau. SL verkürzt sich vom Vor- zum Nachtest (ca. 2 cm) und ist in der DT-Bedingung ca. 7 cm länger. In der ST-Bedingung werden die Schritte weiter gesetzt (ca. 0.8 cm). Der Nachtest-WR nähert sich nur in der ST-Bedingung dem energetischen Optimum an. Die DT-Bedingung weist im Nachtest zwar ein leicht reduziertes insgesamt aber deutlich erhöhtes WR auf. KD<sub>CV</sub> und SL<sub>CV</sub> sind in der DT-Bedingung geringer als in der ST-Bedingung und reduzieren sich tendenziell vom Vor- zum Nachtest. SW<sub>V</sub> variiert unspezifisch.

Das ST<sub>M</sub>-Training erzeugt eine Reihe motorischer Anpassungen. Eine erhöhte KD während der DT-Anforderungen wird jedoch nicht sichtbar. Zusätzlich zeigen sich starke Anpassungen in SL in der Trainingsbedingung, die in einer optimalen Energiebilanz im Nachtest beim Gehen unter ST-Bedingung resultieren. Auch in dieser Gruppe erhöht sich die Stabilität des Gangmusters nach dem Training.

**Tab. 34** Resultate der Varianzanalysen zum Vortest-Nachtest-Vergleich der Gangparameter in der motorischen Einzelaufgabentrainingsgruppe. Signifikante *p*-Werte sind fettgedruckt.

Parameter	Aufgabe			Test			Aufgabe x Test Interaktion		
	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$
KD	12.391	<b>.003</b>	.470	6.061	<b>.027</b>	.302	7.024	<b>.019</b>	.334
SL	16.233	<b>.001</b>	.537	10.204	<b>.006</b>	.422	4.514	.052	.244
SW	4.993	<b>.042</b>	.263	0.070	.795	.005	0.943	.348	.063
WR	15.849	<b>.001</b>	.530	8.293	<b>.012</b>	.372	5.737	<b>.031</b>	.291
KD <sub>CV</sub>	15.881	<b>.001</b>	.530	3.768	.073	.212	1.307	.272	.085
SL <sub>CV</sub>	33.321	<b>&lt;.001</b>	.704	3.809	.071	.214	0.100	.756	.007
SW <sub>V</sub>	0.996	.335	.066	0.102	.755	.007	0.469	.505	.032

KD = Kadenz, SL = Schrittlänge, SW = Schrittweite, WR = Gangverhältnis, CV = Varianzkoeffizient, V = Variabilität.

Als Folge des ST<sub>M</sub>-Trainings kann eine Automatisierung des Laufbandgehens angenommen werden. Unterstützt wird diese Annahme durch die energetische Optimierung des Gangmusters u.a. durch Anpassungen in SL. Diese transferieren im Gegensatz zur DT-Gruppe nicht in die DT-Bedingung. Diesen Beobachtungen folgend, sollten die motorischen Anpassungen in der ST<sub>K</sub>-Gruppe am geringsten sein.

### III. Vortest-Nachtest-Vergleich der kognitiven Einzelaufgabentrainingsgruppe

Die Ergebnisse der Parametertestungen befinden sich in Tabelle 35 und sind in Abbildung 39 visualisiert.

Die Analysen ergeben nur einen signifikanten Haupteffekt. SL<sub>CV</sub> reduziert sich vom Vor- zum Nachtest. Außerdem gibt es einige Trends. So verlängern sich die Schritte in der DT-Bedingung um ca. 1.5 cm. Die SW in der DT-Bedingung ist im Vortest weiter als im Nachtest, wobei die ST-Bedingung auf einem vergleichbaren Niveau verbleibt. KD<sub>CV</sub> reduziert sich etwas vom Vor- zum Nachtest.

Das Gangmuster bleibt nach dem ST<sub>K</sub>-Training überwiegend erhalten, wobei sich das WR-Niveau im Vortest bereits am energetischen Optimum befindet.

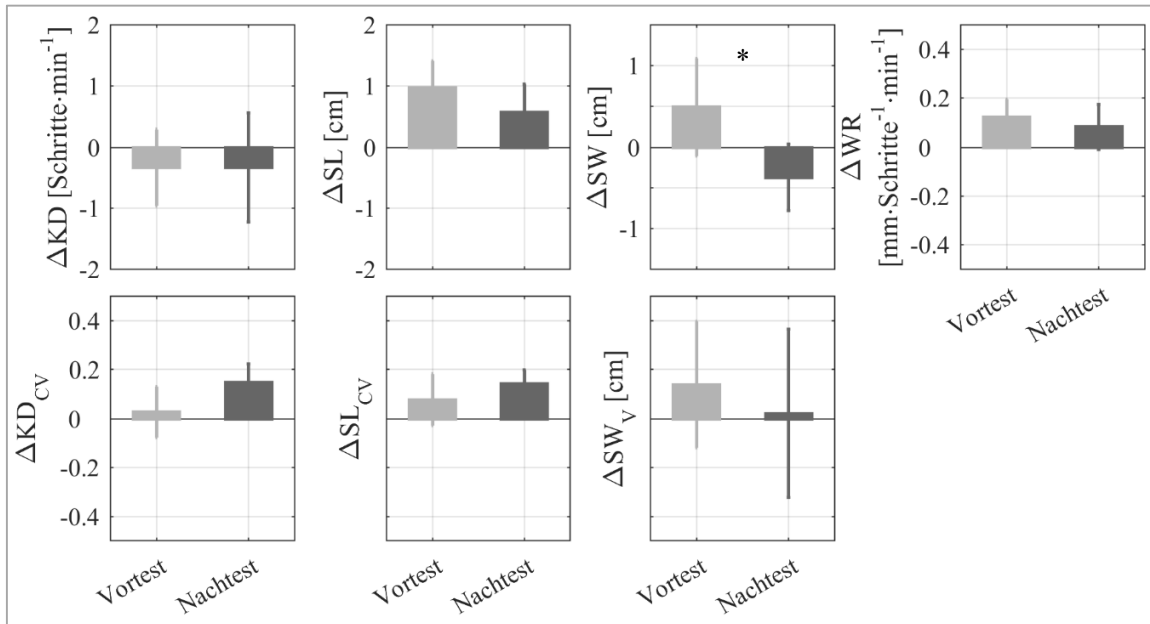
**Tab. 35** Resultate der Varianzanalysen zum Vortest-Nachtest-Vergleich der Gangparameter in der kognitiven Einzelaufgabentrainingsgruppe. Signifikante *p*-Werte sind fettgedruckt.

Parameter	Aufgabe			Test			Aufgabe x Test Interaktion		
	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$
KD	0.224	.645	.020	0.013	.912	.001	<0.001	1.0	<.001
SL	3.262	.098	.229	0.252	.625	.022	1.762	.211	.138
SW	0.018	.895	.002	1.495	.247	.120	3.768	.078	.255
WR	1.702	.219	.134	0.127	.728	.011	0.454	.514	.040
KD <sub>CV</sub>	1.911	.194	.148	3.662	.082	.250	0.898	.364	.075
SL <sub>CV</sub>	2.503	.142	.185	4.974	<b>.048</b>	.311	0.474	.505	.041
SW <sub>V</sub>	0.086	.775	.008	0.133	.722	.012	0.120	.736	.011

KD = Kadenz, SL = Schrittlänge, SW = Schrittweite, WR = Gangverhältnis, CV = Varianzkoeffizient, V = Variabilität.

Die Zahl der Parameter, die Vortest-Nachtest-Effekte aufweisen, ist tatsächlich deutlich geringer als in den Gruppen mit Laufbandtraining. Analog zu diesen Gruppen verringert sich auch in der ST<sub>K</sub>-Trainingsgruppe die Variabilität des Gangmusters allerdings unabhängig von der Aufgabenbedingung. Dieser Effekt kann für die ST<sub>K</sub>-Gruppe als Testwiederholungseffekt interpretiert werden.

Nachdem nun alle Leistungseffekte untersucht wurden, sollen die Aktivierungen und RBs im rrPFC analysiert werden, um auch in der zentralen Steuerung Hinweise auf spezifische Unterschiede zwischen den Aufgaben, Tests bzw. Gruppen zu finden.



**Abb. 39 Absoluter Doppelaufgabeneffekt der ST<sub>k</sub>-Gruppe im Vortest (hellgrau) und Nachtest (dunkelgrau) je Gangparameter.** Negative Werte in der oberen Reihe (DT- minus ST-Wert) repräsentieren eine Reduktion des Leistungswerts unter DT-Bedingung und umgekehrt. In der unteren Reihe bedeuten positive Werte (ST- minus DT-Wert) mehr Stabilität in der DT-Bedingung und umgekehrt. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler. Interaktion: \* $p < .1$ .

### 9.2.2.3 Neuronale Aktivität

#### I. Vortestniveau

Die Testergebnisse aller Parameter befinden sich in Tabelle 36. Vorab sei angemerkt, dass kein gruppenspezifischer Vortest-Effekt gefunden wurde.

Es zeigen sich in den motorischen ST-Bedingungen (Sitzen und Gehen) kleinere  $RB_{HbO}$  (Abb. 41 oben) bzw. größere  $RB_{HbR}$  (Abb. 41 unten) als mit zusätzlicher kognitiver Aufgabe. Beim Sitzen ist  $RB_{HbO}$  kleiner bzw.  $RB_{HbR}$  größer als beim Gehen.

Neben Haupteffekten für den Faktor Aufgabe in den segmentierten Signalen beider Chromophoren (Signalanstieg bzw. -abfall ist ohne geringer als mit kognitiver Zusatzaufgabe) gibt es nur in  $\Delta HbO_{3 \times 20}$  eine Interaktion mit dem Faktor Zeitabschnitt. Dagegen gibt es für den Faktor Motorik nur in  $\Delta HbR_{3 \times 20}$  (Signalabfall beim Sitzen ist schwächer als beim Gehen) einen Haupteffekt, jedoch in beiden Chromophoren Interaktionen mit dem Faktor Zeitabschnitt.

**Tab. 36 Resultate der Varianzanalysen der Aktivierung und der Ressourcenbedarfe je Trainingsgruppe im Vortest.** Signifikante *p*-Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Faktor	$\Delta_{3 \times 20}$			RB		
		<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta_p^2$
HbO	Motorik	0.076	.784	.002	7.993	<b>.007</b>	.167
	Motorik x Gruppe	0.491	.616	.024	0.842	.438	.040
	Aufgabe	16.453	<b>&lt;.001</b>	.291	19.736	<b>&lt;.001</b>	.330
	Aufgabe x Gruppe	0.195	.824	.010	0.217	.806	.011
	Zeitabschnitt	21.622	<b>&lt;.001</b>	.351	---	---	---
	Zeitabschnitt x Gruppe	0.397	.810	.019	---	---	---
	Motorik x Zeitabschnitt	16.119	<b>&lt;.001</b>	.287	---	---	---
	Aufgabe x Zeitabschnitt	9.599	<b>&lt;.001</b>	.194	---	---	---
	Motorik x Aufgabe x Zeitabschnitt	3.010	.055	.070	---	---	---
HbR	Motorik	6.617	<b>.014</b>	.142	12.515	<b>.001</b>	.238
	Motorik x Gruppe	0.343	.712	.017	1.484	.239	.069
	Aufgabe	62.133	<b>&lt;.001</b>	.608	57.850	<b>&lt;.001</b>	.591
	Aufgabe x Gruppe	0.398	.674	.020	0.517	.600	.025
	Zeitabschnitt	9.436	<b>&lt;.001</b>	.191	---	---	---
	Zeitabschnitt x Gruppe	0.161	.957	.008	---	---	---
Motorik x Zeitabschnitt	12.064	<b>&lt;.001</b>	.232	---	---	---	

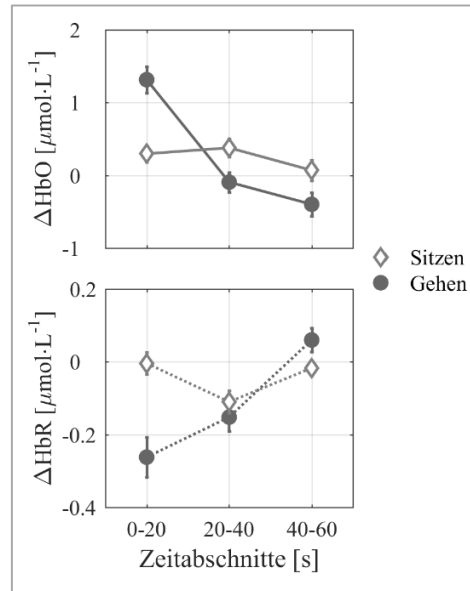
HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin,  $\Delta_{3 \times 20}$  = Konzentrationsänderungen in drei 20-sekündigen Signalabschnitten, RB = Ressourcenbedarf.

Mit kognitiver Zusatzaufgabe gibt es in den ersten zwei Dritteln einen deutlichen Anstieg in  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$  mit anschließend einsetzendem Abfall. Ohne Zusatzaufgabe gibt es nur zu Beginn einen moderaten Anstieg, der danach abfällt. Beim Sitzen zeigt sich über den gesamten Versuch ein geringer jedoch kontinuierlicher Anstieg. Beim Gehen steigt das Signal in zu Beginn steil an und fällt ab danach systematisch ab (siehe Abb. 40). Dabei verhält sich  $\Delta\text{HbR}_{3 \times 20}$  entgegengesetzt zu  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$ .

Im Vortest zeigt sich sowohl in RB als auch in der Aktivierung, dass Gehen mehr Steuerung erfordert als Sitzen und die zusätzliche kognitive Aufgabe zusätzlicher zentraler Steuerung bedarf. Allerdings reagieren die Aktivierungsparameter unterschiedlich auf die motorischen und aufgabenbezogenen Anforderungen.

Insgesamt ähneln die Profile der Konzentrationsänderung denen aus Experiment I mit vergleichbaren motorischen Aufgaben („Sitzen“ und „Gehen“ siehe Kap. 7.2.3.5, Abb. 21) und

replizieren damit spezifische Aktivierungsgrundmuster der  $fNIRS$ -Signale. Trotz variierender Gangmuster in den einzelnen Trainingsgruppen gibt es weder gruppenspezifische Vortestunterschiede in den  $fNIRS$ -Parametern. Somit wird eine Vortest-Nachtest-Analyse mit gemischtem Design durchgeführt, um allgemeine und spezifische Trainingseffekte zu prüfen.



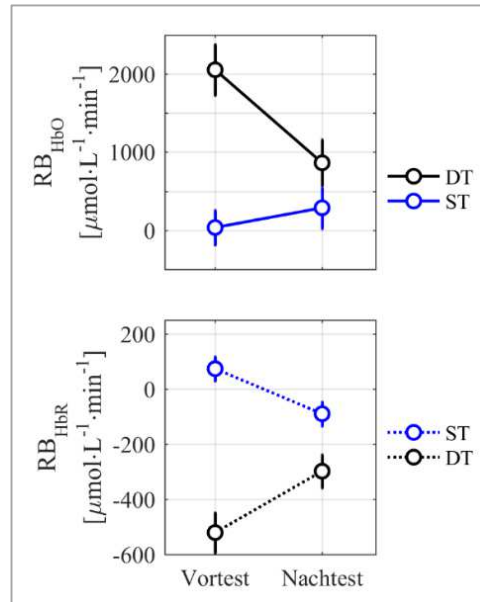
**Abb. 40 Motorik x Zeitabschnitt-Interaktion für die Konzentrationsänderungen an Oxyhämoglobin (oben) und Desoxyhämoglobin (unten) im Vortest.** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

## II. Vortest-Nachtest-Vergleich

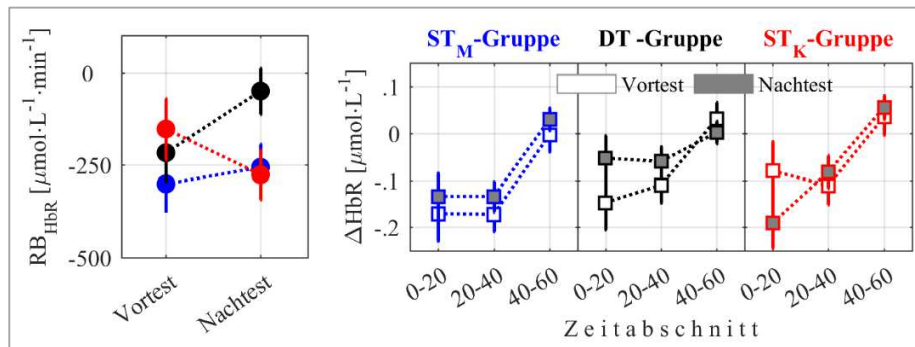
Die Testergebnisse aller Parameter befinden sich in Tabelle 37.

Die Vortestunterschiede in Bezug auf die motorische Grundaufgabe bzw. die kognitive Zusatzaufgabe bleiben im Nachtest in beiden RB-Parametern erhalten. Nur für  $RB_{HbO}$  gibt es einen Haupteffekt für den Faktor Test (Vortest > Nachtest). Allerdings gibt es für beide Chromophoren eine Interaktion zwischen Test und Aufgabe (siehe Abb. 41). Deutlich verringerte RBs sind mit kognitiver Zusatzaufgabe zu beobachten, während sich die RBs der motorischen Aufgaben (Sitzen bzw. Gehen) etwas verstärken. Ein Gruppeneffekt in  $RB_{HbR}$  ist in Abbildung 42 (links) dargestellt. Im Nachtest weist die DT-Gruppe einen geringeren Ressourcenverbrauch als die vergleichbaren  $ST_M$ - und  $ST_K$ -Gruppen. Der gruppenspezifische Unterschied in der Nachtestung lässt sich auch in  $\Delta HbR_{3 \times 20}$  nachweisen (Abb. 42 rechts). Der Signalabfall zu Beginn des Versuchs ist in der DT-Gruppe deutlich schwächer

als in den  $ST_M$ - und  $ST_K$ -Gruppen. Der finale Signalanstieg ist in der DT-Gruppe entsprechend moderater als in den anderen beiden Trainingsgruppen.



**Abb. 41** Test x Aufgabe-Interaktion für die Ressourcenbedarfe im Oxyhämoglobin (oben) und Desoxyhämoglobin (unten). Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts. ST = motorische Grundaufgabe, DT = motorische Grundaufgabe mit kognitiver Zusatzaufgabe.



**Abb. 42** Test x Trainingsgruppe-Interaktion im Ressourcenverbrauch (links) und Test x Zeitabschnitt x Gruppe-Interaktion der Konzentrationsänderung im Desoxyhämoglobin je Trainingsgruppe (rechts). Die Daten der  $ST_M$ -Gruppe sind in blau, die der DT-Gruppe in schwarz und die der  $ST_K$ -Gruppe in rot abgebildet. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

Zusätzlich gibt es einen Trend zu einer gruppenspezifischen Interaktion von Motorik, Aufgabe und Zeitabschnitt (siehe Abb. 43). Besonders die DT-Gruppe weist einen geringeren Signalabfall in den ersten beiden Dritteln eines Versuchs auf. Der darauffolgende Anstieg im letzten Drittel ist geringer als in den ST-Trainingsgruppen. Tendenziell ist in der DT-Gruppe eine geringere Ausprägung der Signaländerung sowohl mit als auch ohne Zusatzaufgabe zu

beobachten, wobei alle Gruppen ähnliche Signalprofile in Abhängigkeit von der motorischen Aufgabe und der Aufgabenbedingung aufweisen.

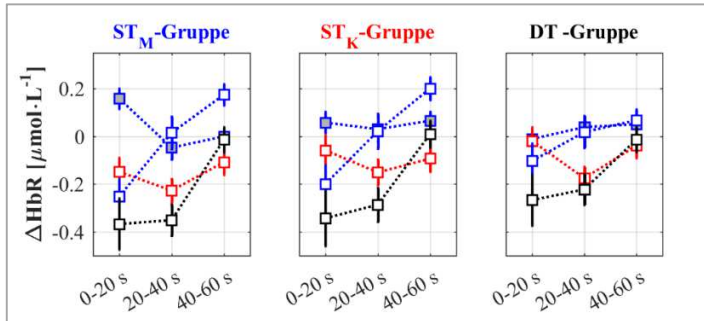


Abb. 43 Aufgabe x Zeitabschnitt x Trainingsgruppe-Interaktion für die Konzentrationsänderung im Desoxyhämoglobin. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.

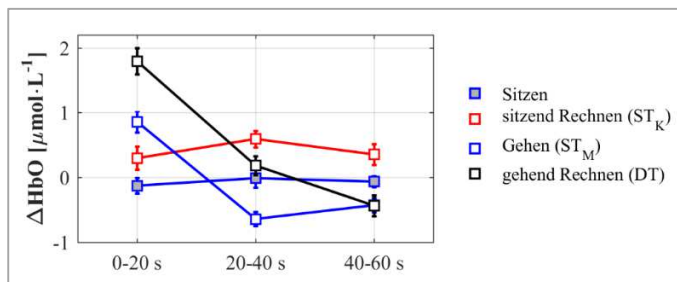
Tab. 37 Resultate der Varianzanalysen der Aktivierung und der Ressourcenbedarfe je Trainingsgruppe im Vortest-Nacht-Vergleich. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Faktor	$\Delta_{3 \times 20}$			RB		
		$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$
HbO	Test	3.283	.078	.076	6.178	<b>.017</b>	.134
	Motorik	0.501	.483	.012	19.359	<b>&lt;.001</b>	.326
	Aufgabe	21.234	<b>&lt;.001</b>	.291	11.205	<b>.002</b>	.219
	Zeitabschnitt	27.874	<b>&lt;.001</b>	.411	---	---	---
	Test x Aufgabe	1.304	.260	.032	8.828	<b>.005</b>	.181
	Motorik x Zeitabschnitt	47.315	<b>&lt;.001</b>	.542	---	---	---
	Aufgabe x Zeitabschnitt	4.045	<b>.027</b>	.092	---	---	---
	Motorik x Aufgabe x Zeitabschnitt	4.922	<b>.011</b>	.110	---	---	---
HbR	Test x Aufgabe x Zeitabschnitt	7.361	<b>.001</b>	.155	---	---	---
	Test	1.979	.167	.047	0.539	.467	.013
	Motorik	9.120	<b>.004</b>	.186	14.758	<b>&lt;.001</b>	.270
	Aufgabe	52.561	<b>&lt;.001</b>	.568	43.270	<b>&lt;.001</b>	.520
	Zeitabschnitt	13.634	<b>&lt;.001</b>	.254	---	---	---
	Test x Aufgabe	21.655	<b>&lt;.001</b>	.351	19.502	<b>&lt;.001</b>	.328
	Motorik x Zeitabschnitt	24.679	<b>&lt;.001</b>	.382	---	---	---
	Aufgabe x Zeitabschnitt	4.077	<b>.024</b>	.092	---	---	---
	Test x Gruppe	2.153	.129	.097	4.233	<b>.022</b>	.175
	Test x Zeitabschnitt x Gruppe	2.672	<b>.038</b>	.118	---	---	---
Motorik x Aufgabe x Zeitabschnitt x Gruppe	2.120	.086	.096	---	---	---	

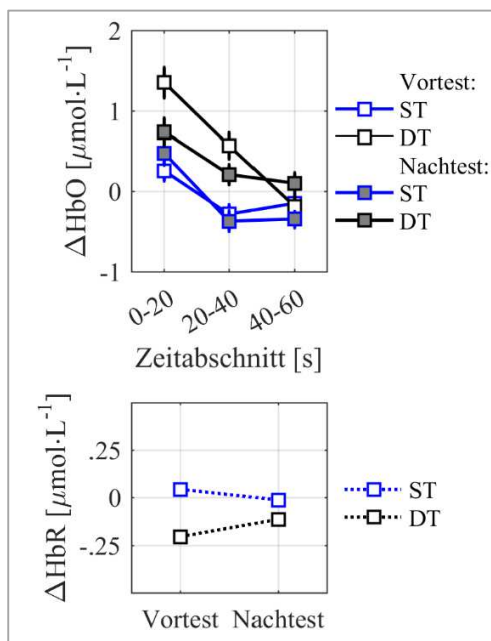
HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin,  $\Delta_{3 \times 20}$  = Konzentrationsänderungen in drei 20-sekündigen Signalabschnitten, RB = Ressourcenbedarf.



In  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$  gibt es im Gegensatz zu  $\Delta\text{HbR}_{3 \times 20}$  keine Gruppenspezifik in der Aufgabe x Zeitabschnitt-Interaktion (siehe Abb. 44). Zu Beginn erzeugen beide Aufgabenbedingungen einen deutlichen Anstieg, der mit kognitiver Zusatzaufgabe größer ist als ohne. Während sich dieser Anstieg in der motorischen Aufgabe bereits im zweiten Drittel umkehrt, kann dies mit Zusatzaufgabe erst zum Ende des Versuchs beobachtet werden. Die Charakteristik der Motorik x Zeitabschnitt-Interaktion entspricht dem Vortest und bildet nun in Kombination mit der Aufgabenbedingung eine Dreifachinteraktion.



**Abb. 44 Aufgabe x Zeitabschnitt-Interaktion für die Konzentrationsänderung im Oxyhämoglobin.** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts.



**Abb. 45 Test x Aufgabe x Zeitabschnitt-Interaktion für die Konzentrationsänderung im Oxyhämoglobin (oben) und Test x Aufgabe-Interaktion für die Konzentrationsänderung im Desoxyhämoglobin (unten).** Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts. ST = motorische Grundaufgabe, DT = motorische Grundaufgabe mit kognitiver Zusatzaufgabe.

Abschließend sollen die Interaktionen zwischen Test, Aufgabe beschrieben werden, die jedoch nur in  $\Delta\text{HbO}_{3 \times 20}$  den Faktor Zeitabschnitt einbezieht (Abb. 45 oben). In allen Aufgabenbedingungen steigt das Signal zu Beginn am stärksten an, wobei der Anstieg mit kognitiver Zusatzaufgabe immer am größten ist. Auch wenn der Anstieg in der motorischen Grundaufgabe im Nachtest größer ist als im Vortest, ähneln sich die Ausprägungen stärker als die Signaländerungen unter kognitiver Zusatzbelastung. Die kognitive Zusatzaufgabe verursacht ungeachtet der motorischen Grundaufgabe eine deutliche reduzierte Konzentrationsänderung im Nachtest, was auch für  $\Delta\text{HbR}_{3 \times 20}$  gilt. Ebenso zeigt sich ein leicht verstärkter Abfall des Signals in der motorischen Grundaufgabenbedingung.

Nach dem Training lassen sich im rrPFC veränderte RBs und Aktivierungen in beiden Chromophoren je Aufgabenbedingung bzw. motorischer Grundaufgabe beobachten, die analog zu Experiment I auf eine neurophysiologische Anpassungsreaktion hindeuten. Gruppenspezifische Effekte sind jedoch ausschließlich im Sauerstoffverbrauch nachweisbar, der sich im Anschluss an das DT-Training stärker verringert als nach dem ST<sub>K</sub>- oder ST<sub>M</sub>-Training, das insgesamt nur geringfügige Änderungen bewirkt. Während die ST<sub>M</sub>-Gruppe den höheren Verbrauch vom Vortest im Nachtest leicht reduziert, erhöht sich der eingangs etwas geringere Verbrauch in der ST<sub>K</sub>-Gruppe auf ein vergleichbares Niveau. In Bezug auf die Aktivierung wird noch einmal deutlich, dass die wichtigste Konzentrationsänderung zu Beginn der Aufgabe zu verzeichnen ist. Ein weiteres Unterscheidungsmerkmal scheint die Dauer der Aktivierungssteigerung zu sein, bevor nach geraumer Zeit eine gegenläufige Signalcharakteristik eintritt.

Das Training hat Änderungen nicht nur in den Leistungsparametern sondern auch in den dafür erforderlichen Ressourcen bewirkt. Dennoch bleibt RB in der DT-Bedingung (Laufbandgehen mit kontinuierlicher kognitiver Zusatzaufgabe) größer als in den jeweiligen Einzelkomponenten (Laufbandgehen oder Lösen der Zusatzaufgabe in sitzender Position). Da zumindest im HbR-Signal Unterschiede gefunden werden konnten, die mit dem Training zu assoziieren sind, ist nun von Interesse, ob auch die Allokation der jeweiligen RBs variiert.

### **9.2.3 Ressourcenallokation und Leistungskorrespondenz**

#### *9.2.3.1 Ressourcenbedarf und Leistungskorrespondenz*

Im Vortest gibt es für RB<sub>HbO</sub> weder einen Unterschied zwischen empirischem und prädictiertem RB noch gruppenspezifische Interaktionen. Dasselbe gilt für RB<sub>HbR</sub>. Im Nachtest gibt es für RB<sub>HbO</sub> zwar keinen RB-Haupteffekt, jedoch gibt es einen Trend zur gruppenspezifischen Interaktion (siehe Tab. 38). Während für die ST<sub>M</sub>-Gruppe ein eher unteradditiver RB festgestellt werden kann, gibt es für die ST<sub>K</sub>- und die DT-Gruppe umgekehrte Effekte. In diesen Gruppen ist der empirische Wert tendenziell überadditiv.

**Tab. 38** Resultate der Varianzanalysen der empirischen und prädiktiven Ressourcenbedarfe unter Berücksichtigung der Trainingsgruppe im Vortest und im Nachtest. Signifikante  $p$ -Werte sind fettgedruckt.

Chromophor	Faktor	Vortest			Nachtest		
		$F$	$p$	$\eta_p^2$	$F$	$p$	$\eta_p^2$
HbO	Ressource	1.014	.320	.025	0.614	.438	.015
	Ressource x Gruppe	0.702	.520	.034	2.646	.083	.117
HbR	Ressource	1.156	.289	.028	1.853	.181	.044
	Ressource x Gruppe	0.210	.812	.010	1.162	.323	.055

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin.

Die Leistung-Ressourcen-Korrespondenzen (Tab. 39) in Kombination mit den DT-Ressourcen ergibt erwartungsgemäß unterschiedliche DT-Verarbeitungsprofile (siehe Abb. 46). Die  $ST_M$ -Gruppe startet mit beiden Chromophoren im Bereich *mittlerer Interferenz*. Der geringere  $RB_{HbO}$  im Nachtest lässt sich der *optimierten DT-Steuerung* zuordnen, während  $RB_{HbR}$  in den Bereich *niedriger Interferenz* wandert.

Die  $ST_K$ -Gruppe beginnt in den Bereichen der *mittleren* ( $RB_{HbR}$ ) und eine *hohen Interferenz* ( $RB_{HbO}$ ). Im Nachtest verbleibt  $RB_{HbR}$  im Bereich der *mittleren Interferenz*. Überraschend ist, dass  $RB_{HbO}$  nun im Bereich der *unökonomischen DT-Steuerung* liegt bzw. zur *stärkeren unspezifischen Aktivität* tendiert.

Die Startniveaus der DT-Gruppe lassen sich für  $RB_{HbO}$  der *mittleren Interferenz* und für  $RB_{HbR}$  tendenziell der *hohen Interferenz* zuweisen. Nach dem Training befindet sich  $RB_{HbR}$  im Bereich der *mittleren Interferenz* und ebenfalls überraschend liegt  $RB_{HbO}$  in dem Feld, das mit einer *De-Automatisierung in der DT-Steuerung* klassifiziert wird.

**Tab. 39** Resultate der Wilcoxon-Vorzeichen-Testung je Chromophor und Trainingsgruppe

Chromophor	Trainingsgruppe	Vortest		Nachtest	
		$p$	Ausprägung	$p$	Ausprägung
HbO	$ST_M$	.120	ST ~ DT	1.00	ST ~ DT
	$ST_K$	<b>.003</b>	<b>ST &lt; DT</b>	.074	ST > DT <sup>Trend</sup>
	DT	.160	ST ~ DT	<b>.027</b>	<b>ST &lt; DT</b>
HbR	$ST_M$	.250	ST ~ DT	<b>.039</b>	<b>ST &gt; DT</b>
	$ST_K$	.650	ST ~ DT	.350	ST ~ DT
	DT	.054	ST < DT <sup>Trend</sup>	.730	ST ~ DT

HbO = Oxyhämoglobin, HbR = Desoxyhämoglobin.

Tab. 40 Korrelationskoeffizienten zwischen Ressource und Parameter und mittleres Bestimmtheitsmaß je Bedingung im Vortest und Nachtest

Vortest												
	ST <sub>M</sub> -Gruppe				ST <sub>K</sub> -Gruppe				DT-Gruppe			
	ST		DT		ST		DT		ST		DT	
	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>	RB <sub>HbO</sub>	RB <sub>HbR</sub>
RT	<b>0.315*</b>	-0.159	-0.069	0.046	0.194	0.006	0.246	0.001	0.077	0.083	<b>0.390**</b>	-0.215
RA	-0.237	<b>0.342*</b>	0.024	0.142	0.013	0.051	-0.061	0.167	<b>-0.331*</b>	0.032	<b>-0.610***</b>	<b>0.507***</b>
KD	<b>-0.434**</b>	-0.090	-0.100	0.236	-0.107	-0.213	0.122	<b>0.375*</b>	0.041	-0.161	0.027	-0.154
SL	<b>0.346*</b>	0.072	0.111	-0.237	0.110	0.247	<b>-0.277*</b>	<b>0.423**</b>	-0.027	0.112	-0.023	0.001
SW	-0.089	0.081	<b>0.406**</b>	-0.170	-0.093	0.141	-0.117	0.111	0.203	-0.197	<b>-0.421**</b>	<b>0.558***</b>
WR	<b>0.430**</b>	-0.073	0.111	<b>0.253*</b>	0.111	-0.235	-0.214	<b>-0.400*</b>	-0.041	-0.115	-0.040	-0.074
KD CV	-0.195	0.077	-0.014	<b>0.289*</b>	-0.097	-0.275	-0.226	-0.029	-0.037	-0.163	0.224	<b>-0.348*</b>
SL CV	-0.117	-0.021	0.070	0.220	-0.100	-0.221	-0.253	-0.137	0.089	-0.045	<b>0.296*</b>	-0.199
SW V	<b>-0.307*</b>	0.109	<b>-0.344*</b>	0.115	0.080	-0.163	-0.164	0.027	0.172	<b>0.269*</b>	-0.019	<b>-0.358*</b>
$\bar{R}^2$ [%]	8.91	2.06	3.64	4.14	1.20	3.27	3.98	6.00	2.22	2.21	9.35	10.36
Nachtest												
RT	0.180	-0.067	<b>0.350*</b>	-0.202	<b>0.447**</b>	-0.166	-0.100	-0.229	0.072	0.090	0.209	0.074
RA	<b>-0.395**</b>	0.055	<b>-0.344*</b>	-0.029	<b>-0.459**</b>	0.072	-0.019	0.105	-0.152	-0.220	-0.205	0.164
KD	0.023	<b>-0.307*</b>	0.024	0.087	-0.155	-0.259	0.076	<b>-0.403*</b>	-0.088	-0.173	0.094	0.054
SL	0.001	0.243	-0.163	-0.056	0.156	<b>0.287*</b>	-0.031	0.226	-0.054	<b>0.283*</b>	-0.055	0.005
SW	<b>0.292*</b>	<b>-0.425**</b>	0.027	0.127	-0.213	0.153	-0.161	<b>0.408**</b>	0.132	<b>-0.301*</b>	0.085	0.162
WR	-0.009	<b>-0.281*</b>	-0.091	0.070	0.164	<b>-0.280*</b>	-0.044	<b>-0.323*</b>	0.010	-0.215	-0.083	0.016
KD CV	0.246	0.019	-0.212	-0.088	0.116	-0.069	-0.100	0.109	-0.092	-0.007	0.231	<b>-0.262*</b>
SL CV	<b>0.320*</b>	-0.214	<b>-0.277*</b>	-0.094	0.009	-0.114	-0.091	0.106	0.118	0.144	0.230	<b>-0.372*</b>
SW V	<b>0.312*</b>	<b>-0.331*</b>	<b>-0.422**</b>	0.212	-0.212	-0.186	0.254	-0.082	0.028	-0.012	<b>-0.292*</b>	-0.152
$\bar{R}^2$ [%]	5.94	6.40	6.40	1.50	6.54	3.73	1.42	6.41	0.89	3.60	3.37	3.23

\*  $p \leq .05$ ; \*\*  $p \leq .01$ ; \*\*\*  $p \leq .001$ ; DT = Doppelaufgabe; ST = Einzelaufgabe; M = motorisch; K = kognitiv; RA = Richtige Antworten; RT = Reaktionszeit; KG = kognitive Genauigkeit; KD = Kadenz; SL = Schrittlänge; SW = Schrittwerte; CV = Variabilitätskoeffizient; V = Variabilität; WR = Gangverhältnis.

Experiment III: Effekte eines Langzeittrainings auf die Verarbeitungsmodalität

ST <sub>M</sub> -Gruppe			ST <sub>K</sub> -Gruppe			DT-Gruppe		
Automatisierung in DT	Niedrige HbR	Starke (unspezifische) Aktivität zur DT-Steuerung	Automatisierung in DT	Niedrige Interferenz	Starke (unspezifische) Aktivität zur DT-Steuerung HbO <sup>†</sup>	Automatisierung in DT	Niedrige Interferenz	Starke (unspezifische) Aktivität zur DT-Steuerung
Optimierte DT-Steuerung HbO <sup>†</sup>	HbO Interferenz HbR	Unökonomische DT-Steuerung	Optimierte DT-Steuerung	HbR HbR	Unökonomische DT-Steuerung	Optimierte DT-Steuerung	HbO Interferenz HbR	Unökonomische DT-Steuerung
Ressourcendefizit erzwingt Leistungsreduktion	Hohe Interferenz	De-Automatisierung in DT	Ressourcendefizit erzwingt Leistungsreduktion	HbO	De-Automatisierung in DT	Ressourcendefizit erzwingt Leistungsreduktion	HbR <sup>‡</sup>	De-Automatisierung in DT HbO <sup>†</sup>

**Abb. 46 DT-Verarbeitungsmechanismus repräsentiert durch Oxy- (HbO) und Desoxyhämoglobin (HbR) im Vortest (schwarz) und im Nachtest (grün) je Trainingsgruppe.** <sup>†</sup> $p < .1$  für Unterschied zwischen prädictiertem und empirischen Ressourcenbedarf (horizontale Richtung); <sup>‡</sup> $p < .1$  für Unterschied in der Leistung-Ressourcen-Korrespondenz (vertikale Richtung).

Nachdem sich die RB-Vortestniveaus analog Experiment II durch mittlere und hohe Interferenzen auszeichnen, verändert sich deren Eigenschaft im Nachtest. Ein vertiefender Blick in die Korrespondenzen aus Tabelle 40 soll Aufschluss über die bedeutsamsten Parameter je Trainingsgruppe geben. Die ST<sub>M</sub>-Gruppe weist in den ST-Bedingungen Korrespondenzen auf, die sich in der DT-Bedingung abschwächen. Besonders in Bezug auf die Steuerung von KD und SL gibt es eine starke Korrespondenz in der RB<sub>HbO</sub> während des Gehens. Im Nachtest verringert sich die Steuerung von KD und SL. Fokussiert wird beim Gehen weiterhin SW in beiden Ressourcen. Innerhalb der DT-Bedingung gewinnt nun auch die kognitive Leistung an Bedeutung in der Steuerung.

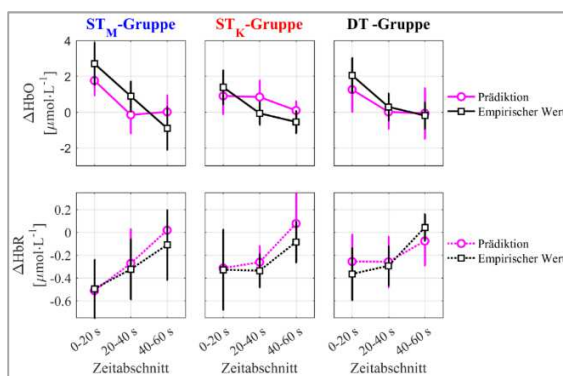
Die ST<sub>K</sub>-Gruppe zeigt dagegen höhere Korrespondenz zwischen SL und beiden Ressourcenparametern auf. Nach dem Rechentraining steigt die Korrelation zwischen kognitiver Leistung und RB<sub>HbO</sub> in der ST-Bedingung. Die Steuerung des Gangs fokussiert eher auf den RB<sub>HbR</sub>. Sowohl in der ST-Bedingung als auch in der DT-Bedingung spielt die Steuerung von SL bzw. KD eine große Rolle.

Die DT-Gruppe zeigt ebenfalls stärkere Steuerung innerhalb der DT-Bedingung. Die Korrespondenz zwischen den Gangparametern und den RB ist besonders für SW und die Variabilitätsmaße statistisch bedeutsam. Im Nachtest zeigt sich eine stärkere Korrespondenz zwischen RB<sub>HbR</sub> und SL bzw. SW innerhalb der ST-Bedingung. Die Steuerung der Variabilitätsmaße kann durch das Training nicht verringert werden. Die Rechenaufgaben sind nach anfänglich starker bewusster Steuerung im Nachtest nur noch geringfügig repräsentiert.

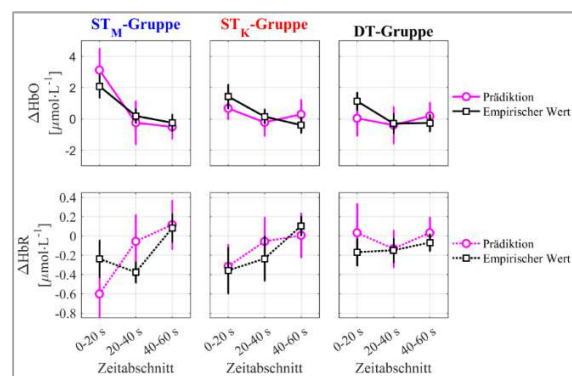
In der Korrespondenzanalyse (Tab. 40) erreicht spezifisch die DT-Gruppe im Vortest starke Korrelationen mit einer mittleren Varianzaufklärung von ca. 10% in der DT-Bedingung, wobei insgesamt eine Heterogenität in der Nachweisbarkeit der Parameter in der Ressource zu beobachten ist.

### 9.2.3.2 Deskriptive Betrachtung der dynamischen Prozesse

Die in diesem Experiment gebildeten Profile weisen keine Ähnlichkeiten mit denen aus den Experimenten I und II auf. Bereits im Vortest (siehe Abb. 47) gibt es Phasen der unteradditiven Konzentrationsänderung in HbO der ST<sub>M</sub>- und ST<sub>K</sub>-Gruppe sowie im HbR-Signal der DT-Gruppe. Allerdings weist das jeweils entgegengesetzte Signal eine zum Teil deutliche, überadditive Ausprägung auf. Außerdem gibt es in beiden ST-Gruppen einen gleichgerichteten Signalabfall gegen Ende des Versuchs.



**Abb. 47** Prädizierte versus empirische neuronale Aktivität innerhalb der Doppelaufgabe je Trainingsgruppe vor dem Training. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts mit 95% Konfidenzintervall.



**Abb. 48** Prädizierte versus empirische neuronale Aktivität innerhalb der Doppelaufgabe je Trainingsgruppe nach dem Training. Fehlerbalken entsprechen dem Standardfehler des Mittelwerts mit 95% Konfidenzintervall.

Im Nachtest (siehe Abb. 48) beginnt die ST<sub>M</sub>-Gruppe unteradditiv, wechselt dann jedoch wieder in ein prädizierbares Muster in HbO und zeitweise ist die Signaländerung in HbR überadditiv. Eine Gleichrichtung beider Chromophoren gibt es für diese Gruppe nicht mehr. Die ST<sub>K</sub>-Gruppe zeigt ebenfalls keine gleichgerichteten Signalverläufe mehr. Allerdings tendieren die Signale gegen Ende von einer anfänglichen über- in eine unteradditive Konzentrationsänderung. Die DT-Gruppe startet wie die ST<sub>K</sub>-Gruppe mit einer überadditiven Aktivierungsänderung. Sie wechselt dann zwar nicht in den unteradditiven Bereich, aber zeigt gegen Ende einen Trend zur gleichgerichteten Konzentrationsänderung.

### 9.3 Zwischenfazit

Ein Langzeittraining sollte die Automatisierung der motorischen, kognitiven bzw. motorisch-kognitiven Anforderungen unterstützen. In dieser Trainingsstudie waren eine spezifische Aufgabe (Gehen oder Kopfrechnen oder Gehen und Kopfrechnen) zu üben, um die Wirkung auf die Ressourcenbedarfe und die Leistungsanpassung zu untersuchen und Rückschlüsse auf die Anteile bewusster Steuerung im rrPFC und DT-Verarbeitungsmechanismen zu ziehen.

Die Probanden wurden ausschließlich auf der Basis der individuellen kognitiven Leistung (Summe der richtigen Antworten) den Trainingsgruppen zugeordnet, um ein ausbalanciertes Startniveau zwischen den Trainingsgruppen zu erreichen. Die Folge dieser Entscheidung ist, dass das Ausgangsniveau der motorischen Leistung zwischen den Gruppen variiert. Außerdem repliziert keine der Trainingsgruppen das motorische Leistungsprofil der Stichprobe aus Experiment II. Dennoch zeigen sich trainingsspezifische Effekte auf der kognitiven bzw. motorischen Ebene. Die Trainingsgruppen mit instruierter kognitiver Anforderung verbessern die kognitive Leistung stärker als die ausschließlich motorisch Trainierenden. Die ST<sub>M</sub>-Gruppe verbessert sich zwar ebenfalls, jedoch nicht in dem Maße wie es ein gezieltes Training ermöglicht. D.h., sie profitieren in diesem Fall von der Testwiederholung, die ca. 6 Wochen nach dem Vortest stattgefunden hatte.

In Bezug auf die motorische Leistung zeigen die Gruppen nur für die Stabilitätskomponente eine Gemeinsamkeit. Unabhängig davon, ob ein Laufbandtraining stattgefunden hat, reduzieren die Probanden die Variabilität des Gangmusters besonders in der DT-Bedingung im Nachtest. Die Gruppen jedoch, die Gehen auf dem Laufband trainiert hatten, weisen insgesamt mehr Vor-Nachtest-Effekte auf als die ST<sub>K</sub>-Gruppe, auch wenn die Richtung der Veränderung variiert und selbst nach dem Training keine Ähnlichkeit mit der Stichprobe aus Experiment II gefunden werden kann. Dennoch zeigen alle Gruppen einen trainingsspezifischen motorischen Effekt, der jedoch nur unter Berücksichtigung des neurophysiologischen Korrelats zu diskutiert und interpretiert werden soll.

Obwohl die Probanden der DT-Gruppe zumindest im Nachtest unter DT-Bedingung mit einer höheren Kadenz gehen, soll mit der Betrachtung der ST<sub>M</sub>-Gruppe begonnen werden, denn sie ist die einzige Trainingsgruppe, die in der DT-Bedingung weniger Sauerstoff anfordert

als prädiziert. D.h., auf neurophysiologischer Ebene resultiert das Training in einer optimierten Sauerstoffforderung bei gleichzeitiger Verringerung der Interferenz repräsentiert durch den Sauerstoffverbrauch. Trotz des motorischen ST-Trainings zeigt sich eine bewusstere Steuerung überwiegend in der motorischen ST-Bedingung. Besonders stark korrespondieren Kadenz und Schrittweite mit dem Sauerstoffverbrauch. Die Schrittlänge, die vor dem Training noch stärker mit der Ressourcenforderung korrespondierte, kann im Nachtest nicht mehr als signifikant nachgewiesen werden. Auf der Leistungsebene dagegen reagieren die Probanden sowohl im Vor- als auch im Nachtest mit einer Reduktion der Kadenz bzw. Verlängerung der Schritte in der DT-Bedingung. Diese Beobachtung würde eher mit hohen DT-Kosten und daraus folgend mit größerer Interferenz in der DT-Verarbeitung und bewussterer Steuerung interpretiert. In dieser Gruppe lässt sich jedoch eine deutliche Optimierung des Gangmusters in der ST-Bedingung mit höherem kognitivem Steuerungsaufwand feststellen. Anstatt eines Transfers der motorischen ST-Leistung in die DT-Bedingung fallen sie wieder in das bekannte Vortestgangmuster zurück und präferieren die Optimierung der kognitiven Leistung. Diese Beobachtung ließe sich zusätzlich mit der „*modularity of mind*“-Hypothese (Fodor, 1985) erklären. Durch das Beibehalten (bzw. neuronale Verkapseln) des motorischen Musters aus dem vom Vortest bekannten DT-Muster reduziert sich die DT-Interferenz im rrPFC für diese Gruppe im Sinne eines Trainings, während die Integration der kognitiven Aufgabe in das neue motorische Trainingsmuster mehr störende Interferenz erzeugen müsste und damit ineffizient wäre.

Andererseits ließe sich auf neuronaler Ebene auch eine fehlerhafte Prädiktion annehmen, die fälschlicherweise einen verbesserten Steuerungsaufwand unter DT-Bedingung impliziert. Anmerkungen der Teilnehmer, dass sie sich angewöhnt hätten, während des Gehens spezifische Gedanken weiterzudenken oder Probleme gedanklich weiterzuarbeiten, können einen Hinweis für diese Annahme bieten. Sie haben möglicherweise eine andere Art der DT trainiert, die ein anderes Aktivierungsniveau erfordert, das nicht zwingend mit der Testaufgabe kompatibel sein muss. Die additive Prädiktion auf der Basis der ST-Signale würde folglich gestört, wodurch erneut verdeutlicht würde, dass es schwierig sein kann, in einer motorischen ST-Situation lediglich die instruierte Aufgabe auszuführen und aus den gewonnenen Daten korrekte Schlussfolgerungen ziehen zu können.



Überraschend sind dagegen die Ergebnisse der Sauerstoffforderung für die kognitiv Trainierenden. Beide Trainingsgruppen tendieren in der DT-Bedingung im Nachtest zur überadditiven Aktivität, unterscheiden sich jedoch in der Korrespondenz mit den Ressourcenbedarfen. Als eine mögliche Ursache für die stärkere Sauerstoffrekrutierung lässt sich die wechselnde Art der kognitiven Instruktion identifizieren. Während im Training der visuelle Abgleich einer beliebigen Computerlösung mit der mentalen Repräsentation erforderlich war, der bei Bedarf in einem manuellen Signal resultierte, sollte die Antwort im Test nicht nur verbalisiert werden sondern bekam außerdem keine Erfolgsmeldung. Der Unterschied in der Instruktion der kognitiven Aufgabenbedingung muss das gegebenenfalls automatisierte Rechnen zwar nicht stören, alle weiteren Prozesse unterliegen dann jedoch ungeübten Abläufen, die zwar aus dem Vor und den Zwischentests bekannt sind, aber mangels Übung nicht automatisiert sein können.

Bei insgesamt deutlich reduzierter Korrespondenz im Nachtest weist die DT-Gruppe auf eine „De-Automatisierung in der DT-Steuerung“ bzw. auf eine mittlere Interferenz in der DT-Verarbeitungsmatrix hin. Unter der Annahme, dass die spezifische Aufgabenkombination im Training automatisiert wurde, tritt durch die veränderte Testsituation eine De-Automatisierung auf, d.h. Teile des Steuerungsaufwands werden wieder stärker bewusster Steuerung unterzogen. Die Korrelationen steigern sich im Vergleich zur ST-Bedingung für die Gangstabilität und die kognitive Leistung, jedoch nicht immer signifikant. Die Kadenz, die unter DT-Bedingung höher ist als unter ST-Bedingung, korrespondiert nicht repräsentativ mit den Ressourcen. Dies kann einerseits mit einer automatisierten Bewegungssteuerung erklärt werden, wenn die Ursache der De-Automatisierung eher im Trainingsgrad der kognitiven Aufgabe liegt. Andererseits ist die Korrespondenz zwischen Schrittlänge und Sauerstoffverbrauch in der ST-Bedingung sichtbar, die in der DT-Bedingung verschwindet. Gleichzeitig deutet die Betrachtung der energetischen Komponente der Gangsteuerung im Nachtest auf einen Transfer zwischen den Aufgabenbedingungen hin, dessen Niveau zwischen den Vortestleistungen liegt. Diese Beobachtungen führen für das DT-Training zu dem Schluss, dass eine gemeinsame Ressource zur Steuerung der DT-Anforderungen angelegt wird, die zum Teil geringer ist als die Ressourcenbedarfe nach einem ST-Training. Unter zusätzlicher Ressourcenforderung können dann Teile der Aufgabe automatisiert und andere Teile der Aufgabe unter stärkerer bewusster Steuerung ausgeführt werden.

Nach dem kognitiven ST-Training bleibt die motorische Leistung weitestgehend auf dem Vortestniveau. Die kognitive Leistung steigert sich ähnlich der DT-Gruppe. Gleichzeitig wird der Ressourcenbedarf zwar optimiert, rangiert dabei jedoch auf dem Niveau der ST<sub>M</sub>-Gruppe. Außerdem zeigt die ST<sub>K</sub>-Gruppe eine Anfälligkeit auf die veränderte Testsituation der kognitiven Aufgabe, indem mehr als der prädizierte additive Ressourcenbedarf gemessen werden konnte. Interessant ist dabei, dass sich die Korrespondenz der Gangparameter mit der Ressourcenforderung zumindest als „unökonomisch“ deklarieren lässt aber auch mit einer „unspezifisch stärkeren Interferenz in der DT-Steuerung“ klassifiziert werden kann. Welche der beiden Interpretationen unterliegt größerer Plausibilität? Nur die hochgeübte kognitive Aufgabe weist im Nachtest eine Leistungsänderung auf, d.h. nur die Ressourcen für diese Aufgabe wurden optimiert. Das Gangmuster verbleibt auf dem Vortestniveau und die erforderliche Ressource bzw. Leistung-Ressource-Korrespondenz ebenso. Die Korrespondenz in der Trainingsaufgabe dagegen ist für die kognitive Aufgabe gestiegen und deutet auf das Dilemma in der veränderten kognitiven Testaufgabe hin, sodass eine Verschiebung der Steuerung in Bereiche zur automatisierten Verarbeitung nicht plausibel erscheint. Da es außerdem keine Hinweise darauf gibt, dass die motorische Steuerung in Bereiche automatisierter Steuerung verschoben wird, kann die DT-Verarbeitung nur mit einer unökonomischen Ressourcenlage erklärt werden.

Unter der Annahme, dass das veränderte Testregime für die ausbleibende Automatisierung der DT-Verarbeitung in der Testsituation ursächlich ist, ließe sich der Sauerstoffforderung eine spezifische Sensitivität für akute kognitive Aufgabenanforderungen zuweisen, die sich nicht bzw. nicht mehr mit der motorischen Aufgabe synchronisieren lassen.

## **10 Diskussion**

Ziel der explorativen Re-Analyse in dieser Arbeit ist die Aufklärung der Anpassung der Kadenz als zeitlichem Gangparameter im Doppelaufgabenkontext. Als Grundlage für diesen Anpassungsmechanismus dient die Notwendigkeit der Optimierung der Doppelaufgabenverarbeitung zu der auch die Verschiebung der Verarbeitung in Ressourcen zur automatisierten Steuerung zählt. Damit würde die additive Menge an rrPFC-Ressourcen in der Doppelaufgabenverarbeitung reduziert. Allerdings ist die zwingende Voraussetzung, dass als Einzelaufgabenleistung erhobene Parameter unbeeinflusst von ablenkenden kognitiven Prozessen oder Selbstbeobachtung erhoben wurden. Außerdem ist fraglich, ob und inwieweit die zeitliche Struktur der kognitiven Aufgabe eine unterstützende bzw. hemmende Rolle bei der automatisierten Verarbeitung spielt. Es wird angenommen, dass sich diskrete, rhythmisierende Aufgaben mit dem Gangmuster synchronisieren lassen und automatisiert ausgeführt werden können als komplexe kognitive Sachverhalte mit kontinuierlicher Bearbeitungsstruktur.

### **10.1 Ursache der Anpassung der Kadenz innerhalb der motorisch-kognitiven Doppelaufgabe**

Die vorliegenden Daten zeigen, dass sowohl Automatisierung als auch korrigierte (Über-)Steuerung der motorischen Aufgabe mit erhöhter Kadenz in der Doppelaufgabe assoziiert werden kann. Neben der kognitiven Aufgabe spielt auch die Geschwindigkeit eine zentrale Rolle bei der Wahl des Steuerungsmodus. Eine erhöhte Kadenz in der motorisch-kognitiven Doppelaufgabensituation konnte in zwei Experimenten erzeugt werden. Allerdings wurde dieser Effekt unterschiedlich bewirkt. Die synchronisierte Kombination von langsamem Laufbandgehen und zeitlich diskreter Zusatzaufgabe wurde durch eine Verkürzung der Schrittlänge ermöglicht. In der trainierten Doppelaufgabe von moderatem Laufbandgehen und kontinuierlicher kognitiver Zusatzaufgabe gibt es keine Verkürzung der Schrittlänge, stattdessen ist von einer Verkürzung der Standphase auszugehen. Diese Verhaltensbeobachtungen könnten jeweils mit Automatisierung begründet werden. Die neurophysiologische Kontrollvariable zeichnet jedoch ein anderes Bild, weshalb die Ergebnisse im Folgenden mit Bezug zur Konzentrationsänderung des frontopolen Hämoglobins zu diskutieren sind.

Die Synchronisation einer diskreten, kognitiven Aufgabe mit dem rhythmisch-zyklischen Muster der motorischen Aufgabe resultiert beispielsweise in einem optimierten Ressourcenbedarf insbesondere bei subjektiv angenehmem Laufbandtempo. Analog zu Johannsen et al.

(2013) wird eine Steigerung der Kadenz nur dann beobachtet, wenn das Bewegungstempo (zu) langsam ist und damit tatsächlich einen höheren Steuerungsaufwand verursacht. Es kann folglich angenommen werden, dass die Automatisierung der motorischen Komponente zur Verringerung der zu steuernden Anteile der Doppelaufgabe führt. Ein gleichermaßen hohes motorisches und kognitives Tempo hingegen bewirkt keine Interferenzreduktion durch eine Umverteilung der Steuerungsressourcen.

Kontinuierliche kognitive Aufgaben von variierender Komplexität lassen sich schlechter rhythmisieren. Auch wenn beim Laufen eine erhöhte Kadenz bewirkt werden kann, so lässt sie sich nicht als Folge von Automatisierungsprozessen erklären. Stattdessen kann die sehr starke bewusste Steuerung der Laufparameter in der Einzelaufgabenbedingung beobachtet werden. Unter DT-Bedingung verringert sich der Steuerungsanteil um die auf höherer Steuerungsinstanz verortete Schrittlänge, wodurch eine reduzierte bewusste Kontrolle indiziert wird. Dieser Vorgang führt jedoch noch nicht dazu, Ressourcen zu reduzieren. Stattdessen kann eine flexible Anpassung der Kontrollanteile im rPFC im Rahmen der erforderlichen Ressourcen beobachtet werden.

Innerhalb eines Langzeittrainings sollte die kontinuierliche kognitive Aufgabe und ein vorgegebenes eher langsames Laufbandtempo hochgeübt werden, um damit den Status der Automatisierung zu erreichen. Auf der Leistungsebene würde dies bedeuten, dass die Leistungen robust gegenüber Störungen durch eine jeweilige Zweitaufgabe sind. Überraschend erzielte die Gruppe mit dem motorisch-kognitiven Doppelaufgabentraining den Status der „De-Automatisierung“ im Nachtest. Daraus folgt, dass die Teilaufgaben im Training automatisiert wurden. In der Testsituation jedoch, in der eine Abwandlung der kognitiven Aufgabe instruiert war, wurden unerwartet mehr Ressourcen zur Doppelaufgabenverarbeitung benötigt. Somit wurden die kognitiven Anteile der Doppelaufgabe wieder der bewussteren Steuerung unterzogen. Gleichzeitig gibt es eine erhöhte Kadenz in der Doppelaufgabe ohne systematische Schrittlängen Anpassung und von vergleichbarem Energieaufwand wie unter Einzelaufgabenbedingung, was auf eine automatisierte Gangsteuerung schließen lässt. Es lässt sich folglich auch für den Fall der kontinuierlichen Aufgabe bei einem geringeren Laufbandtempo zeigen, dass Automatisierung des Gangmusters als eine Erklärung für die erhöhte Kadenz gelten kann, wenn beide Teilaufgaben über separate Ressourcenmengen ge-

trennt voneinander automatisiert werden. Mit anderen Worten, die Ressourcen für mindestens eine der beiden Teilaufgaben wurden modifiziert bzw. in Bereiche der automatisierten Steuerung verschoben. Diese Folgerung steht im Gegensatz zu der Annahme, dass beide Teilaufgaben in eine Ressource integriert als eine neue „Einzelaufgabe“ gesteuert würden und deckt sich damit mit den Schlussfolgerungen von Ruthruff, van Elst, Johnston und Remington (2006). Sie untersuchten kognitive Einzelaufgaben- und kognitiv-kognitive Doppelaufgabentrainings auf ihr Potential zur Vermeidung des Flaschenhalseffektes durch Aufgabenintegration oder der Umgehung der zentralen Limitationen durch Automatisierung auf der Leistungsebene.

Allerdings spielt sowohl die Ausprägung als auch die Ressourcenkorrespondenz der Einzelaufgabenleistung eine entscheidende Rolle bei der Beurteilung der Bedeutung der Doppelaufgabenleistung und der Interpretation als Kosten oder Vorteil. So muss zunächst erwähnt werden, dass keine der kognitiven Aufgaben kognitive Doppelaufgabenkosten erzeugt hat. Eine gewisse Priorisierung der kognitiven Aufgabe während des Gehens kann somit nicht ausgeschlossen werden.

Die motorische Einzelaufgabenleistung mit scheinbar freien kognitiven Ressourcen muss dagegen nicht zwangsläufig der repräsentativsten motorischen Referenzleistung entsprechen. Sie liefert stattdessen einen Wert, der unter maximaler Möglichkeit zur bewussten Steuerung entsteht und mehr oder weniger stark von individuellen Eigeninstruktionen beeinflusst sein kann, was nicht nur Ressourcen limitierend wirken, sondern auch zu gezielter Bewegungsänderung führen kann. Wenn die Leistungen unter der Doppelaufgabenbedingung abweichen, weil sie durch Umverteilung der Ressourcennutzung nicht mehr der bewussten, sondern eher den Ressourcen der automatisierten Steuerung unterliegen, dann lassen sich nur die Schemata der beteiligten Steuereinheiten unterscheiden. Wenn das automatisierte Bewegungsschema vom bewusst produzierten Schema abweicht, ist das folglich kein Hinweis auf Doppelaufgabenkosten auf der Basis von Interferenz, da Interferenz nur in der gleichen Steuereinheit stattfinden kann. Entsprechend ist die Ressourcenbeteiligung zu prüfen, bevor Doppelaufgabenkosten als solche deklariert werden. Es ist jedoch fraglich, inwieweit eine motorische Einzelaufgabe einen kognitiven Zusatz erhält, der keine aktive Verarbeitung erfordert, um von gezielter Einflussnahme auf das typische Bewegungsmuster abzulenken. Zusammengefasst sollten die Leistungskosten entweder mit gestufter Priorisierung

der Aufgaben (Gopher & Navon, 1980) oder zwischen systematisch variierenden Doppelaufgaben untersucht werden, um die Wirkung der jeweiligen Aufgabenkombination einzuschätzen.

Abschließend sei angemerkt, dass die Robustheit der motorischen Leistung gegen Störung durch z.B. eine Zusatzaufgabe nicht zwingend ein Zeichen für Automatisierung sein muss. Die Optimierung der zentralen Steuerung kann Interferenzen verringern, während die Verarbeitung der Anforderungen weiterhin der bewussten Steuerung unterliegt. Das kann sich ändern, wenn eine bestimmte rhythmisch-zyklische Bewegungsqualität trainiert wird und unter Doppelbelastung eine vergleichbare Leistung zeigt. Dann scheinen vorrangig Ressourcen der automatisierten Steuerung wie z.B. das Zerebellum beteiligt (Wu et al., 2013).

## **10.2 Das prädiktive Ressourcen-Modell und die Doppelaufgabenverarbeitungsmatrix**

Ein additives Ausgangsniveau unter Doppelaufgabenbedingung ist für beide Ressourcenparameter annehmbar, zumal sich mindestens einer der beiden Repräsentanten im Bereich des vergleichbaren Ressourcenbedarfs befindet. Unterstützt wird diese Einschätzung von  $f$ MRT-Studien zum motorisch-kognitiven Doppelaufgabenparadigma, die im rrPFC-Areal selten nicht-additive Aktivität detektieren. In den Kontrastanalysen einer  $f$ MRT-Studie zur Balanc kontrolle mit fortlaufender Subtraktionsaufgabe erscheint der frontopolare Bereich beispielsweise irrelevant (Papegaaij, Hortobagyi, Godde, Kaan, Erhard & Voelcker-Rehage, 2017). Zudem ist dieses Areal keinem neuronalen Netzwerk zur Doppelaufgabensteuerung zugeordnet im Gegensatz zu Bereichen des dorsolateralen PFC (Wu et al., 2013; Szameitat, Schubert, Müller & Cramon, 2002). Nachdem die Konstruktvalidität gegeben scheint, kann auch von einer inhaltlichen Validität ausgegangen werden. Diese Einschätzung wird durch die Beobachtung, dass maximal ein Chromophor eine nicht-additive Doppelaufgabenaktivität aufweist, unterstützt. Das Modell hätte im Falle gegensätzlicher Ausprägungen wie z.B. Chromophor I liegt im Bereich der „Automatisierung“ und Chromophor II im Bereich „De-Automatisierung“ eine geringe Plausibilität.

Anhand des additiven Ressourcenbedarfs als ein Flächenintegral gehen kaum Informationen verloren, die die Heterogenität der Chromophoren beinhalten. Sie zeigen dagegen deutlich, dass nicht nur ein Chromophor maßgeblich für die funktionale Aktivität ist. Scheinbar gibt

es innerhalb der Doppelaufgabenverarbeitung ein ausgleichendes System, dass mit den Eigenschaften der Chromophoren assoziiert sein könnte. Insbesondere in der Trainingsstudie (Experiment III, Kap. 9) zeigt sich die regulierende Wirkung im Desoxyhämoglobin, dessen Interferenz mit der kognitiven Aufgabe nur mit einem spezifischen motorischen Training reduziert werden konnte. Weitere Einschätzungen zur möglichen Bedeutung der Chromophoren folgen in Kapitel 10.3.

Die Formierung der Ressourcenanteile in dem Raster der Doppelaufgabenverarbeitungsmatrix scheint schlüssigen Bedeutungen zugeordnet zu sein und ermöglicht nachvollziehbare Verarbeitungsmechanismen für die jeweilige Doppelaufgabenkonstellation. Auffällig ist jedoch, dass die mittlere Korrespondenz zwischen Ressourcenbedarf und den Leistungsmaßen relativ gering ist. Eine Ursache könnte in der Mittelwertbildung der drei Einzelkurvensignale liegen, sodass auch denkbar ist, die Einzelsignale zu integrieren und zu korrelieren, um den repräsentativsten Wert für weitere Analysen zu verwenden. Dazu muss in Messwiederholungsdesigns die Position des Sensors sehr viel genauer kontrolliert werden.

### **10.3 Bedeutung der Chromophoren als neurophysiologisches Korrelat**

Insgesamt sollte sich die Interpretation der Referenzleistung und des Doppelaufgabeneffekts verbessern, wenn ein neurophysiologisches Korrelat als zusätzliche abhängige Kontrollvariable integriert wird. In den hier vorgestellten Daten ist dies jedoch nur eingeschränkt der Fall.

Die *f*NIRS-Signale reagieren nicht konsistent auf die unabhängigen Variablen. Die Sensitivität variiert nicht nur zwischen den Chromophoren sondern auch zwischen den Studiendesigns. Hierbei wird die Analyseproblematik der *f*NIRS-Technologie deutlich. Meist zeigt das Oxyhämoglobin stärkeres Diskriminationspotential zwischen den unabhängigen Variablen (Suzuki et al., 2008; Holtzer, Mahoney, Izzetoglu, Izzetoglu, Onaral & Vergheese, 2011). In einigen Publikationen wird HbR gar nicht berichtet (Mirelman et al., 2014; Bonetti et al., 2018). Der Versuch, die Funktion der Chromophoren anhand von Aufmerksamkeitserhaltungsaufgaben (*sustained attention task*) im Vergleich zu anderen Studien zu erklären, misslingt Derosiè, Dalhoumi, Perrey, Dray und Ward (2014). Sie folgen schließlich der Erklärung, dass HbR eine geringere Sensibilität in Prozessen der Aufmerksamkeitssteuerung hat. Die derzeit noch fehlende funktionelle Regelmäßigkeit führt zur Vernachlässigung des im inferenzstatistischen Sinne jeweilig „schwächeren“ Chromophors. Dass eine Funktion nicht

so einfach zu definieren ist, kann daran liegen, dass unterschiedliche Aufgaben, unterschiedliche Erfordernisse an die Hämoglobinkonzentrationen stellen. Während in rein kognitiven Exekutivaufgaben mit geringer motorischer Anforderung mehr Oxyhämoglobin zu wirken scheint (Bonetti et al., 2018), kann in motorisch anspruchsvolleren Aufgaben das Desoxyhämoglobin ebenfalls stärker sichtbar werden (McKendrick et al., 2017) bzw. innerhalb von einem Arbeitsgedächtnistraining vom Oxyhämoglobin abweichende polynomiale Anpassungen aufweisen (McKendrick, Ayaz, Olmstead & Parasuraman, 2014).

In den hier vorliegenden Daten zeigt das Signal des Oxyhämoglobins immer die größere Amplitude, jedoch nicht immer die größere Sensitivität. Insbesondere zeigen Haupteffekte bzw. Interaktionen, die sowohl für Oxy- als auch für Desoxyhämoglobin signifikante Unterschiede offenbaren, entweder vergleichbare oder größere Effektstärken für das Desoxyhämoglobin. Bevor jedoch nach Funktionalität der Chromophoren im Kontext motorischer, kognitiver und motorisch-kognitiver Aufgaben gesucht wird, sollten die Integrationsverfahren betrachtet werden.

Es hat sich gezeigt, dass der Anstieg der Signale von den ersten zu den letzten 10 s des Versuchs die Aktivität im rrPFC zu über- bzw. unterschätzen scheint. Kürzere Sequenzen (hier 20 s, die sich zusätzlich gut mit Studienergebnissen mit kurzen Versuchsdauern vergleichen lassen) bzw. das Flächenintegral über den gesamten Versuch lassen vermuten, dass sie die Funktionalität der Chromophoren besser repräsentieren können. Beide Lösungsansätze sind für die vorliegende Arbeit als Reaktion auf die non-linearen Signalverläufe einerseits und die Erfordernisse des theoretischen Ressourcenansatzes andererseits entwickelt worden. Diesen Maßen müssen entsprechend unterschiedliche Grundaussagen zugeordnet werden. Die Anstiege innerhalb der Sequenzen beinhalten den dynamischen Aspekt der Signaländerung, der die Aktivierung hier speziell im Bereich des rrPFC widerspiegelt. Die Flächenintegrale zeigen die über den gesamten Versuchsverlauf angeforderten bzw. verbrauchten Ressourcenmengen an. Beide Maße geben schließlich spezifische Informationen bzw. ergänzen sich, sodass keines der beiden eindeutig im Vorteil. D.h., die Art und Weise der Betrachtung der Signale gibt mehr oder weniger Aufschluss über die Steuerung im rrPFC.



Den Chromophoren lassen sich anhand der hier vorgestellten Experimente folgende Sensitivität zuordnen. Kurzfristige Lerneffekte lassen sich in beiden Chromophoren finden. Allerdings konnte nur das Desoxyhämoglobin trainingspezifische Unterschiede nach den Einzel- bzw. Doppelaufgabentrainings aufzeigen. Dagegen kann das Oxyhämoglobin eher Geschwindigkeitsunterschiede beim Gehen offenbaren. Inwieweit ein Chromophor dem anderen gegenüber im Vorteil ist, hängt von der Art der Signalverarbeitung ab.

Die Gleichrichtung der beider Konzentrationsänderungen scheint sich tatsächlich mit einer Umverteilung der Ressourcen (McKendrick et al., 2017) assoziieren zu lassen. In der vorliegenden Arbeit zeigt sich eine ungewöhnlich lange Phase der gleichgerichteten Aktivierung in Bedingungen, in denen auch eine unteradditive mit Automatisierung in der Doppelaufgabe verknüpfte Aktivität festgestellt werden konnte. Die Dynamik des gemeinsamen Signalabfalls und anschließenden -anstiegs ließe sich mit einer zentralen Hemmung und Weiterleitung der Anforderungen in andere Areale erklären. Dabei sind weniger Ressourcen im rrPFC erforderlich und gleichzeitig bleibt ein flexibler Zugriff zur bewussteren Einflussnahme erhalten. Allerdings kann anhand der Ergebnisse nicht eingeschätzt werden, welchen Einfluss diese Umverteilung auf die Rückverschiebung hat. Mit anderen Worten, es ist nicht klar, ob z.B. kognitive Kosten in Form von verlängerten Reaktionszeiten zu erwarten sind, selbst wenn die Verschiebung der Steuerung in andere Bereiche scheinbar ohne Doppelaufgabenkosten erfolgen konnte. Aus den Ergebnissen des Nachtests der Trainingsstudie ließe sich jedenfalls eine größere Ressourcenforderung ableiten.

Insgesamt trifft die Schlussfolgerung der Umverteilung nur auf die relativ lange und nicht auf kürzere Signalgleichrichtung zu. Obwohl die Signalverläufe häufig im Sinne einer Umverteilung der Ressourcen und somit für die Hypofrontalitätshypothese (Dietrich, 2003, 2006) interpretierbar wären, kann auf der Basis des *prädiktiven Ressourcen-Modells* keine generelle Umverteilung zur Entlastung des frontopolen Kortex festgestellt werden. Die Hypothese der Hypofrontalität ließe sich folglich nur an einer Aufgabenkombination nachweisen, d.h. wenn eine zeitdiskrete, gangsynchronisierte Arbeitsgedächtnisaufgabe auf ein relativ langsames Gangtempo trifft.

#### **10.4 Gesellschaftliche Relevanz**

Aus den Ergebnissen lassen sich nicht nur Erkenntnisse zu den Grundlagen der Informationsverarbeitung in Doppelaufgaben ableiten. Gesellschaftliches Interesse besteht vorrangig

in Anwendungsempfehlungen bzw. Interventionen. Das Umschalten der motorischen Steuerung auf Einheiten, die weniger der bewussten Steuerung unterliegen, kann je nach Klientel tatsächlich als problematisch eingestuft werden. Im Alternsgang beispielsweise könnte die verminderte sensorische Rückmeldung der Bewegung das Bedürfnis zur stärker bewussten Steuerung der Bewegung wecken, die folglich stärker mit der Steuerung der kognitiven Aufgabe (z.B. Merken der Zutaten, die aus der Speisekammer zu holen sind) interferiert. Wenn plötzlich ein Automatismus die motorische Steuerung „unterstützend“ beeinflusst, kann diese überraschende Veränderung der Bewegungsdynamik zu ungünstigen motorischen Ausgleichsreaktionen und damit zum Sturz führen.

Eine Studie von Kim, Cho und Yoo (2017) legt nahe, dass in Senioren ebenfalls Trends zur Automatisierung in bestimmten Doppelaufgabensituationen existieren und, dass auf unterschiedliche Zusatzanforderungen individuell unterschiedliche Anpassungsstrategien erfolgen. Sie ließen die älteren Probanden akustisch rhythmisiert bzw. mit einer seriellen Additionsaufgabe gehen und zeigen individuell unterschiedliche motorische Anpassungen in den Doppelaufgabensituationen.

Es ließe sich folglich überlegen, welche kognitive Selbst- bzw. Fremdinstruktion (diskret versus kontinuierlich) geeignet ist, um ausreichend Raum für motorische Steuerung zu gewährleisten. D.h., eine angemessene Interferenz in der motorisch-kognitiven Doppelaufgabensituation könnte kurzfristig die Gangsicherheit bzw. -steuerung verbessern, weil sie weniger automatisch abläuft. Hier bliebe zu definieren, welche Zusatzaufgabe eine angemessene Interferenz erzeugt.

Als ein Anwendungsbeispiel aus dem beruflichen Alltag japanischer Zugführer ließe sich das *Pointing and Calling* nennen, auch wenn dies schwer in den privaten Alltag zu transferieren ist. Durch Zeigen auf zu kontrollierende Signale bzw. Schalter und Verbalisieren dessen Zustandes werden Abläufe stärker der bewussten Steuerung unterzogen und automatische Bewegungen zur Handlungsentscheidung gehemmt. Unfälle und Personenschäden am Bahnsteig durch fehlerhafte Einschätzung der Situation werden dadurch verringert. Durch derartige intrinsisch motivierte Maßnahmen ließe sich die Kontrolle über die eigenen Bewegungen erhalten.

Andererseits können akustische oder visuelle Signale im öffentlichen Lebensraum

(z.B. Straßenverkehrsignalanlagen) so konzipiert sein, dass eine automatisierte also ungünstig beschleunigte Bewegung vermieden wird. Entweder ist das Signal deutlich häufiger oder deutlich seltener als die Kadenz zu senden, um Synchronisationseffekte zu unterbinden. Die DIN 32981 (siehe Kohaupt, 2018) für akustische Signalgeber in Fußgängerampeln sieht eine Frequenz von  $4.0 \pm 0.2$  Hz vor. In Schritten entspräche das einer Kadenz  $240 \text{ Schritten} \cdot \text{min}^{-1}$  und bei ca. 40 bis 50 cm Schrittlänge einer Ganggeschwindigkeit von 9.6 bis  $12 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ . Damit liegt die Taktung deutlich über der zu erwartenden motorischen Leistung. Ein visuelles Dauersignal kann ebenfalls die kontrollierte Bewegung erhalten, da es keine Möglichkeit der Synchronisation bietet.

Ob hingegen eine gezielte Provokation von automatisierten oder bewusst gesteuerten Bewegungen durch ein motorisch-kognitives Doppelaufgabentraining vorteilhaft ist, lässt sich nur spekulieren. Eine Trainingsstudie an Parkinsonpatienten jedenfalls unterstützt diese Annahme (Leavy, Roaldsen, Nylund, Hagströmer & Franzén, 2017). Ein adaptives Balancetraining wurde durch unterschiedliche kognitive (diskrete Aufgaben) bzw. anspruchsvolle motorische Aktivitäten (kontinuierliche Aufgaben mit Präzisionsinstruktion) erweitert. Diese Intervention wurde nicht nur als herausfordernd empfunden, sondern führte auch zu mehr Selbstständigkeit im Alltag. Die motorische Leistungsfähigkeit gesunder Senioren dagegen profitiert nicht immer von einem motorisch-kognitiven Doppelaufgabentraining (Pichierri, Wolf, Murer & de Bruin, 2011; Ghai, Ghai & Effenberg, 2017) bzw. unterscheidet sich nicht garantiert von der Leistung der Probanden, die lediglich ein kognitives Training durchgeführt haben (Zhu, Yin, Lang, He & Li, 2016). Die Trainingsaufgaben könnten hinsichtlich des neuen Erklärungsansatzes geprüft bzw. muss ein entsprechend variables Trainingskonzept erstellt und evaluiert werden, um die Wirkung zu prüfen.

Andererseits ließen sich Anwendungsfelder für die fNIRS-Technologie als Neurofeedback-Instrument entwickeln, um gewünschte Zustände zu trainieren oder unerwünschte zu unterbrechen. Wenn beispielsweise die motorisch-kognitive Synchronisation bzw. Automatisierung unerwünscht wäre, müsste der Organismus durch neue Instruktionen dazu gebracht werden, seine Motorik entweder spezifisch zu kontrollieren oder die Art der kognitiven Aufgabe würde verändert. Wenn präfrontale Ressourcen geschont werden sollen, wären folglich Anweisungen zur Umverteilung der Ressourcen zu finden und zu geben.

### **10.5 Limitationen**

Einschränkende Aspekte betreffen in diesen Studien sowohl die Leistungskomponenten als auch das neurophysiologische Korrelat.

Als erster limitierender Faktor muss angemerkt werden, dass alle Analysen der Gangparameter ohne Berücksichtigung der individuellen Beinlänge durchgeführt wurden. Die Normalisierung der Parameter an der Beinlänge, der so genannten Froude-Zahl, ließe stärker auf Gangstrategien schließen, die auf der Anthropometrie basieren. Nichtsdestotrotz provozieren die Aufgabenkombinationen generalisierbare spezifische Anpassungen.

Des Weiteren hat sich herausgestellt, dass ein Langzeittraining einer bekannten bzw. quasi automatisierten motorischen Aufgabe im Sinne eines Einzelaufgabentrainings nicht sicher möglich ist. Ohne zusätzliche Instruktion zur motorischen Aufgabe steigt die Wahrscheinlichkeit, dass die Probanden die gedankliche Freiheit stärker für Selbstinstruktionen nutzen, die experimentell kaum zu kontrollieren sind. Diesem Problem ließe sich mit einer leistungsbezogenen Instruktion bzw. Rückmeldung begegnen. Diese können jedoch nur dann erfolgen, wenn ein spezifisches Leistungsmaß für diese Aufgabe festgelegt werden kann. Beim Laufbandgehen erscheint diese Forderung zunächst problematisch, da die Bedeutung der Variabilität in der posturalen Kontrolle im Allgemeinen oder beim Gehen im Speziellen noch unklar ist. Andererseits könnten die Kadenz oder das Gangverhältnis durch spezifische, individuelle Rückmeldungen manipuliert werden, um die Auswirkung auf die Doppelaufgabenverarbeitung zu untersuchen.

In keinem der Experimente lassen sich kognitive Doppelaufgabeneffekte finden. Ein Grund dafür können die komplexen Designs der Untersuchungen sein. Die zum Teil nicht komplett ausbalancierten Designs erfordern nachträgliche Korrekturen der kognitiven Leistung anhand eines Regressionsmodells, das die Gefahr der Fehleinschätzung der Residualvarianz birgt.

Mit einem Ein-Kanal-NIRS-System ist die Observation der kortikalen Aktivität stark limitiert. Obwohl der Vorteil darin liegt, gezielt einzelne Komponenten der Signale betrachten und damit auch die parametrische Weiterverarbeitung kontrollieren zu können, lassen sich ausschließlich lokale Veränderungen der Aktivität berichten. Eine Verschiebung der Aktivität in bzw. Interaktion mit anderen Bereichen des Großhirns bleibt lediglich eine Annahme,

deren zeitliche und räumliche Koppelung nicht ohne weitere Detektoren geprüft werden kann (Wolf et al., 2011; Derosière et al., 2014). Dabei ist die Platzierung des Sensors über dem zu beobachtenden Areal unsicher. Zwar wurde durch den Einsatz einer EEG-Kappe die Orientierung am Kopf standardisiert, allerdings gibt es keine anatomische Aufnahme, die die Platzierung über dem Areal verifiziert. Da der rrPFC (BA 10) ein großes stirnfüllendes Areal ist, das in posteriorer Richtung vom BA 9 und in anteriorer Richtung vom BA 11 begrenzt wird, die durch die Sensorbeschaffenheit messtechnisch nicht erfasst werden können, sollten die Ergebnisse aus dem rrPFC-Areal stammen. Individuelle Abweichungen durch Messwiederholungen an verschiedenen Tagen sollten außerdem keine inhaltlichen Diskrepanzen erzeugen. Dazu trägt bei, dass sich der Detektor in Reihe mit drei Lichtquellen in einem kompakten Gehäuse befinden, deren abgeleitete Signale gemittelt in die Analyse eingehen.

Ein weiterer Kritikpunkt betrifft die konstanten Ruhe- bzw. Aufgabenintervalle, wodurch die Wahrscheinlichkeit von Resonanzeffekten bzw. einer Koinzidenz der fNIRS-Signale mit Frequenzen anderer physiologischer Faktoren steigt (Wolf et al., 2011). Um diesen Punkt für die vorliegenden Daten abzuschwächen, sei erwähnt, dass die Startzeiten der motorischen Aufgabe sowohl im Einzel- als auch im Doppelaufgabenkontext variieren und damit eine zeitlich schlechtere Prädiktion des eigentlichen Versuchsstarts bewirken können.

### **10.6 Schlussfolgerung und Ausblick**

Diese Arbeit fokussiert auf der generellen Interaktionen zwischen zyklisch-motorischer und kognitiver Aufgabe im Doppelaufgabenparadigma und nutzt die Änderung der präfrontalen Hämoglobinkonzentration als Indikator der Verarbeitungsmechanismen.

Insgesamt lässt sich annehmen, dass eine Erhöhung der Kadenz in motorisch-kognitiven Doppelaufgaben stattfindet, wenn die kognitive Aufgabe mit der motorischen Aufgabe synchronisiert werden kann und das Bewegungstempo langsamer ist als präferiert. Allerdings lässt sich nicht in jedem Fall ein Automatismus als Ursache nachweisen. Stattdessen scheint die Doppelaufgabenverarbeitungsmatrix auf der Basis des *prädiktiven Ressourcen-Modells* in der Lage zu sein, unterschiedliche Verarbeitungsmodalitäten im frontopolaren Kortex aufzudecken. Dadurch wird deutlich, dass keine gesicherten Rückschlüsse auf kortikale und subkortikale Steuerungsprozesse in der Doppelaufgabenverarbeitung gezogen werden kön-

nen, wenn ausschließlich die Leistung beobachtet wird. Unklar bleibt zwar weiterhin die spezifische Bedeutung der lokalen Konzentrationsänderung des Oxy- und Desoxyhämoglobins. Jedoch kann festgehalten werden, dass beide Chromophoren in motorisch-kognitiven Doppelaufgaben unterschiedlich wirksam sind.

In zukünftiger Forschung sind einerseits Replikationen der Ergebnisse und andererseits gezielte Untersuchungen auf der Subjektebene, um individuelle Verarbeitungsstrategien zu erforschen, ebenso wichtig wie die Prüfung des Modells an Klientel mit neurologischen Einschränkungen wie z.B. Parkinson-Patienten oder gangunsichere Senioren.

**Literaturverzeichnis**

- Abbud, G. A. C., Li, K. Z. H. & DeMont, R. G. (2009). Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli. *Gait & Posture*, 30(2), 227–232. DOI:10.1016/j.gaitpost.2009.05.013
- Abdolvahab, M. (2015). Gait transition dynamics are modulated by concurrent cognitive activity. *Attention, Perception & Psychophysics*, 77(7), 2502–2506. DOI:10.3758/s13414-015-0934-1
- Abernethy, B., Hanna, A. & Plooy, A. (2002). The attentional demands of preferred and non-preferred gait patterns. *Gait & Posture*, 15(3), 256–265.
- Adolph, K. E., Vereijken, B. & Shrout, P. E. (2003). What changes in infant walking and why. *Child Development*, 74(2), 475–497.
- Altmann, L. J. P., Stegemöller, E., Hazamy, A. A., Wilson, J. P., Okun, M. S., McFarland, N. R., . . . Hass, C. J. (2015). Unexpected dual task benefits on cycling in Parkinson disease and healthy adults: a neuro-behavioral model. *PloS One*, 10(5). DOI:10.1371/journal.pone.0125470
- Al-Yahya, E., Dawes, H., Collett, J., Howells, K., Izadi, H., Wade, D. T. & Cockburn, J. (2009). Gait adaptations to simultaneous cognitive and mechanical constraints. *Experimental Brain Research*, 199(1), 39–48. DOI:10.1007/s00221-009-1968-1
- Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K. & Cockburn, J. (2011). Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 35(3), 715–728. DOI:10.1016/j.neubiorev.2010.08.008
- Annac, E., Zang, X., Mueller, H. J. & Geyer, T. (2019). A secondary task is not always costly: Context-based guidance of visual search survives interference from a demanding working memory task. *British Journal of Psychology*, 110(2), 381–399. DOI:10.1111/bjop.12346
- Atsumori, H., Kiguchi, M., Katura, T., Funane, T., Obata, A., Sato, H., . . . Kubota, K. (2010). Noninvasive imaging of prefrontal activation during attention-demanding tasks performed while walking using a wearable optical topography system. *Journal of Biomedical Optics*, 15(4), 46002. DOI:10.1117/1.3462996
- Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H. & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*, 49(14), 1527–1537. DOI:10.1080/00140130600757237
- Beilock, S. L., Carr, T. H., MacMahon, C. & Starkes, J. L. (2002). When paying attention becomes counterproductive: impact of divided versus skill-focused attention on novice and experienced performance of sensorimotor skills. *Journal of Experimental Psychology*, 8(1), 6–16.
- Bernštejn, N. A. (1975). *Bewegungsphysiologie. Sportmedizinische Schriftenreihe: Vol. 9.* Leipzig: Johann Ambrosius Barth.
- Bertram, J. E. & Ruina, A. (2001). Multiple walking speed-frequency relations are predicted by constrained optimization. *Journal of Theoretical Biology*, 209(4), 445–453. DOI:10.1006/jtbi.2001.2279
- Bertram, J. E. A. (2005). Constrained optimization in human walking: cost minimization and gait plasticity. *The Journal of Experimental Biology*, 208(6), 979–991. DOI:10.1242/jeb.01498

- Beurskens, R. & Bock, O. (2012). Age-related deficits of dual-task walking: a review. *Neural Plasticity*, 2012, 131608. DOI:10.1155/2012/131608
- Bloem, B. R., Valkenburg, V. V., Slabbekoorn, M. & Willemsen, M. D. (2001). The Multiple Tasks Test - Development and normal strategies. *Gait & Posture*, 14(3), 191–202.
- Boas, D. A., Gaudette, T., Strangman, G., Cheng, X., Marota, J. J. & Mandeville, J. B. (2001). The accuracy of near infrared spectroscopy and imaging during focal changes in cerebral hemodynamics. *NeuroImage*, 13(1), 76–90. DOI:10.1006/nimg.2000.0674
- Boisgontier, M. P., Beets, I. A. M., Duysens, J., Nieuwboer, A., Krampe, R. T. & Swinnen, S. P. (2013). Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 37(8), 1824–1837. DOI:10.1016/j.neubiorev.2013.07.014
- Bonetti, L. V., Hassan, S. A., Lau, S.-T., Melo, L. T., Tanaka, T., Patterson, K. K. & Reid, W. D. (2019). Oxyhemoglobin changes in the prefrontal cortex in response to cognitive tasks: a systematic review. *International Journal of Neuroscience*, 129(2), 195–203. DOI:10.1080/00207454.2018.1518906
- Bostan, A. C. & Strick, P. L. (2018). The basal ganglia and the cerebellum: nodes in an integrated network. *Nature Reviews. Neuroscience*, 19(6), 338–350. DOI:10.1038/s41583-018-0002-7
- Brigadoi, S., Ceccherini, L., Cutini, S., Scarpa, F., Scatturin, P., Selb, J., ... Cooper, R. J. (2014). Motion artifacts in functional near-infrared spectroscopy: a comparison of motion correction techniques applied to real cognitive data. *NeuroImage*, 85(1), 181–191. DOI:10.1016/j.neuroimage.2013.04.082
- Burgess, P.W., Simons, J.S., Dumontheil, I. & Gilbert, S.J. (2005). The gateway hypothesis of rostral prefrontal cortex (area 10) function. In P. McLeod, J. Duncan & L. Phillips (Hrsg.), *Measuring the mind: Speed, control, and age*. Oxford: Oxford University Press.
- Buxton, R. B. (2012). Dynamic models of BOLD contrast. *NeuroImage*, 62(2), 953–961. DOI:10.1016/j.neuroimage.2012.01.012
- Carpinella, I., Crenna, P., Rabuffetti, M. & Ferrarin, M. (2010). Coordination between upper- and lower-limb movements is different during overground and treadmill walking. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1), 71–82. DOI:10.1007/s00421-009-1168-5
- Chang, Y. K., Labban, J. D., Gapin, J. I. & Etnier, J. L. (2012). The effects of acute exercise on cognitive performance: A meta-analysis. *Brain Research*, 1453, 87–101. DOI:10.1016/j.brainres.2012.02.068
- Clark, D. J. (2015). Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9, 246. DOI:10.3389/fnhum.2015.00246
- Cooper, R. J., Selb, J., Gagnon, L., Phillip, D., Schytz, H. W., Iversen, H. K., ... Boas, D. A. (2012). A systematic comparison of motion-artifact correction techniques for functional near-infrared spectroscopy. *Frontiers in Neuroscience*, 6, 147. DOI:10.3389/fnins.2012.00147
- Cui, X., Bray, S., Bryant, D. M., Glover, G. H. & Reiss, A. L. (2011). A quantitative comparison of NIRS and fMRI across multiple cognitive tasks. *NeuroImage*, 54(4), 2808–2821. DOI:10.1016/j.neuroimage.2010.10.069



- Cui, X., Bray, S. & Reiss, A. L. (2010). Functional near infrared spectroscopy (NIRS) signal improvement based on negative correlation between oxygenated and deoxygenated hemoglobin dynamics. *NeuroImage*, 49(4), 3039–3046. DOI:10.1016/j.neuroimage.2009.11.050
- Daniels, G. L. & Newell, K. M. (2003). Attentional focus influences the walk-run transition in human locomotion. *Biological Psychology*, 63(2), 163–178.
- Dean, J. C., Alexander, N. B. & Kuo, A. D. (2007). The effect of lateral stabilization on walking in young and old adults. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 54(11), 1919–1926. DOI:10.1109/TBME.2007.901031
- Diedrich, F. J. & Warren, W. H. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance*, 21(1), 183–202.
- Diedrich, F. J. & Warren, W. H. (1998). The dynamics of gait transitions: effects of grade and load. *Journal of Motor Behavior*, 30(1), 60–78. DOI:10.1080/00222899809601323
- Dietrich, A. (2003). Functional neuroanatomy of altered states of consciousness: the transient hypofrontality hypothesis. *Consciousness and Cognition*, 12(2), 231–256.
- Dietrich, A. (2006). Transient hypofrontality as a mechanism for the psychological effects of exercise. *Psychiatry Research*, 145(1), 79–83. DOI:10.1016/j.psychres.2005.07.033
- Derosière, G., Dalhoumi, S., Perrey, S., Dray, G. & Ward, T. (2014). Towards a near infrared spectroscopy-based estimation of operator attentional state. *PloS One*, 9(3). DOI:10.1371/journal.pone.0092045
- Doeringer, J. A. & Hogan, N. (1998). Intermittency in preplanned elbow movements persists in the absence of visual feedback. *Journal of Neurophysiology*, 80(4), 1787–1799. DOI:10.1152/jn.1998.80.4.1787
- Donker, S. F., Beek, P. J., Wagenaar, R. C. & Mulder, T. (2001). Coordination between arm and leg movements during locomotion. *Journal of Motor Behavior*, 33(1), 86–102. DOI:10.1080/00222890109601905
- Donker, S. F., Mulder, T., Nienhuis, B. & Duysens, J. (2002). Adaptations in arm movements for added mass to wrist or ankle during walking. *Experimental Brain Research*, 146(1), 26–31. DOI:10.1007/s00221-002-1145-2
- Doyon, J., Bellec, P., Amsel, R., Penhune, V., Monchi, O., Carrier, J., . . . Benali, H. (2009). Contributions of the basal ganglia and functionally related brain structures to motor learning. *Behavioural Brain Research*, 199(1), 61–75. DOI:10.1016/j.bbr.2008.11.012
- Ducharme, S. W., Sands, C. J., Moore, C. C., Aguiar, E. J., Hamill, J. & Tudor-Locke, C. (2018). Changes to gait speed and the walk ratio with rhythmic auditory cuing. *Gait & Posture*, 66, 255–259. DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.09.006
- Egerton, T., Danoudis, M., Huxham, F. & Iansek, R. (2011). Central gait control mechanisms and the stride length - cadence relationship. *Gait & Posture*, 34(2), 178–182. DOI:10.1016/j.gaitpost.2011.04.006
- Fekete, T., Rubin, D., Carlson, J. M. & Mujica-Parodi, L. R. (2011). The NIRS Analysis Package: noise reduction and statistical inference. *PloS One*, 6(9). DOI:10.1371/journal.pone.0024322

- Ferreira-Pinto, M. J., Ruder, L., Capelli, P. & Arber, S. (2018). Connecting Circuits for Supraspinal Control of Locomotion. *Neuron*, 100(2), 361–374. DOI:10.1016/j.neuron.2018.09.015
- Fodor, J. A. (1985). Precis of the modularity of mind. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 1–5.
- Fraizer, E. V. & Mitra, S. (2008). Methodological and interpretive issues in posture-cognition dual-tasking in upright stance. *Gait & Posture*, 27(2), 271–279. DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.04.002
- Fraser, S. A., Li, K. Z. H., DeMont, R. G. & Penhune, V. B. (2007). Effects of balance status and age on muscle activation while walking under divided attention. *Journals of Gerontology*, 62(3), 171–178. DOI:10.1093/geronb/62.3.p171
- Ghai, S., Ghai, I. & Effenberg, A. O. (2017). Effects of dual tasks and dual-task training on postural stability: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Interventions in Aging*, 12, 557–577. DOI:10.2147/CIA.S125201
- Goodale, M. A., Pelisson, D. & Prablanc, C. (1986). Large adjustments in visually guided reaching do not depend on vision of the hand or perception of target displacement. *Nature*, 320(6064), 748–750. DOI:10.1038/320748a0
- Gopher, D. & Navon, D. (1980). How is performance limited - testing the notion of central capacity. *Acta Psychologica*, 46(3), 161–180.
- Grillner, S. & Zangger, P. (1974). Locomotor movements generated by deafferented spinal cord. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91(3), A38-A39.
- Grillner, S. & Zangger, P. (1975). How detailed is the central pattern generation for locomotion? *Brain Research*, 88(2), 367–371. DOI:10.1016/0006-8993(75)90401-1
- Hak, L., Houdijk, H., Beek, P. J. & van Dieën, J. H. (2013). Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability. *PloS One*, 8(12). DOI:10.1371/journal.pone.0082842
- Hak, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., Mert, A., van der Wurff, P., Beek, P. J. & van Dieën, J. H. (2012). Speeding up or slowing down? Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait & Posture*, 36(2), 260–264. DOI:10.1016/j.gaitpost.2012.03.005
- Hak, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., Mert, A., van der Wurff, P., Beek, P. J. & van Dieën, J. H. (2013). Stepping strategies for regulating gait adaptability and stability. *Journal of Biomechanics*, 46(5), 905–911. DOI:10.1016/j.jbiomech.2012.12.017
- Hamacher, D., Herold, F., Wiegel, P., Hamacher, D. & Schega, L. (2015). Brain activity during walking: A systematic review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 57, 310–327. DOI:10.1016/j.neubiorev.2015.08.002
- Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2, 19. DOI:10.1186/1743-0003-2-19
- Herff, C., Heger, D., Fortmann, O., Hennrich, J., Putze, F. & Schultz, T. (2014). Mental workload during n-back task-quantified in the prefrontal cortex using fNIRS. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7. DOI:10.3389/fnhum.2013.00935
- Herold, F., Wiegel, P., Scholkmann, F., Thiers, A., Hamacher, D. & Schega, L. (2017). Functional near-infrared spectroscopy in movement science: a systematic review on cortical

- activity in postural and walking tasks. *Neurophotonics*, 4(4), 41403. DOI:10.1117/1.NPh.4.4.041403
- Hogan, N. & Sternad, D. (2007). On rhythmic and discrete movements: reflections, definitions and implications for motor control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 13–30. DOI:10.1007/s00221-007-0899-y
- Holtzer, R., Mahoney, J. R., Izzetoglu, M., Izzetoglu, K., Onaral, B., & Verghese, J. (2011). fNIRS study of walking and walking while talking in young and old individuals. *Journals of Gerontology*, 66(8), 879–887. DOI:10.1093/gerona/qlr068
- Huestegge, L. & Koch, I. (2014). When two actions are easier than one: how inhibitory control demands affect response processing. *Acta Psychologica*, 151, 230–236. DOI:10.1016/j.actpsy.2014.07.001
- Hunger, H. & Leopold, D. (1978). *Identifikation*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Johannsen, L., Li, K. Z. H., Chechlacz, M., Bibi, A., Kourtzi, Z. & Wing, A. M. (2013). Functional neuroimaging of the interference between working memory and the control of periodic ankle movement timing. *Neuropsychologia*, 51(11), 2142–2153. DOI:10.1016/j.neuropsychologia.2013.07.009
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. Prentice Hall series in experimental psychology. Englewood Cliffs: Prentice Hall.
- Kalron, A. (2016). Construct validity of the walk ratio as a measure of gait control in people with multiple sclerosis without mobility aids. *Gait & Posture*, 47, 103–107. DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.04.015
- Kang, H. G. & Dingwell, J. B. (2008). Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture*, 27(4), 572–577. DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.07.009
- Kim, D., Pu, X., Woo, N. & Gill, S. V. (2018). Changes in motor actions in the face of varying task constraints. *Gait & Posture*, 66, 1–6. DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.08.009
- Kim, S. J., Cho, S.-R. & Yoo, G. E. (2017). The Applicability of Rhythm-Motor Tasks to a New Dual Task Paradigm for Older Adults. *Frontiers in Neurology*, 8, 671. DOI:10.3389/fneur.2017.00671
- Klarner, T. & Zehr, E. P. (2018). Sherlock Holmes and the curious case of the human locomotor central pattern generator. *Journal of Neurophysiology*, 120(1), 53–77. DOI:10.1152/jn.00554.2017
- 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), 415–422. DOI:10.1016/j.neuroimage.2013.04.070
- Kohaupt, B. (2018, Juni). DIN 32981 Einrichtungen für blinde und sehbehinderte Menschen an Straßenverkehrs-Signalanlagen (SVA) — Anforderungen. Abgerufen am 24. September 2019, von <https://nullbarriere.de/din32981-signalgeber.htm>
- Künzell, S., Sießmeir, D. & Ewolds, H. (2016). Validation of the continuous tracking paradigm for studying implicit motor learning. *Experimental Psychology*, 63, 318–325. DOI:10.1027/1618-3169/a000343

- Kung, S. M., Fink, P. W., Legg, S. J., Ali, A. & Shultz, S. P. (2018). What factors determine the preferred gait transition speed in humans? A review of the triggering mechanisms. *Human Movement Science*, 57, 1–12. DOI:10.1016/j.humov.2017.10.023
- La Fougère, C., Zwergal, A., Rominger, A., Förster, S., Fesl, G., Dieterich, M., . . . Jahn, K. (2010). Real versus imagined locomotion: a 18F-FDG PET-fMRI comparison. *NeuroImage*, 50(4), 1589–1598. DOI:10.1016/j.neuroimage.2009.12.060
- LaFiandra, M., Wagenaar, R. C., Holt, K. G. & Obusek, J. P. (2003). How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *Journal of Biomechanics*, 36(1), 87–95.
- Lamberg, E. M. & Muratori, L. M. (2012). Cell phones change the way we walk. *Gait & Posture*, 36(3), 655. DOI:10.1016/j.gaitpost.2012.06.004
- Langhanns, C. & Müller, H. (2018a). Effects of trying 'not to move' instruction on cortical load and concurrent cognitive performance. *Psychological Research*, 82(1), 167–176. DOI:10.1007/s00426-017-0928-9
- Langhanns, C. & Müller, H. (2018b). Empirical Support for 'Hastening-Through-Re-Automation' by Contrasting Two Motor-Cognitive Dual Tasks. *Frontiers in Psychology*, 9, 714. DOI:10.3389/fpsyg.2018.00714
- Laurent, M. & Pailhous, J. (1986). A note on modulation of gait in man - Effects of constraining stride length and frequency. *Human movement science*, 5(4), 333–343.
- Leavy, B., Roaldsen, K. S., Nylund, K., Hagströmer, M. & Franzén, E. (2017). "Pushing the limits": Rethinking motor and cognitive resources after a highly challenging balance training program for Parkinson disease. *Physical Therapy*, 97(1), 81–89. DOI:10.2522/ptj.20160090
- Lewis, P. A. & Miall, R. C. (2003). Distinct systems for automatic and cognitively controlled time measurement: evidence from neuroimaging. *Current Opinion in Neurobiology*, 13(2), 250–255.
- Li, K. Z. H., Abbud, G. A., Fraser, S. A. & Demont, R. G. (2012). Successful adaptation of gait in healthy older adults during dual-task treadmill walking. *Neuropsychology, Development, and Cognition*, 19(1-2), 150–167. DOI:10.1080/13825585.2011.628375
- Lim, J., Amado, A., Sheehan, L. & van Emmerik, R. E. A. (2015). Dual task interference during walking: The effects of texting on situational awareness and gait stability. *Gait & Posture*, 42(4), 466–471. DOI:10.1016/j.gaitpost.2015.07.060
- Lövdén, M., Schaefer, S., Pohlmeier, A. E. & Lindenberger, U. (2008). Walking variability and working-memory load in aging: a dual-process account relating cognitive control to motor control performance. *The Journals of Gerontology*, 63(3), 121–8.
- Manzey, D. (1988). *Determinanten der Aufgabeninterferenz bei Doppeltätigkeiten und resourcentheoretische Modellvorstellungen in der Kognitiven Psychologie*. Zugl.: Kiel, Univ., Diss. : 1988. *Forschungsbericht / Deutsche Forschungs- und Versuchsanstalt für Luft- und Raumfahrt, DFVLR: 88-14*. Köln: Wissenschaftl. Berichtswesen d. DFVLR.
- McKendrick, R., Ayaz, H., Olmstead, R. & Parasuraman, R. (2014). Enhancing dual-task performance with verbal and spatial working memory training: Continuous monitoring of cerebral hemodynamics with NIRS. *NeuroImage*, 85, 1014–1026. DOI:10.1016/j.neuroimage.2013.05.103

- McKendrick, R., Mehta, R., Ayaz, H., Scheldrup, M. & Parasuraman, R. (2017). Prefrontal hemodynamics of physical activity and environmental complexity during cognitive work. *Human Factors*, 59(1), 147–162. DOI:10.1177/0018720816675053
- McLeod, P., Duncan, J. & Phillips, L. (Hrsg.). (2005). *Measuring the mind: Speed, control, and age*. Oxford: Oxford University Press.
- Meester, D., Al-Yahya, E., Dawes, H., Martin-Fagg, P. & Piñon, C. (2014). Associations between prefrontal cortex activation and H-reflex modulation during dual task gait. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 78. DOI:10.3389/fnhum.2014.00078
- Meinel, K. & Schnabel, G. (1998). *Bewegungslehre - Sportmotorik: Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (10., durchges. und aktualisierte Aufl.). München: Südwest-Verl.
- Mendonça, C., Oliveira, M., Fontes, L. & Santos, J. (2014). The effect of instruction to synchronize over step frequency while walking with auditory cues on a treadmill. *Human Movement Science*, 33, 33–42. DOI:10.1016/j.humov.2013.11.006
- Mirelman, A., Maidan, I., Bernad-Elazari, H., Nieuwhof, F., Reelick, M., Giladi, N. & Hausdorff, J. M. (2014). Increased frontal brain activation during walking while dual tasking: an fNIRS study in healthy young adults. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11, 85. DOI:10.1186/1743-0003-11-85
- 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), 49–100. DOI:10.1006/cogp.1999.0734
- Mulder, T., Zijlstra, W. & Geurts, A. (2002). Assessment of motor recovery and decline. *Gait & Posture*, 16(2), 198–210.
- Murakami, R. & Otaka, Y. (2017). Estimated lower speed boundary at which the walk ratio constancy is broken in healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(4), 722–725. DOI:10.1589/jpts.29.722
- Newell, K. M., Liu, Y. T. & Mayer-Kress, G. (2001). Time scales in motor learning and development. *Psychological Review*, 108(1), 57–82.
- Noteboom, J. T., Fleshner, M. & Enoka, R. M. (2001). Activation of the arousal response can impair performance on a simple motor task. *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 821–831. DOI:10.1152/jappl.2001.91.2.821
- Obrig, H., Neufang, M., Wenzel, R., Kohl, M., Steinbrink, J., Einhäupl, K. & Villringer, A. (2000). Spontaneous low frequency oscillations of cerebral hemodynamics and metabolism in human adults. *NeuroImage*, 12(6), 623–639. DOI:10.1006/nimg.2000.0657
- Obrig, H. & Villringer, A. (2003). Beyond the visible-imaging the human brain with light. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 23(1), 1–18. DOI:10.1097/01.WCB.0000043472.45775.29
- Oertel, W. H. (2012). Grundlagen der Bewegungserkrankungen. In W. H. Oertel, G. Deuschl & W. Poewe (Hrsg.), *Parkinson-Syndrome und andere Bewegungsstörungen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. DOI:10.1055/b-0034-41449
- Oertel, W. H., Deuschl, G. & Poewe, W. (Hrsg.). (2012). *Parkinson-Syndrome und andere Bewegungsstörungen*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, *9*(1), 97–113.
- Osaki, Y., Kunin, M., Cohen, B. & Raphan, T. (2008). Relative contribution of walking velocity and stepping frequency to the neural control of locomotion. *Experimental Brain Research*, *185*(1), 121–135. DOI:10.1007/s00221-007-1139-1
- Park, S.-W., Marino, H., Charles, S. K., Sternad, D. & Hogan, N. (2017). Moving slowly is hard for humans: limitations of dynamic primitives. *Journal of Neurophysiology*, *118*(1), 69–83. DOI:10.1152/jn.00643.2016
- Papegaaij, S., Hortobágyi, T., Godde, B., Kaan, W. A., Erhard, P. & Voelcker-Rehage, C. (2017). Neural correlates of motor-cognitive dual-tasking in young and old adults. *PLoS One*, *12*(12). DOI:10.1371/journal.pone.0189025
- Pashler, H. (1984). Processing stages in overlapping tasks - Evidence for a central bottleneck. *Journal of Experimental Psychology, Human Perception and Performance*, *10*(3), 358–377.
- Perdue, K. L., Westerlund, A., McCormick, S. A. & Nelson, C. A. (2014). Extraction of heart rate from functional near-infrared spectroscopy in infants. *Journal of Biomedical Optics*, *19*(6), 67010. DOI:10.1117/1.JBO.19.6.067010
- Pichierri, G., Wolf, P., Murer, K. & Bruin, E. D. de (2011). Cognitive and cognitive-motor interventions affecting physical functioning: a systematic review. *BMC Geriatrics*, *11*, 29. DOI:10.1186/1471-2318-11-29
- Plummer, P. & Eskes, G. (2015). Measuring treatment effects on dual-task performance: a framework for research and clinical practice. *Frontiers in Human Neuroscience*, *9*, 225. DOI:10.3389/fnhum.2015.00225
- Reissland, J. & Manzey, D. (2016). Serial or overlapping processing in multitasking as individual preference: Effects of stimulus preview on task switching and concurrent dual-task performance. *Acta psychologica*, *168*, 27–40. DOI:10.1016/j.actpsy.2016.04.010
- Remy, F., Wenderoth, N., Lipkens, K. & Swinnen, S. P. (2010). Dual-task interference during initial learning of a new motor task results from competition for the same brain areas. *Neuropsychologia*, *48*(9), 2517–2527. DOI:10.1016/j.neuropsychologia.2010.04.026
- Rodrigo, A. H., Di Domenico, S. I., Ayaz, H., Gulrajani, S., Lam, J. & Ruocco, A. C.. (2014). Differentiating functions of the lateral and medial prefrontal cortex in motor response inhibition. *NeuroImage*, *85*(1), 423–431. DOI:10.1016/j.neuroimage.2013.01.059
- Rosenbaum, D. A., Vaughan, J., Barnes, H. J. & Jorgensen, M. J. (1992). Time course of movement planning: selection of handgrips for object manipulation. *Journal of Experimental Psychology. Learning, Memory, and Cognition*, *18*(5), 1058–1073.
- Rosenblatt, N. J. & Grabiner, M. D. (2010). Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait & Posture*, *31*(3), 380–384. DOI:10.1016/j.gaitpost.2010.01.002
- Ruthruff, E., van Selst, M., Johnston, J. C. & Remington, R. (2006). How does practice reduce dual-task interference: integration, automatization, or just stage shortening? *Psychological Research*, *70*(2), 125–142. DOI:10.1007/s00426-004-0192-7
- Schaefer, S. (2014). The ecological approach to cognitive-motor dual tasking: findings on the effects of expertise and age. *Frontiers in Psychology*, *5*, 1167. DOI:10.3389/fpsyg.2014.01167

- Schaefer, S., Jagenow, D., Verrel, J. & Lindenberger, U. (2015). The influence of cognitive load and walking speed on gait regularity in children and young adults. *Gait & Posture*, 41(1), 258–262. DOI:10.1016/j.gaitpost.2014.10.013
- Schaefer, S. & Lindenberger, U. (2013). Thinking while walking: experienced high-heel walkers flexibly adjust their gait. *Frontiers in Psychology*, 4, 316. DOI:10.3389/fpsyg.2013.00316
- Schaefer, S., Lövdén, M., Wieckhorst, B. & Lindenberger, U. (2010). Cognitive performance is improved while walking: Differences in cognitive–sensorimotor couplings between children and young adults. *European Journal of Developmental Psychology*, 7(3), 371–389. DOI:10.1080/17405620802535666
- Schneider, W. & Chein, J. M. (2003). Controlled & automatic processing: Behavior, theory, and biological mechanisms. *Cognitive Science*, 27(3), 525–559. DOI:10.1016/S0364-0213(03)00011-9
- 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). DOI:10.1117/1.JBO.18.10.105004
- Schubert, M., Bohner, C., Berger, W., Sprundel, M. v. & Duysens, J. E. J. (2003). The role of vision in maintaining heading direction: effects of changing gaze and optic flow on human gait. *Experimental Brain Research*, 150(2), 163–173. DOI:10.1007/s00221-003-1390-z
- Sekiya & Nagasaki. (1998). Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest reliability of the walk ratio (step-length/step-rate). *Gait & Posture*, 7(3), 225–227.
- Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H. & Furuna, T. (1997). Optimal walking in terms of variability in step length. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(5), 266–272. DOI:10.2519/jospt.1997.26.5.266
- Shiffrin, R. M. & Schneider, W. (2016). Attention and Automatism. In R. J. Sternberg, S. T. Fiske, D. J. Foss, R. J. Sternberg, S. T. Fiske & D. J. Foss (Hrsg.), *Scientists Making a Difference* (S. 104–107). Cambridge: Cambridge University Press.
- Shin, J. C. & Rosenbaum, D. A. (2002). Reaching while calculating: scheduling of cognitive and perceptual-motor processes. *Journal of Experimental Psychology. General*, 131(2), 206–219.
- Sternberg, R. J., Fiske, S. T. & Foss, D. J. (Hrsg.). (2016). *Scientists Making a Difference: One Hundred Eminent Behavioral and Brain Scientists Talk about Their Most Important Contributions*. Cambridge: Cambridge University Press. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1017/CBO9781316422250>
- 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), 600–607. DOI:10.1016/j.neuroimage.2007.08.044
- Suzuki, M., Miyai, I., Ono, T., Oda, I., Konishi, I., Kochiyama, T. & Kubota, K. (2004). Prefrontal and premotor cortices are involved in adapting walking and running speed on the treadmill: an optical imaging study. *NeuroImage*, 23(3), 1020–1026. DOI:10.1016/j.neuroimage.2004.07.002

- Szameitat, A. J., Schubert, T., Müller, K. & Cramon, D. Y. von (2002). Localization of executive functions in dual-task performance with fMRI. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 14(8), 1184–1199. DOI:10.1162/089892902760807195
- Szmales, A. & Vandierendonck, A. (2007). Estimating the executive demands of a one-back choice reaction time task by means of the selective interference paradigm. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 60(8), 1116–1139. DOI:10.1080/17470210600896484
- Tachtsidis, I. & Scholkmann, F. (2016). False positives and false negatives in functional near-infrared spectroscopy: issues, challenges, and the way forward. *Neurophotonics*, 3(3), 31405. DOI:10.1117/1.NPh.3.3.031405
- Tadel, F., Baillet, S., Mosher, J. C., Pantazis, D. & Leahy, R. M. (2011). Brainstorm: A User-Friendly Application for MEG/EEG Analysis. *Computational Intelligence and Neuroscience*. DOI:10.1155/2011/879716
- Vitorio, R., Stuart, S., Rochester, L., Alcock, L. & Pantall, A. (2017). fNIRS response during walking - Artefact or cortical activity? A systematic review. *Neuroscience and Behavioral Reviews*, 83, 160–172. DOI:10.1016/j.neubiorev.2017.10.002
- Wager, T. D. & Smith, E. E. (2003). Neuroimaging studies of working memory: A meta-analysis. *Cognitive Affective & Behavioral Neuroscience*, 3(4), 255–274.
- Wickens, C. D. (1976). The effects of divided attention on information processing in manual tracking. *Journal of Experimental Psychology*, 2(1), 1–13.
- Wickens, C. D. (2008). Multiple resources and mental workload. *Human Factors*, 50(3), 449–455. DOI:10.1518/001872008X288394
- Wolf, U., Toronov, V., Choi, J. H., Gupta, R., Michalos, A., Grafton, E. & Wolf, M. (2011). Correlation of functional and resting state connectivity of cerebral oxy-, deoxy-, and total hemoglobin concentration changes measured by near-infrared spectrophotometry. *Journal of Biomedical Optics*, 16(8). DOI:10.1117/1.3615249
- Wu, T., Liu, J., Hallett, M., Zheng, Z. & Chan, P. (2013). Cerebellum and integration of neural networks in dual-task processing. *NeuroImage*, 65, 466–475. DOI:10.1016/j.neuroimage.2012.10.004
- Yang, F. & King, G. A. (2016). Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 31, 81–87.
- Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M. & Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Movement Disorders*, 23(3), 329–42. DOI:10.1002/mds.21720
- Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M. & Giladi, N. (2012). Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. *Movement Disorders*, 27(6), 765–770. DOI:10.1002/mds.24963

<https://nullbarriere.de/din32981-signalgeber.html>. Zuletzt abgerufen am 24.09.2019



### **Aktuelle Publikationsliste**

- Krüger, B., Bischoff, M., Blecker, C., **Langhanns, C.**, Kindermann, S., Sauerbier, I., ... (2014). Parietal and premotor cortices: Activation reflects imitation accuracy during observation, delayed imitation and concurrent imitation. *NeuroImage*, *100*, 39–50.
- Langhanns, C.** & Müller, H. (2018). Effects of trying 'not to move' instruction on cortical load and concurrent cognitive performance. *Psychological Research*, *82*(1), 167–176. DOI:10.1007/s00426-017-0928-9
- Langhanns, C.** & Müller, H. (2018). Empirical Support for 'Hastening-Through-Re-Automatization' by Contrasting Two Motor-Cognitive Dual Tasks. *Frontiers in Psychology*, *9*, 714. DOI:10.3389/fpsyg.2018.00714

### **Erklärung zur Eigenständigkeit und Wissenschaftlichkeit**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht.

Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt.

Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde.

Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.

---

Datum, Ort

---

Unterschrift